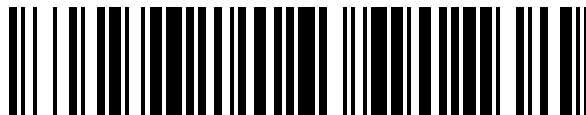


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **1 289 781**

21 Número de solicitud: 202032695

51 Int. Cl.:

A45B 3/08 (2006.01)

A45B 9/02 (2006.01)

12

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

22 Fecha de presentación:

16.12.2020

43 Fecha de publicación de la solicitud:

26.04.2022

71 Solicitantes:

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA (100.0%)

Avenida Cervantes, 2

29071 Málaga (Málaga) ES

72 Inventor/es:

VIDAL VERDÚ, Fernando;

TRUJILLO LEÓN, Andrés y

CASTELLANOS RAMOS, Julián

74 Agente/Representante:

SAN MARTÍN ALARCIA, Esther

54 Título: **Mango de dispositivo auxiliar para caminar equipado con pulsioxímetro**

ES 1 289 781 U

DESCRIPCIÓN

Mango de un dispositivo auxiliar para caminar equipado con pulsioxímetro

5 **SECTOR DE LA TÉCNICA**

La presente invención se encuadra en el ámbito de los dispositivos de ayuda para caminar, particularmente de aquellos sensorizados, más particularmente de aquellos que tienen por objeto determinar la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno del sujeto que lleva el
10 bastón.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Los wearables son dispositivos controlados por componentes electrónicos y software que
15 pueden ser incorporados en la ropa o usados en el cuerpo como accesorios. Estos dispositivos se utilizan para capturar información biométrica relacionada con la salud o la condición física. Con la aparición de los wearables la monitorización de señales fisiológicas ha tenido un aumento significativo. Existen numerosas investigaciones científicas sobre wearables, especialmente destinadas a la monitorización de actividad y bioseñales en
20 personas mayores.

El bastón es la herramienta de asistencia más utilizada para incrementar la estabilidad de las personas que son capaces de andar, pero presentan dificultades al hacerlo. En una revisión reciente de los modelos de bastones disponibles, destaca el hecho de que cada vez
25 se les añaden más funcionalidades. En el caso de personas de tercera edad, se pueden detectar usos inadecuados del bastón que pueden conducir a accidentes. La incorporación de sensores a un bastón tiene la ventaja de superar los inconvenientes mencionados para los wearables en el caso de personas mayores, ya que su uso está integrado.

30 La pulsioximetría, u oximetría de pulso, es un método de medida no invasivo, que permite obtener el porcentaje de saturación de oxígeno en la hemoglobina de la sangre haciendo uso de métodos fotoeléctricos, combinando las técnicas fotoplethysmografía (PPG) y espectrofotometría.

35

EXPLICACIÓN DE LA INVENCION

Conforme a lo anterior, la presente invención se refiere a un mango de un dispositivo auxiliar para caminar que comprende un pulsioxímetro.

5 En una realización de la presente invención, el mango objeto de la misma comprende, además del pulsioxímetro, componentes analógicos para el acondicionamiento de las salidas analógicas del pulsioxímetro, un conversor analógico-digital, y medios de comunicación para transmitir y recibir información en relación con las variables monitorizadas y al propio funcionamiento del mango.

10 En una realización de la presente invención, los medios de comunicación comprendidos en el mango objeto de la misma comprenden un componente transmisor-receptor asíncrono universal (UART, del inglés “universal asynchronous receiver-transmitter”).

15 En una realización de la presente invención, los medios de comunicación comprendidos en el mango objeto de la misma comprenden un componente Bluetooth de baja energía (BLE del inglés “Bluetooth low energy”).

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

20 Figura 1. Sensor SFH7050.

Figura 2. Diagrama de bloques de un bastón instrumentalizado con un pulsioxímetro según la invención. (1) Acondicionamiento de la señal, (1.1) conversor corriente-voltaje, (1.2) filtrado, (1.3) amplificación, (2) conversor analógico-digital, (3) cálculo de BPM y SaO₂, (4) 25 transmisión de los datos.

Figura 3. Generación del voltaje de referencia en el PSoC (del inglés “programmable system on chip”, “sistema programable sobre chip” en español).

30 Figura 4. Esquemático de la conversión corriente-voltaje y del amplificador de transimpedancia (TIA, del inglés “trans-impedance amplifier”).

Figura 5. Filtro paso-alto.

35 Figura 6. Esquemático del amplificador no inversor

Figura 7. Filtro paso-bajo.

Figura 8. Componente conversor analógico-digital (ADC, del inglés “analog-to-digital converter”) en PSoC Creator

Figura 9. Módulo TCPWM (del inglés “Timer/Counter/PWM”) configurado como timer/counter.

Figura 10. Módulo de comunicación BLE.

Figura 11. Diagrama de flujo de la digitalización de las señales roja e IR.

Figura 12. Diagrama de flujo para el cálculo de la ratio R.

Figuras 13.1 y 13.2. Comparativa de las medidas del prototipo del pulsioxímetro desarrollado frente a el pulsioxímetro comercial. Figura 13.1, frecuencia cardíaca. Figura 13.2, saturación de oxígeno.

Figuras 14.1 y 14.2. Comparativa de las lecturas obtenidas del prototipo embebido en la parte superior del mango. Figura 14.1, frecuencia cardíaca. Figura 14.2, saturación de oxígeno.

Figuras 15.1 y 15.2. Comparativa de las lecturas obtenidas del prototipo embebido en la parte inferior del mango. Figura 15.1, frecuencia cardíaca. Figura 15.2, saturación de oxígeno.

Figuras 16.1 y 16.2. Comparativa de las lecturas obtenidas del prototipo embebido en la ranura de apoyo del dedo. Figura 16.1, frecuencia cardíaca. Figura 16.2, saturación de oxígeno.

REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION

En el ejemplo de realización ilustrado en el presente documento, se diseñó y se implementó un pulsioxímetro reflexivo capaz de monitorizar la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno mediante la incorporación de un sensor óptico. La importancia de que sea reflexivo

radica en el hecho de permitir incorporarlo al mango de una forma menos intrusiva. Para la implementación del ejemplo de realización de la invención descrito en el presente apartado se ha utilizado el sensor óptico SFH7050 que encapsula un fotodetector y tres emisores LED para obtener la señal eléctrica, y el PSoC 4 BLE junto con componentes electrónicos pasivos para el acondicionamiento y procesamiento de la señal. Además, mediante BLE y una aplicación para Android desarrollada con el entorno MIT App Inventor 2, es posible enviar los valores calculados la de frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno a un teléfono móvil. El objetivo es la implementación de un sensor inteligente basado en PSoC e integrado, embebido en el mango de un bastón.

