

**CONSTRUCCIÓN DE UN PULSIOXÍMETRO PORTÁTIL DE BAJO COSTO CON
CONECTIVIDAD IoT**

**LADY TATIANA GARCÍA MORENO
INGRI NATHALIA MANTILLA TORRES**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECHANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA**

2019

**CONSTRUCCIÓN DE UN PULSIOXÍMETRO PORTÁTIL DE BAJO COSTO CON
CONECTIVIDAD IoT**

**LADY TATIANA GARCÍA MORENO
INGRI NATHALIA MANTILLA TORRES**

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Electrónico

Director

**JAIME GUILLERMO BARRERO PÉREZ
Ingeniero Electrónico, MS.c.**

Codirector

**JUDY XIMENA RAMOS GARZÓN
Jefe de enfermería, MS.c.**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECHANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA**

2019

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	15
1. MARCO TEÓRICO	17
1.1 LA HEMOGLOBINA.....	17
1.2 CICLO Y FRECUENCIA CARDIACOS	18
1.3 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE	19
1.4 FOTOPLETISMOGRAFÍA.....	20
1.5 PULSIOXIMETRÍA.....	21
1.6 INTERPRETACIÓN DE LA PULSIOXIMETRÍA	21
1.6.1 Síndrome de apnea obstructiva.	22
1.6.2 Cardiopatías congénitas cianosantes.	22
1.6.2.1 Enfermedad pulmonar obstructiva crónica-EPOC.	23
1.6.3 Alteraciones de la frecuencia cardiaca.	23
1.6.3.1 Taquicardia.	23
1.6.3.2 Bradicardia.....	23
1.7 LEY LAMBERT-BEER	23
2. DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES	25
2.1 EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DE COMPONENTES	25
2.1.1 Microcontrolador.	25
2.1.2 Sensor para pulsioximetría.	27
2.1.3 Pantalla.....	31
2.1.4 Batería.	32
2.1.5 Regulador.	34
2.1.6 Cargador.....	35
2.2 CIRCUITO IMPRESO DEL PROTOTIPO	36
2.2.1 Placa 1 - Procesamiento y visualización.....	36

2.2.1.1 Circuito de regulación.	37
2.2.1.2 Circuito de carga.	37
2.2.1.3 Circuito microcontrolador.	38
2.3 PLACA 2- SENSOR.....	40
2.4 DISEÑO FINAL DEL PROTOTIPO	41
2.5 VERSIÓN FINAL DEL CIRCUITO IMPRESO DEL PROTOTIPO	41
2.6 DISEÑO ESTRUCTURAL DEL PROTOTIPO.....	42
3. SOFTWARE MAX30100 BAJO Y ALTO NIVEL.....	43
3.1 CONSIDERACIONES DEL SENSOR APLICANDO INFORMACIÓN DE FICHA TÉCNICA.....	43
3.2 CORRIENTES DE LED ROJO E INFRARROJO	44
3.3 ANCHO DE PULSO, FRECUENCIA DE MUESTREO Y RESOLUCIÓN.	46
3.4 PROCESAMIENTO DE DATOS	48
3.4.1 Aplicación filtro elimina banda.....	49
3.4.2 Aplicación del filtro medio.	50
3.4.3 Aplicación del filtro de Butterworth.....	51
3.5 CÁLCULO DE FRECUENCIA CARDIACA	53
3.6 CÁLCULO DE SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE (SPO2).....	53
4. SOFTWARE ESP32 Y SITIO WEB.....	56
4.1 MODOS DE OPERACIÓN	56
4.1.1 Modo clásico.	56
4.1.2 Modo medida continua.....	56
4.2 CONEXIÓN A INTERNET.....	58
4.3 MEDICIÓN DE TENSIÓN EN LA BATERÍA.....	59
4.4 IMPLEMENTACIÓN DEL SITIO WEB	60
5. RESULTADOS Y PRUEBAS	64
5.1 CONSUMO DE CORRIENTE DEL PROTOTIPO	64
5.2 VALIDACIÓN DE DESEMPEÑO PARA EL PROTOTIPO	67
5.3 RESUMEN DE COSTOS ECONÓMICOS	71
6. CONCLUSIONES	75

