

**PROTOTIPO DE SISTEMA E-HEALTH, UTILIZANDO LA PLATAFORMA
MYSIGNALS HW 2.0.**

ROOSVELT CABALERO WILCHES



UNIVERSIDAD DE LA COSTA

PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN Y ELECTRÓNICA

BARRANQUILLA, COLOMBIA

2019

**PROTOTIPO DE SISTEMA E-HEALTH, UTILIZANDO LA PLATAFORMA
MYSIGNALS HW 2.0.**

ROOSVELT CABALLERO WILCHES

**PROYECTO DE GRADO PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO ELECTRÓNICO**

TUTOR

MSC. GABRIEL DARIO PIÑERES ESPITIA

COTUTOR

MSC ZHOE COMAS GONZÁLEZ

UNIVERSIDAD DE LA COSTA

PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN Y ELECTRÓNICA

BARRANQUILLA, COLOMBIA

2019

Dedicatoria

Este logro es gracias a Dios sin el nada de esto pasara, siempre me ilumina el camino en los momentos donde más difícil los veo.

A mis padres Roosevelt Caballero y Yafreth Wilches, los cuales gracias a su esfuerzo y lucha han permitido que realice mis estudios académicos, han sido ese apoyo incondicional que me llena de confianza siempre y de ellos escuché la frase “Constancia y decisión lo consigue todo” y sí que la he aplicado en lo que llevo de vida.

A mis tíos, abuelos, primos y demás familiares quienes siempre con su apoyo me han dado aliento para seguir adelante, en especial a mi Madre de crianza Zamira Caballero quien ha sido de gran influencia en mi ser, con sus consejos, carácter y cariño, ella es responsable de mis éxitos.

A Urbano Gómez QEPD quien fue una persona muy importante para mí, con sus consejos me hizo crecer como persona y jamás olvidare su cariño y las enseñanzas dadas.

A mi tía Yuraima Wilches quien siempre ha sido esa persona que me aterriza cuando tomo caminos equivocados, ha sido de gran influencia en mi etapa universitaria.

A mis amigos quienes siempre han creído en mí, con su buena energía me acompañan en los momentos buenos y malos, siempre me aconsejan de la mejor manera y tienen gran influencia en mi etapa estudiantil.

Agradecimientos

El autor agradece sinceramente a:

Al Ing. Gabriel Piñeres quien en el principio dio la idea de realizar este proyecto. asimismo, por creer y aceptar ser el guía no solo durante la realización de este proyecto, sino durante el desarrollo de habilidades durante la carrera universitaria, sus ganas de asesoría y hospitalidad

A la Ing. Zhoe Comas por su asesoría e impulsar la etapa final de este proyecto, brindando toda la información en lo relacionado al trámite de entrega y formatos exigidos, tiempos de entrega revisiones y demás.

Al Ing. Alfonso Ortiz quien nos brindó su hospitalidad para realizar la calibración del equipo de este proyecto en su empresa CALIBRAR S.A, y siempre estar a disposición de ayudar en lo relacionado al proyecto.

A mi compañera, mi amiga Andrea Mejía, quien inicialmente me acompañó en el desarrollo del proyecto pero por temas distantes no prosigue, pero gracias a su impulso este proyecto siguió adelante

Al programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad de la Costa la cual suministra la plataforma con la que se desarrolla este proyecto.

Resumen

Dentro de las problemáticas que presenta el Sistema de salud Nacional, se abordó como una solución efectiva y a largo plazo la incorporación de nuevas tecnologías que permiten aplicar la telemedicina, como una solución válida para mejorar las prestaciones de salud en el país. Se revisaron estos desarrollos a nivel nacional e internacional, además la forma en que este proyecto puede ayudar a la incorporación local de los sistemas e-Health, por medio de la aplicación de la ingeniería y especialmente de la electrónica. La empresa Libellium ha lanzado modelos de plataformas para usos de e-Health. En el proyecto se utiliza MySignals HW 2.0 diseñada solo para investigadores y desarrolladores , dicha plataforma en conjunto con plataforma de desarrollos funciona como un sistema e-Health, se aborda la implementación de este sistema con el fin de tener aprobación en nuestra área local Barranquilla para generar resultados confiables, susceptible como alternativa de solución el sistema de salud nacional Luego se analizaron los resultados obtenidos por el sistema, realizando una calibración entre patrones y los sensores con los que dispone el dispositivo realizado. Verificando la efectividad del proyecto mediante el cálculo de los errores en cada caso. Se presenta el informe final del proyecto titulado prototipo de sistema e-Health usando plataforma Mysignals HW 2.0 mostrando el funcionamiento del sistema, acople y resultados.

Palabras clave: e-Health, Mysignals Hw2.0, calibración, señales bioeléctricas

Abstract

The incorporation of new technologies that involve telemedicine, is considered as an effective and long time solution that can be used to solve some of the National Health System issues. It was seen what is its development in Colombia and the world in general, besides the way in which this project can help the local incorporation of e-Health systems, through the application of engineering and especially electronics. These developments were reviewed at a national and international level, as well as the way in which this project can help the local incorporation of e-Health systems, through the application of engineering and especially electronics. The company Libellium has launched platform models for e-Health uses. The project uses MySignals HW 2.0 designed only for researchers and developers, this platform in conjunction with the development platform works as an e-Health system, it addresses the implementation of this system in order to have approval in our local area Barranquilla for generate reliable results, susceptible as an alternative solution to the national health system. Then, the results obtained by the system were analyzed, making a calibration between patterns and the sensors with which the device is available. Verifying the effectiveness of the project by calculating the errors in each case. The final report of the project titled prototype of e-Health system using Mysignals HW 2.0 platform showing the functioning of the system, coupling and results is presented

Keywords: e-Health, Mysignals Hw2.0, calibration, bioelectric signals

Contenido

Lista de tablas y figuras	9
Lista de anexos	10
Glosario	11
1. Descripción del problema	13
2. Objetivos de la investigación	14
2.1. Objetivo general	14
2.2. Objetivos específicos	14
3. Justificación	15
4. Marco teórico y estado del arte	16
4.1. Conceptos y definiciones	16
4.2. Actualidad y tendencias de los sistemas de monitoreo de señales Bioeléctricas	21
5. Metodología	25
5.1. Diseño del sistema de monitoreo de señales bioeléctricas.	27
5.2. Materiales y componentes para el desarrollo del sistema E-health a desarrollar.	29
5.2.1. Variables de entrada de las señales fisiológicas.	30
5.2.1.1. Sensor Oximetría.	30
5.2.1.2. Sensor ECG.	31
5.2.1.3. Sensor de temperatura	33
5.2.2. Sistema de adquisición de variables.	33
5.2.3. Sistema de alimentación general	34

MONITOREO DE SEÑALES BIOLÉCTRICAS	8
5.3. Seleccionar plataforma de desarrollo y dispositivos a utilizar	35
5.4. Implementación del prototipo para la monitorización de variables.	37
5.4.1. Realizar y revisar la configuración de conexión del dispositivo para el acople	38
5.4.2. Ejecutar y probar cada sensor de Msignals con la plataforma de desarrollo seleccionada	40
5.4.3. Configurar y realizar ajustes de los códigos de cada sensor para que realice su correcta funcionalidad.	43
5.5. Proceso de calibración	44
5.5.1. Equipos patrones a referenciar	45
5.5.2. Resultados calibración	46
6. Resultados y análisis	50
6.1. Análisis calibración Oxímetro(SpO2)	51
6.2. Análisis calibración Oxímetro (Frecuencia cardiaca)	52
6.3. Análisis calibración temperatura corporal	54
7. Conclusiones	56
7.1. Trabajos futuros	57
8. Referencias	58

Lista de tablas y figuras

Tablas

TABLA 1. FUENTE ALIMENTACIÓN GENERAL. ADAPTADO DE (COOKING HACKS (2017).).....	36
TABLA 2. FUENTE ALIMENTACIÓN ESPECIFICA. ADAPTADO DE (COOKING HACKS (2017).).....	36
TABLA 3. MEDICIONES CALIBRACIÓN TEMPERATURA.	47
TABLA 4. SENSOR TEMPERATURA, ERROR E INCERTIDUMBRE	48
TABLA 5. MEDICIONES CALIBRACIÓN SPO2	48
TABLA 6. SENSOR OXIMETRÍA (SPO2), ERROR E INCERTIDUMBRE	49
TABLA 7. MEDICIONES CALIBRACION FRECUENCIA CARDIACA	49
TABLA 8. SENSOR OXIMETRIA (FREC CARDIACA), ERROR E INCERTIDUMBRE	50

Figuras

FIGURA 1. DIAGRAMA SISTEMA E-HEALTH.(FUENTE PROPIA)	28
FIGURA 2. CONEXIÓN SENSORES VARIABLES DE ENTRADA, A) ELECTROCARDIOGRAMA, B) OXIMETRÍA, C) TEMPERATURA (FUENTE PROPIA).....	30
FIGURA 3. FORMA ONDA ECG(TOMADA DE COOKING HACKS)	32
FIGURA 4. PLATAFORMA MYSIGNALS HW 2.0 (TOMADA DE COOKING HACKS)	34
FIGURA 5. ALIMENTACIÓN DE MYSIGNALS HW 2.0 A TRAVÉS DE ARDUINO TOMADA DE COOKING HACKS).....	35
FIGURA 6. SISTEMA E-HEALT PROPUESTO, A) MYSIGNAL HW 2.0, B) PLATAFORMA ARDUINO, C) EQUIPO COMPUTARIZACIÓN, D) PANTALLA VISUALIZACIÓN (FUENTE PROPIA).....	38
FIGURA 7. PINES DE ACOPLA SISTEMA ADQUISICIÓN DE VARIABLES (FUENTE PROPIA)	39
FIGURA 8. ACOPLA SISTEMA ADQUISICION DE VARIABLES, PLATAFORMA DE DESAROLLO Y EQUIPO VISUALIZACIÓN (FUENTE PROPIA).....	40
FIGURA 9. CONEXION PARA PRUEBA SENSOR OXIMETRÍA (FUENTE PROPIA).....	41

FIGURA 10. PRUEBA SENSOR OXIMETRÍA(FUENTE PROPIA).....41

FIGURA 11. PRUEBA SENSOR TEMPERATURA (FUENTE PROPIA).....42

FIGURA 12. PRUEBA ECG(FUENTE PROPIA).....43

FIGURA 13 EQUIPOS PATRONES(FUENTE PROPIA)45

FIGURA 14. GRAFICA DE CALIBRACIÓN SPO2 (FUENTE PROPIA).51

FIGURA 15.GRAFICA DE ERROR CALIBRACIÓN SPO2 (FUENTE PROPIA).52

FIGURA 16.GRAFICA DE CALIBRACIÓN FREC. CARDIACA (FUENTE PROPIA).53

FIGURA 17. GRAFICA DE ERROR FRECUENCIA CARDIACA (FUENTE PROPIA).53

FIGURA 18.GRAFICA DE CALIBRACIÓN TEMPERATURA (FUENTE PROPIA).54

FIGURA 19. GRAFICA DE ERROR TEMPERATURA CORPORAL (FUENTE PROPIA).55

Lista de anexos

ANEXO A. MANUAL DE USUARIO61

ANEXO B CERTIFICADOS CALIBRACIÓN PATRONES78

ANEXO C CERTIFICADOS CALIBRACIÓN SISTEMA E-HEALTH87

Glosario

Señales Bioeléctricas: Señales producidas por el cuerpo de un ser vivo debido al desplazamiento iónico.

e-Health: Es el uso de las tecnologías de la información y la comunicación (TIC) para la salud

Arduino: Es una plataforma de prototipos electrónicos de código abierto (open source).

Shield: Expansión de módulos usada para aumentar la capacidad de operación de la plataforma Arduino.

VIM: Vocabulario internacional de metrología.

Introducción

La plataforma para e-Health desarrollada por Cooking Hacks, es llamada MySignals HW 2.0. creada con el objetivo de medir datos de sensores biométricos para fines de experimentación, funciona en conjunto con la plataforma Arduino, la cual es una placa de desarrollo de hardware libre aplicada en proyectos multidisciplinarios. Este proyecto se enfoca en el desarrollo de una plataforma portátil para realizar la captura de medidas de sensores, almacenar datos y visualizarlos; Su ventaja es que proporciona bondades que permiten mejorar los servicios de telemedicina en nuestro sistema de salud. El proyecto desarrollo un prototipo inicial en su primera fase, para ser mejorado en una segunda etapa.

En esta fase se logró incorporar el equipo y realizar pruebas de verificación del funcionamiento, necesarias en un equipo médico con el fin de tener una información confiable. Para esto se realizaron configuraciones de hardware, desarrollo de códigos y mediciones que fueran veraces, realizando fases de calibración y comprobación de estos resultados. Es por esto que este proyecto desarrolla un prototipo conformado por sensores de oximetría, electrocardiograma y temperatura para poder obtener información que pueda ser usada como un primer diagnóstico temprano en pacientes.

Este documento describe seguidamente el problema, su justificación y objetivos, para su primer capítulo. Seguidamente se encarga de abordar una revisión conceptual y de estado actual de la literatura en cuanto a temáticas de e-Health y placas similares. Posteriormente se describe el desarrollo metodológico para llevar a cabo este proyecto. Luego se detallan los principales resultados de la calibración y aplicación del dispositivo. Finalmente, las principales conclusiones son mostradas de acuerdo al desarrollo de este proyecto.

1. Descripción del problema

La toma de señales bioeléctricas es un método importante de prevenir enfermedades y monitorear el avance de un paciente. La realización de toma de estas constantes vitales normalmente implica el uso de equipos especializados y tecnologías de difícil aplicación.

Es por lo que a través de la Ingeniería Electrónica y los avances de la telemedicina se han venido desarrollando distintas plataformas electrónicas multifuncionales que ayudan a la toma de estas señales bioeléctricas de una forma eficiente y eficaz. Lo anterior se hace por medio del uso de sistemas compuestos por sensores y equipos de parametrización.

El monitoreo de señales bioeléctricas en Colombia es llevado a cabo en los sistemas hospitalarios con el fin de revisar y llevar control de signos vitales de pacientes. Esta demanda conlleva a un colapso del sistema de salud por las peticiones de medidas de signos vitales, que además, “llevan a cabo una recopilación manual de la información, la cual puede tardar de 2-5 minutos. Si son citas con especialistas para monitorear unos signos un poco más complejos, este proceso puede demandar un poco más de tiempo”(Caracol, 2018); Por ende, uno de los factores que contribuye al retraso de los sistemas de salud es la demora en la toma de algunas variables físicas y el proceso que implica seguir llevando a cabo los registros de dichos datos de una manera más eficiente, debido a que, aunque existen herramientas que facilitan estos procesos, no son aprovechadas en nuestro país, y son casi son desconocidas.

La entrega de muy pocos recursos para el funcionamiento de los organismos de salud conlleva a una mala administración y organización de dicho sistema el cual se refleja en el continuo colapso y largas horas de espera de los pacientes para ser atendidos en los hospitales de nuestro país.

Según un informe de salud en Colombia presentado en el año 2015, éste fue uno de los retos planteados: “Frente a la experiencia de los usuarios en lo atinente a la atención, las

mediciones coleccionadas muestran un panorama en el cual es evidente la necesidad de enfocar acciones de mejoramiento que busquen la satisfacción de las expectativas del usuario en términos de acceso, entrega de información, oportunidad en los servicios, entre otros.”

(Minsalud.gov.co, 2015)

Es por lo que surge la necesidad de implementar nuevas tecnologías con el fin de resolver la mayor cantidad de carencias que presentan en el cuidado de la salud, permitiendo así la mejora del sistema de salud público, por medio de la rapidez, eficiencia y efectividad que se logra mediante la incorporación de estas soluciones.

Por lo anterior, se plantea el siguiente interrogante.

¿Cómo se podría desde la ingeniería electrónica mejorar los sistemas de monitoreo en hospitales de la Costa Caribe de Colombia para lograr una mejor atención y diagnóstico de pacientes?

2. Objetivos de la investigación

2.1. Objetivo general

Desarrollar un sistema portátil de monitorización de señales bioeléctricas utilizando la plataforma MySignals Hw 2.0.

2.2. Objetivos específicos

- Realizar el diseño de un sistema portátil de monitorización en tiempo real de señales bioeléctricas, utilizando la plataforma MySignals Hw 2.0
- Seleccionar una plataforma de desarrollo para el procesamiento de las señales monitoreadas a través del sistema MySignals Hw 2.0.
- Implementar un sistema portátil de monitorización en tiempo real de señales Bioeléctricas, utilizando la plataforma MySignals Hw 2.0.

- Realizar pruebas de calibración y validación de los resultados obtenidos.

3. Justificación

La tecnología representa una buena herramienta para ser enfocada hacia la medicina, y resolver problemas enfocados al monitoreo de pacientes.

Mediante la implementación de dispositivos electrónicos para el monitoreo de variables referentes al estado de salud, se obtiene como beneficio brindar escalabilidad y compatibilidad en el control de dichas variables. “En la actualidad, nuestro país no tiene un conocimiento a fondo de todas las ventajas, beneficios y aplicaciones de las plataformas de e-Health en el ámbito de la telemedicina”. (Viloria & Caballero, 2014, p 60).

Los sistemas e-Health y la telemedicina ayudan a que esta revisión y monitorización se pueda realizar desde casa o cualquier otro lugar mediante un conjunto de protocolos, plataformas y sensores, ayudando a nuestros profesionales en salud.

En los países desarrollados la telemedicina puede dar más poder a los profesionales de salud, mediante un apoyo médico a distancia, mejorando considerablemente la autosuficiencia. Existen muchos proyectos de telesalud en toda América Latina y, Asia y África, pero aún con poca evidencia publicada. “en Chile cada día se desarrollan más las aplicaciones en telemedicina, el ministerio de salud de ese país trabaja con un sistema de teleconsulta y teleimagenología que permite evaluar exámenes y otorgar atención especializada al paciente” (Pérez , 2018, p6). Colombia no puede ser la excepción en la implementación de proyectos basados en la telemedicina

Implementar nuevas tecnologías para apoyar la mejora continua en salud es muy importante, como lo explican Cretu y Hariton (2009,p4)“La aplicación de un sistema de monitoreo y diagnóstico médico remoto basado en sistemas de salud móviles puede ayudar

significativamente a reducir los costos de atención médica, corregir la gestión del desempeño, particularmente en el manejo de enfermedades crónicas. ”

Existen algunos desafíos en el monitoreo de pacientes en general y aspectos específicos como la aceptación de tecnología y más en nuestro país como lo comentado anteriormente.

Conociendo la estructura, funcionamiento, configuración de los dispositivos E-health, se plantea el desarrollo de un sistema portátil de monitorización en tiempo real de señales bioeléctricas, utilizando la plataforma MySignals Hw 2.0, distintos sensores y un módulo de desarrollo, éste bajo el beneficio de ser un sistema de aprendizaje y pionera en nuestra región caribe.

4. Marco teórico y estado del arte

4.1. Conceptos y definiciones

4.1.1. Sistemas e-Health

Salud electrónica o e-Health es el término con el que se define al conjunto de Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC) que son usadas en el ámbito de medicina para una mejor contribución, en los últimos años ha cogido gran fuerza gracias al avance de las tecnologías que se aplican en el tema de salud pública.

De acuerdo con la organización mundial de la salud (OMS,2014), e-Health es definida como “el uso de información digital, transmitida, almacenada u obtenida electrónicamente para el apoyo al cuidado de la salud tanto a nivel local como a distancia” y se sustenta en el uso de las Tecnologías de la Información y las Comunicaciones (TIC) en aspectos que van desde la gestión de las organizaciones, el acceso a información relevante, el seguimiento del paciente, o incluso la posibilidad de realizar diagnósticos alternativos en enfermedades.

4.1.2. Señales Bioeléctricas

El termino bioelectricidad hace referencia a la actividad eléctrica producida por el organismo debido a la excitación de cierto tipo de células.