En el ejemplo de realización ilustrado en el presente documento se emplea un pulsioxímetro de reflexión para facilitar su incorporación en el mango del bastón, y se aplica el método de picos y valles para calcular la razón (R) entre las absorciones de las distintas longitudes de onda (roja e IR) y así finalmente determinar el nivel de saturación de oxígeno.

Para desarrollar el ejemplo de realización aquí ilustrado se han utilizado, además del sensor SFH7050:

- Kit de desarrollo CY8CKIT-042 BLE con el PSoC 4 BLE, para el acondicionamiento y el procesamiento de la señal, así como el envío de datos vía BLE.
- Software PSoC Creator 4.2, para configurar los componentes dentro PSoC 4 BLE y programar el firmware.
- Digilent Analog Discovery 2, para validar el proceso de acondicionamiento con el uso del osciloscopio y el generador de funciones que incorpora.
- Software WaveForms 3.12.2., necesario para seleccionar y configurar las funciones del Digilent Analog Discovery 2 como osciloscopio y generador de funciones.
- Terminal serial RealTerm 2.0.0.70, para depurar el procesamiento y la adquisición de datos mediante comunicación UART.
- MIT APP Inventor 2, para desarrollar una aplicación para Android que despliega los datos.
- CySmart USB Dongle, para, junto con la herramienta CySmart BLE Test and Debug, testear y depurar dispositivos BLE.
- Un pulsioxímetro comercial, como instrumento de referencia para verificar el correcto funcionamiento del pulsioxímetro desarrollado.

El kit Pioneer PSoC 4 Bluetooth Low Energy (BLE) permite a los clientes evaluar y desarrollar soluciones compatibles con Bluetooth 4.2 utilizando el dispositivo PSoC 4 BLE con hasta 256KB Flash y 32KB SRAM. La placa base del kit utilizado es PSOC BLE. Estos chips incluyen un núcleo de CPU y periféricos analógicos y digitales integrados configurables. En concreto el PSoC 4 BLE es un dispositivo PSoC que integra interfaces analógicas y digitales programables, interfaz de usuario CapSense y un módulo de Bluetooth Low Energy.

El PSoC 4 BLE contiene una variedad amplia de componentes analógicos y digitales configurables generalmente no habrá incorporar elementos o componentes adicionales componentes analógicos sencillos como resistencias o condensadores. Estos elementos se pueden incorporar en el PSoC Creator de manera Off-Chip para completar el esquemático a efectos de documentación y ayudar en la interpretación del mismo. En este ejemplo de realización, a parte de los sensores mencionados, solo se han utilizado resistencias y condensadores.

PSoC Creator es un entorno de diseño integrado (IDE) gratuito basado en Windows que permite el diseño concurrente de hardware y firmware de sistemas basados en PSoC 3, PSoC 4 y PSoC 5LP. Se pueden crear diseños utilizando la captura esquemática clásica y familiar compatible con más de 100 Componentes PSoC también permite consultar la lista de hojas de datos de componentes.

El sensor SFH7050 es un sensor optoelectrónico (figura 1) totalmente integrado, especialmente diseñado y optimizado para la fotoplethysmografía reflectiva. Incorpora tres LED emisores: verde (535nm), rojo (660nm) e infrarrojo (940nm) junto a un fotodiodo receptor. El sensor SFH7050 permite mediciones de frecuencia cardíaca (utilizando solamente un LED) y otros parámetros utilizando el LED rojo e IR. Se escogió este sensor porque al estar todo encapsulado se obtiene una reducción de posibles interferencias.

Sin embargo, el SFH7050 se compone de 8 pines (figura 1) por debajo del encapsulado, lo que dificulta bastante el proceso de soldadura, por lo que finalmente se optó por trabajar con un módulo que ya lo incorporase. El módulo elegido fue el ILE-BI01-GRIR-SC201 (figura 2) de la empresa Intelligent LED Solutions por ser simplemente una PCB que extiende los pines para facilitar su soldadura.

El Analog Discovery 2 es un osciloscopio USB, un analizador lógico, y un instrumento multifuncional que permite a los usuarios medir, visualizar, generar, guardar y controlar circuitos de señales mixtas de todos los tipos. En el presente ejemplo de realización, se utilizó exclusivamente como osciloscopio, el cual posee 2 canales (1MΩ, ±25V, diferenciales, 14-bit, 100MS/s), y para ello se utilizó el software gratuito Waveforms.

Real Term es una terminal serial empleada para el monitoreo y la depuración de comunicaciones seriales. Se escogió RealTerm por ser gratuito además de permitir implementar rápida y sencillamente la captura de datos para su posterior análisis.

El diseño propuesto se divide en bloques (figura 2). Primero, las señales analógicas capturadas por el fotodetector se someten a una etapa de acondicionamiento para su posterior procesamiento en el PSoC.

ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

Los Opamp integrados en el PSoC son alimentados por una fuente unipolar. Por esta razón, en primer lugar, se genera un voltaje de referencia (figura 3) para evitar pérdida de información en las señales proporcionadas por el sensor. Aunque es posible dibujar esquemáticos completos utilizando PSoC Creator, es necesario conectar externamente los componentes que no están incluidos en su catálogo. Todos los componentes azules que se presentan en los esquemáticos pertenecen a componentes que se encuentran fuera del PSoC.

Para generar el voltaje de referencia se emplea un divisor de voltaje con dos resistores y un capacitor para disminuir posibles alteraciones de voltaje conforme a la siguiente ecuación:

$$V_{buff_in} = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_{dd}$$

Sustituyendo los valores, se obtiene que:

$$V_{buff_in} \approx 1.16 V$$

Con esta referencia, la señal oscilará sobre este valor y no sobre GND evitando la pérdida de información por saturación de los amplificadores. La salida del divisor se conecta a un

Opamp configurado como seguidor. De esta forma, independientemente de la carga, se mantiene el voltaje del divisor.

La respuesta que produce el sensor es en corriente y para su digitalización es necesario convertirlo a voltaje. Para esto se utiliza un conversor de corriente-voltaje también conocido como amplificador de transimpedancia (TIA). El TIA (figura 4) se implementa conectado a un opamp interno del PSoC algunos componentes pasivos y la salida del fotodiodo del sensor SFH7050 representado por el componente D_3.

Un filtro pasa alto es un filtro que permite el paso de las componentes de alta frecuencia, pero atenúa las de baja frecuencia. La baja o alta frecuencia es relativa y depende del diseño y de la aplicación. La frecuencia a partir de la cual se atenúa las señales de baja frecuencia se denomina frecuencia de corte. En el ejemplo aquí ilustrado se escogió como límite 30 latidos por minuto (BPM), señales con menor frecuencia serían atenuadas.