7. RECOMENDACIONES.....	77
BIBLIOGRAFÍA.....	79
ANEXOS.....	83

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Espectro de hemoglobina oxigenada y desoxigenada.....	18
Figura 2. Estructura del corazón y trayecto del flujo sanguíneo.....	19
Figura 3. Componente DC y AC de la señal de Fotopletismografía.....	20
Figura 4. Módulo WROOM-ESP32.	27
Figura 5. Forma típica de medición de con Leds y fotodiodo.....	28
Figura 6. Diseño típico de un oxímetro de pulso.....	28
Figura 7 Sensor MAX30100.....	31
Figura 8. Pantalla OLED	32
Figura 9. Batería de polímero de litio.	34
Figura 10. Regulador TLV75533.....	35
Figura 11. Controlador de gestión de carga MCP73831.....	36
Figura 12. Circuito de regulación Eagle.	37
Figura 13. Circuito de carga Eagle.....	38
Figura 14. Circuito del microcontrolador del módulo ESP32 Eagle.....	39
Figura 15. Circuito del sensor MAX30100 Eagle.	40
Figura 16. Tarjetas de circuitos impresos	41
Figura 17. Prototipo final funcional.....	42
Figura 18. Gráficas de intensidad de luz para corrientes de led.	45
Figura 19. Señal roja e infrarroja con filtro pasa altas para eliminación de DC.....	50
Figura 20. Aplicación de filtro medio a señal infrarroja.	51
Figura 21. Aplicación filtro Butterworth y detección de pulsación para señal infrarroja.....	52
Figura 22. Curva de calibración Lambert-Beer para Spo2.....	55
Figura 23. Diagrama de estados general del proceso.	57
Figura 24. Proceso para conectarse a una red mediante wifi mánager.....	59

Figura 25. Proceso de transmisión de datos en el prototipo de pulsioximetría.	61
Figura 26. Plantilla de inicio del sitio web.	62
Figura 27. Plantilla de patologías del sitio web.	62
Figura 28. Plantilla del monitoreo de pacientes del sitio web.....	63
Figura 29. Consumo de corriente del prototipo, modo clásico.	64
Figura 30. Consumo de corriente del prototipo, modo medida continua.....	65
Figura 31. Pulsioxímetro comercial, fabricante JZKI.....	67
Figura 32. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos en reposo, mañana.....	68
Figura 33. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos realizando ejercicio, mañana.....	69

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Frecuencia cardiaca de acuerdo con la edad.	21
Tabla 2. Especificaciones de microcontroladores comerciales.	26
Tabla 3. Especificaciones de sensores para pulsioximetría.	29
Tabla 4. Especificaciones de pantallas.	31
Tabla 5. Especificaciones de baterías portables.	33
Tabla 6. Comparación de reguladores.	34
Tabla 7. Comparación de controladores de carga.	35
Tabla 8. Configuraciones permitidas, modo SpO ₂	46
Tabla 9. Varianza de medidas y corriente promedio consumida, según configuración de ADC.	47
Tabla 10. Consumo de corriente para cálculos de autonomía del prototipo.	66
Tabla 11. Error relativo y absoluto de medidas tomadas en diferentes horas del día.	70
Tabla 12. Costo de elementos para implementación de prototipo.	71
Tabla 13. Comparación de oxímetros de pulso.	73

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Esquemas electrónicos para pulsioximetría.	83
Anexo B. Diseño de las PCBs.....	87
Anexo C. Filtros digitales	90
Anexo D. Corrección del ADC de la ESP32.....	95
Anexo E. Implementación del sitio web	96
Anexo F. Dispositivo para tomar medida de corriente del prototipo.....	101
Anexo G. Medidas de HR y SpO2 del prototipo.....	103

RESUMEN

TÍTULO: CONSTRUCCIÓN DE UN PULSIOXÍMETRO PORTÁTIL DE BAJO COSTO CON CONECTIVIDAD IoT.*

AUTORES: LADY TATIANA GARCÍA MORENO, INGRI NATHALIA MANTILLA TORRES.**

PALABRAS CLAVE: Saturación de oxígeno, Frecuencia cardiaca, Pulsioximetría, Página web, Internet de las cosas.

DESCRIPCIÓN:

El uso de conceptos de ingeniería electrónica en el área médica ha estado atrayendo considerablemente la atención dado que nos permite crear dispositivos electrónicos en pro de la salud humana. En el monitoreo de los signos vitales se requieren medidas como saturación de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca, que pueden ser obtenidas mediante un LED rojo y un infrarrojo que iluminan las venas y arterias. Luego, un fotodiodo captura la luz reflejada en forma de corriente que se convierte luego en tensión. Esta tensión es almacenada y procesada para obtener de esta manera el nivel de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca. En la actualidad existen instrumentos como pulsioxímetros que mediante la técnica anteriormente descrita permiten obtener estas medidas, pero no cuentan con una plataforma donde sus datos puedan ser observados en tiempo real por el médico tratante.

Por esta razón este proyecto implementa un pulsioxímetro con conectividad (IoT, *internet of things*), el cual permite cargar y guardar los datos directamente en un sitio web y graficarlos en tiempo real. Almacenar la información en un sitio web permite usar cualquier dispositivo electrónico con acceso a internet para mostrar los datos. Este prototipo es de bajo costo, portable, y de tamaño reducido con dos modos de uso: modo clásico y medida continua. El primer modo toma una medida, la envía al sitio web y luego se apaga. El segundo modo monitorea de forma constante en intervalos de tiempo específicos; este modo desarrolla el mismo proceso que el primero excepto por el apagado, en lugar de esto, el dispositivo inicia a funcionar en “modo sueño profundo”, para reducir el consumo de energía. Con este prototipo se lograron obtener mediciones con exactitudes del 0.82% para SpO2 y 1.42% para frecuencia cardiaca.

* Proyecto de grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones Director: Jaime Guillermo Barrero Pérez. MS.c.