Las señales bioeléctricas son señales provenientes del cuerpo humano, producidas debido al desplazamiento de iones en disolución (portadores de carga en los fluidos orgánicos), especialmente los correspondientes al Na^+ , K^+ y Cl^- , Este desplazamiento es producido gracias a las diferencias de concentración de fluidos orgánicos que son: el líquido extracelular, el intersticial y el intracelular. El movimiento de estas partículas con carga eléctrica se llama difusión y se realiza generalmente de las zonas más concentradas a las más diluidas, dando origen a un gradiente de concentración, el cual puede ser estudiado mediante la ecuación de gases perfectos en donde la presión y la concentración están relacionadas directamente.(Orozco,2007,p1)

4.1.3. Electrocardiograma.

El electrocardiograma (EKG o ECG) es un tipo de señal bioeléctrica producidas en el corazón, la obtención de ella evalúa el ritmo y la función cardiaca a través de un registro de la actividad eléctrica del corazón, es muy útil para determinar si una persona sufre de enfermedad cardiaca y si el corazón está latiendo normalmente .

El registro de dicha actividad se ve representado en una gráfica que muestra una serie de deflexiones en la medida en la que el impulso cardiaco se propaga y es obtenida a través de aparatos llamados electrocardiógrafos, los cuales, son conectados al paciente mediante cables unidos a electrodos de superficie ubicados sobre el cuerpo según normas establecidas llamadas derivaciones. La señal electrocardiográfica puede interpretarse de acuerdo a la derivación con la que es captada, ya que cada una de estas, representa la lectura de la

magnitud y dirección de los vectores del potencial de acción desde distintos lugares de referencia. (Andrade y Navarrete, 2006)

4.1.4. Temperatura corporal.

La temperatura corporal otro tipo de señal bioeléctrica estudiada es una medida de la capacidad del organismo de generar y eliminar calor.

La temperatura corporal del ser humano se mantiene dentro de estrechos márgenes gracias a la capacidad del centro termorregulador, situado en el área preóptica del hipotálamo anterior, de equilibrar los mecanismos de producción y disipación del calor. Esta función la desempeña en función de los cambios térmicos de la piel y de la sangre que perfunde los órganos internos. (Pallardo 2006,cp 8)

Es de gran importancia médica medir la temperatura corporal en un paciente., la razón es que una serie de enfermedades van acompañadas de cambios característicos en la temperatura corporal como fiebre miliaria, edema por calor, tetania por calor etc. Del mismo modo, el curso de ciertas enfermedades se puede controlar obteniendo la información de dicha variable.

4.1.5. Oximetría

La oximetría otra señal producida por el organismo que estudiaremos es una forma de medir cuánto nivel de oxígeno se contiene en la sangre. “es un método simple, continuo, no invasivo, para vigilar de manera periférica el porcentaje de hemoglobina (Hb) saturada con oxígeno (O₂), por el paso de longitudes de onda específicas a través de la sangre (SpO₂). Se basa en la ley de Lambert-Beer-Bouguer” (Lopez,2003).

Gracias a un dispositivo llamado oxímetro de pulso, este un sensor que permite medir los niveles de oxígeno en un método no invasivo arroja un porcentaje el cual indica cuánto

oxígeno transporta su sangre en relación al máximo que sería capaz de transportar y a su resultado se le abrevia como SpO₂ (Saturación parcial de oxígeno). Es importante saberlo porque cuando el nivel de oxígeno en la sangre es bajo las células del organismo pueden tener dificultades para cumplir adecuadamente sus funciones y se pueden presentar algunas anomalías.

4.1.6. Frecuencia cardíaca

Como su nombre lo indica la frecuencia cardíaca se relaciona al número de veces en el cual nuestro corazón tiene contracciones o late y es tomada por minuto LBPM, es de vital importancia conocer este parámetro ya que detectamos a pequeños alcances alguna anomalía cardíaca, es otro tipo de señal bioeléctrica.

Los latidos del corazón se generan de forma espontáneamente y automática en una estructura cardíaca llamada nodo sinusal, que se encuentra en la aurícula derecha es el marcapasos natural de nuestro organismo y es el causante de esta frecuencia cardíaca, “las células se caracterizan por poseer actividad espontánea y generar de forma repetida potenciales de acción a una frecuencia controlada, que determina la frecuencia cardíaca y, de forma más amplia, el funcionamiento general del corazón” (Guerra y Cinca, 2007)

4.1.7. Calibración

La calibración según el vocabulario internacional de metrología (VIM, 2012) es “el conjunto de operaciones que establecen, bajo condiciones especificadas, la relación entre los valores de magnitudes indicados por un instrumento o sistema de medición, o valores representados por una medida materializada o un material de referencia y los correspondientes valores aportados por patrones” en resumen es una prueba diagnóstica de un equipo de metrología en relación con unos patrones estandarizados a razón de saber el comportamiento del equipo de medición, El resultado de una calibración permite atribuir a las

indicaciones los valores correspondientes del mensurando o bien determinar las correcciones a aplicar a las indicaciones.

4.1.8. Incertidumbre expandida

La incertidumbre expandida en mediciones “Es una cantidad que define un intervalo alrededor del resultado de una medición, y que se espera abarque una fracción grande de la distribución de valores que se podrían atribuir razonablemente al mensurando” (Miranda,2001), es decir que tanto se duda de las medidas tomadas, estas incertidumbres provienen de los diversos factores involucrados en la medición, como por ejemplo, los resultados de la calibración del instrumento, el material de referencia; la repetibilidad de las lecturas; características del propio instrumento.

4.1.9. Exactitud de las mediciones

Esta cantidad según (VIM, 2012) expresa “el grado de concordancia entre un valor medido y un valor verdadero de un mensurando”. Es quien nos arroja que tan cierto serán las mediciones tomadas en este caso por el equipo de monitoreo.

4.1.10. Arduino

Según su página oficial (Arduino Home, 2018)“Arduino es una plataforma de desarrollo basada en una placa electrónica de hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable es decir una plataforma de desarrollo de código abierto, la cual se basa en hardware y software libre”, fácil de utilizar para los creadores y desarrolladores que la trabajen.

4.1.11. MySignals Hw 2.0

Es una plataforma de libre desarrollo lanzada por una empresa española llamada Libellium (Cooking Hacks,2017) “es una plataforma de desarrollo para dispositivos médicos

y aplicaciones de e-Health, esta plataforma ha sido mejora de versiones anteriores”
actualmente MySignals tiene un nuevo producto que data del 2018 con mejoras incluidas y con compartimiento en nube Libellium iCloud , vendiendo asi un producto más unificado.

MySignals no es un dispositivo médicos ni servicio de atención médica, ni se destina a diagnóstico médico, cura, mitigación o prevención de enfermedades ya que no son productos terminados, por lo que se destinan a ser comprados por desarrolladores, investigadores. Cooking Hacks(2017)

4.2. Actualidad y tendencias de los sistemas de monitoreo de señales Bioeléctricas

El avance en la tecnología es cada vez más rápido y la gran mayoría de las problemáticas se enfocan a un mundo interconectado, tal como lo hace la telemedicina.

En telemedicina una de las tecnologías que toma fuerza es la conocida como las (e-Health), las cuales se definen como el conjunto de técnicas y dispositivos electrónicos empleados para el tratamiento y la transmisión de información sobre salud.

Existen trabajos relacionados con el uso, desarrollo y aplicación de estas plataformas, los cuales se han enfocado al monitoreo de señales usando equipos remotos

A continuación, encontramos trabajos relacionados con el uso, desarrollo y aplicación de estas plataformas, las cuales se han enfocado en el uso de nuevas tecnologías aplicadas en la salud.

Monitoreo ubicuo de salud en tiempo real con WBSN, el cual es un diseño integrado de vigilancia ubicua de salud en tiempo real utilizando WBSN (Redes de Sensores Corporales Inalámbricos) y las nuevas tecnologías como M2M y computación en la nube. Considera un

servidor médico inteligente ubicado en la nube y un dispositivo móvil inteligente que actúa como router y coordinador o concentrador virtual en el lado cliente-paciente. Esta solución ha sido diseñada para pacientes que no pueden tolerar interrupciones en su seguimiento médico, para los cuales un sistema de monitoreo en tiempo real contribuye a mantener sus vidas.

(Kaschel y Perez, 2014)

Monitor de señales de electrocardiografía y frecuencia cardiaca mediante un teléfono móvil con el protocolo de comunicación Bluetooth, este diseño es un sistema de monitoreo que en su sección electrónica realiza la adquisición de la señal de ECG, así como su amplificación, filtrado, conversión analógica a digital y transmisión por BT del ECG y la FC. Se desarrollaron dos programas para el sistema. El primero calcula la FC a través de la identificación del QRS, y envía las señales del ECG y FC al teléfono móvil. El segundo es una aplicación que permite adquirirlas y visualizarlas en la pantalla del móvil.

Este sistema electrónico portátil está alimentado por una batería de 9 volts, de amplificación y ancho de banda que cumplen con los estándares internacionales, para monitoreo de ECG. La identificación del complejo QRS se realizó con el algoritmo de la segunda derivada, mientras que los programas realizados permiten enviar y recibir la información del ECG y la FC a través de BT, para visualizarlos en la pantalla del móvil. Este sistema muestra una alternativa de monitoreo móvil, con un teléfono por medio de BT y la programación en Java 2 Micro Edition (J2ME). Permite registrar el trazo del ECG y la FC, y puede implementarse en diferentes móviles. Becerra et al.(2012).

Otra investigación denominada “**Implementación del prototipo WSN para el monitoreo de pacientes en el centro de salud integral ESPOCH**”, trata sobre la medición de los datos fisiológicos de los pacientes en los centros de salud de Ecuador, la cual se realiza manualmente, lo que implica mucho tiempo para la recepción y movilidad reducida de los

pacientes . Para minimizar estos problemas se consideró implementar un sistema electrónico para realizar estas tareas de forma rápida y segura. Esta investigación busca mejorar el tiempo de respuesta en la toma de decisiones y el monitoreo del paciente. Se realiza transmisión inalámbrica a través de dos módulos XBee S1, el primero para transmitir y el segundo para recibir. Para la red se realizó un cifrado punto a punto AES (Estándar de cifrado avanzado). Los datos muestran una interfaz gráfica en el entorno Delphi XE7, la cual se conecta a una base de datos configurada en MySQL. Los resultados mostraron una mejora de la rapidez del 80% usando la herramienta propuesta que la forma manual de toma los signos vitales utilizados en el Centro de atención médica integrada ESPOCH. Angamarka y Elexandra (2015).

Sistema Inalámbrico para el monitoreo de señales biológicas para el diagnóstico médico

primario a distancia: Tiene como propósito presentar una solución tecnológica en la que se conjugan elementos tecnológicos, tales como: Redes de comunicaciones, telefonía celular, circuitería electrónica; con conocimientos de Medicina, los cuales sirven para ofrecer un producto de tecnología que sirve como apoyo al profesional médico, de modo que éste pueda hacer uso de herramientas tecnológicas para poder ampliar su capacidad de atención a pacientes, en especial, aquellos con dolencias crónicas, que no necesariamente necesiten de un cuidado directo. Este sistema está adaptado para transmitir la señal cardíaca junto con otros signos vitales importantes.(Goytendia,2012).

Dentro de la revisión bibliográfica algunos trabajos han usado plataformas E-Health, como lo es Mysignals HW 2.0 (Cooking Hacks, 2017) (Saleem et al., 2016) lanzada por Libellium en febrero del 2017, la cual tiene el objetivo de ser una ayuda para investigadores y desarrolladores para medir datos de sensores biométricos con fines de experimentación y de prueba en conjunto con plataformas de desarrollo (Arduino,Raspberry); esto la convierte en una herramienta de apoyo para proyectos como el que se plantea en este trabajo.

La plataforma con la cual se desarrolla este proyecto es Mysignals Hw 2.0, no tiene documentación de trabajos de grado u otros proyectos realizados con ellas, pero si existen trabajos con la plataforma anterior e-Health V2.0 la cual fue lanzada en agosto de 2013 por el mismo fabricante Libellium. Uno de los trabajos realizados con esta plataforma es el titulado **“Dispositivo portátil para toma de exámenes médicos con prestaciones en telemedicina”**, Se enfocó en el uso de la plataforma V2.0 para su uso en centros hospitalarios de Chile, obteniendo así un buen resultado en cuanto a aceptación y descongestión en atención , se abordó como una solución efectiva y a largo plazo, la incorporación de nuevas tecnologías que permiten aplicar la telemedicina, para mejorar las prestaciones de salud en Chile. Pérez(2018)

Otro trabajo encontrado con la plataforma e Health V2.0 es el denominado **“Implementación y evaluación de un esquema de control bioeléctrico ON/OFF utilizando hardware de bajo coste”** (Lopez,2017) el cual tiene como fin recoger las señales mioelectricas de nuestro cuerpo que a través de una interfaz gráfica implementada usando Matlab permite ejecutar distintos comandos de control por medio de la adquisición de señales de electromiografías utilizando Arduino y la tarjeta e-Health . En este trabajo se realiza una etapa de calibración de los comandos de control y se implementa un control mioeléctrico ON/OFF a partir de movimientos binarios sencillos de la mano tales como: apertura y cierre, supinación y pronación, flexión y extensión, etc. Esto utilizando la plataforma V2.0 de e-Health.

5. Metodología

La metodología del presente estudio se enfoca en una investigación aplicada de tipo cualitativo, en donde se utiliza una plataforma llamada MySignals HW 2.0.

Para el aprendizaje e investigación se contempla el uso de dos tipos de estudio: Exploratorio y descriptivo. Exploratorio, para la obtención de información, la formulación del problema y la revisión documental sobre herramientas de monitoreo de señales bioeléctricas. Descriptivo, para aportar recomendaciones de una adecuada operación, uso e instalación de la herramienta de monitorización en tiempo real de señales bioeléctricas, utilizando la plataforma Mysignals Hw 2.0.

Para su desarrollo se seleccionó la metodología WBS (Work Breakdown Structure) en la que se definieron 4 fases, de las cuales se generan actividades enfocadas al cumplimiento de metas y resultados, tal como se observa a continuación:

Fase I. Diseño requisitos para la elaboración sistema de recopilación bioeléctrica.

- Realizar una revisión del estado del arte de los sistemas E-health usando MySignals HW 2.0
- Identificar las variables fisiológicas a monitorear con el sistema
- Establecer los requisitos requeridos para el sistema de monitorización bioeléctrica.
- Identificar los principales componentes de la plataforma MySignals HW 2.0

Al finalizar esta fase el objetivo será obtener un diseño de forma ilustrativa de lo que se requiere en el sistema a realizar.

Fase II. Seleccionar plataforma de desarrollo y dispositivos a utilizar

Esta fase contempla las siguientes actividades:

- Caracterizar la plataforma de desarrollo que se acople de manera eficiente al sistema

MySignals HW 2.0

- Establecer los criterios para la selección de plataforma de desarrollo
- Definir las plataformas de hardware a evaluar
- Analizar la compatibilidad en cuanto a software y hardware en los equipos de cómputo a utilizar.
- Descargar e instalar las librerías básicas necesarias para la plataforma de hardware que permita la lectura de los sensores
- Selección de plataforma que más se ajusta a los criterios establecidos para el funcionamiento del prototipo de monitoreo de variables mioelectricas

Esta fase traerá consigo la obtención de la plataforma de desarrollo que utilizaremos en conjunto con MySignals Hw 2.0, para el desarrollo del sistema.

Fase III. Implementación del prototipo para la monitorización de variables.

Para esta fase se llevarán a cabo las siguientes actividades:

- Ejecutar y probar cada sensor de Mysignals HW 2.0 con la plataforma de desarrollo seleccionada
- Configurar y realizar ajustes de los códigos de cada sensor para que realice su correcta funcionalidad.
- Realizar pruebas de recepción de todos los sensores con los ajustes realizados
- Realizar y revisar la configuración de conexión del dispositivo para el acople
- Realizar la instalación final de MySignals HW 2.0 con la plataforma de desarrollo seleccionada
- Ejecutar y probar cada sensor de MySignals HW 2.0 con la plataforma de desarrollo seleccionada

- Analizar los resultados obtenidos en las pruebas realizadas

Al finalizar la etapa se plantea obtener nuestro sistema embebido portátil para el desarrollo del proyecto

Fase IV. Pruebas de calibración y ajustes

Para el desarrollo de esta fase se plantean las siguientes actividades:

- Definir las herramientas a utilizar para la calibración del sistema.
- Establecer los diferentes parámetros de lectura para la calibración.
- Realizar la calibración de los sensores utilizados, para garantizar la correcta lectura.
- Proba con un simulador distintos tipos de señales mioelectricas, con el fin de constatar correcta lectura por parte de nuestro sistema portátil.
- Ajustes de software en nuestro sistema para correcta lectura
- Desarrollar pruebas a distintas personas con características fisiológicas diferentes.
- Constatar resultados obtenidos, con otro tipo de equipos médicos.

Esta sería la última fase del proyecto en el cual se realicen pruebas reales, calibraciones con el fin de brindar cierto grado de confiabilidad al sistema portátil de monitoreo.

5.1. Diseño del sistema de monitoreo de señales bioeléctricas.

Para el diseño de este sistema es necesario establecer los requerimientos del dispositivo a desarrollar, en la figura1. se muestra un diseño de la arquitectura general del sistema a implementar.

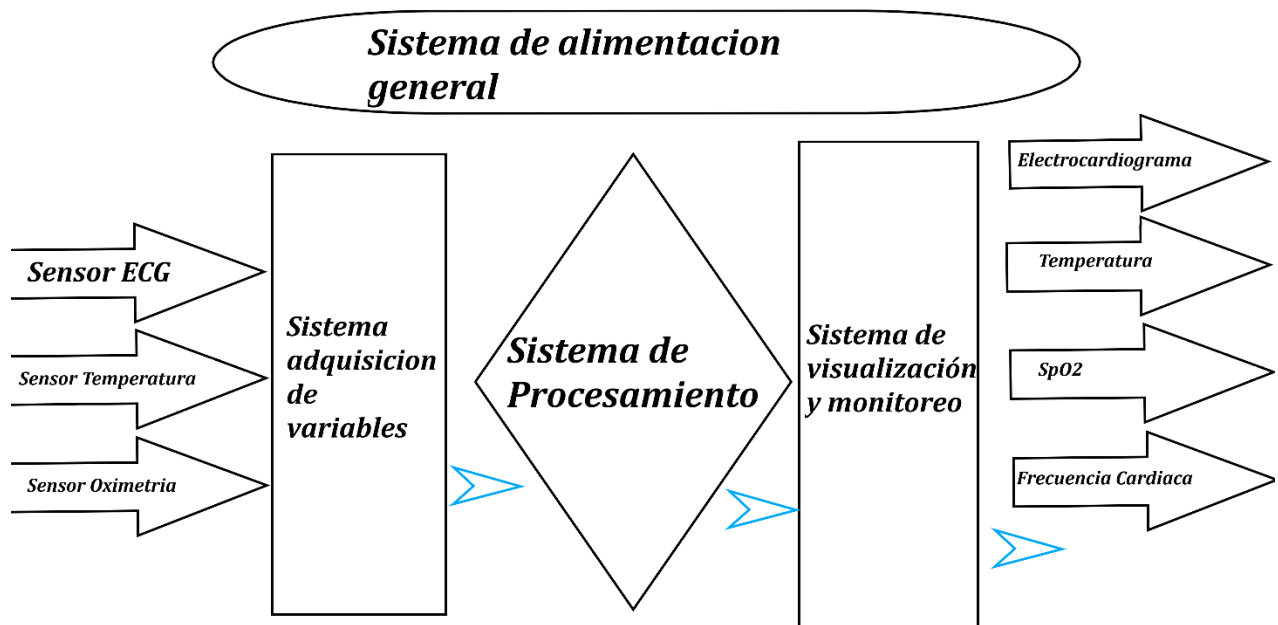


Figura 1. Diagrama sistema e-Health.(Fuente propia)

De acuerdo con los requerimientos descritos nuestro sistema tendrá los siguientes bloques funcionales que se describen a continuación:

- Variables de entrada: Serán los sensores definidos para la medición y monitoreo de las variables bioeléctricas, en el caso particular serán los sensores de Oximetría, ECG y temperatura los cuales permiten leer las señales bioeléctricas que se requiere en el sistema.
- Sistema de adquisición de datos y acople de sensores: Estará compuesto por la placa MySignals HW 2.0 que permite recibir los datos obtenidos de los sensores y se procesan de manera correcta para la posterior transmisión de la información al sistema de procesamiento donde se encuentra la plataforma de desarrollo a utilizar .
- Sistema de procesamiento: Compuesto por una plataforma de desarrollo Arduino en este caso que permite establecer códigos y procesamiento de lectura de la información obtenida del sistema de adquisición de datos.