Tomando los 30 BPM, se obtiene su correspondiente 0,5 Hz en términos de frecuencia. Este valor es el que se busca implementar en el filtro como frecuencia de corte. Para calcular la frecuencia de corte del filtro se utiliza la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Para implementarlo solo se utilizaron componentes pasivos (figura 5) con lo cual no es necesario configurar ningún componente en PSoC Creator.

Después de convertir la corriente en voltaje y aplicarle un filtro paso-alto, el siguiente paso en la etapa de acondicionamiento es la amplificación. Este paso necesario porque la amplitud de la señal es muy pequeña, del orden de los milivoltios y al digitalizarla con el conversor analógico-digital (ADC) se perdería mucha información. Para amplificarla se emplea un Opamp en configuración amplificador no inversor (figura 6). Este componente es un Opamp configurado de la misma forma que el del TIA. Este circuito amplifica la señal de entrada sin invertir la señal y con una ganancia (G) mayor o igual que uno según la siguiente ecuación:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_{amp1}}{R_{amp2}} + 1$$

Para el ejemplo de realización ilustrado en el presente documento se obtuvo una $G \approx 681$ porque con esta ganancia se consigue una señal amplificada que abarca el rango de trabajo del ADC y que no satura al Opamp. Sin embargo, se aprecian unos rizados que podrían provocar falsos positivos al calcular el número de pulsos. Para reducir drásticamente lo anterior se añade un filtro paso bajo. El propósito de este filtro es atenuar las altas frecuencias para reducir los falsos positivos en el conteo de latidos. La ecuación para determinar la frecuencia de corte es la misma que la del filtro paso-alto. Para esta aplicación, se utiliza un filtro RC pasivo con $f_c \approx 3.38\text{Hz}$ (figura 7). Esta frecuencia de corte corresponde a 202 BPM.

CONVERSIÓN ANALÓGICA-DIGITAL

La entrada de un convertidor analógico a digital es una señal analógica y la salida es una palabra binaria que representa el nivel de la señal de entrada. Es necesaria esta conversión porque los procesadores trabajan con datos en binario. Una vez recibida la palabra binaria, el PSoC puede utilizar los datos para los cálculos.

Dentro de PSoC Creator, el componente ADC se llama ADC_SAR_Seq (figura 8). La tasa mínima de muestreo de 1000kHz es suficiente para cumplir el teorema de Nyquist-Shannon y al ser la menor otorgará tiempos de conversión más rápidos. Por estas dos razones, es la tasa de muestreo elegida.

En relación con el voltaje de referencia, se seleccionó VDDA para trabajar en el rango de 0-3,3 V; de esta manera, se obtiene el mismo rango de voltaje que los Opamps. Con esto, se concluye la configuración de los parámetros generales del ADC.

En relación con los canales, el ejemplo de realización ilustrado en el presente documento cuenta con un sensor, con lo cual se habilitó un único canal del ADC y se configuró en modo regular.

Se utilizó un módulo TCPWM configurado como *timer/counter* para contar los milisegundos y establecer una referencia temporal. De esta forma se consigue un control del flujo del programa dependiendo del tiempo. Para obtener los milisegundos se conectó un reloj de 1kHz al temporizador/contador (figura 9).

Se utilizó un componente transmisor UART llamado SW_Tx_UART para la depuración del funcionamiento del pulsioxímetro. Para la depuración solo es necesario que el PSoC envíe los datos por UART y no necesita recibir. A causa de esto, es suficiente con implementar un módulo UART que solo transmita.

5

Una vez terminado el procesamiento en el PSoC, se procede a su transmisión por medio de BLE a un dispositivo Android. PSoC Creator incluye un componente llamado BLE. Aunque añadir este componente es suficiente para la comunicación, además se añade un módulo PWM y un LED para tener retroalimentación visual del estado de la comunicación (figura 10). El parpadeo del LED indicará estado de desconexión. Mientras que, al establecerse una conexión se apagará.

10

PROCESAMIENTO DE DATOS PARA EL CÁLCULO DE BPM Y DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO (SAO₂)

15

En la figura 11 se describe el proceso seguido para la obtención de las señales roja e IR y que comprende los siguientes pasos:

(11.1) Inicio del proceso.

(11.2) Inicialización de variables y componentes.

20

Obtención de la señal IR

(11.3) LED Rojo OFF / LED IR ON.

(11.4) Guardar tiempo de inicio.

(11.5) Conversión AD.

(11.6) ¿Conversión lista? Si no, volver a (11.5).

25

(11.7) Si conversión lista, guardar señal IR, incrementar número de muestras, y guardar tiempo actual.

(11.8) ¿Es dicho tiempo actual menor que el tiempo de inicio + 20 ms? Si no lo es, volver a (11.5).

(11.9) Si dicho tiempo actual es menor que el tiempo de inicio + 20 ms, calcular y guardar promedio de la señal IR.

30

Obtención de la señal Rojo:

(11.10) LED Rojo ON / LED IR OFF.

(11.11) Guardar tiempo de inicio.

(11.12) Conversión AD.

35

(11.13) ¿Conversión lista? Si no, volver a (11.12).

(11.14) Si conversión lista, guardar señal Rojo, incrementar número de muestras, y guardar tiempo actual.

(11.15) ¿Es dicho tiempo actual menor que el tiempo de inicio + 20ms? Si no, volver a (11.12).

5 (11.16) Si dicho tiempo actual es menor que el tiempo de inicio + 20 ms, calcular y guardar promedio de la señal Rojo.

A partir de las señales roja e IR obtenidas conforme al procedimiento descrito en dicha figura 11 se determina la ratio R (figura 12) para posteriormente calcular el valor de SaO₂.

10

Como se describe en dicha figura 12, en un primer paso, se inicializan las variables de forma a sus valores opuestos al extremo, es decir, a la variable que contendrá el valor máximo se le asigna el valor mínimo y, a la variable que contendrá el valor mínimo se le asigna el valor máximo. De esta forma, se consigue que por lo menos uno de estos valores se actualice en la primera comparación. Después se hace una comparación entre el valor leído y los valores máximos/mínimos actuales, de cumplirse las condiciones, el valor leído se convertirá en el nuevo máximo/mínimo. En el diagrama de la figura 12 se ilustra el flujo para el cálculo de R. Las variables IRMax e IRMin son las que guardan los valores máximo y mínimo de la señal IR. La variable promedioIR contiene el valor promediado de la señal IR que se calculó anteriormente. Es este valor promediado el empleado para la comparación y determinación de los máximos y mínimos de un periodo. Para la señal roja se emplea el mismo esquema, solo se cambia el prefijo "IR" por el prefijo "Rojo".