ABSTRACT

TITLE: CONSTRUCTION OF A LOW-COST PORTABLE PULSIOXIMETER WITH IoT CONNECTIVITY.*

AUTHORS: LADY TATIANA GARCÍA MORENO, INGRI NATHALIA MANTILLA TORRES.**

KEYWORDS: Oxygen saturation, heart rate, pulse oximetry, web page, internet of things.

DESCRIPTION:

The use of electronic engineering concepts in the medical area has been attracting considerable attention since it allows us to create electronic devices in favor of human health. Monitoring the vital signs requires measurements like blood oxygen saturation and heart rate that can be obtained through a red and infrared LED that illuminates the veins and arteries. After that, a photodiode captures the reflected light as a current that will be converted into a voltage. This voltage is stored and processed in order to obtain the blood oxygen level and heart rate. Currently, there are instruments such as pulse oximeters that obtain these measures using the technique described above, but it does not have a platform where their data can be observed in real-time by the attending doctor.

For this reason, this project implements a pulse oximeter with the internet of things (IoT) connectivity, which allows uploading and recording the data directly to a website in a dynamic graph in real-time. Storing the data on a website permits using any electronic device with internet access to display the data. This prototype is low cost, portable, and small size with two ways of use: classic mode and continuous measurement. The first mode captures a single measurement, sends it, and then it switches off again. The second way of use has a constant monitoring mode at specific time intervals; this mode performs the same process that the first one except for shutting down, the device activates the "deep sleep mode" instead, to reduce energy consumption. This prototype achieves SpO2 measurements with 0.82% and a heart rate of 1.42% accuracy.

* Bachelor Thesis

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones Director: Jaime Guillermo Barrero Pérez. MS.c.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad el desarrollo de la ingeniería es una oportunidad para promover la elaboración de proyectos que estén de la mano con otras disciplinas como la medicina, desde donde es posible mitigar riesgos en la salud en el ámbito de la ingeniería electrónica. Con los desarrollos tecnológicos presentes en la actualidad es posible la cuantificación de los signos vitales en las personas. Por esto es de suma utilidad el desarrollo investigativo de equipos que faciliten de forma no invasiva el conocimiento de factores vitales ¹. Existen muchas personas que sufren de afecciones pulmonares y del corazón, los cuales necesitan un monitoreo constante de factores como saturación de oxígeno en la sangre y pulsaciones cardiacas, incluso cuando se encuentran fuera del hospital. Es ahí donde es generado el diseño de dispositivos portátiles de fácil manejo y autonomía en su funcionamiento. El uso de estos dispositivos permite conocer y determinar estados de salud y en caso de existir insuficiencias contar con intervención médica ².

La saturación de oxígeno en la sangre y la frecuencia cardiaca son variables medibles que aportan valiosa información acerca del funcionamiento del sistema circulatorio y respiratorio por lo que se reconocen clínicamente como signos vitales. Algunos síntomas como pérdida de memoria, ansiedad, vértigo, cianosis, entre otros, pueden ser consecuencia de alteraciones en la oxigenación o la circulación ³.

¹ RODRIGUEZ J, VANEGAS J, "Diseño y construcción de un oxímetro de pulso basado en labview" Proyecto de investigación, Universidad Industrial de Santander facultad físico mecánicas, Escuela de ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, 2016

² ERNIA Susana and HENDRANA Tjahjadi, "Handheld Pulse Oximeter Based on Single Board Computer Raspberry Pi B+ in 15th International Conference on Quality in Research (QiR): International Symposium on Electrical and Computer Engineering, Nusa Dua, Indonesia, July 2017, pp 141-145. WAN J, ZOU Y, LI Y and WANG J, "Reflective type blood oxygen saturation detection system based on MAX30100 in International Conference on Security, pattern Analysis, and Cybernetics (SPAC), Shenzhen, China, 2017, pp 615-619

³ Ibíd.

Es por esto por lo que nace la idea de realizar un prototipo portátil que pueda tomar medidas de Saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂) y la frecuencia cardiaca (FC) que transfiera los datos tomados en tiempo real mediante conectividad a la nube y se puedan observar estos en un dispositivo móvil de uso diario, lo que facilitará a la persona y médico tratante tener acceso a un historial de medidas, lo cual dará un indicio del estado de salud de la persona. En la actualidad se conoce de productos como oxímetros para tomar medidas de saturación de la sangre usados en el campo de la medicina, al igual que los relojes inteligentes que se encuentran en el mercado, pero que no cuentan en su mayoría con transmisión de la información por internet.

Este dispositivo cuenta con el uso de sensores para la toma de medidas y con un microcontrolador que cumple con los requerimientos necesarios para el desarrollo del proyecto. Además, los datos que están siendo tomados podrán ser mostrados en una pantalla.

El dispositivo tiene especial utilidad en el monitoreo ambulatorio de personas con enfermedades crónicas de origen cardiopulmonar dada la propiedad de transmitir la información en tiempo real al médico tratante mientras el usuario se encuentra en su domicilio, facilitando así la detección y atención oportuna de alteraciones que de otro modo pueden tener incluso un desenlace fatal.