- Sistema de alimentación. Este debe permitir el correcto funcionamiento de los sensores, placa de adquisición de datos y plataforma de desarrollo, el sistema de alimentación del prototipo a diseñar se suministra al sistema de procesamiento donde se encuentra la plataforma de desarrollo y éste provee la alimentación a todo el prototipo incluyendo el sistema de visualización y monitorización.
- Sistema de visualización y monitoreo: Está compuesto por dos periféricos que permiten la visualización de los resultados luego del procesamiento de las variables bioeléctricas, se integra una pantalla TFT en el sistema de adquisición de variable que se programa mediante el sistema de procesamiento para ser visualizado y la otra forma de leer los resultados es por el monitor serial del Pc que se encuentre programando la plataforma de desarrollo, es el último bloque de nuestro sistema el cual nos permite obtener 4 variables de salida como lo es el electrocardiograma, temperatura, frecuencia cardiaca y Spo2 (Saturación parcial de oxígeno)

Para cada uno de estos elementos del sistema E-Health se seleccionaron componentes de hardware que se describen en la siguiente sección.

5.2. Materiales y componentes para el desarrollo del sistema E-health a desarrollar.

Para el desarrollo del sistema E-Health se seleccionaron los componentes de hardware, de acuerdo a los requerimientos de diseño descritos anteriormente. Para esto se seleccionaron sensores, placa de conectividad de sensores y plataforma de desarrollo, que, al trabajar en conjunto, permitieran obtener las mediciones de SpO₂, frecuencia cardiaca, temperatura corporal y la actividad eléctrica del corazón. A continuación, se describen estos elementos detalladamente.

5.2.1. Variables de entrada de las señales fisiológicas.

Para la recolección de las señales fisiológicas a monitorear es necesario utilizar sensores que permitan la correcta lectura de las variables, las cuales fueron delimitadas anteriormente, para el sistema de monitoreo E-Health. Para este proyecto las variables a monitorear son la oximetría y frecuencia cardiaca (obtenidas a través de un mismo sensor), la actividad eléctrica del corazón y la temperatura corporal. Esto indica que se usarán tres sensores para el sistema desarrollado, los cuales se definen a continuación para mayor detalle:

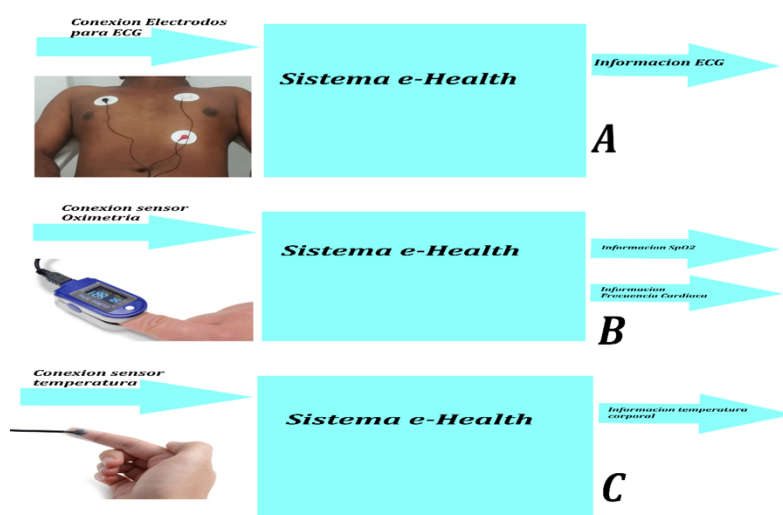


Figura 2. Conexión sensores variables de entrada, A) Electrocardiograma, B) Oximetría, C) Temperatura (Fuente propia).

5.2.1.1. Sensor Oximetría.

Este sensor ha sido suministrado por la plataforma de desarrollo MySignals permite obtener la información de las variables fisiológicas frecuencia cardiaca y la saturación parcial de oxígeno (SPO2) mediante un método no invasivo el cual se basa en la detección de HbO₂ (hemoglobina) y Hb (desoxihemoglobina). Se utilizan dos longitudes de onda de luz diferentes para medir la diferencia real en los espectros de absorción de HbO₂ y Hb y el torrente sanguíneo que se detecta se ve afectado por los niveles de concentración, los niveles de absorción que utiliza el sensor va desde espectro de una luz roja 660 nm y un espectro de

luz infrarroja 960nm Un foto detector percibe la luz absorbida por los leds , dependiendo que tanto se absorbe en HbO₂ y Hb se arroja un porcentaje de oxigenación, por obtener la información del torrente sanguíneo tambien es posible detectar la frecuencia cardiaca por lo que el sensor nos podría arrojar las dos informaciones de señales bioeléctricas.

La interpretación de los niveles que se arrojan se dictamina conociendo los rangos normales, pues para un funcionamiento normal los niveles de SPO₂ van desde un 95-99% , los valores que se encuentren en un 100% significan intoxicación por la alta concentración de monóxido de carbono.

La alimentación de este sensor es directamente en el dispositivo con 2 baterías AAA y se conecta a un cable de conexión de SPO₂ con la placa MySignals para poder obtener la información y visualización en el equipo de monitoreo

5.2.1.2. Sensor ECG.

El electrocardiograma (ECG) como se define anteriormente es una prueba de diagnóstico que se usa de forma rutinaria para evaluar las funciones eléctricas y musculares del miocardio. El sensor para utilizar en MySignals usa un "electrocardiograma de telemetría continua para una monitorización prolongada que incluye el uso de tres electrodos de ECG" (Cooking Hacks,2017) y se conectan de forma torácica como se detalla en el anexo 2, permitiendo así leer solo la segunda derivación del ECG que es quizás la más importante en cuanto a emergencia se requiere ya que suministra el registro del comportamiento del nodo sinusal.

Con la interpretación del ECG se puede determinar si la conducción cardiaca es normal, el tamaño de las cavidades cardíacas y si hay daño en regiones del miocardio, el resultado de esta prueba son formas de ondas como podremos observar en la siguiente figura

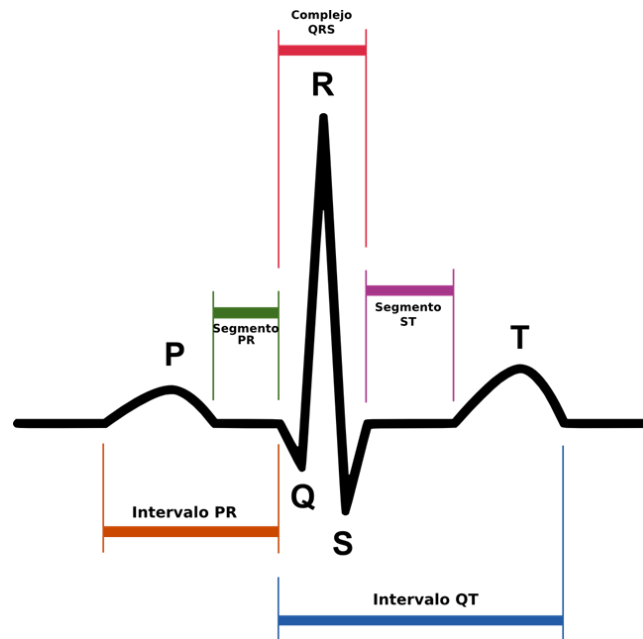


Figura 3. Forma onda ECG(Tomada de Cooking hacks)

En cada latido se obtienen 3 ondas las cuales son de uso vital para el estudio del examen.

- ✓ La onda P es una pequeña onda ascendente. Representa la despolarización de las aurículas y la transmisión del impulso del nódulo sinusal a las fibras musculares auriculares.
- ✓ El complejo QRS se inicia con una onda descendente, continúa con una onda rápida triangular ascendente y finalmente una pequeña deflexión. Este complejo representa la despolarización ventricular.
- ✓ La onda T: es una onda ascendente suave que aparece después del complejo QRS y representa la repolarización ventricular.

El análisis del ECG también incluye la medición de los espacios entre las ondas o intervalos este análisis se da en la impresión de la onda en un papel especial milimetrado, el equipo diseñado en el proyecto podría transmitir la prueba a una impresora para que esta imprente la onda en dicho papel milimetrado

5.2.1.3. Sensor de temperatura

Este sensor permite la supervisión de la temperatura del cuerpo. “Su medida está expresada en grados Celsius ($^{\circ}\text{C}$), y sus resultados tienen una desviación máxima de $0,1^{\circ}\text{C}$ la información de esta desviación es según el fabricante ”Cooking Hacks(2017).

Es de gran importancia médica medir la temperatura corporal. La razón es que una serie de enfermedades van acompañadas de cambios característicos en la temperatura corporal como fiebre, calambres por calor, golpe de calor, hipertermia maligna, etc.

En condiciones normales, la temperatura corporal se encuentra entre $35,8$ y $37,2^{\circ}\text{C}$, con variaciones durante el día que hacen que esta temperatura sea más elevada por la tarde, depende del equilibrio entre la producción de calor y la pérdida de éste.

5.2.2. Sistema de adquisición de variables.

El sistema de adquisición de datos o variables se basa en la utilización de la placa MySignals HW 2.0. Esta placa diseñada por Cooking Hacks con el objetivo de ir en ayuda

de investigadores, desarrolladores se encarga de recibir la información de los sensores anteriormente descritos, y transmitir esta información mediante los pines digitales al sistema de procesamiento, donde se encuentra la plataforma de desarrollo.

Tal como se observa en la figura 4 la placa trasmite los datos recolectados por los sensores a la plataforma de desarrollo que se le suministre por los pines digitales que cuenta, se observan algunos periféricos de entrada los cuales tienen conexión tipo Jack y es allí

donde se conectan los sensores a utilizar.-

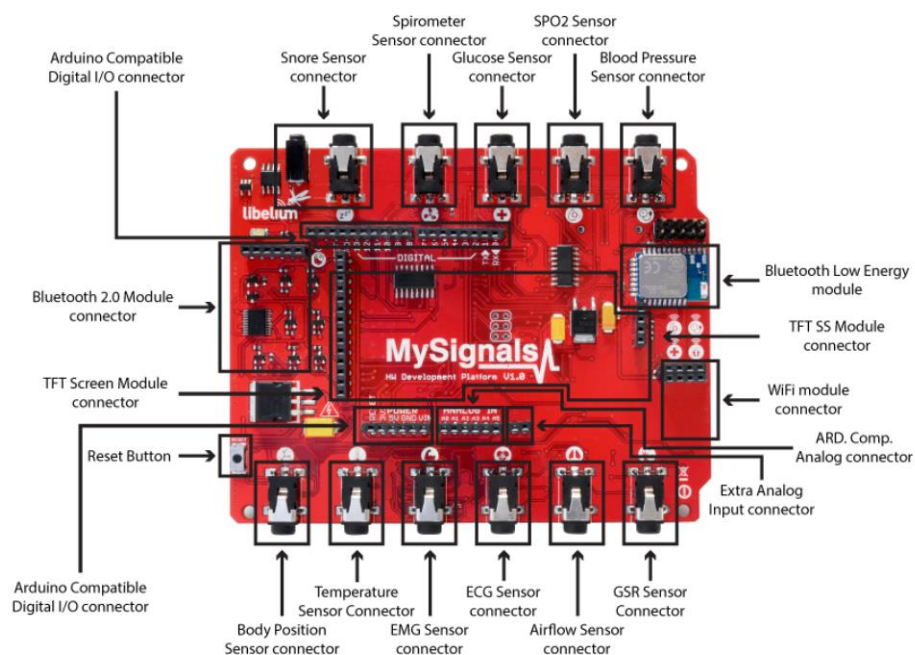


Figura 4. Plataforma MySignals HW 2.0 (Tomada de Cooking hacks)

5.2.3. Sistema de alimentación general

La alimentación al sistema de adquisición de variables MySignals debe ser suministrada mediante la plataforma de desarrollo y esta tensión de alimentación debe ser de 12V con una corriente de operación de 2 A es lo más recomendado, aunque funcionalmente puede trabajar a 5 V pero con una salvedad y es que el sensor de ECG al ser un poco más complejo se necesita trabajar con una alimentación de 12 V sino corre con este requerimiento podríamos tener una prueba errónea , los 12 V se le pueden suministrar al Arduino por una fuente de poder específica, con un convertidor directo AC/DC como en la figura 5 se observa.

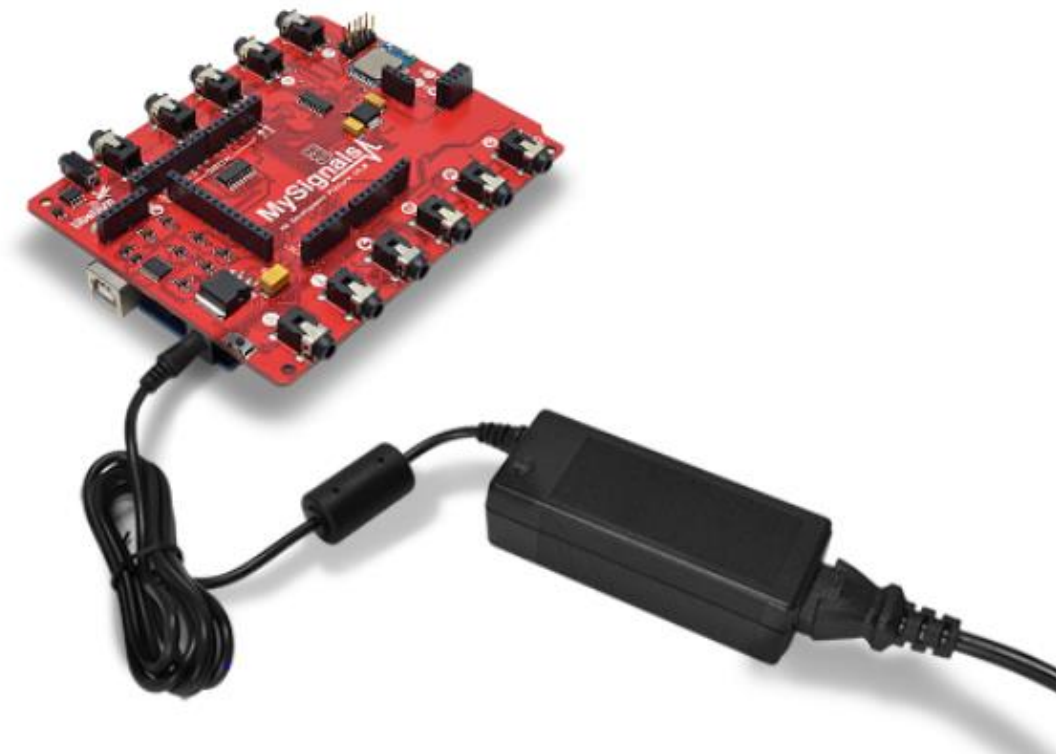


Figura 5. Alimentación de MySignals HW 2.0 a través de Arduino Tomada de Cooking hacks)

5.3. Seleccionar plataforma de desarrollo y dispositivos a utilizar

La plataforma Mysignals tiene compatibilidad y está diseñada para trabajar con Arduino UNO, aunque con otros sistemas de acople (Shield) puede trabajar con otras plataformas de desarrollo, como es el caso de Raspberry Pi o Arduino mega, por ejemplo. Para definir la plataforma es importante saber que rendimiento es el que requerimos por eso lo importante de esta fase.

Para caracterizar la plataforma de mejor acoplé es necesario conocer los requisitos electrónicos que establece el fabricante Libellium para con la placa MySignals HW 2.0 y es conociendo la guía técnica del fabricante y con el estudio de él se establecen los criterios para seleccionar una plataforma que cumpla los requisitos técnicos que se requieren.

Tabla 1.

Fuente alimentación general. Adaptado de (Cooking Hacks (2017).)

Corriente de operacion	2 A
Voltaje de operacion	5V
Voltaje de entrada (Recommendado)	12V
Voltaje de entrada (limites)	10-20V

Tabla 2.

Fuente alimentación especifica. Adaptado de (Cooking Hacks (2017).)

Corriente DC por Pin de E/S	20 mA [Max]
Corriente DC por 3.3V	1 A [Max]
Corriente DC por 5V	1 A [Max]
Corriente DC por 4V	2 A [Max]

Los requisitos luego de conocer los valores de operación son:

1. La alimentación a la plataforma Mysignals debe ser suministrada mediante la plataforma de desarrollo a seleccionar y esta tensión de alimentación debe ser de 12V (recomendado), aunque a 5V es funcional
2. La memoria flash mínima de la plataforma de desarrollo para trabajar con Mysignals debe ser de 32Kb
3. La plataforma MySignals cuenta con 32 pines por lo que se requiere Shield para conectarse con las plataformas de

desarrollo, aunque con Arduino UNO no es necesario ese Shield ya que es fabricado en hardware para trabajar con él, es el recomendado.

Las plataformas que cuentan con estos requisitos mencionados anteriormente son muchas, y más al saber que con un Shield se puede compatibilizar a cualquier plataforma de desarrollo que cuente con lo anterior mencionado, a nuestro alcance se nos permite evaluar con Arduino Mega, Arduino Uno.

El nivel de alcance para este prototipo no requiere tanta memoria RAM ya que solo utilizamos 3 sensores, por lo que una plataforma de hardware muy compatible y de fácil acceso es Arduino Uno, con esta plataforma se procede a realizar este sistema de monitoreo

El fabricante Libellium en su página principal suministra las librerías y códigos para cada uno de los sensores de MySignals, estos códigos son en lenguaje C, muy adaptables a la plataforma de desarrollo seleccionada Arduino Uno, es necesario revisar estos códigos y realizar alguna modificación ya que data ambiguo muchas cosas que se encuentran allí.

Luego de realizar las actividades anteriores y analizar lo que buscamos esencialmente en el trabajo, se concluye utilizar una plataforma de desarrollo que esté a nuestro alcance y sea de bajo costo para la realización del proyecto, utilizaremos la más básica que no necesitara adaptación de Shield y es Arduino UNO

5.4. Implementación del prototipo para la monitorización de variables.

Conociendo la plataforma de desarrollo que establecimos en la actividad anterior se prosigue a probar el equipo e-Health con MySignals Hw 2.0 y Arduino Uno con el fin de obtener el sistema e-Health.