15

20

Conforme a lo anterior, y asumiendo (12.1) que IRMax = 0, IRMin = 3300, RojoMax = 0, y RojoMin = 3300:

25

(12.2) ¿Es el promedio de la señal IR (promedioIR) mayor o igual que IRMax?

(12.3) Si lo es, IRMax=promedioIR.

(12.4) Si no lo es, se comprueba si promedioIR es mayor que 0 pero menor o igual que IRMin.

30

(12.5) Si lo es, IRMin=promedioIR.

(12.6) ¿Es el promedio de la señal Rojo (promedioRojo) mayor o igual que RojoMax?

(12.7) Si lo es, RojoMax=promedioRojo.

(12.8) Si no lo es, se comprueba si promedioRojo es mayor que 0 pero menor o igual que RojoMin.

35

(12.9) Si lo es, RojoMin=promedioRojo.

(12.10) ¿Se analizaron todas las muestras?

(12.11) Si sí se analizaron, entonces $R = (RojoMax - RojoMin) / (RojoMax) / (IRMax - IRMin) / IRMax$).

(12.12) Si no se analizaron, entonces se vuelve a repetir el flujo de cálculo de R.

- 5 Para calcular los latidos por minuto (BPM) solo se necesita una de las dos señales, la roja o la IR. En el ejemplo de realización aquí ilustrado se utilizó la señal IR. Para calcular los BPM, se mide el tiempo entre dos mínimos consecutivos de la señal IR. Con esto se obtiene el periodo de la señal. Como el contador de referencia está en milisegundos, se utiliza la siguiente ecuación para calcular los latidos por minuto:

10

$$BPM = 60000 / Periodo$$

De cara al cálculo de la SaO₂ se hace uso del pulsioxímetro de referencia para la calibración. Midiendo con el pulsioxímetro desarrollado y el de referencia al mismo tiempo se obtienen dos puntos con los cuales se traza la siguiente recta de calibración:

$$SaO_2 = 128 - (27 * R)$$

15

VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO DEL PULSIOXÍMETRO

- El prototipo desarrollado ha sido validado de forma funcional comparando las medidas de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno respecto a las medidas obtenidas con el pulsioxímetro comercial. Las medidas tomadas por el prototipo desarrollado son desplegadas en pantalla utilizando el software RealTerm y el módulo UART programado en el PSoC 4 BLE. Se grafican los datos de la frecuencia cardíaca obtenida con el prototipo contra los datos obtenidos con el pulsioxímetro comercial (figura 13.1). De igual forma, se grafica otra comparativa con los datos de la saturación de oxígeno (figura 13.2). Como resultado, se comprueba el correcto funcionamiento del prototipo para obtener los valores de BPM y SaO₂.

25

EVALUACIÓN DEL PULSIOXÍMETRO EMBEBIDO EN EL MANGO DEL BASTÓN

- 30 Finalmente, se prosiguió con un experimento evaluando el pulsioxímetro embebiéndolo en el mango del bastón en tres posiciones distintas. El mango donde se integra el pulsioxímetro es una adaptación de J. I. Huircán («Conversores Análogo-Digital y Digital-Análogo: Conceptos Básicos», 2015, <https://www.semanticscholar.org/paper/Conversores->

An%C3%A1logo-Digital-y-Digital-An%C3%A1logo%3A-

Huircan/4444cdaf237a0324faeaf3ef5a971281d0530e91). Este posee 3 ranuras en diferentes posiciones para la colocación del sensor SFH7050.

- 5 Los resultados obtenidos con el pulsioxímetro embebido en posición superior se aproximan bastante a los obtenidos con el pulsioxímetro comercial (figuras 14.1 y 14.2).

En el caso de las mediciones con el sensor colocado en la parte inferior del mango del bastón, los resultados obtenidos se alejan bastante en cuanto a frecuencia cardíaca (figura 10 15.1), pero aportan buenas lecturas en la saturación de oxígeno (figura 15.2).

- Finalmente, se evaluaron las lecturas obtenidas con el sensor colocado en la ranura de apoyo para el dedo. Para esta posición, las lecturas de la frecuencia cardíaca (figura 16.1) se desvían ± 2 latidos como máximo de las lecturas que otorga el dispositivo comercial. Lo 15 mismo sucede con las lecturas de la saturación de oxígeno (figura 16.2).

REIVINDICACIONES

1. Mango de dispositivo auxiliar para caminar caracterizado por que comprende al menos un pulsioxímetro.
- 5 2. Mango de dispositivo auxiliar conforme la reivindicación anterior caracterizado por que comprende componentes analógicos para el acondicionamiento de las salidas analógicas del pulsioxímetro, un conversor analógico-digital, y medios de comunicación para transmitir y recibir información en relación con las variables monitorizadas y al propio funcionamiento del mango.
- 10 3. Mango de dispositivo auxiliar conforme la reivindicación anterior caracterizado por que los medios de comunicación comprenden un componente transmisor-receptor asíncrono universal - UART.
4. Mango de dispositivo auxiliar conforme a cualquiera de las reivindicaciones 2 o 3 caracterizado por que los medios de comunicación comprenden un componente
15 Bluetooth de baja energía - BLE.