1. MARCO TEÓRICO

1.1 LA HEMOGLOBINA

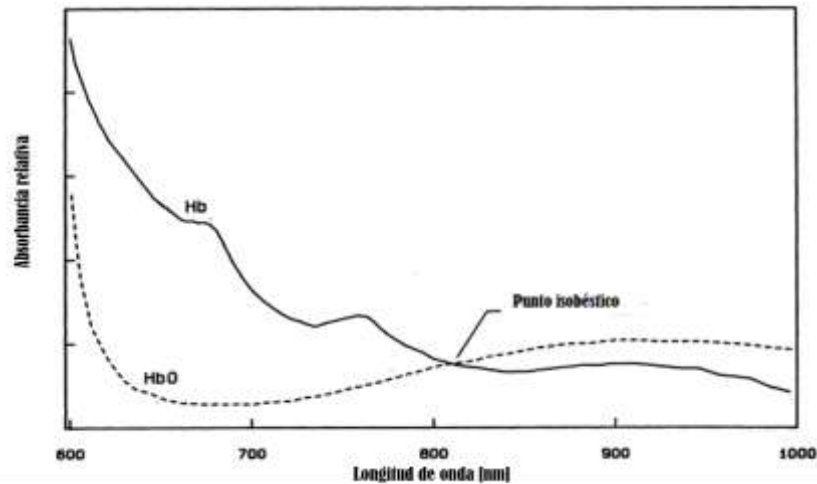
La hemoglobina es una proteína de los glóbulos rojos encargada de transportar el oxígeno desde los pulmones hasta cada parte del cuerpo.

Se conoce como hemoglobina saturada de oxígeno a la oxihemoglobina (HbO₂), esta es la encargada de dar el color rojo a la sangre arterial. También existe la hemoglobina reducida (Hb) que es la que está en las venas y posee un color más azulado ⁴. Como se muestra en la figura 1, la hemoglobina reducida tiene un mayor nivel de absorbancia en una longitud de onda de ~650 nm, esto hace referencia al espectro de luz roja. Por otra parte, la hemoglobina oxigenada tiene un nivel de absorbancia mayor en una longitud de onda ~950 nm, donde se encuentra el espectro de luz infrarroja gracias a la presencia de estas hemoglobinas en el organismo es posible calcular el valor de la saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂) ⁵.

⁴ LÓPEZ-HERRANZ G Patricia, "Oximetría de pulso: a la vanguardia en monitorización no invasiva de la oxigenación", Revista médica del hospital general de México, septiembre 2013

⁵ REUMAN Michael N, "Pulse Oximetry: physical principles, technical realization and present limitation", Department of reproductive Biology, Case Western Reserve University, Cleveland Metropolitan General Hospital, Cleveland, Ohio, USA, 1987

Figura 1. Espectro de hemoglobina oxigenada y desoxigenada.



Fuente. SPRINGER [en línea] disponible en:
https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4613-1927-6_25

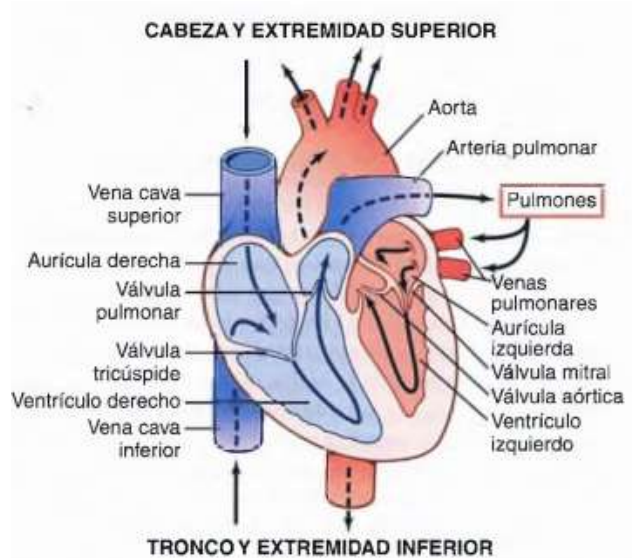
1.2 CICLO Y FRECUENCIA CARDIACOS

La actividad del corazón es cíclica y continua, a este proceso se le conoce como ciclo cardíaco y comprende desde el inicio de un latido hasta el comienzo del siguiente. Durante un ciclo, la sangre venosa ingresa a la aurícula derecha por la vena cava y de allí pasa al ventrículo derecho que, al contraerse, envía la sangre a los pulmones para ser oxigenada. La sangre oxigenada regresa de los pulmones al corazón por la aurícula izquierda, pasando al ventrículo izquierdo y de allí a la circulación sistémica a través del sistema arterial. Las mitades derecha e izquierda realizan sus tareas de forma sincronizada ⁶.

La frecuencia cardíaca hace referencia al número de veces que se repite el ciclo cardíaco.

⁶ GUYTON, A.C. & HALL, J.E. "Tratado de Fisiología médica". 9ª Edición. Interamericana-McGraw-Hill. Madrid. 1996

Figura 2. Estructura del corazón y trayecto del flujo sanguíneo.