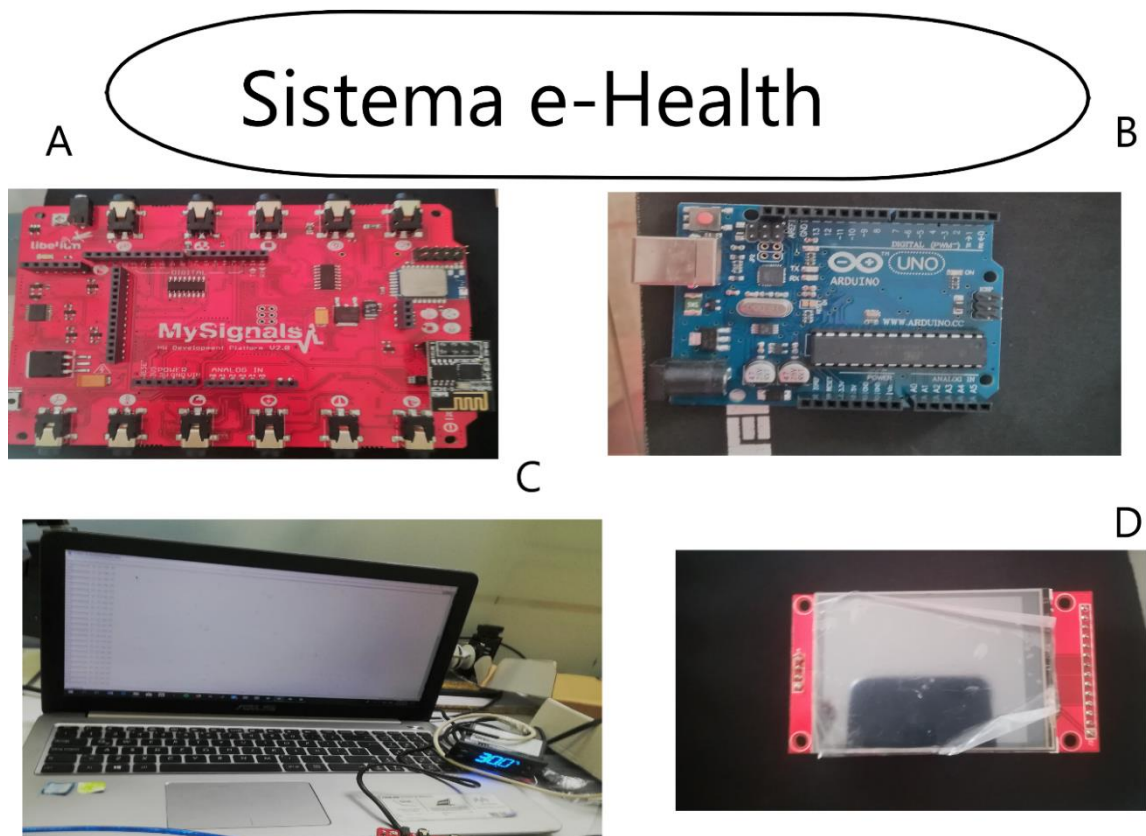


Figura 6. Sistema e-Health propuesto, A) MySignal HW 2.0, B) Plataforma Arduino, C) Equipo computarización, D) Pantalla visualización (Fuente propia)

En la figura anterior podemos observar todos los componentes principales que integran el sistema propuesto de este proyecto, los componentes secundarios se derivan de estos como son los sensores para recepción de las señales bioeléctricas y el convertidor de alimentación y cables de conexión.

5.4.1. Realizar y revisar la configuración de conexión del dispositivo para el acople

La conexión de Mysignals Hw 2.0 con Arduino Uno se debe revisar para evitar problemas en el funcionamiento del dispositivo, la alimentación como se ha dicho se da a través de la plataforma de desarrollo la forma de conexión del sistema de adquisición de variables y el sistema de monitoreo.

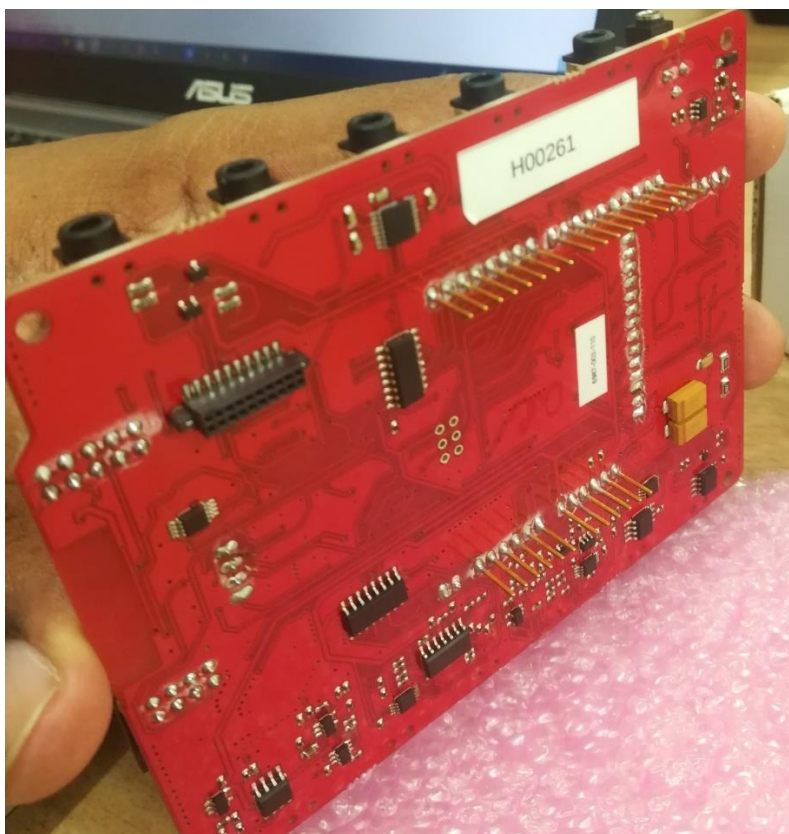


Figura 7. Pines de acople sistema adquisición de variables (Fuente propia)

Estos pines que se observan en la parte trasera de la placa MySignals HW 2.0 es la que se conecta con la plataforma de desarrollo Arduino de esta forma, tiene 12 entradas análogas y 18 digitales que se conecta de una forma muy fácil con Arduino Uno, ha sido esta una de las razones para escoger esta plataforma de desarrollo.

Luego de realizar el acople de hardware se procede a suministrar alimentación que se provee a través de la plataforma de desarrollo, se recomienda se conecte a una fuente de 12 V, aunque a 5v que suministra el equipo de cómputo también funciona en la siguiente figura se prevé de qué forma se alimenta el sistema e-Health.

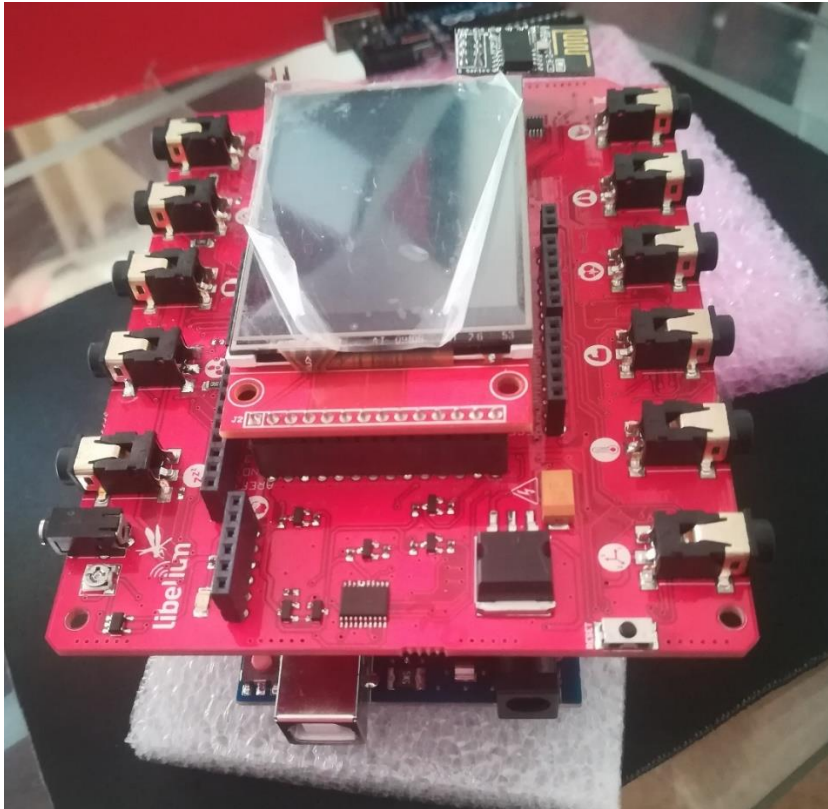


Figura 8. Acople sistema adquisición de variables, plataforma de desarrollo y equipo visualización (Fuente propia)

Luego de suministrar alimentación se puede desarrollar las funciones de la plataforma y es aquí en que procederemos a cargar los sensores con los códigos que nos suministran el fabricante.

5.4.2. Ejecutar y probar cada sensor de Msignals con la plataforma de desarrollo seleccionada

Como es sabido se monitorean 4 variables que hemos escogido por lo cual se limitan el uso de sensores a 3, en esta actividad nos limitamos a usar cada código que nos suministra el fabricante para dichos sensores en su agina web y empezamos a probar cada uno

✓ **Prueba sensor oximetría**

Este sensor nos permite la lectura de dos variables fisiológicas, las cuales son frecuencia cardiaca y saturación parcial de oxígeno, la conexión de este sensor en la placa

Mysignals es de manera muy fácil pues solo un cable tipo Jack permite conectarlo a una entrada digital para su lectura, luego de conectarlo cargamos el código y lo subimos a Arduino para que permita la lectura y se visualice los valores en la pantalla TFT .



Figura 9. Conexion para prueba sensor oximetría (Fuente propia)

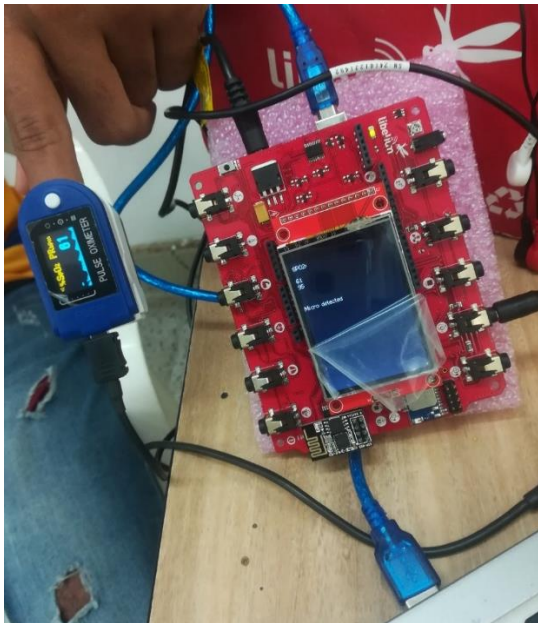


Figura 10. Prueba sensor oximetría(Fuente propia)

✓ **Prueba sensor temperatura**

La conexión del sensor en la plataforma se hace directamente en el conector. y en el paciente se puede hacer en la boca, la axila, la piel y la oreja, Consta de un transductor de temperatura con termistor el cual varia su resistencia y nos suministra un cambio de voltajes que se traducen en la variable de temperatura corporal, como lo observamos en la figura 11.

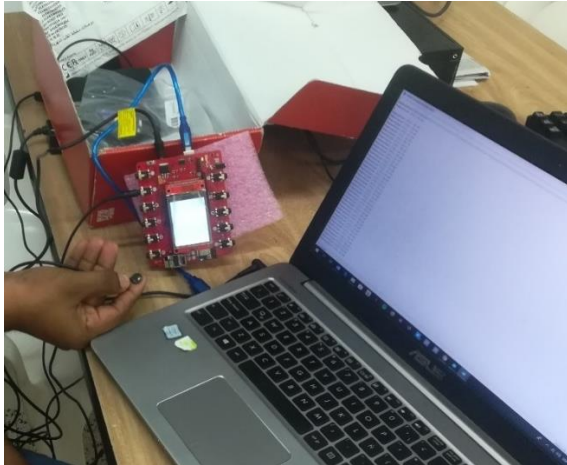


Figura 11. Prueba sensor temperatura (Fuente propia)

Esta lectura del sensor se hace a la lectura serial de la plataforma Arduino solo la visualización de la variable final se hace al equipo de cómputo por lo que no aprovechamos la pantalla TFT.

✓ **Prueba sensor electrocardiograma**

Quizás el más complejo a utilizar ya que la conexión debe ser muy cuidadosa y no es completa el examen cabe aclarar que solo nos permite la lectura de tres derivaciones primero se debe elegir qué derivación precordial se usará para nuestro estudio es importante saber el cambio de frecuencia cardiaca o la segunda derivada que se obtiene conectando los electrodos se observa en la figura 3

Ahora procedemos a cargar el código que nos suministra el fabricante para poder visualizarlo solo en la pantalla TFT.

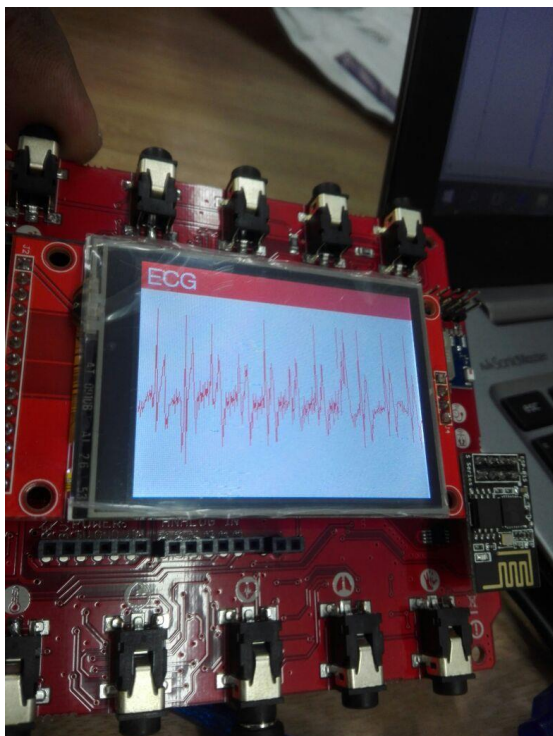


Figura 12. Prueba ECG(Fuente propia)

Luego de obtener esta grafica procedemos a cargar para la visualización en el monitor serial en escalas de volts

- 5.4.3. Configurar y realizar ajustes de los códigos de cada sensor para que realice su correcta funcionalidad.

Como se vio en la actividad anterior, los códigos para la visualización en el equipo de cómputo y la pantalla TFT para un solo sensor son independientes por lo cual para la lectura de un sensor debemos cargar código a código por lo que no es eficiente en una prueba diagnóstica, por lo cual en esta actividad modificamos los códigos para ser embebidos y se permita la lectura y visualización de la variable en ambas pantallas con un solo código, los cuales se adjuntan el anexo a de manual de usuario en la sección codigos , luego procedemos a realizar las pruebas de cada sensor con las modificaciones realizadas para su funcionamiento eficiente

5.5. Proceso de calibración

En el tema de salud, es muy importante contar con equipos que nos brinden confiabilidad a la hora de tomar medidas que nos ayuden a llevar el control de nuestras variables físicas, una de las mejores soluciones para obtener esta confianza es contar con un certificado de calibración del equipo que se requiere utilizar en nuestro caso es de vital importancia reconocer que las lecturas de señales mioelectricas por parte de nuestro equipo portátil son verdaderas, para poder ser aplicada a un paciente, el proceso de calibración nos brinda veracidad y confianza a los resultados que se obtienen.

Según la INS-2015 “La confirmación metrológica busca asegurar que se demuestre, controle, mantenga y documente la adecuación de los equipos e instrumentos de medición para el uso previsto. Es así, que se contemplan actividades de mantenimiento, ajuste, verificación, calificación y calibración de acuerdo con los requisitos metrológicos del equipo e instrumento de medición y se tienen consideraciones tales como rango, resolución, errores permitidos y capacidad de medición y calibración”

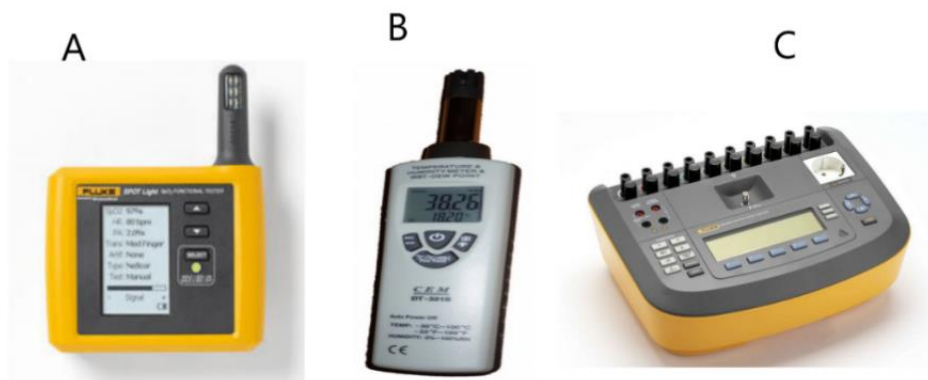
La calibración de un instrumento en pocas palabras es el proceso de comparación de lectura por parte de un equipo el cual se está calibrando, con la lectura generada por un instrumento de referencia denominado patrón, bajo determinadas condiciones para comparar su respuesta y así dar un diagnóstico en cuanto a porcentajes de error.

Para realizar la calibración de nuestro equipo fue posible contar con la ayuda de una empresa ubicada en la ciudad de Barranquilla encargada de los procesos de calibración, llamada CALIBRAR SAS, debido a conocimientos propios en el área, la calibración se pudo realizar personalmente con los equipos patrones suministrados por la empresa y con su ayuda técnica para despejar cualquier duda.

Como es de conocimiento nuestro equipo portátil de monitoreo, permite la lectura de cuatro señales mioeléctricas, utilizamos 3 equipos de referencia ya que existe un equipo que puede simular dos de nuestras señales en simultaneo, los equipos patrones a referenciar se describen a continuación

5.5.1. Equipos patrones a referenciar

Para este proceso se utilizaron tres equipos patrones, con los cuales se busca la calibración de los 3 sensores utilizados en este proyecto, esos equipos se ilustran en la siguiente imagen



A) Simulador signos vitales Spot light

B) Termohigrómetro DT-321S

C) Analizador desfibrilador Fluke-Impulse-7000DP

Figura 13 Equipos patrones(Fuente propia)

Termohigrómetro dt-321s (10093847)

Es un medidor de temperatura y humedad de respuesta rápida y gran exactitud con bulbo de punto de rocío y punto húmedo, los detalles de su calibración se encuentran en el anexo 2.

Este es el equipo patrón a comparar ya que cuenta con una muy buena exactitud para lecturas de temperatura se compara con el sensor de MySignals equipo propuesto ya luego de la modificación de sus códigos.

Simulador signos vitales spot light (230046)

Es un probador para oximetría, una de las señales bioeléctricas utilizadas en nuestro proyecto aparte es un simulador también de frecuencia cardíaca LPM, otra señal que será monitoreada por nuestro equipo portátil, la calibración del equipo se observa en el anexo 2

Incluye tres ajustes personalizados diseñados especialmente para que sea el dispositivo más rápido y fácil de utilizar de la actualidad para las pruebas funcionales de pulsioximetría. se configura en segundos para enviar la saturación de SpO₂, la frecuencia cardíaca personalizadas de diferentes fabricantes a un pulsioxímetro o monitor de paciente

Este es el equipo patrón para el pulsioxímetro utilizado en nuestro sistema y que permite la lectura de dos señales bioeléctricas.

Analizador de desfibrilación impulse 7000-dp (3268071)

Es un instrumento de test de precisión portátil que asegura un correcto funcionamiento y las prestaciones primordiales del equipamiento de soporte crítico de vida en la resucitación cardíaca este será el equipo patrón para detectar las señales ECG en diferentes estados, nuestro equipo portátil debe visualizarlas y tener un comportamiento frente a estas, para obtener sus resultados se toman de manera visual en la sección de resultados se anexan sus tomas también su documento de calibración lo podremos encontrar en el anexo 2.

5.5.2. Resultados calibración

Los resultados luego de realizar los ajustes pertinentes y calibrar con los equipos mencionados anteriormente se detallan en exactitud y precisión todo con el fin de arrojar con

que error trabaja el prototipo, por lo que titulamos el resultado de cada sensor al cual se les hizo 5 pruebas o tomas con el patrón para poder determinar su veracidad

Temperatura corporal.

Al usar el sensor que se utiliza en MySignals y compararlo con el termohigrómetro se arroja un grado de concordancia muy aceptable como lo observamos en la siguiente tabla, se hicieron 5 pruebas de recepción de la temperatura con el sensor de MySignals y el patrón(termohigrómetro)

Tabla 3.

Mediciones calibración temperatura.