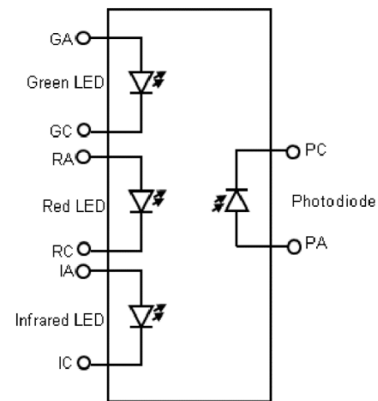


Figura 1

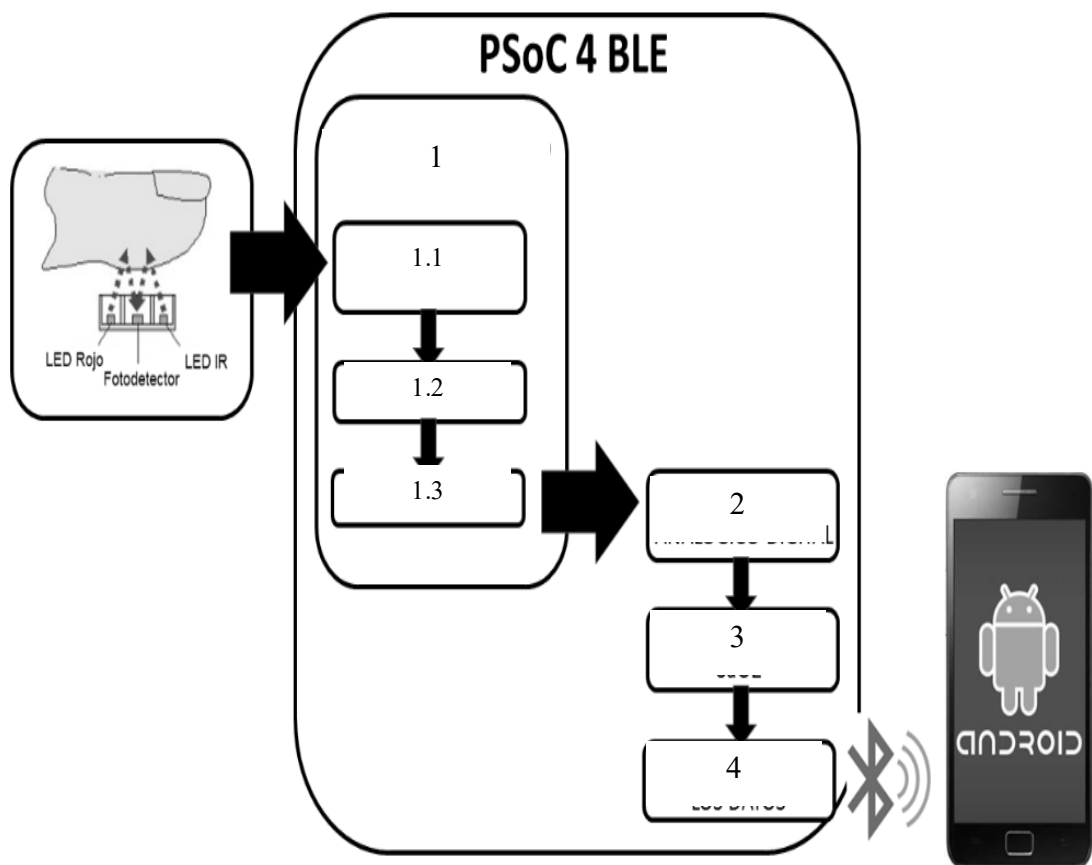


Figura 2

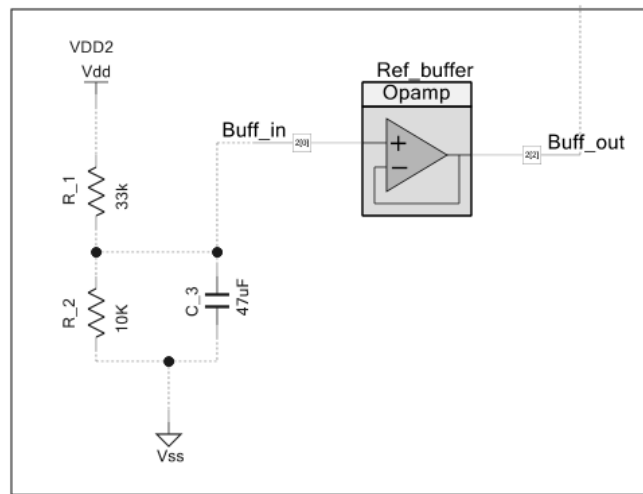


Figura 3

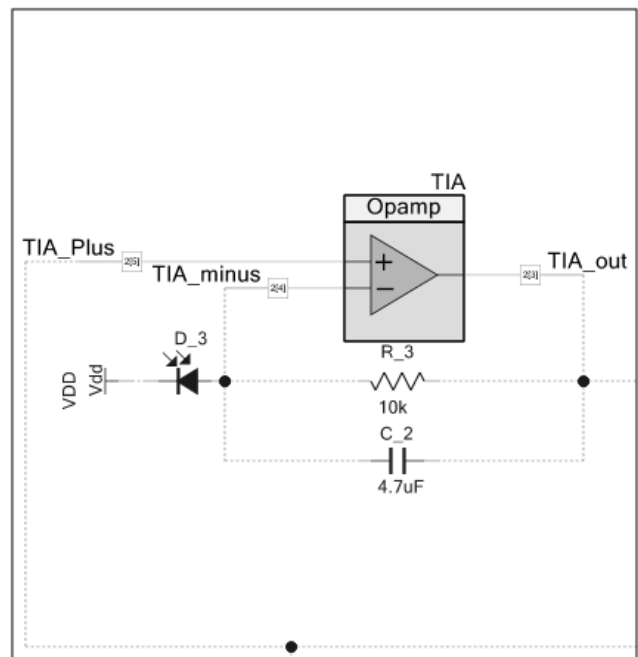


Figura 4

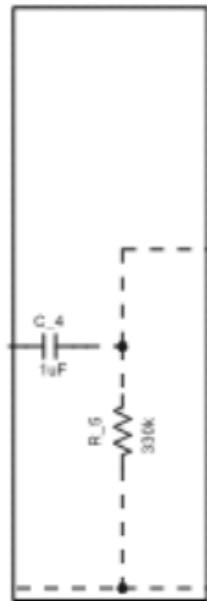


Figura 5