Fuente: GUYTON, A.C.& HALL, J.E. "Tratado de Fisiología médica". 9ª Edición. Interamericana-McGraw-Hill. Madrid. 1996

1.3 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE

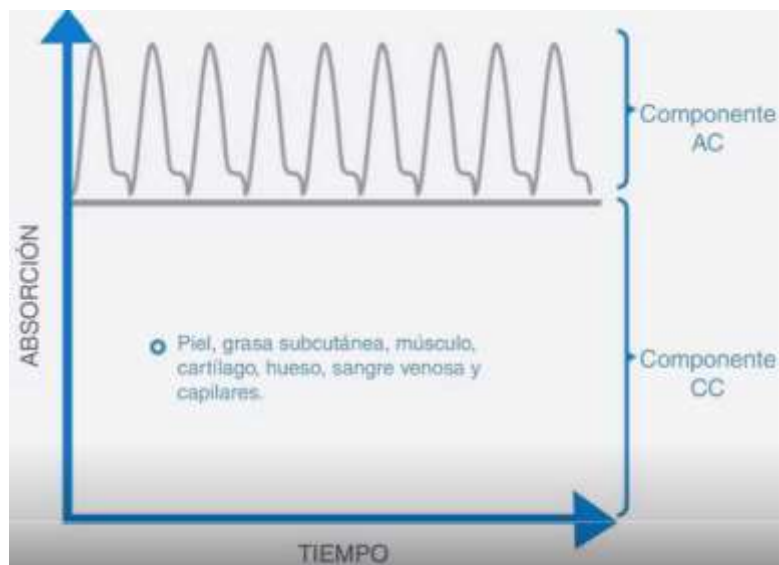
Se conoce como saturación de oxígeno en la sangre a la relación de Hemoglobina oxigenada (HbO₂) y hemoglobina desoxigenada o reducida (Hb) presente en la sangre. Esta relación es dada en términos de porcentaje, el cual nos indica cuánto oxígeno transporta la sangre en el cuerpo con respecto al máximo que sería capaz de trasladar ⁷.

⁷ AMERICAN THORACIC SOCIETY, "Oximetría de pulso", Serie de información al paciente, American Journal of respiratory and critical care medicine, 2011

1.4 FOTOPLETISMOGRAFÍA

Se basa en el principio de pletismografía el cual permite detectar variaciones en el volumen sanguíneo en el lecho micro circulatorio, la obtención de esta señal se hace de manera óptica. La onda PPG está formada por una componente AC, esta corresponde a los cambios en el ciclo cardiaco con respecto al volumen sanguíneo, al componente DC se le es atribuido varios componentes de baja frecuencia ⁸, como se muestra en la figura 3.

Figura 3. Componente DC y AC de la señal de Fotopletismografía.



Fuente: Índice de perfusión periférica en la UCI neonatal: una respuesta a la monitorización no invasiva del recién nacido crítico.

⁸ ALLEN John, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement", Regional Medical physics department, Freeman Hospital, New Castle, February 2007

1.5 PULSIOXIMETRÍA

La pulsioximetría es una técnica no invasiva utilizada para medir la saturación de oxígeno en la sangre, mediante un sensor ubicado en lugares con tejido blando y presencia de gran ramificación de arterias como, por ejemplo: el dedo o el lóbulo de la oreja⁹

1.6 INTERPRETACIÓN DE LA PULSIOXIMETRÍA

Para interpretar correctamente el valor numérico que se genera mediante la pulsioximetría es fundamental conocer los rangos de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca para una persona que se encuentra en un buen estado de salud, para el primer caso la SpO₂ debe estar en el intervalo de 90% a 100%, los valores de la frecuencia cardiaca, pulsaciones por minuto (ppm), varían con la edad y serán mostrados en la tabla 1.

Tabla 1. Frecuencia cardiaca de acuerdo con la edad.

FRECUENCIA CARDIACA EN REPOSO	
EDAD	PPM
Recién nacidos	De 100 a 160
De 1 a 10 años	De 70 a 120
De 10 años a adulto	De 60 a 100
Atletas de alto rendimiento	De 40 a 60

Nota. "Diseño y construcción de un oxímetro de pulso basado el LABVIEW"

⁹ AYALA PÉREZ Jorge Luis, PADRÓN SÁNCHEZ Armando, BRUNET RODRÍGUEZ Rafael, QUIÑONES ZAMORA Andrés, SALAZAR GONZÁLEZ Tania y MARTÍNEZ GONZÁLEZ Ana Margarita, "Comparación de la salud arterial de oxígeno por oximetría de pulso y gasometría arterial", Revista Cubana de medicina intensiva y emergencias, 2003

La alteración en los valores de la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, o ambas, se considera una manifestación clínica de aparición o descompensación de una patología que compromete el sistema cardiopulmonar. A continuación, se presentan ejemplos de las enfermedades más comunes asociadas a estas variaciones.

1.6.1 Síndrome de apnea obstructiva. El síndrome de apnea obstructiva del sueño-SAOS, se caracteriza por una obstrucción parcial y prolongada de la vía aérea superior y/o obstrucción intermitente completa que interrumpe la oxigenación de órganos y tejidos durante el sueño y los patrones normales del mismo.