SELECCIÓN PATRON	MEDICIÓN 1	MEDICIÓN 2	MEDICIÓN 3	MEDICIÓN 4	MEDICIÓN 5
°C	°C	°C	°C	°C	°C
29,5	30,22	30,3	30,12	30,14	29.6

Los resultados anteriores luego de obtener un promedio de la temperatura que se midió nos permiten analizar y concluir que el error seria de un 0,70 con una incertidumbre expandida de 0,14, lo que nos permite decir que se necesitan realizar más ajustes al sensor para su correcta lectura, una de las conclusiones que podemos sacar en estos resultados es que se comprueba que la toma de señales bioeléctricas por parte del dispositivo no es inmediata es decir, existe un tiempo de estabilización del sistema que permite leer correctamente la variable

Tabla 4.

Sensor temperatura, error e incertidumbre

TEMPERAT PATRÓN (°C)	TEMP MEDIDA (°C)	ERROR (°C)	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA ±U EXP (°C)
°C	°C	°C	°C
29,50	30,20	0,70	0,15

Oximetría de pulso

Al usar el sensor que provee MySignals con el simulador de signos vitales spot-light(patrón) suministrado en el laboratorio de calibración obtenemos las siguientes pruebas de oxigenación que se observan en la tabla 3

Tabla 5.

Mediciones calibración SpO2

PATRÓN	MEDICIÓN 1	MEDICIÓN 2	MEDICIÓN 3	MEDICIÓN 4	MEDICIÓN 5
%	%	%	%	%	%
85	8	86	85	86	85
90	90	91	90	90	90
95	95	96	95	95	94
97	97	97	97	97	97
99	99	98	99	99	99

En la cual no se ve mucha discordancia en las tomas realizadas y tenemos muy poco error como lo observamos en la tabla 4.

Tabla 6.

Sensor Oximetría (SpO_2), error e incertidumbre

SATURACIÓN O ₂ SIMULADA (PATRÓN) %	SATURACIÓN O ₂ INDICADA (EBP) %	ERROR %	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA $\pm U$ EXP %
85	83	0,4	1,9
90	88	0,2	1,9
95	93	0,2	2,0
97	97,0	0,0	1,9
99	99	0,20	1,9

Para la frecuencia cardiaca tambien se realizaron comparaciones

Tabla 7.

Mediciones calibracion frecuencia cardiaca

PATRÓN	MEDICIÓN 1	MEDICIÓN 2	MEDICIÓN 3	MEDICIÓN 4	MEDICIÓN 5
LPM	LPM	LPM	LPM	LPM	LPM
60	60	60	60	60	60
80	80	80	80	80	80
120	120	120	120	120	120
150	150	150	150	150	150
180	180	180	180	180	180

Con los resultados obtenidos se analizan con el fin de sacar la exactitud e incertidumbre
expandida

Tabla 8.

Sensor oximetria (Frec Cardiaca), error e incertidumbre

Frecuencia cardiaca simulada (Patrón)	Frecuencia cardiaca indicada (EBP)	Error	Incertidumbre expandida $\pm U$ Exp
LPM	LPM	LPM	LPM
60	60,0	0,0	1,5
80	80,0	0,0	1,5
120	120,0	0,0	1,5
150	150,0	0,0	1,5
180	180,0	0,0	1,5

Una forma de deducir es que este sensor esta calibrado y es aceptado pues tiene exactitud al 100% en sus medidas, en el proceso de calibración tambien es recomendable estimar un tiempo de estabilización para su correcta lectura

ECG

Se compara el sensor suministrado con el patrón en el laboratorio de calibración el analizador de desfibrilación el cual nos arroja ciertas formas de onda que el sensor debería leer , se realizaron 5 tomas diferentes de medida como se han hecho con los demás sensores, el resultado se puede observar en los anexos ya que esta prueba de ECG no nos arroja parámetros numéricos solo visibles, al realizar la calibración con este sensor se estima que el tiempo de respuesta del funcionamiento del sensor correctamente es de 40 segundos hasta que estabilice. Luego de cargar los códigos.

6. Resultados y análisis

Al obtener los datos anteriores en la actividad de calibración nos da pie para interpretar y poder concluir sobre los valores de variables que permite reconocer el sistema, con el fin de

brindar cierta confianza a los usuarios de esta plataforma para los distintos valores a recopilar.

6.1. Análisis calibración Oxímetro(SpO2)

Al obtener los datos anteriores de calibración en tablas y mediciones procedemos a la interpretación de esta, la calibración de la saturación parcial de oxígeno nos arrojó la gráfica que observamos a continuación.

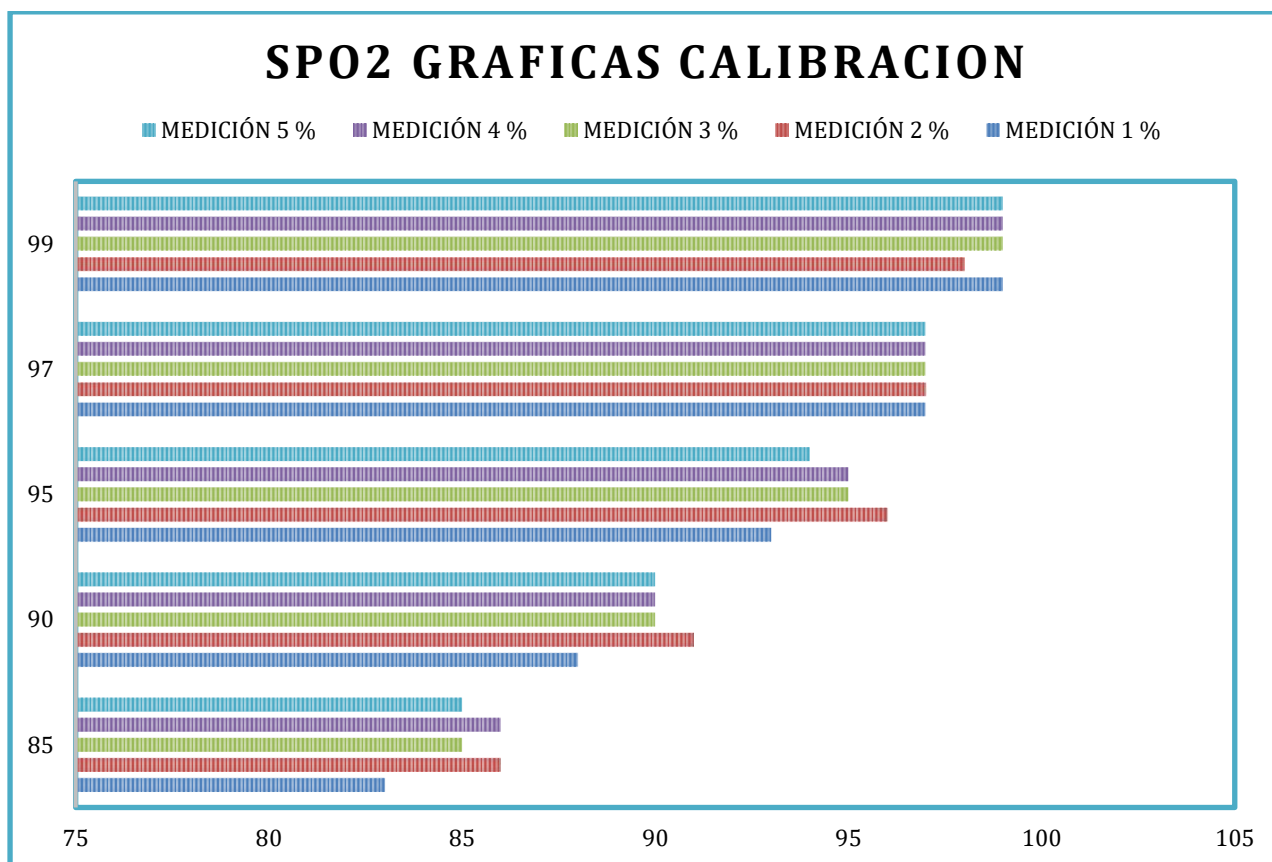


Figura 14. Grafica de calibración SpO2 (Fuente propia).

De la anterior grafica deducimos que la primera medición tiene siempre un distanciamiento en la lectura, analizamos que al repetir las mediciones se logra estabilizar a partir de la tercera medición lo que nos afirma que el sensor de SpO2 necesita un tiempo de estabilización para su correcta lectura, esto lo podemos concluir de la gráfica anterior. Los

datos anteriores se obtuvo su error con respecto a la incertidumbre expandida de lo que podemos también afirmar lo anterior que a partir de la tercera medición obtenemos un error nulo, cero con respecto al patrón utilizado, hay que tener en cuenta estas consideraciones para el uso de la plataforma.



Figura 15. Gráfica de error Calibración SpO2 (Fuente propia).

6.2. Análisis calibración Oxímetro (Frecuencia cardiaca)

Al obtener los datos anteriores de calibración en tablas y mediciones procedemos a la interpretación de esta, la calibración de la frecuencia cardiaca permite obtener la siguiente gráfica.

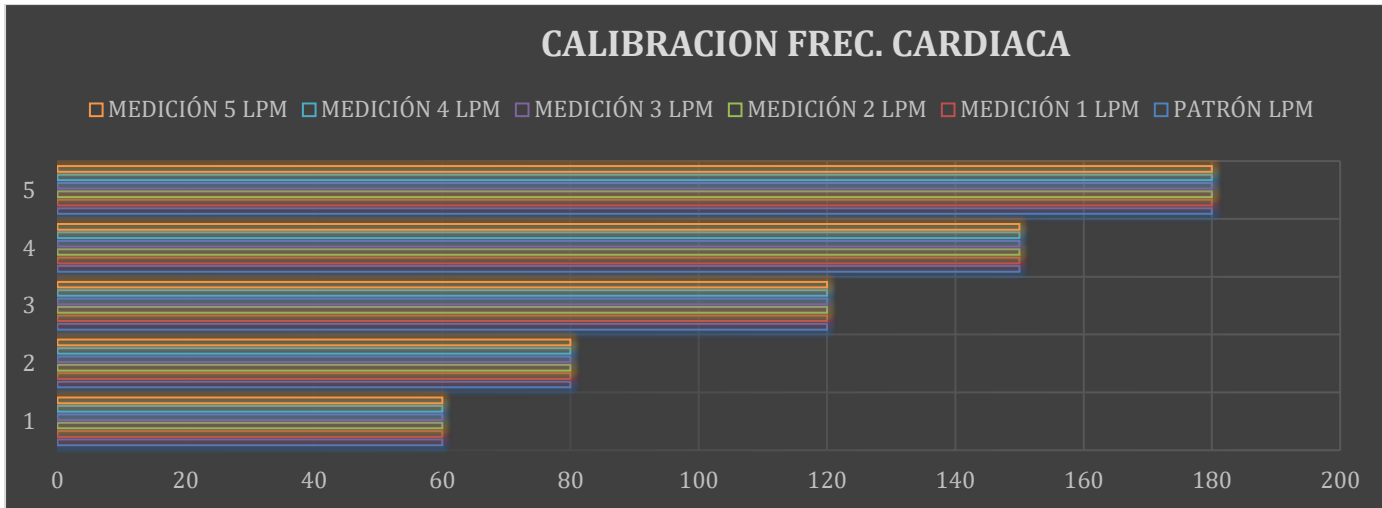


Figura 16. Grafica de Calibración Frec. Cardiaca (Fuente propia).

Se observa las 5 mediciones para cada nivel de patrón, no muestra variación alguna en los datos obtenidos por lo que la variable de frecuencia cardiaca hace una lectura muy precisa a pesar de que esta variable sea suministrada por el mismo sensor de SpO2.

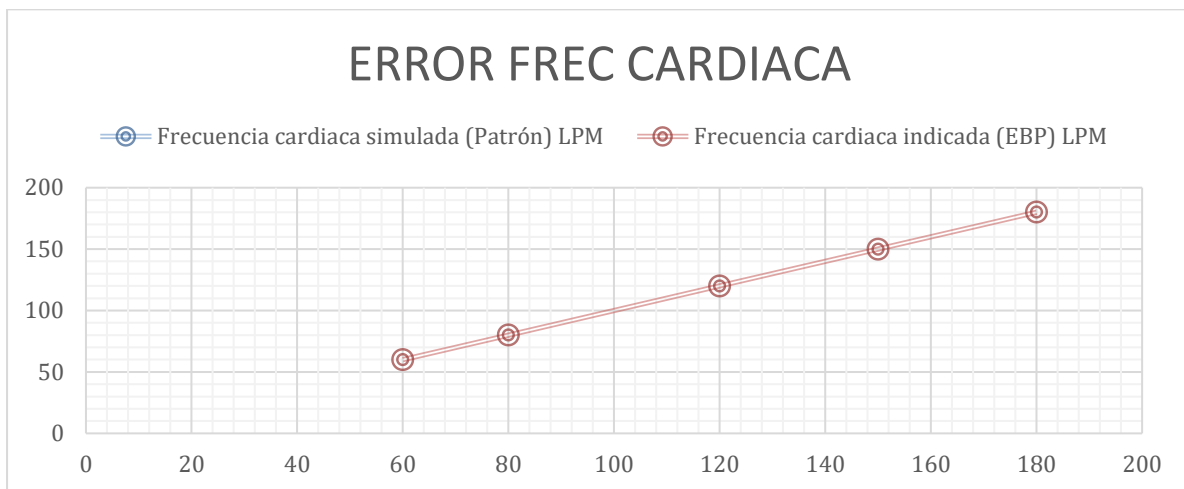


Figura 17. Grafica de error frecuencia cardiaca (Fuente propia).

De la anterior grafica apreciamos que no existe error , la frecuencia simulada por el patrón Spot Light es la misma lectura que hace el sensor de la plataforma, a un asi tenemos una incertidumbre expandida que suministramos de un ± 1.5 que sería aceptable para lectura.

6.3. Análisis calibración temperatura corporal

El sensor de temperatura corporal fue instanciado con un termohigrómetro que media la temperatura ambiente y se somete el sensor del sistema a estas pruebas se realizan 5 capturas de mediciones con un solo valor de temperatura leída por el patrón, de las mediciones realizadas se procede a interpretar mediante la siguiente gráfica.

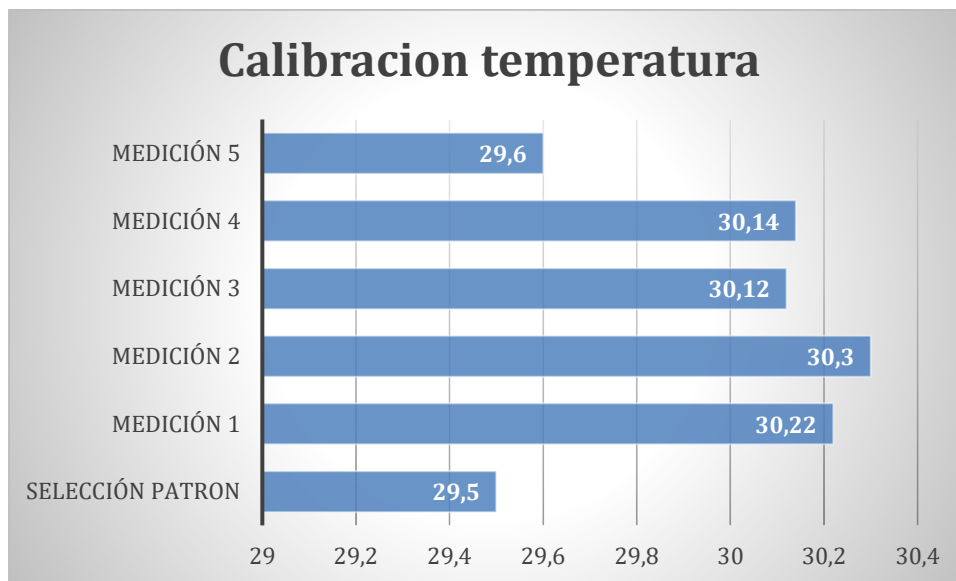


Figura 18. Gráfica de calibración temperatura (Fuente propia).

Donde se tiene una temperatura patrón que solo se alcanza a estabilizar por el sensor de la plataforma en la quinta medición realizada, hablándonos así de ese tiempo de estabilización de los sensores, se realiza un promedio de estas 5 mediciones con el fin de obtener la discordancia o error que se obtiene, tenemos la siguiente gráfica

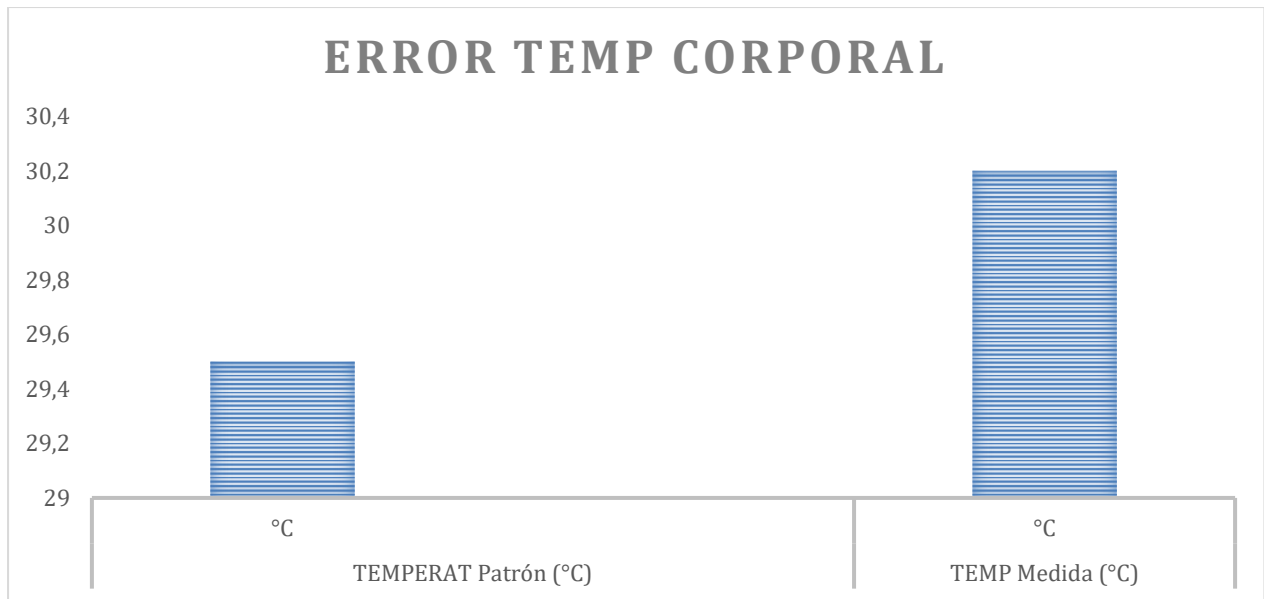


Figura 19. Grafica de error temperatura corporal (Fuente propia).

Obtenemos un error de $0,7\text{ }^{\circ}\text{C}$, cabe recordar lo mencionado anteriormente que el sensor solo se logró estabilizar desde la quinta medición.

Luego de realizar la calibración del sistema y poder obtener su cierto grado de precisión se validan los resultados en aplicación cotidiana, obteniendo datos en pacientes reales y compararlos con equipos utilizados en campo, en este pequeño espacio de sección se permitió realizar pruebas con el prototipo finalizado a un centro hospitalario en la ciudad de Barranquilla, Colombia cabe aclarar que se presentó en forma de pruebas con el fin de resolver una de las preguntas problemas descritas en el inicio del trabajo y justificando la solución propuesta.

Se traslado al hospital Niño Jesús en la ciudad de Barranquilla con la supervisión de médicos de cabecera y practicantes de medicina para realizar las pruebas de este prototipo en campo real, que se convierte en una herramienta medica muy aceptada y de gran ayuda para el descongestionamiento en salas de espera ya que para leer los signos vitales se convierte en una buena alternativa utilizar el sistema de monitoreo propuesto.

Las pruebas fueron realizadas a pacientes normales que se presentaron a controles rutinarios y eran mujeres en estado de embarazo, los comentarios por parte del personal fueron muy recatados y satisfactorio para con este trabajo, solo si nos hacen enfoque en el tiempo de estabilización para la correcta lectura de nuestros sensores, recomendación que es tomada en cuenta para trabajos futuros.