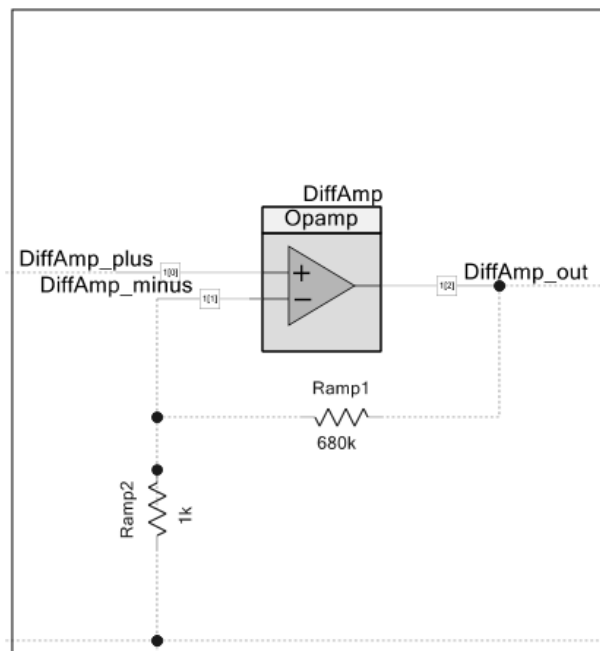


Figura 6

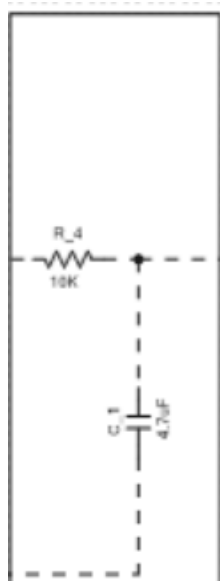


Figura 7

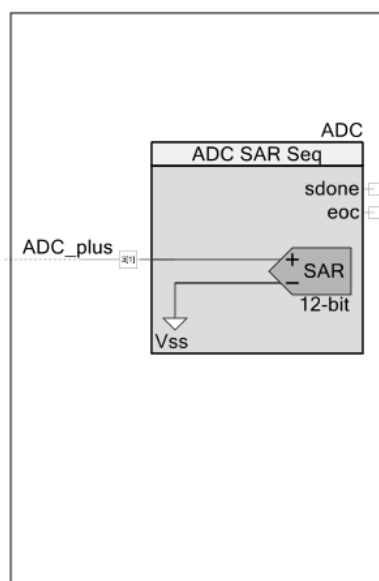


Figura 8

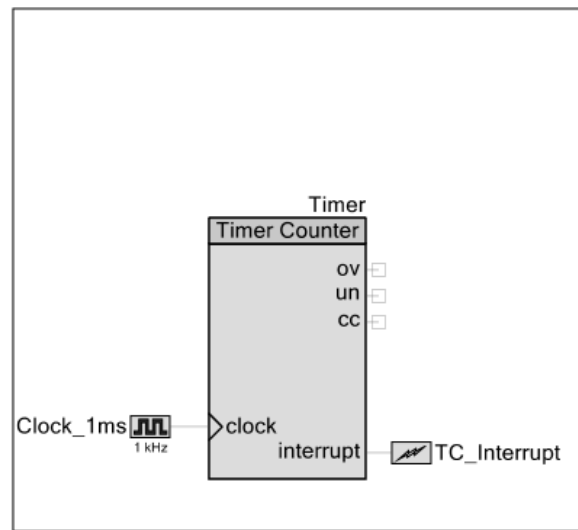


Figura 9

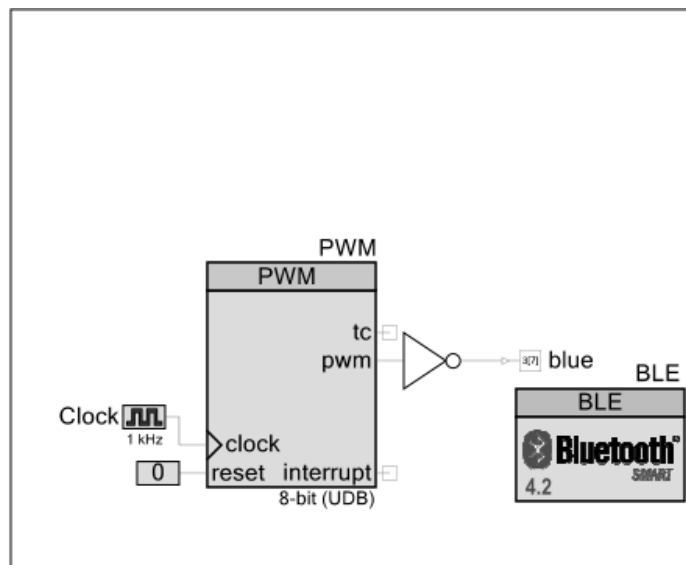


Figura 10