Puede presentarse en niños con hipertrofia de cornetes o amígdalas, pero también pueden padecerla personas de edades mayores, personas con obesidad y es más común en hombres ¹⁰. Son síntomas comunes de esta patología la desaturación de oxígeno, una respiración ruidosa y dificultosa, las pausas respiratorias, las posturas anormales con hiperextensión de la cabeza y el sueño intranquilo. Además de las consecuencias a corto plazo como cansancio, cefalea y dificultad para la concentración, esta patología puede originar hipertensión pulmonar con la consecuente alteración de la función cardíaca. Para el diagnóstico oportuno y el seguimiento de estas personas es fundamental la pulsioximetría.

1.6.2 Cardiopatías congénitas cianosantes. Condición que agrupa diferentes defectos de la anatomía y la fisiología cardíaca que implica la mezcla de sangre venosa con sangre arterial, resultando en una disminución del porcentaje de saturación de oxígeno y una coloración azulada de la piel conocida como cianosis.

¹⁰ VILLA ASENSI JR, MARTÍNEZ CARRASCO C, PÉREZ PÉREZ G, CORTELL AZNAR I, GÓMEZ PASTRANA D, ÁLVAREZ GIL D, GONZALES PEREZ-YARZA E, "Síndrome de apneas-hipopneas del sueño", Asociación española de pediatría, 2008

1.6.2.1 Enfermedad pulmonar obstructiva crónica-EPOC. Se conoce como EPOC a un estado inflamatorio de la vía aérea inferior que dificulta el libre ingreso de aire a los pulmones. Los signos y síntomas más frecuentes son la desaturación de oxígeno, dificultad para respirar, fatiga, tos y expectoración.

1.6.3 Alteraciones de la frecuencia cardiaca. Este tipo patologías se hacen presente cuando hay alteraciones en la frecuencia cardiaca o el sistema de conducción del corazón ¹¹.

1.6.3.1 Taquicardia. La taquicardia es una arritmia donde la frecuencia cardiaca incrementa a más de 100 BPM, esta alteración es provocada por impulsos eléctricos anormales las cuales están relacionadas al estrés, falta de ejercicio, entre otras ¹².

1.6.3.2 Bradicardia. La bradicardia es la disminución en la frecuencia cardiaca, en los adultos se presenta cuando los latidos del corazón se encuentran por debajo de 60 BPM, esta puede producirse por un bloqueo cardiaco, un mal desempeño del marcapasos natural, reacción a medicamentos, entre otros ¹³.

1.7 LEY LAMBERT-BEER

Para conocer la relación entre la absorbancia de la luz y la concentración de alguna sustancia es necesario tener en cuenta la ley Lambert-Beer, pues está presente en todos los procesos ópticos en los cuales es necesario conocer concentraciones o

¹¹ GUYTON, A.C.& HALL, J.E. "Tratado de Fisiología médica". 9ª Edición. Interamericana-McGraw-Hill. Madrid. 1996

¹² SCHOLTEN A, SMITH DN, "Bradicardia", Health Library: Evidence-Based Information, EBSCO Publishing; septiembre 2012, tomado de: Enfermería al Día

¹³ ABRIL DÍAZ Nieves, BÁRCENA RUIZ J. Antonio, FERNÁNDEZ REYES Emilio, GALVÁN CEJUDO Aurora, JORRÍN NOVO Jesús, PEINADO PEINADO José, MELÉNDEZ-VALDÉS Fermín Toribio , TÚNEZ FIÑANA Isaac, "Espectrofotometría: espectros de absorción y cuantificación colorimétrica de biomoléculas", 2005

presencia de alguna solución, como lo es en el caso de la saturación de oxígeno en la sangre.

Esta ley declara que la absorbancia de una muestra tiene que ver con sus propiedades intrínsecas como como número de moléculas, pues al haber presencia de muchas de ellas existe una mayor interacción de la luz con las mismas. También, entre mayor sea la distancia que recorre la luz en la muestra, una mayor cantidad de moléculas es encontrada ¹⁴

Ecuación 1. Absorbancia

$$A = \log \frac{I_0}{I}$$

Donde A es la absorbancia, I_0 hace referencia a la intensidad de la luz incidente e I representa la luz transmitida.

¹⁴ TEXAS INSTRUMENTS, "TLV755P 500-mA, Low IQ, Small Size, Low Dropout Regulator" Noviembre 2017, tomado de: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv755p.pdf>

2. DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

Las condiciones por las cuales se va a regir el diseño del prototipo se realizan a partir del título del proyecto, puesto que en este se aclara que el dispositivo será portátil de bajo costo y contará con conectividad IoT. A partir de estos parámetros se realizó una serie de comparaciones para la elección de los componentes.

En el apéndice A se hace un estudio bibliográfico de las técnicas para la obtención de las señales cardiacas, pero es importante destacar que el método que nos permite obtener la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno es la Fotopleismografía, por consiguiente, se hizo estudio de sensores ópticos.