7. Conclusiones

Las principales conclusiones una vez finalizado este trabajo se describen a continuación.

El sistema en general presenta un retardo, tiempo de estabilización para su correcto funcionamiento y lecturas de los sensores, se observa en la información de resultados que luego de realizar la tercera medición el equipo toma valores más cercanos al patrón, esto se debe a esa estabilización que nombramos.

Para el sensor de temperatura del sistema propuesto se tiene que este posee un error de 0.7 y una incertidumbre expandida de 0,15 comparado con el equipo patrón referenciado, lo cual nos determina que tanta precisión se obtiene de los datos recolectados.

En cuanto al sensor de oximetría este ofrece un resultado de calibración para el SpO₂ de 0.2 en las 5 mediciones que indica que sus medidas difieren en un 20% con una incertidumbre de 1,9 con el dispositivo usado como patrón, en cuanto a la variable de frecuencia cardíaca que suministra este mismo sensor se obtiene un error de 0 en sus 5 mediciones, con una incertidumbre de 1,5 con respecto al equipo patrón.

Con relación a la calibración del electrocardiograma se obtuvo que este responde favorablemente a los cambios del equipo patrón, suministra la gráfica de la segunda derivada del ECG no de manera inmediata, su tiempo de estabilización ronda de 10-20 Seg..

Una vez realizadas pruebas con personal de un hospital de la ciudad de Barranquilla, se pudo establecer que el equipo arroja valores muy cercanos con una confiabilidad del 75% con respecto a los equipos utilizados en el hospital.

Al limitar el trabajo con la plataforma de desarrollo y no obtener tanta memoria RAM no se leen variables en simultaneo, lo cual se puede hacer utilizando otra plataforma de desarrollo diferente a la utilizada en este trabajo.

7.1. Trabajos futuros

Obteniendo los comentarios que se pueden recopilar del apartado anterior de resultados, pues quedan muchos avances por hacer a esta plataforma para poder convertirla en una herramienta ideal, una de las cosas que se pueden mejorar es la de expandir la forma de lectura del ECG; es decir no solo leer la 2 derivada, sino agregarles más electrodos y reacomodar la programación para permitir una lectura completa del ECG.

Otro aspecto importante para tener en cuenta en trabajos futuros con la plataforma MySignals HW 2.0 es la de mejorar su tiempo de estabilización y respuesta, este tiempo se puede mejorar utilizando una plataforma de desarrollo diferente a Arduino que quizás tenga el alcance de mejor memoria RAM para realizar los procesos de manera más eficiente.

Este trabajo se enfoca en la implementación y calibración de una plataforma e-Health para su posterior uso en el desarrollo de prácticas de laboratorios de la universidad de la costa CUC y aplicaciones de desarrollo en telemedicina para mejoramiento de salud pública.

8. Referencias

- Alexandra, M., Angamarca, Z., & Elexandra, V. (2015). *Diseño e implementación de un prototipo de red de sensores inalámbricos para el monitoreo de los pacientes. Caso práctico: Centro de Atención Integral en Salud de la ESPOCH* (Bachelor's thesis, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo).
- Andrade, S., & Navarrete, M. (2006). *Análisis y tratamiento de la señal electrocardiográfica para la detección de parámetros de normalidad bajo la plataforma labview "ADPAN-ECG"*. Trabajo de Grado no publicado. Universidad Pontificia Bolivariana. Facultad de Ingeniería Electrónica. Escuela de Ingeniería y Administración.
- B. M. C. Silva, J. J.-C. (2015). Mobile-health: A review of current state in 2015. *Journal of Biomedical Informatics*, 266.
- Becerra-Luna, B., Dávila-García, R., Salgado-Rodríguez, P., Martínez-Memije, R., & Infante-Vázquez, Ó. (2012). Monitor de señales de electrocardiografía y frecuencia cardiaca mediante un teléfono móvil con el protocolo de comunicación Bluetooth. *Archivos de cardiología de México*, 82(3), 197-203.
- C. Hacks, "e-Health Sensor Platform V2. 0 for Arduino and Raspberry Pi [Biometric/Medical Applications]," Recuperado el, vol. 24, 2014.
- Caracol, R. (14 de Junio de 2018). El sistema de salud colombiano tiene mas dificultades que bondades. Obtenido de http://caracol.com.co/radio/2018/06/22/salud/1529624568_236896.html
- Cooking Hacks. (2017). e-Health. Retrieved January 19, 2019, from <https://www.cooking-hacks.com/shop/sensors/e-health>.
- DANE. (2016). Cifras financieras en el sector salud. Bogota.

- de Metrología, C. E. (2008). Vocabulario Internacional de Metrología–Conceptos fundamentales y generales, y términos asociados (VIM). *ed, 3*, 26-41.
- Goytendía, R., & Miguel, L. (2012). Sistema Inalámbrico para el monitoreo de señales biológicas para el diagnóstico médico primario a distancia.
- Guerra, J. M., & Cinca, J. (2007). Ritmo sinusal normal. Nuevos conceptos anatómicos y fisiológicos del nódulo sinusal. Corriente If. *Revista Española de Cardiología Suplementos*, 7(4), 26D-31D.
- Kaschel Cárcamo, H., & Pérez Bahamondes, J. (2014). Monitoreo ubicuo de salud en tiempo real con WBSN. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 22(2), 169-176.
- López Castellanos, J. M. P. (2017). Implementación y evaluación de un esquema de control mioeléctrico ON/OFF utilizando hardware de bajo coste.
- López-Herranz, G. P. (2003). Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. *Revista Médica del Hospital General de México*, 66(3), 160-169
- Ministerio de salud y proteccion social. (2005). Linea de base de telemedicina en municipios priorizados-Colombia. Bogota.
- Minsalud.gov.co. (2015). Informe nacional de calidad de la atención en salud 2015. [En línea] Disponible en:<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/informe-nal-calidad-atencion-salud-2015.pdf>ANEXOS
- Miranda, J. (2001). Evaluación de la incertidumbre en datos experimentales. *Instituto de Füsica, UNAM, México*.

Núñez, C. V., & Uribe, C. V. C. (2014). Avances y retos para implementar la telemedicina y otras tecnologías de la información (TICs). *Salud Uninorte*, 30(2), VI-VIII.

Organización panamericana de la salud OPS. (2005). *Aplicaciones de telecomunicaciones en salud de la región andina*. Salvador.

Osorio, L. A. (2007). *Acondicionamiento de señales bioeléctricas* (Doctoral dissertation, Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ingenierías Eléctrica, Electrónica, Física y Ciencias de la Computación. Ingeniería Eléctrica.).

Página oficial de la Organización Mundial de la Salud (OMS). Disponible en:<http://www.who.int/kms/initiatives/e-Health/> en/.Último acceso: 5 de febrero de 2019.

Pallardo, B. (2006). Alteración de las constantes vitales: fiebre, hipotermia, hipotensión y oliguria. *Tratado de Geriátrica para Residentes. Madrid: International Marketing & Communication*, 287-295.

Perez,Esteban (2018). *Dispositivo portátil para toma de exámenes médicos con prestaciones en Telemedicina*. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, Chile

Anexo A. Manual de usuario

Manual de usos

A continuación, se expone paso a paso como se debe utilizar el dispositivo portátil propuesto. Indicando la manera de cómo se debe encender el dispositivo y remover la pantalla TFT para visualizar la interfaz gráfica de manera más cómoda, donde se encuentran los sensores y como se deben conectar a la persona y a la plataforma, para asegurar que las mediciones se hagan correctamente y los códigos modificados utilizados en la programación.

A. Conexiones Hardware

Luego de identificar el prototipo se hacen las conexiones para su correcto funcionamiento el cual se observa en la siguiente sección.

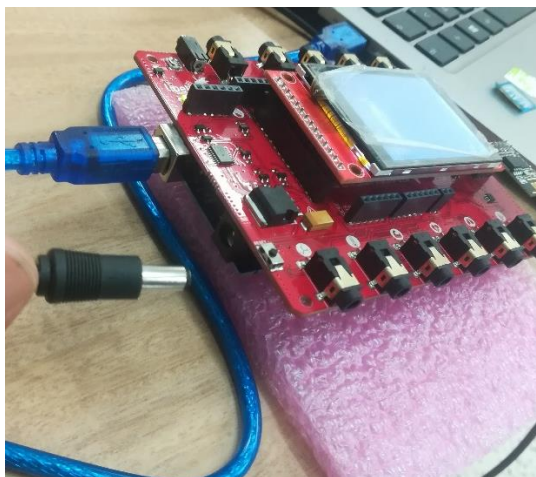
A.1. Encendido del dispositivo

Antes de encender se verifica la conexión correcta de todo el prototipo con los sistemas de adquisición de variables y plataforma de desarrollo de la siguiente manera.



Prototipo de e-Health

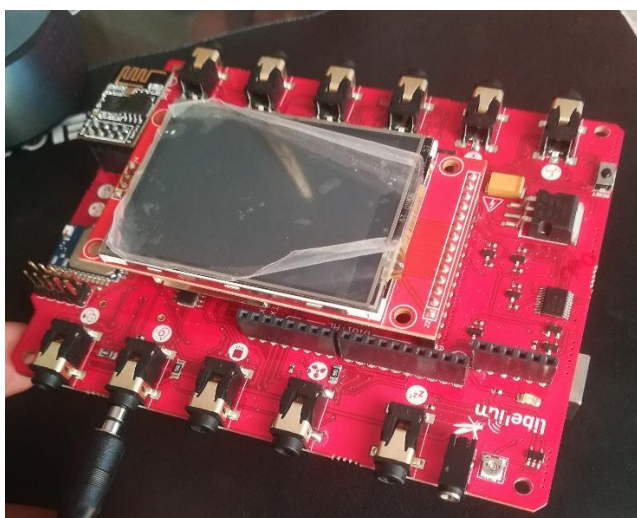
Se suministra la alimentación a través de la plataforma de desarrollo y está al conectarlo con MySignals HW 2.0 automáticamente la pone en funcionamiento, la alimentación proviene de un convertidor Ac/Dc directamente se conecta y además debemos conectarlo al pc la plataforma de Arduino.



Conexión alimentación prototipo e-Health

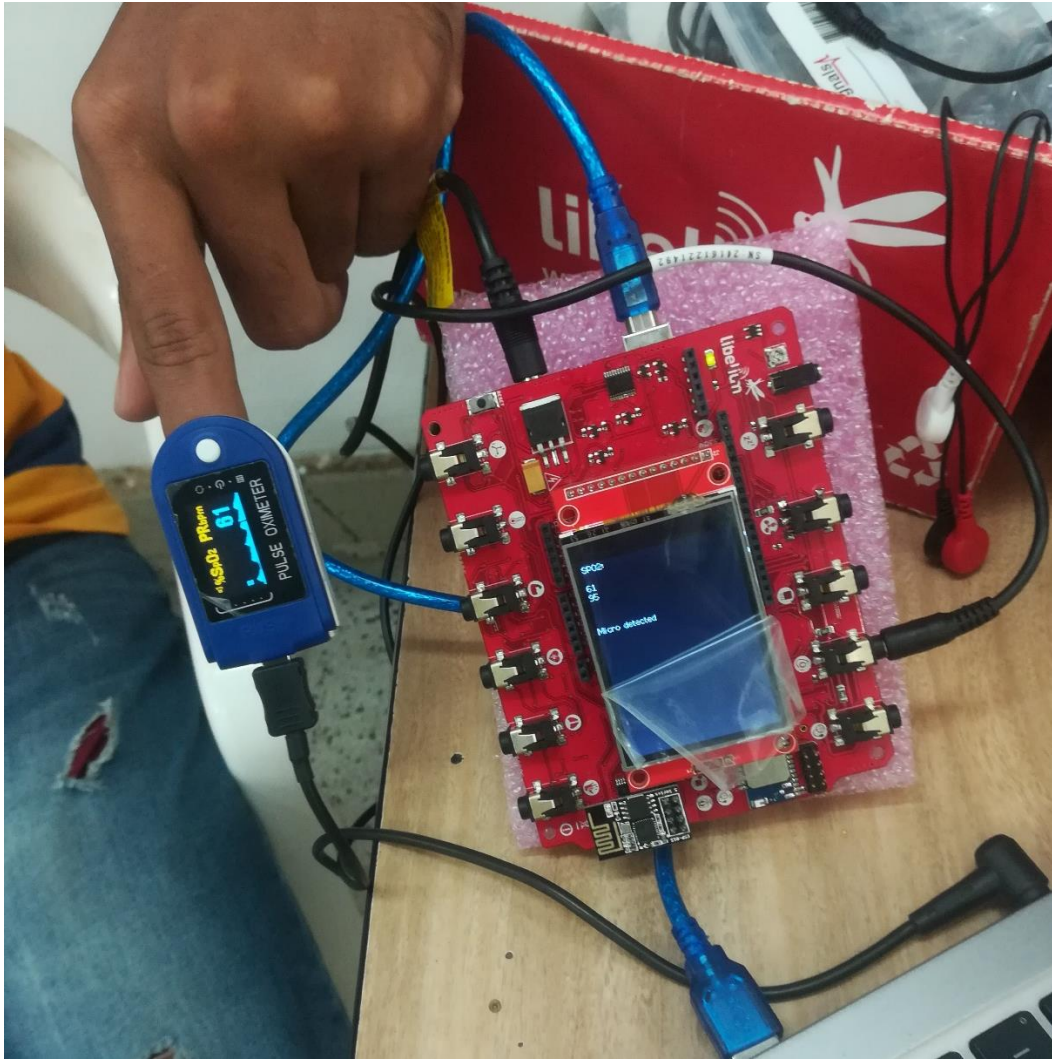
A.1.1 Conexión sensor de pulso y oxígeno en la sangre

Este sensor se conecta en la ranura circular que se encuentra en la parte superior de la plataforma MySignals contenedora y dice SPO2 y una figura en forma de gota de sangre que la diferencia .



Conexión sensor SpO2

Luego el sensor se coloca en el dedo índice del paciente y se procede a cargar su código para ejecutar su función. Para iniciar la medición se debe encender el sensor y esperar que tome la medición. Una vez obtenidas, en la interfaz gráfica TFT se mostrarán los datos en pantalla, y en el puerto serial del computador a programar también se observarán sus resultados.



Funcionamiento sensor oximetria

A.1.2 Conexión sensor para electrocardiograma

Se conecta el sensor en el tronco de la persona y el conector al terminal Jack que se encuentra rotulado como ECG en la parte derecha de la plataforma MySignals donde se denota ECG y

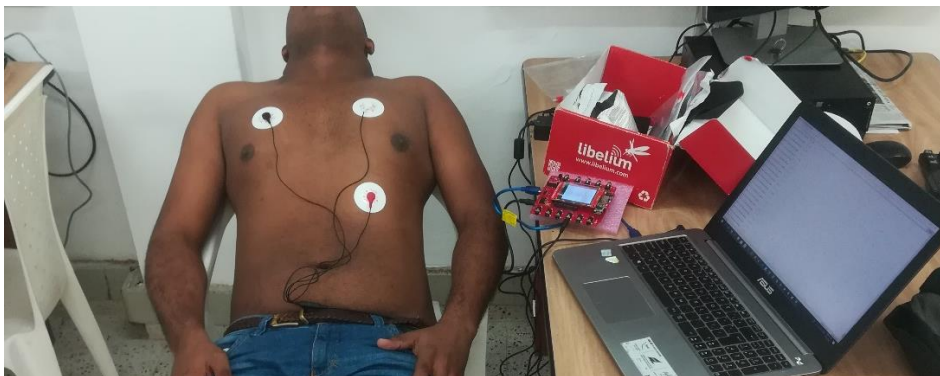
existe un gráfico el cual diferencia como se observa a continuación.



Identificación conexión sensor de ECG.

Para identificar los electrodos del sensor debemos saber que el color rojo corresponde a la señal positiva (+), el color blanco a la señal neutro (N) y el color negro a la señal negativa (-) luego de identificar se conectan los electrodos al paciente se cargan los códigos para su lectura Con el fin de iniciar el proceso de medición, se espera hasta que aparezca el grafico correspondiente en la pantalla TFT y en el periférico utilizado para la programación el pc se observa sus escalas en mV.

Para la correcta lectura de este sensor se recomienda tener al paciente acostado para conexión de los electrodos para la prueba y tener la alimentación correcta de 12 V

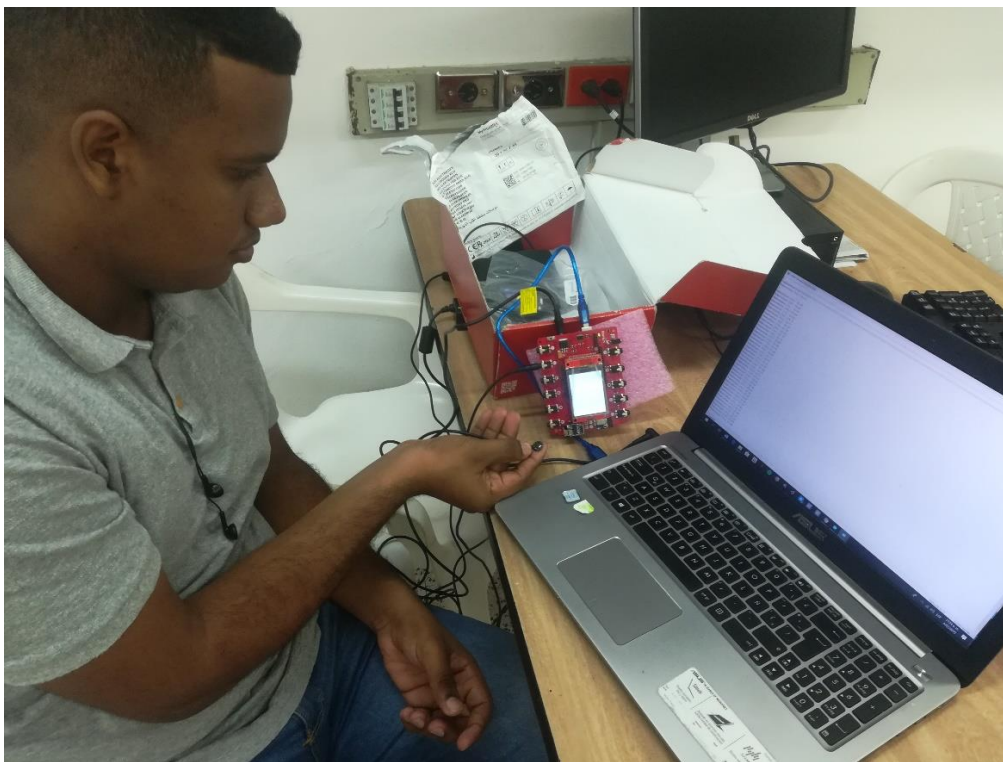


Funcionamiento sensor ECG

A.1.2 Conexión sensor temperatura

Este sensor se conecta en la ranura circular que se encuentra en la parte superior de la plataforma MySignals contenedora y dice temperatura y una figura en forma de termómetro que la diferencia .

Luego el sensor se coloca en el dedo índice del paciente o en la parte donde se mide la temperatura y se procede a cargar su código para ejecutar su función. Para iniciar la medición se debe encender el sensor y esperar que tome la medición. Una vez obtenidas, en la interfaz gráfica TFT se mostrarán los datos en pantalla, y en el puerto serial del computador a programar tambien se observarán sus resultados.



Funcionamiento sensor temperatura.

B. Programación de dispositivo

El dispositivo requiere de la mezcla de programación para lograr la obtención de las mediciones de cada sensor y permitir su visualización por parte del usuario. Por ello se muestran a continuación los códigos de programación de cada sensor, además de la librería usada, la cual se puede modificar con el fin de calibrar los sensores que tomen mediciones incorrectas.