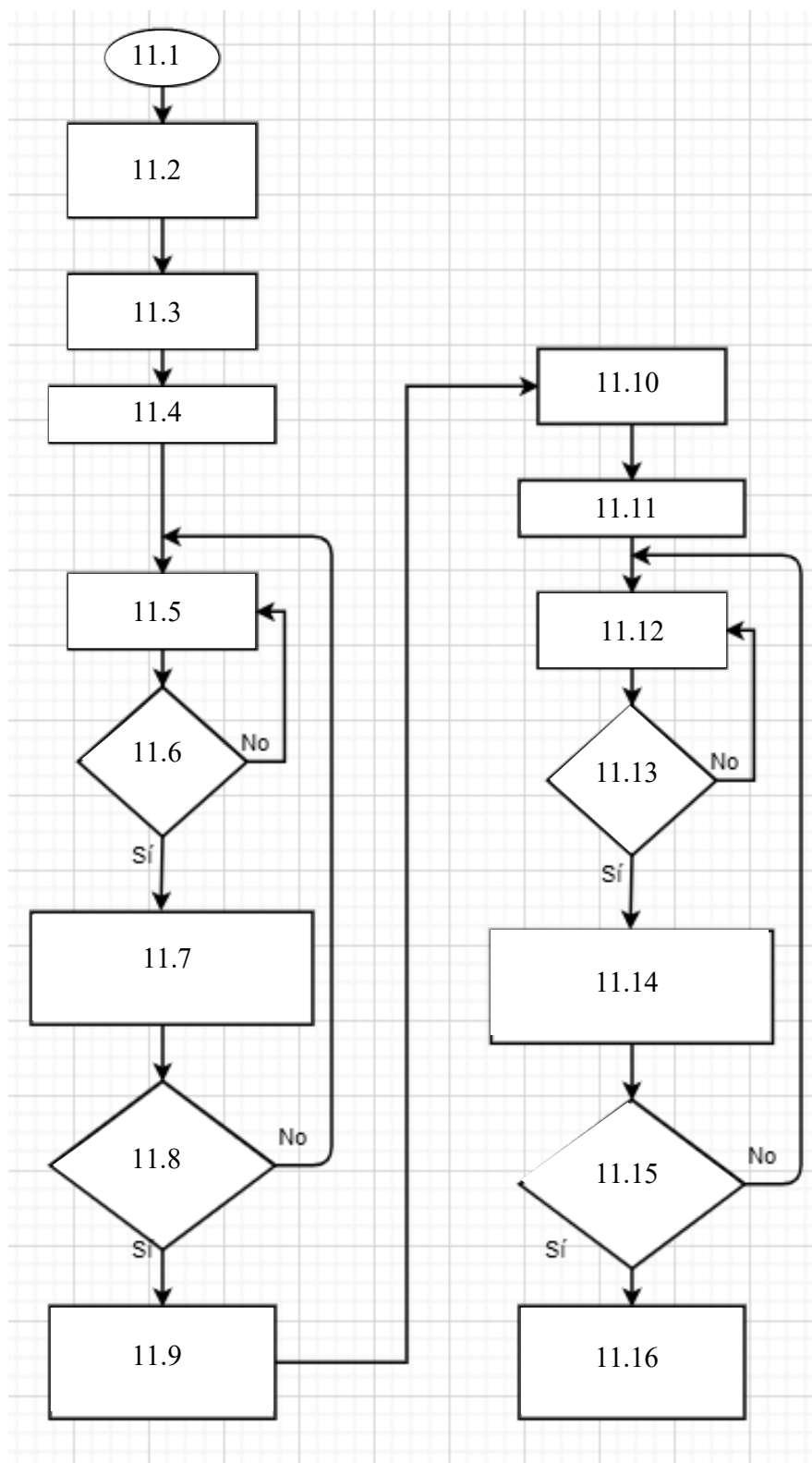


Figura 11

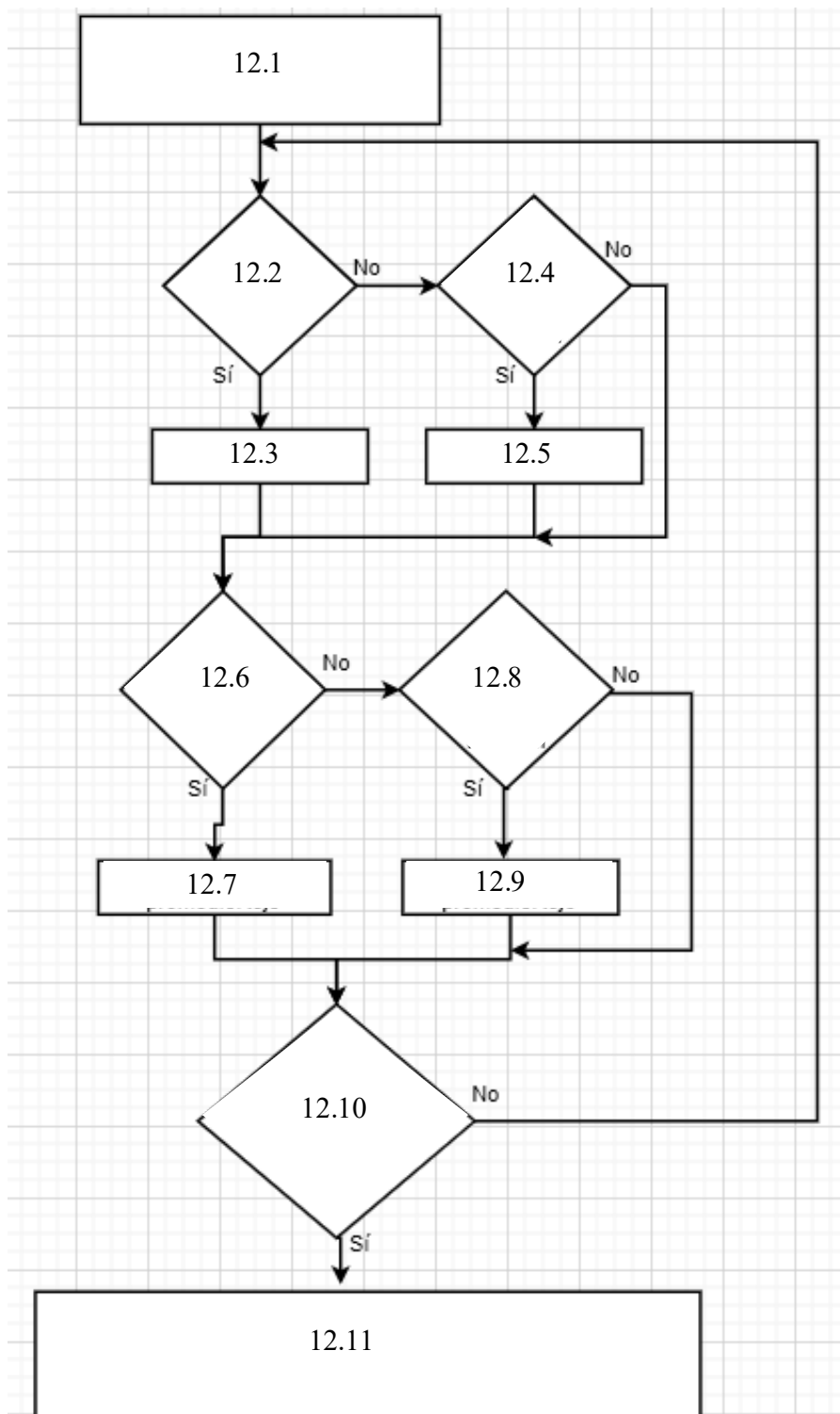


Figura 12

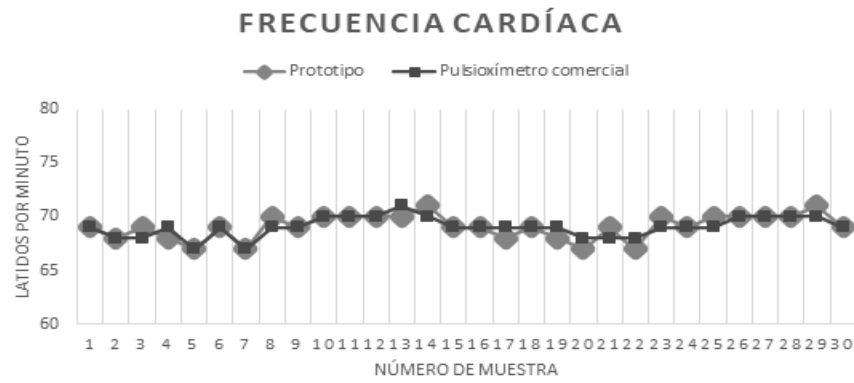


Figura 13.1

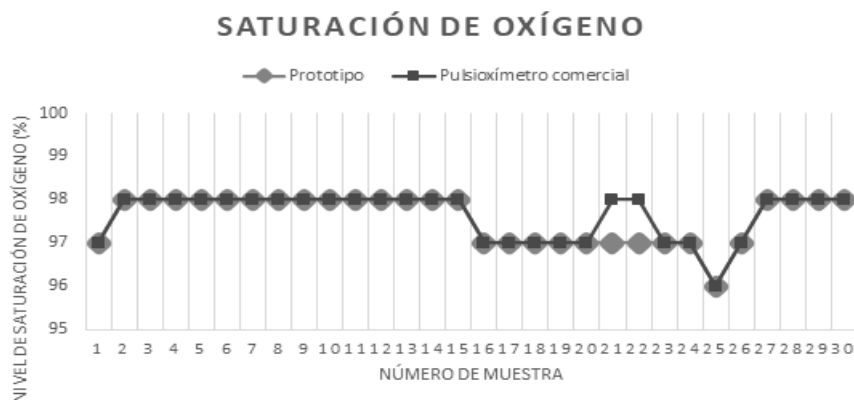


Figura 13.2

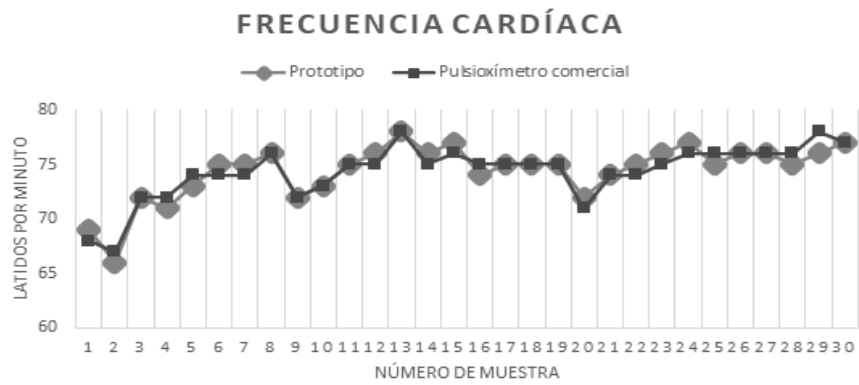


Figura 14.1