2.1 EVALUACIÓN Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

A continuación, se exponen los criterios utilizados en la selección de cada uno de los componentes necesarios para el desarrollo del proyecto. La estrategia principal fue hacer comparaciones entre diferentes dispositivos disponibles en el mercado, para seleccionar los componentes que más se ajustan al cumplimiento de los objetivos planteados en esta tesis.

2.1.1 Microcontrolador. Un microcontrolador comúnmente conjuga diversos elementos tales como el procesador, líneas de entradas y salidas, memoria de datos e instrucciones y módulos de comunicación con periféricos, entre otros. Estas características lo convierten en un dispositivo esencial en el desarrollo de prototipos en el área de ingeniería electrónica, ya que le permiten recibir información de otros dispositivos y realizar acciones de control acordes con los datos recibidos. Para el desarrollo del presente proyecto, dada la necesidad de filtrar señales, ejecutar

procesos de programación y establecer comunicación con una base de datos por medio de una conexión a wifi, se identificó la necesidad de emplear un microcontrolador de bajo costo, tamaño reducido, conexión wifi y resolución del ADC.

Tabla 2. Especificaciones de microcontroladores comerciales.

ESPECIFICACIONES	MICROCONTROLADORES				
	RASPBERRY PI 3 B+	ESP32 WROOM	ATSAMD21 G18	ORANGE PI 3	nRF51822
PROCESADOR	Cortex-A53 (ARMv8) 64-bit SoC @ 1.4GHz	Xtensa single-/dual-core 32-bit 160MHz o 240MHz	ARM Cortex-M0+ CPU 48MHz	Arm Cortex A53-based 1.8GHz CPU	Arm Cortex-M0 32 bits 84MHz
CONSUMO	2.5 ^a	200mA	92mA	3A	100mA
TAMAÑO	86mm x 54mm	18mm x 25.5mm	9mm x 9mm	93.5mm x60mm	6mm x 6mm
FLASH	X	16 Mbyte	256KB	8GB Opcional	256KB
SRAM	1GB	520 KB	32KB	2GB	32KB
WIFI	✓	✓	X	✓	✓
I2C	✓	✓	✓	x	✓
ADC	X	12 bits 18 canales	12 bits 14 canales	x	10 bits 8 canales
PRECIO [COP]	120.624	13.096	15.097	120.300	15.800

La Tabla 2 resume las principales características de los microcontroladores disponibles en el mercado comúnmente usados para proyectos de electrónica, que son potentes respecto a cualidades como conexión Wifi, tamaño, consumo y protocolo de comunicación. Como puede observarse, Microcontroladores como Raspberry pi 3 B+ y Orange pi 3 cuentan con procesadores muy veloces con respecto a los demás, pero su tamaño y consumo de corriente son elevados en

comparación con los otros dispositivos. Por otra parte, a pesar de que ATSAM21G8 y nRF51822 presentan un menor tamaño y consumo de corriente en comparación con las demás opciones, no cuentan con conectividad a internet. Esta desventaja permite descartar los dos dispositivos, dado el requerimiento de conexión a un servidor web de la presente aplicación de IoT. Aunque esta falencia podría ser solventada mediante la adición de un módulo externo de conexión a internet, por ejemplo, este enfoque generaría un incremento innecesario en el tamaño y precio del prototipo final.

En el presente proyecto se busca medir y entregar una medida precisa de saturación de oxígeno en la sangre y pulsaciones por minuto mediante un prototipo de dispositivo portable, de tamaño reducido y con acceso a internet, la mejor referencia a usar es el microcontrolador ESP32. Este dispositivo presenta un tamaño considerablemente reducido, pues su área corresponde al 0.1% de Raspberry Pi 3B+ y un menor porcentaje con respecto a Orange Pi 3. Por otra parte, debido a que garantizar acceso a internet para el prototipo es uno de los objetivos del proyecto, la disponibilidad de módulo Wifi en el microcontrolador es la especificación más relevante en la selección de este.

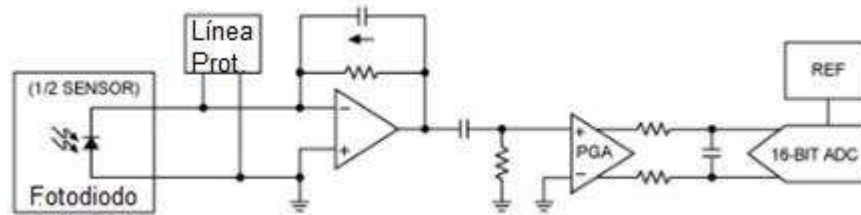
Figura 4. Módulo WROOM-ESP32.