B.1 Programación sensores biométricos

En esta sección se muestran los códigos modificados, para el funcionamiento del dispositivo extraídos de la página de Libellium correspondientes a los sensores de temperatura, oximetría, electrocardiograma. Además, las librerías utilizadas que se pueden modificar en el tema de calibración, estos códigos permiten la visualización de las variables de resultados en los dos periféricos propuestos , la pantalla TFT y el computador de programación

B1.1 Sensor temperatura

Este código permite tomar mediciones simultáneas de temperatura que se pueden modificar ,con el fin de obtener una media y entregar el resultado final

```
#include <Adafruit_GFX_AS.h>
```

```
#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
```

```
#include <MySignals.h>
```

```
#define graphic_low_extrem 230
```

```
#define graphic_high_extrem 30
```

```
#define graphic_left_extrem 0
```

```
#define graphic_right_extrem 320
```

```
Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);
```

```
//! It stores the current value of x position in the LCD.
```

```
uint16_t graphic_x;
```

```
//! It stores the current value of the MySignals.
```

```
uint16_t valRead;
```

```
//! It stores the previous value of the MySignals.
```

```
uint16_t graphic_prevRead;
```

```
void setup(void)
```

```
{
```

```
  Serial.begin(115200);
```

```
  MySignals.begin();
```

```
  tft.init();
```

```
  tft.setRotation(3);
```

```
  tft.fillScreen(ILI9341_WHITE);
```

```
  tft.fillRect(0,0,320,30,ILI9341_RED);
```

```
  tft.setTextColor(ILI9341_WHITE);
```

```
  tft.drawString("Temperatura",5,5,4);
```

```
}
```

```
void loop()
```

```
{  
  
float temperature = MySignals.getTemperature ();  
  
Serial.print (F ( "Temperatura (* C):" ));  
Serial.println (temperature, 2 );  
  
delay ( 5000 ) ;  
  
valRead = (float)MySignals.getTemperature()*10.0;  
  
Serial.println(valRead);  
  
valRead = map(valRead, 300, 400, 230, 30);  
  
printGraphic(valRead, 0);  
  
}  
  
void printGraphic(uint16_t value, uint8_t delay_time)  
{  
  
if (value < graphic_high_extrem)  
{  
value = graphic_high_extrem;
```

```
}  
  
if (value > graphic_low_extrem)  
{  
    value = graphic_low_extrem;  
}  
  
//Pinta la linea solo a partir de que ya exista al menos 1 valor  
  
if (graphic_x > graphic_left_extrem + 1)  
{  
    tft.drawLine(graphic_x - 1, graphic_prevRead, graphic_x, value, ILI9341_RED);  
}  
  
//(barre pantalla pintando una linea)  
  
tft.drawLine(graphic_x + 1, graphic_high_extrem, graphic_x + 1, graphic_low_extrem, ILI9341_WHITE);  
  
graphic_prevRead = value;  
  
graphic_x++;  
  
delay(delay_time);  
  
if (graphic_x == graphic_right_extrem)  
{  
    graphic_x = graphic_left_extrem;  
}  
  
SPI.end();  
}
```

B1.2 Sensor de oximetría

Este código activa las funciones del saturómetro y lee las mediciones tomadas por el dispositivo

hasta que el dato recibido por la función de pulso sea distinto de cero y el de cantidad de oxígeno

en la sangre sea mayor que 10, cuando estas dos condiciones se cumplen se muestran en pantalla

los valores recibidos por lo que nos permite leerla frecuencia cardiaca y la saturación parcial de oxígeno.

```
#include <Adafruit_GFX_AS.h>
```

```
#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
```

```
#include <MySignals.h>
```

```
Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);
```

```
int valuePulse;
```

```
int valueSPO2;
```

```
uint8_t pulsioximeter_state = 0;
```

```
void setup()
```

```
{
```

```
  Serial.begin(19200);
```

```
  MySignals.begin();
```

```
MySignals.initSensorUART();

MySignals.enableSensorUART(PULSIOXIMETER);

tft.init();

tft.setRotation(2);

tft.fillScreen(ILI9341_BLACK);

tft.setTextColor(ILI9341_WHITE, ILI9341_BLACK);

tft.drawString("SPO2:", 0, 0, 2);

}

void loop()

{
/*

pulsioximeter_state = MySignals.getPulsioximeter();

if (pulsioximeter_state == 1)

{

tft.drawNumber(MySignals.pulsioximeterData.BPM, 0, 30, 2);

tft.drawNumber(MySignals.pulsioximeterData.O2, 0, 45, 2);

}

delay(1000);

*/

if (MySignals.spo2_micro_detected == 0 && MySignals.spo2_mini_detected == 0)

{

uint8_t statusPulsioximeter = MySignals.getStatusPulsioximeterGeneral();
```

```
if (statusPulsioximeter == 1)
{
    MySignals.spo2_mini_detected = 0;
    MySignals.spo2_micro_detected = 1;

    tft.drawString("Micro detected", 0, 100, 2);
}
else if (statusPulsioximeter == 2)
{
    MySignals.spo2_mini_detected = 1;
    MySignals.spo2_micro_detected = 0;

    tft.drawString("Mini detected", 0, 100, 2);
}
else
{
    MySignals.spo2_micro_detected = 0;
    MySignals.spo2_mini_detected = 0;
}
}

if (MySignals.spo2_micro_detected == 1)
{
    MySignals.enableSensorUART(PULSIOXIMETER_MICRO);
    delay(10);

    uint8_t getPulsioximeterMicro_state = MySignals.getPulsioximeterMicro();
```



```
if (getPulsioximeterMicro_state == 1)
{
    tft.drawNumber(MySignals.pulsioximeterData.BPM, 0, 30, 2);
    tft.drawNumber(MySignals.pulsioximeterData.O2, 0, 45, 2);
}
else if (getPulsioximeterMicro_state == 2)
{
    //Serial.println(F("Finger out or calculating"));
}
else
{
    MySignals.spo2_micro_detected = 0;
    //Serial.println(F("SPO2 Micro lost connection"));
}
}

if (MySignals.spo2_mini_detected == 1)
{
    MySignals.enableSensorUART(PULSIOXIMETER);

    uint8_t getPulsioximeterMini_state = MySignals.getPulsioximeterMini();

    if (getPulsioximeterMini_state == 1)
    {
        tft.drawNumber(MySignals.pulsioximeterData.BPM, 0, 30, 2);
        tft.drawNumber(MySignals.pulsioximeterData.O2, 0, 45, 2);
```

```

}

else if (getPulsioximeterMini_state == 2)

{

//Serial.println(F("Finger out or calculating"));

}

else if (getPulsioximeterMini_state == 0)

{

MySignals.spo2_mini_detected = 0;

//Serial.println(F("SPO2 Mini lost connection"));

}

}

delay(1000);

}

```

B1.3 Sensor electrocardiograma

Este código da la lectura de los sensores de ECG toma el valor medido y lo convierte a una variable en [mV], con este dato y el tiempo de ejecución (6 segundos), se realiza el grafico correspondiente en la pantalla TFT y además permite visualizar estas tomas en mV en el dispositivo pc.

```

#include <Adafruit_GFX_AS.h>

#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>

#include <MySignals.h>

#include "Wire.h"

#include "SPI.h"

Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);

uint16_t graphic_x = 0;

```

```
uint16_t valRead;

uint16_t graphic_prevRead;

#define graphic_low_extrem 230

#define graphic_high_extrem 50

#define graphic_left_extrem 0

#define graphic_right_extrem 320

void setup()

{

  Serial.begin(115200);

  MySignals.begin();

  tft.init();

  tft.setRotation(3);

  tft.fillScreen(ILI9341_WHITE);

  tft.fillRect(0,0,320,30,ILI9341_RED);

  tft.setTextColor(ILI9341_WHITE);

  tft.drawString("Electrocardiograma",5,5,4);

}

void loop()

{

  uint16_t ecg = (uint16_t)MySignals.getECG(DATA);

  ecg = map(ecg, 0,1023,1023,0);
```

```
Serial.println(ecg);

delay(2);

float ECG = MySignals.getECG(VOLTAGE);

Serial.print("VALOR DE ELECTROCARDIOGRAMA : ");
Serial.print(ECG, 2);
Serial.println(" mV");

// wait for a millisecond
delay(50);

valRead = MySignals.getECG(DATA);
//Serial.println(valRead);

valRead = map(valRead, 150, 600, graphic_high_extrem, graphic_low_extrem);

printGraphic(valRead,0);
}

void printGraphic(uint16_t value, uint8_t delay_time)
{

if (value < graphic_high_extrem)
{
value = graphic_high_extrem;
}
}
```

```
if (value > graphic_low_extrem)
{
    value = graphic_low_extrem;
}

//Pinta la linea solo a partir de que ya exista al menos 1 valor
if (graphic_x > graphic_left_extrem + 1)
{
    tft.drawLine(graphic_x - 1, graphic_prevRead, graphic_x, value, ILI9341_RED);
}

//Wave refresh (barre pantalla pintando una linea)
tft.drawLine(graphic_x + 1, graphic_high_extrem, graphic_x + 1, graphic_low_extrem, ILI9341_WHITE);

graphic_prevRead = value;
graphic_x++;





delay(delay_time);


if (graphic_x == graphic_right_extrem)
{
    graphic_x = graphic_left_extrem;
}

SPI.end();
}.
```

Anexo B Certificados calibración patrones

CERTIFICADO CALIBRACION SPOT LIGHT

			
<h3>Certificado de Calibración</h3>			Certificado # S 8302-13
SIMULADOR DE SIGNOS VITALES			
Modelo:	SPOT Light	Condición como se recibió:	OPERABLE
Fabricante:	Fluke Biomedical	Orden de trabajo N°:	2951
Serie N°:	2300046	Fecha de Calibración:	2013/02/21
Nombre del Cliente:	INGENIERIA DE BIOSERVICIOS	Datos de Calibración:	Calibracion
Método de Calibración:	INS-LAB-PROSIM-050	Temperatura:	21,8 °C
Dirección:	CLL 3 # 51B 137 CASA 9	Humedad Relativa:	47,0 %
Ciudad:	PUERTO COLOMBIA		
Fecha de recepción:	2013/02/12		
Patrones de calibración			
Ohmeda 3800 Serie N°:	FBX081400365A	Masimo RC7 Serie N°:	T061926
Fecha Calibración:	2012/09/03	Fecha Calibración:	2012/11/02
ID Certificado N°:	SP057-12	ID Certificado N°:	SP060-12
Nellcor N-20PA Serie N°:	G08819965		
Fecha Calibración:	2012/09/03		
ID Certificado N°:	SP058-12		
Descripción de la calibración			
<p>La calibración del equipo bajo prueba se hace con un instrumento patrón trazable al sistema internacional de unidades... Los resultados emitidos en este certificado de calibración, describe al equipo bajo prueba en el momento que está siendo calibrado. Este certificado de calibración no puede ser reproducido ni parcial ni de forma completa, sin la aprobación escrita del laboratorio de SET & GAD.</p> <p>La incertidumbre de la medición al momento de la pruebas realizadas, es calculada generando un nivel de confianza del 95%, utilizando un factor de cobertura aproximadamente igual a 2 (K=2)</p> <p>El tipo de datos que pueden ser encontrados en este certificado deben ser interpretados así: - Calibración Antes de Ajuste - Datos de calibración obtenidos antes de que el equipo bajo prueba sea ajustado y/o reparado. - Calibración después de Ajuste - Datos de calibración obtenidos después de que el equipo bajo prueba sea ajustado y/o reparado. - Calibración - Datos de calibración obtenidos sin haber realizado ninguna clase de ajustes y/o reparación.</p> <p>Las declaraciones de conformidad de este certificado, son hechas según especificaciones del fabricante. Para comunicar resultados mediante este certificado, los valores medidos mayores a las especificaciones del fabricante (Spec) son indicadas por un 'Falla'.</p> <p>Set & Gad, mantiene los patrones de referencia en condiciones físicas adecuadas para su conservación, estos patrones han sido calibrados con trazabilidad internacional o nacional, bajo estándares definidos por casa matriz, dependiendo de sus especificaciones.</p> <p>El usuario es responsable de la calibración de sus instrumentos a intervalos apropiados, fabrica recomienda la calibración cada año.</p>			
 Técnico de Calibración Steven Mesa Agudelo		 Director de Laboratorio de Calibración Ing. Luis Carlos Álvarez Vélez	
Set & Gad s.a.s. Carre 48 # 101A - 69, Bogotá, Colombia		Teléfono 571.533.1160	Fax 571.533.1269
		Internet www.setgad.com	
DIOS AYUDA A QUIEN CONFÍA EN EL			

					
<h2>Certificado de Calibración</h2>					
					Cert S 83
<i>Resultados de la Medición</i>					
Saturación de Oxígeno					
Prueba de simulación	Especificaciones	Error	Medido	Tolerancia +/-	Incertidumbre
	% o LPM	% o LPM	% o LPM	% o LPM	+/- % o LPM
95% SpO2	95	0	95,00	2	1,15
60 LPM	60	0	60,00	2	1,27
85% SpO2	85	0	85,00	2	1,15
80 LPM	80	0	80,00	2	1,27
Calibración Ohmeda	Especificaciones	Error	Medido	Tolerancia +/-	Incertidumbre
	% o LPM	% o LPM	% o LPM	% o LPM	+/- % o LPM
80% SpO2	80	1	81,00	3	1,15
80 LPM	80	0	80,00	2	1,27
85% SpO2	85	1	86,00	3	1,15
100 LPM	100	0	100,00	2	1,27
90% SpO2	90	1	91,00	3	1,15
120 LPM	120	0	120,00	2	1,27
95% SpO2	95	1	96,00	3	1,15
150 LPM	150	0	150,00	3	1,27
Calibración Masimo	Especificaciones	Error	Medido	Tolerancia +/-	Incertidumbre
	% o LPM	% o LPM	% o LPM	% o LPM	+/- % o LPM
85% SpO2	85	0	85,00	3	1,27
80 LPM	80	0	80,00	2	1,15
90% SpO2	90	0	90,00	3	1,27
100 LPM	100	0	100,00	2	1,15
95% SpO2	95	0	95,00	3	1,27
120 LPM	120	0	120,00	2	1,15
FIN DEL REPORTE					

CALIBRACION TERMOHIGOMETRO




COMPAÑÍA NACIONAL DE METROLOGÍA
LABORATORIO DE HUMEDAD
 CERTIFICADO No. **CLH 26816**



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN
CALIBRATION CERTIFICATE
 FEH 02, Revisión 08, 2015-07-04

SOLICITANTE	:	CALIBRAR S.A.S.
<i>Customer</i>		
DIRECCIÓN	:	CARRERA 49 C No. 79 - 209 LOCAL 1
<i>Address</i>		
CIUDAD	:	BARRANQUILLA - ATLANTICO
<i>City</i>		
INSTRUMENTO	:	TERMOHIGROMETRO (HIGROMETRO)
<i>Instrument</i>		
FABRICANTE	:	BRIXCO
<i>Manufacturer</i>		
MODELO	:	DT-321S
<i>Model</i>		
DIVISION DE ESCALA	:	0 %HR
<i>Scale Division</i>		
IDENTIFICACIÓN	:	10093847
<i>Identification</i>		
FECHA DE RECEPCIÓN	:	2016 / 03 / 07
<i>Date of Arrive</i>		
FECHA DE CALIBRACIÓN	:	2016 / 03 / 14
<i>Date of Report</i>		
FECHA DE EMISIÓN	:	2016 / 03 / 15
<i>Date of Issuance</i>		

Firma Autorizada: *Authorized Signatory*


 Fisico JEYSON ANGEL OCAMPO
 Magíster en Ciencias
 Director Técnico
 Revisado y Aprobado


 Conamet
 Compañía Nacional de Metrología
 NIT 900 186 088-0
Sello
 Certificado emitido bajo la norma ISO/IEC 17025:2005



COMPAÑÍA NACIONAL DE METROLOGÍA
LABORATORIO DE HUMEDAD
CERTIFICADO No. CLH 26816



1. MÉTODO DE CALIBRACIÓN

Method

El método de calibración empleado es por comparación de las mediciones del instrumento a calibrar con el patrón, de acuerdo a la "Guía técnica sobre trazabilidad e incertidumbre en la calibración de higrómetros de humedad relativa CENAM 2008".

La calibración fue realizada en las instalaciones de Conamet.

2. CONDICIONES AMBIENTALES

Ambient Conditions

Las condiciones ambientales en el laboratorio durante la calibración del instrumento fueron:

Temperatura °C	Humedad Relativa %HR
21,5 ± 0,5	42,0 ± 2

3. TRAZABILIDAD

Traceability

Conamet mantiene los patrones de referencia en condiciones físicas adecuadas para su conservación, los cuales han sido certificados asegurando la trazabilidad en las calibraciones realizadas con el Sistema Internacional de Unidades (SI).

Patrón utilizado: Termohigrómetro, Certificado No. CLH 106715, Fecha: 2015-11, de Conamet, Acreditado: FINAS, Trazable NIST via MSL.

4. RESULTADOS DE LA MEDICIÓN

Measurement Results

Punto	Humedad de Referencia (%HR)	Valor indicado por el instrumento de prueba (%HR)	Corrección (%HR)	Incertidumbre expandida (%HR)
1 descendente	10,85	12,45	-1,6	2,0
1 ascendente	11,25	13,33	-2,1	2,0
2	30,22	31,25	-1,0	1,9
3	50,32	50,99	-0,7	1,6
4	70,54	69,84	0,7	1,6
5	90,47	88,76	1,7	1,9

La medida su mejor aliado

Carrera 68C No. 88A-20 Bogotá - Colombia.

PBX: 7450499 Web www.conamet.com.co, email: metrologia@conamet.com

Página 2 de 3



COMPAÑÍA NACIONAL DE METROLOGÍA
LABORATORIO DE HUMEDAD
CERTIFICADO No. CLH 26816



5. INCERTIDUMBRE DE MEDICIÓN

Measurement Uncertainty

La incertidumbre de la medición fue estimada conforme a la GUM "GUÍA PARA LA EXPRESIÓN DE LA INCERTIDUMBRE DE MEDIDA" Edición 2008. Se declara la incertidumbre expandida con un factor de cobertura de k=2, para un intervalo de confianza de aproximadamente un 95 %.

6. DECLARACIONES

Comments

Este certificado de calibración no puede ser reproducido en su totalidad, excepto con autorización del laboratorio que lo emite. Los certificados de calibración sin firma y sello no son válidos.

This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the authorization of the issuing laboratory. Calibration certificates without signature and seal are not valid.

Este certificado de calibración documenta la trazabilidad a los patrones nacionales e internacionales, que realizan las unidades de medida de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI).

This calibration certificate documents the traceability to national standards, which realize the units of measurement according to the International System of Units (SI).

El usuario es responsable de la calibración de sus instrumentos a intervalos apropiados.

The user is responsible of, the calibration of his instruments to appropriate intervals.

Los resultados del presente certificado se refieren al dispositivo relacionado, en el momento y a las condiciones en que se realizaron las mediciones. Compañía Nacional de Metrología no se responsabiliza de los perjuicios que pueda ocasionar el uso inadecuado del instrumento.

The results of this report refer to related device in the moment and conditions in which the measurements were made. Compañía Nacional de Metrología assumes no responsibility for damage ensuing this instrument.

Final del Certificado

CALIBRACION DESFIBRILADOR IMPULSE





RG-3-10 V5 MARZO 2018
LABORATORIO AUTORIZADO



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No L1589

CALIBRATION CERTIFICATE No L1589

Página 1 de 5

Cliente:	CALIBRAR S.A.S.	
Customer:		
Dirección:	Kr. 49C No. 79-209 L1	
Address:		
Ciudad:	BARRANQUILLA	
City:		
Instrumento:	ANALIZADOR DE DESFIBRILACIÓN	
Instrument:		
Modelo:	IMPULSE 7000 DP	
Model:		
Fabricante:	FLUKE BIOMEDICAL	
Manufacturer:		
Serie No.	3268071	
Serial No.		
Activo No.	N/A	
Asset No.		
Fecha de Calibración:	MAYO 16 DE 2018	Fecha de Emisión: MAYO 18 DE 2018
Calibration Date:		Issue Date:
Lugar de Calibración:	LABORATORIO	
Calibration Place:		

Este certificado expresa fielmente el resultado de las mediciones realizadas. Los resultados contenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El laboratorio que lo emite no se responsabiliza de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de los instrumentos calibrados. El usuario es responsable de la recalibración de sus instrumentos a intervalos apropiados.