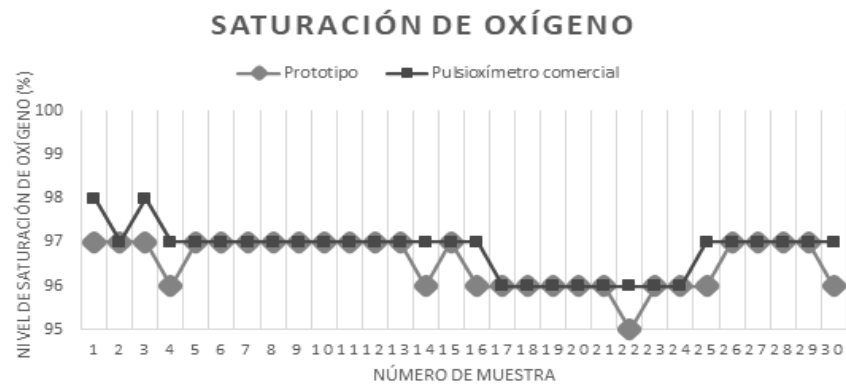


Figura 14.2

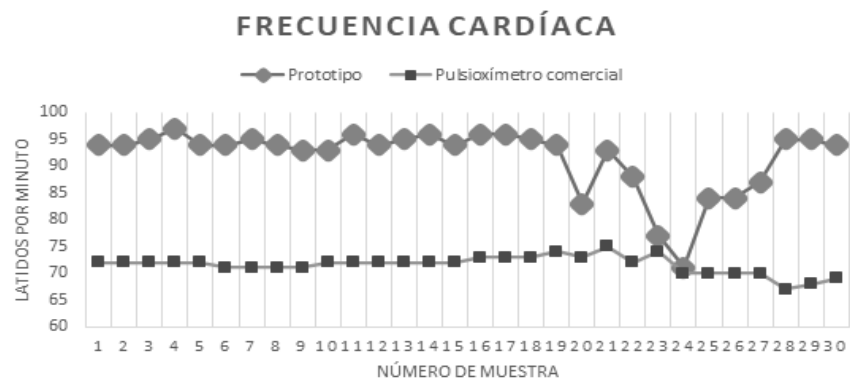


Figura 15.1

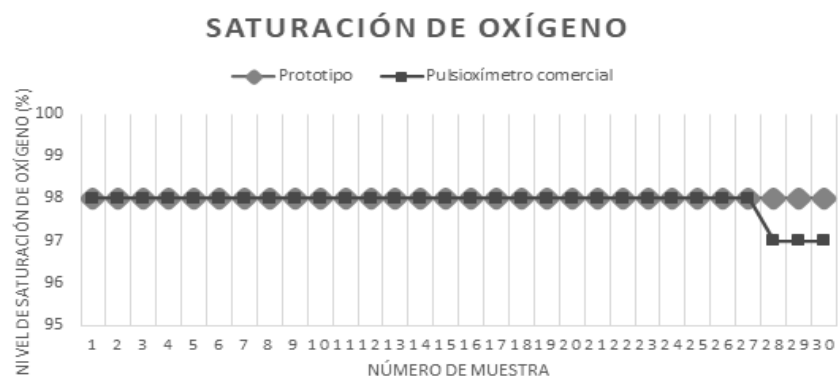


Figura 15.2

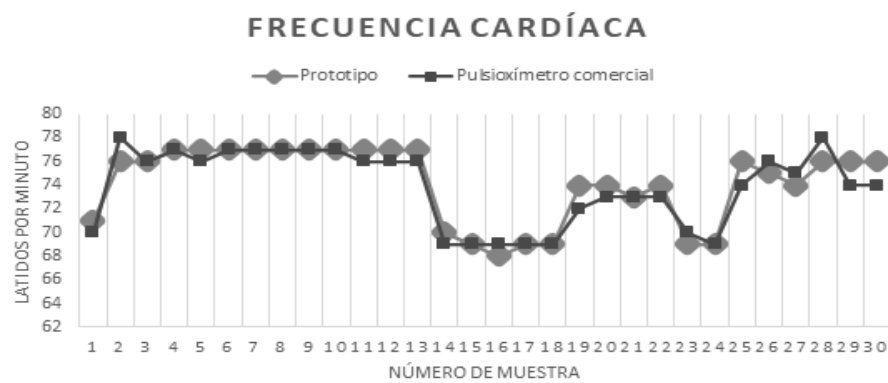


Figura 16.1

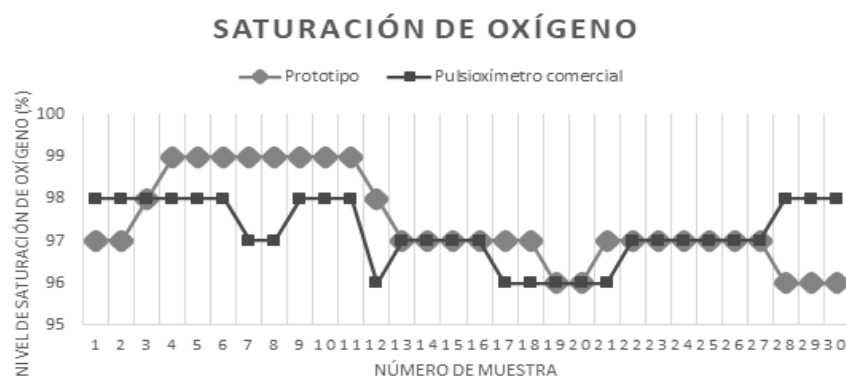


Figura 16.2