This certificate express faithfully the results of the realised measurements. The results contained in the present certificate are at the moment and conditions in which the measurements were realised. The laboratory not makes responsible of the damages that can be derived from the inadequate use of the calibrated instruments. The user is responsible for the instrument recalibration at appropriate intervals.

Este certificado de calibración no podrá ser reproducido, excepto de manera completa, sin al aprobación escrita del laboratorio.

This calibration certificate cannot be reproduced except in full, without written approval from the laboratory

Firma Autorizada
Authorized signatures



ING. MIGUEL ÁNGEL CASTRO LEAL
Director Laboratorio de Calibración
Director Calibration Lab



REALIZADO POR: ING. LEONARDO QUEVEDO



RG-S-10 V5 MARZO 2018
LABORATORIO AUTORIZADO



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No L1589
CALIBRATION CERTIFICATE No L1589

Página 2 de 5

Método de calibración: INSTRUCTIVO INTERNO IN-S-069 CALIBRACIÓN ANALIZADOR DE DESFIBRILADOR
Calibration Method:

Condiciones ambientales:

Temperatura

MÍNIMA	MÁXIMA	Δ
19,9°C	21,7°C	1,8°C
57%	66%	9%

Environmental Conditions:

Humedad Relativa

Trazabilidad:

Traceability:

Las mediciones realizadas son trazables al Sistema Internacional de Unidades según el siguiente certificado expedido por COLMETRIK Y BIOSANCTA: DMM AGILENT 34401A sn.MY47051707 Certificado de Calibración No CMK-ELEC-17419 de Fecha: 6 DE JULIO DE 2017- OSCILOSCOPIO UNIT SURG6 sn.2100003633 Certificado de Calibración No CMK-ELEC-17418 de Fecha 27 DE JUNIO DE 2017 - ANALIZADOR DE DESFIBRILADOR IMPULSE 7000 DP SN 1209010 Certificado de Calibración No L1379, de Fecha 30 DE OCTUBRE DE 2017- AMPLIFICADOR OPERACIONAL AM-SYSTEMS SN 59698 Certificado de Calibración No L1360, de Fecha 4 DE OCTUBRE DE 2017

Incertidumbre de medición

Measurement Uncertainty

La Incertidumbre expandida de la medición se ha obtenido multiplicando la incertidumbre combinada por el factor de cobertura K, calculado conforme a los grados de libertad y el factor de Student para un probabilidad de 95.45%.

The Expanded Uncertainty of the measurement has been obtained multiplying the combined uncertainty by the coverage factor K, calculated according to effective degrees of freedom and the Student Factor for a 95.45% probability.

DATOS DE CALIBRACIÓN
CALIBRATION DATA

Resistencia de Carga

	Espec.	Medido	Incert.	Error	K
	Ω	Ω	Ω	Ω	
Desfibrilación	50	50,09	0,062	0,09	2,65
Marcapasos	100	99,82	0,0059	-0,18	2,28
	300	298,72	0,0087	-1,28	2,04
	500	497,45	0,012	-2,55	2,01
	700	696,34	0,016	-3,66	2,01
	900	895,52	0,021	-4,48	2,01

Frecuencia Cardíaca

	Espec.	Medido	Incert.	Error	K
	Lat/min	Lat/min	Lat/min	Lat/min	
	60	60,0	0,59	0,0	2,01
	120	120,0	0,60	0,0	2,01
	180	179,6	0,62	-0,4	2,01
	240	240,0	0,64	0,0	2,01

Amplitud ECG Der. II (60 Lat/min)

	Espec.	Medido	Incert.	Error	K
	mV	mV	mV	mV	
	1	0,99	0,015	-0,01	2,23

Camera 16A No 162-37 Bogotá - Colombia
Tel: (57) 1 5262071 - 5264375

DIOS AMA LO JUSTO Y RECTO
Salmos 33:5

www.biosancta.com





RG-5-10 VS MARZO 2018
LABORATORIO AUTORIZADO

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No L1589
CALIBRATION CERTIFICATE No L1589

Página 3 de 5

Forma de onda fibrilación ventricular				Pasa		
Desfibrilación monofásica						
	Espec.	Medido	Incert.	Error	Unidades	K
Energía (~50 J)	42,6	42,3	0,50	-0,4	J	2,01
Voltaje Pico	721	719	11	-2	V	2,01
Corriente Pico	14,3	14,4	0,31	0,1	A	2,01
T50	2,7	2,7	0,16	0,0	ms	2,01
T total	4,3	4,3	0,16	0,0	ms	2,01
Energía (~100 J)	85,9	85,2	0,56	-0,7	J	2,02
Voltaje Pico	1,023	1,021	15	-2	V	2,01
Corriente Pico	20,4	20,4	0,38	0,0	A	2,01
T50	2,7	2,7	0,16	0,0	ms	2,01
T total	4,3	4,3	0,16	0,0	ms	2,01
Energía (~200 J)	170,3	168,5	0,97	-1,8	J	2,07
Voltaje Pico	1439	1436	20	-4	V	2,01
Corriente Pico	28,7	28,7	0,48	0,0	A	2,01
T50	2,7	2,7	0,16	0,0	ms	2,01
T total	4,3	4,3	0,16	0,0	ms	2,01
Energía (~300 J)	254,8	252,4	0,60	-2,4	J	2,02
Voltaje Pico	1761	1756	23	-4	V	2,01
Corriente Pico	35,1	35,1	0,54	0,0	A	2,01
T50	2,7	2,7	0,16	0,0	ms	2,01
T total	4,30	4,3	0,16	0,0	ms	2,01
Energía (~360 J)	306,8	303,8	1,5	-3,0	J	2,08
Voltaje Pico	1931	1926	26	-5	V	2,01
Corriente Pico	38,5	38,5	0,60	0,0	A	2,01
T50	2,7	2,7	0,16	0,0	ms	2,01
T total	4,3	4,3	0,16	0,0	ms	2,01
Desfibrilación bifásica						
	Espec.	Medido	Incert.	Error	Unidades	K
Energía (~50 J)	47,3	47,5	0,49	-0,4	J	2,07
Voltaje Pico 1	534,6	529,4	8,7	-5,2	V	2,01
Voltaje Promedio 1	453,6	452,6	7,9	-1,0	V	2,01
Corriente Pico 1	10,7	10,6	0,27	-0,1	A	2,01
Corriente Promedio 1	9,0	9,0	0,25	0,0	A	2,01
Voltaje Pico 2	386,2	384,4	7,7	-1,8	V	2,02
Voltaje Promedio 2	354,4	353,6	7,9	-0,8	V	2,03
Corriente Pico 2	7,7	7,7	0,24	0,0	A	2,01
Corriente Promedio 2	7,0	7,0	0,25	0,0	A	2,01
T1	4,4	4,4	0,29	0,0	ms	2,01
T1 - T2	0,8	0,8	0,16	0,0	ms	2,01
T2	2,3	2,3	0,17	0,0	ms	2,01
Inclinación	38,3	38,6	1,1	-0,2	%	2,32





RG-S-10 VS MARZO 2018
LABORATORIO AUTORIZADO

NIT 900.336.343-9
SISTEMA DE GESTIÓN DE CALIDAD CERTIFICADO

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No L1589
CALIBRATION CERTIFICATE No L1589

Página 4 de 5

	Espec.	Medido	Incert.	Error	Unidades	K
Energía (~100 J)	95,5	94,8	0,50	-0,7	J	2,04
Voltaje Pico 1	752,6	743,0	12	-7,6	V	2,01
Voltaje Promedio 1	638,0	637,2	10	-0,8	V	2,01
Corriente Pico 1	15,0	14,9	0,31	-0,1	A	2,01
Corriente Promedio 1	12,7	12,7	0,29	0,0	A	2,01
Voltaje Pico 2	543,4	549,8	9	-2,6	V	2,01
Voltaje Promedio 2	498,2	497,0	8	-1,2	V	2,01
Corriente Pico 2	21,6	21,7	0,27	0,0	A	2,01
Corriente Promedio 2	9,9	9,9	0,26	0,0	A	2,01
T1	4,4	4,4	0,26	0,0	ms	2,01
T1 - T2	0,8	0,8	0,16	0,0	ms	2,01
T2	2,3	2,3	0,16	0,0	ms	2,01
Inclinación	39,0	39,0	0,2	0,0	%	2,01
Energía (~200 J)	190,9	189,4	2,1	-1,5	J	2,08
Voltaje Pico 1	1067,0	1056,4	15	-10,6	V	2,01
Voltaje Promedio 1	907,0	904,8	14	-2,2	V	2,02
Corriente Pico 1	21,2	21,1	0,39	-0,1	A	2,01
Corriente Promedio 1	18,1	18,1	0,36	0,0	A	2,01
Voltaje Pico 2	774,6	771,2	14	-3,4	V	2,02
Voltaje Promedio 2	711,8	709,8	14	-2,0	V	2,04
Corriente Pico 2	30,8	30,9	0,34	0,0	A	2,01
Corriente Promedio 2	14,2	14,2	0,34	0,0	A	2,02
T1	4,4	4,4	0,29	0,0	ms	2,01
T1 - T2	0,8	0,8	0,16	0,0	ms	2,01
T2	2,3	2,3	0,18	0,0	ms	2,01
Inclinación	38,4	37,6	1,3	-0,8	%	2,02
Energía (~300 J)	282,0	280,0	1,1	-2,0	J	2,01
Voltaje Pico 1	1260,8	1248,2	17	-12,6	V	2,01
Voltaje Promedio 1	1058,8	1056,6	15	-2,2	V	2,01
Corriente Pico 1	25,1	24,9	0,43	-0,2	A	2,01
Corriente Promedio 1	21,1	21,1	0,38	0,0	A	2,01
Voltaje Pico 2	896,0	887,6	13	-8,4	V	2,01
Voltaje Promedio 2	814,0	811,8	12	-2,2	V	2,01
Corriente Pico 2	35,0	35,4	0,34	-0,2	A	2,01
Corriente Promedio 2	16,2	16,2	0,33	0,0	A	2,01
T1	4,7	4,7	0,26	0,0	ms	2,01
T1 - T2	0,8	0,8	0,16	0,0	ms	2,01
T2	2,5	2,5	0,17	0,0	ms	2,01
Inclinación	41,0	40,6	0,74	-0,4	%	2,87





RG-S-10 V5 MARZO 20
LABORATORIO AUTORIZAD

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No L1589
CALIBRATION CERTIFICATE No L1589

Página 5 de 5

	Espec.	Medido	Incert.	Error	Unidades	K
Energía (-360 J)	328,4	326,2	1,3	-2,2	J	2,01
Voltaje Pico 1	1261,6	1268,8	17	-12,8	V	2,01
Voltaje Promedio 1	1017,4	1014,8	14	-2,6	V	2,01
Corriente Pico 1	25,1	25,0	0,43	-0,2	A	2,01
Corriente Promedio 1	20,3	20,3	0,37	0,0	A	2,01
Voltaje Pico 2	823,2	815,0	12	-8,2	V	2,01
Voltaje Promedio 2	717,4	716,0	11	-1,4	V	2,01
Corriente Pico 2	32,8	32,6	0,32	-0,2	A	2,01
Corriente Promedio 2	14,3	14,3	0,31	0,0	A	2,01
T1	5,9	5,9	0,27	0,0	ms	2,01
T1 - T2	0,8	0,8	0,16	0,0	ms	2,01
T2	3,7	3,7	0,18	0,0	ms	2,01
Inclinación	50,0	50,0	0,16	0,0	%	2,01

Tiempo de sincronismo

	Espec.	Medido	Incertid.	Error	K
	ms	ms	ms	ms	
Tiempo sincronismo a 60 lat/min	21,6	22	0,66	0,4	2,01
Tiempo sincronismo a 180 lat/min	22,3	23,8	1,9	1,5	2,01

***** FIN DE CERTIFICADO *****

***** END OF CERTIFICATE *****



Anexo C Certificados calibración sistema e-Health

CALIBRACION SENSOR TEMPERATURA

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

CALIBRATION CERTIFICATE

No

Página 1 de 2

CLIENTE
CUSTOMER **Roosevelt Caballero**

DIRECCIÓN
ADDRESS 0

CIUDAD
CITY **Barranquilla**

INSTRUMENTO CALIBRADO
CALIBRATED INSTRUMENT

TERMÓMETRO DE SISTEMA E-HEALTH

FABRICANTE MYSIGNALS
MODELO NO IDENTIFICADO
SERIE NO IDENTIFICADO
INVENTARIO NO IDENTIFICADO

MÉTODO DE CALIBRACIÓN
CALIBRATION METHOD

COMPARACIÓN DIRECTA CON PATRÓN

TRAZABILIDAD
TRAZABILITY

LAS MEDICIONES REALIZADAS SON TRAZABLES AL INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGÍA DE COLOMBIA SEGÚN EL SIGUIENTE CERTIFICADO EXPEDIDO POR DISTECNICS Y COMPAÑÍA NACIONAL DE METROLOGÍA:

CÁMARA DE ESTABILIDAD CLIMÁTICA MARCA DISTECNICS MODELO CEA-II 120 LT SN 823130480026 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No RS2575 DEL 6 DE AGOSTO DE 2015. TERMOHIGRÓMETRO MARCA BRIXCO MODELO DT-3215 SN 10093847 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN CLH 26816 DEL 14 DE MARZO DE 2016.

FECHA DE CALIBRACIÓN
DATE OF CALIBRATION

27 de julio de 2018

CALIBRADO POR
CALIBRATED BY

Ing. Alfonso Ortiz Barrios

LUGAR DE CALIBRACIÓN
CALIBRATION PLACE

Laboratorio Calibrar S.A.S.

ESTE CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN APLICA ÚNICAMENTE AL EQUIPO DESCRITO ARRIBA. ESTOS RESULTADOS CORRESPONDEN ÚNICAMENTE AL MOMENTO Y LUGAR DONDE SE REALIZÓ LA CALIBRACIÓN. EL LABORATORIO NO SE RESPONSABILIZA DE LOS DAÑOS Y PERJUICIOS QUE PUEDAN DERIVARSE DEL USO INADECUADO DE LOS INSTRUMENTOS CALIBRADOS

AUTORIZA ESTE CERTIFICADO
AUTHORIZED BY

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

CALIBRATION CERTIFICATE

No

Página 2 de 2

INCERTIDUMBRE DE MEDICIÓN
MEASUREMENT UNCERTAINTY

La incertidumbre de medición reportada fue calculada teniendo en cuenta las contribuciones de la dispersión, la resolución del patrón y del instrumento bajo calibración y la incertidumbre del patrón, con una K conforme a los grados de libertad calculados para una distribución de student con un 95% de nivel de confianza

CONDICIONES AMBIENTALES
ENVIRONMENTAL CONDITIONS

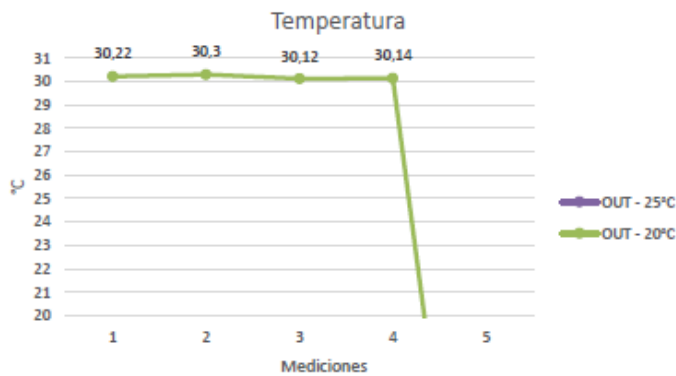
	TEMPERATURA	INICIAL	FINAL	Δ
		25 °C	24 °C	1 °C
	HUMEDAD RELATIVA	48 %	53 %	5 %

RESOLUCIÓN TEMPERATURA: 0,01°C - HUMEDAD RELATIVA 0,01%

RESULTADOS DE CALIBRACIÓN

TEMPERATURA OUT

TEMPERAT Patrón (°C)	TEMP Medida (°C)	Error (°C)	Incertidumbre expandida ±U Exp (°C)
°C	°C	°C	°C
29,50	30,20	0,70	0,15
0,00	#¡DIV/0!	#¡DIV/0!	#¡DIV/0!



FIN DEL CERTIFICADO

CALIBRACION SENSOR OXIMETRIA

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓNCALIBRATION CERTIFICATE
CAAO2CC00469

Página 1 de 2

CLIENTE ROOSVELT CABALLERO WILCHES
CUSTOMERDIRECCIÓN 0
ADDRESSCIUDAD BARRANQUILLA, ATLANT
CITYINSTRUMENTO CALIBRADO PULSIÓXIMETRO
CALIBRATED INSTRUMENTFABRICANTE MySignals
MODELO NO IDENTIFICADO
SERIE NO IDENTIFICADO
INVENTARIO NO IDENTIFICADO

MÉTODO DE CALIBRACIÓN

CALIBRATION METHOD

COMPARACIÓN DIRECTA CON PATRÓN SIMULADOR

TRAZABILIDAD

TRAZABILITY

LAS MEDICIONES REALIZADAS SON TRAZABLES AL NIST SEGÚN EL SIGUIENTE
CERTIFICADO EXPEDIDO POR BIOSANCTA :
SIMULADOR DE PULSOXIMETRÍA MARCA FLUKE BIOMEDICAL MODELO SPOT
LIGHT SN 2300046 CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN L1096 DEL 18 DE OCTUBRE
DE 2016.

FECHA DE CALIBRACIÓN

DATE OF CALIBRATION

11 de agosto de 2018

CALIBRADO POR

CALIBRATED BY

Ing. Alfonso Ortiz

LUGAR DE CALIBRACIÓN

CALIBRATION PLACE

CALIBRAR SA

ESTE CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN APLICA ÚNICAMENTE AL EQUIPO DESCRITO ARRIBA. ESTOS RESULTADOS CORRESPONDEN ÚNICAMENTE AL MOMENTO Y LUGAR DONDE SE REALIZÓ LA CALIBRACIÓN. EL LABORATORIO NO SE RESPONSABILIZA DE LOS DAÑOS Y PERJUICIOS QUE PUEDAN DERIVARSE DEL USO INADECUADO DE LOS INSTRUMENTOS CALIBRADOS

AUTORIZA ESTE CERTIFICADO

AUTHORIZED BY

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

CALIBRATION CERTIFICATE
CAAO2CC00469

Página 2 de 2

INCERTIDUMBRE DE MEDICIÓN
MEASUREMENT UNCERTAINTY

La incertidumbre de medición reportada fue calculada teniendo en cuenta las contribuciones de la dispersión, la resolución del patrón y del instrumento bajo calibración y la incertidumbre del patrón, con una K conforme a los grados de libertad calculados para una distribución de student con un 95% de nivel de confianza

CONDICIONES AMBIENTALES ENVIRONMENTAL CONDITIONS	TEMPERATURA HUMEDAD RELATIVA	INICIAL 29,2 °C 55 %	FINAL 27,4 °C 53 %	Δ 1,8 °C 2 %
RESOLUCIÓN LPM 1 LPM	RESOLUCIÓN %: 1%			

RESULTADOS DE CALIBRACIÓN

Saturación de O2 en %

Saturación O2 simulada (Patrón)	Saturación O2 indicada (EBP)	Error	Incertidumbre expandida $\pm U_{Exp}$
%	%	%	%
85	85,4	0,4	1,9
90	90,2	0,2	1,9
95	95,0	0,0	2,0
97	97,0	0,0	1,9
99	98,8	-0,2	1,9

Frecuencia cardiaca en Latidos por Minuto LPM

Frecuencia cardiaca simulada (Patrón)	Frecuencia cardiaca indicada (EBP)	Error	Incertidumbre expandida $\pm U_{Exp}$
LPM	LPM	LPM	LPM
60	60,0	0,0	1,5
80	80,0	0,0	1,5
120	120,0	0,0	1,5
150	150,0	0,0	1,5
180	180,0	0,0	1,5

FIN DE CERTIFICADO