2.1.2 Sensor para pulsioximetría. Una de las partes más importantes en el desarrollo de este proyecto es el uso de un sensor óptico para obtener de manera no invasiva valores de saturación de oxígeno en la sangre (SpO_2) y pulsaciones por minuto (ppm). Adquirir una señal de pletismografía ocasiona el uso de

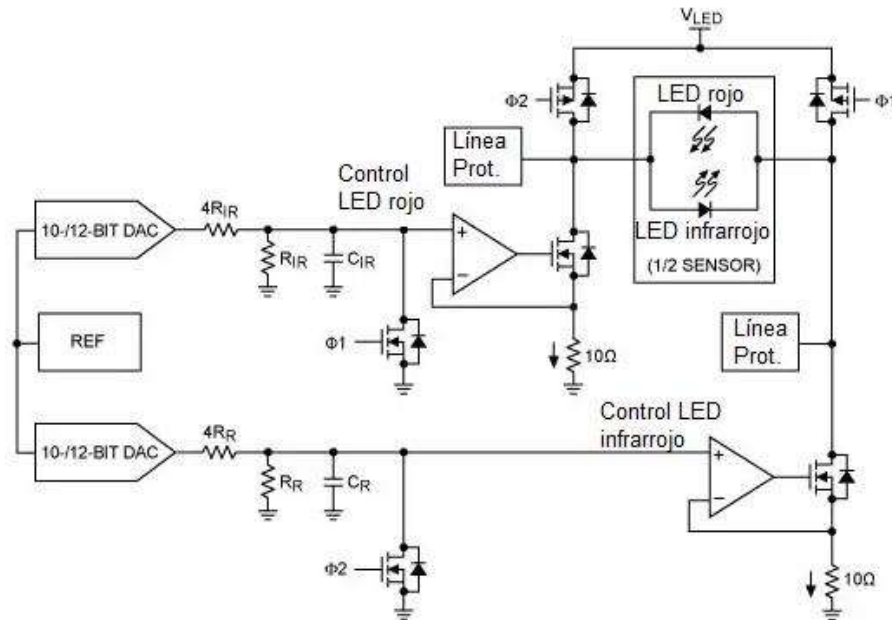
amplificadores operacionales, filtros, un ADC para el tratamiento de datos, además de elementos pasivos, lo que genera una cantidad de espacio considerable en su montaje. Un ejemplo de estos son los esquemáticos mostrados en la figura 5 y 6.

Figura 5. Forma típica de medición de con Leds y fotodiodo.



Fuente: “Adding Heart-Rate Monitoring Functionality to Fitness Gear”, Contributed By Digi-Key's North American Editors, 2016.

Figura 6. Diseño típico de un oxímetro de pulso.



Fuente: “Adding Heart-Rate Monitoring Functionality to Fitness Gear”, Contributed By Digi-Key's North American Editors, 2016.

Hoy en día, realizar un sistema integrando estos elementos discretos suele ocupar más espacio y cuesta más que hacer uso de un sensor que integre ya este sistema. Es por esta razón que se hace uso de un sensor, ya que posibilita la disminución en tamaño de la tarjeta electrónica para la adquisición de datos de oximetría y pulsaciones cardiacas.

Hacer uso de un sensor para pulsioximetría es parte fundamental del desarrollo del proyecto, ya que permite medir variables de SpO2 y frecuencia cardiaca sin tener que acudir al método clásico de gasometría arterial, donde se toma la muestra de manera invasiva. Mientras que, con el uso de un sensor óptico la persona no corre ningún riesgo de afectación de su salud.

Por esto se hace revisión de diferentes sensores ópticos para pulsioximetría, en donde se comparan características de funcionamiento.

Tabla 3. Especificaciones de sensores para pulsioximetría.

ESPECIFICACIONES	SENSORES PULSIOXIMETRÍA			
	MAX30100	MAX30100	MAX30105	MAX86150
VOLTAJE DE OPERACIÓN [V]	1.8 y 3.3	1.8 Y 3.3	5	1.8 Y 3.3
CONSUMO [microA]	600	600	600	400
RESOLUCIÓN ADC	16 bits	18	18 bits	18 bits
ADC PROGRAMABLE	✓	✓	✓	✓
SEÑAL DE SALIDA	Digital (I2C)	Digital (I2C)	Digital (I2C)	Digital (I2C)
LEDS	Rojo e infrarrojo	Rojo e infrarrojo	Rojo, infrarrojo y verde	Rojo e infrarrojo

ESPECIFICACIONES	SENSORES PULSIOXIMETRÍA			
	MAX30100	MAX30100	MAX30105	MAX86150
CANCELACIÓN DE LUZ AMBIENTE	✓	✓	✓	✓
TAMAÑO	5.6mm x 2.8mm x 1.2mm	5.6mm x 3.3mm x 1.55mm	5.6mm x 3.3mm x 1.55mm	3.3mm x 5.6mm x 1.3mm
PRECIO [COP]	6270	8.200	32300	34500

Como se observa en la tabla 3, estas referencias de sensores tienen muchas similitudes en cuanto a funcionamiento, y el precio se incrementa con la versión del sensor. Para la implementación del prototipo es elegido el sensor MAX30100 debido a su bajo precio, tamaño y tensión de alimentación, además de contar buena documentación y soporte en la web. El sensor MAX30105 es descartado debido a su tensión de alimentación, puesto que aumenta el consumo energético en el dispositivo y tiene un costo elevado. La referencia MAX86150 además de funcionar en pletismografía puede generar señales electrocardiográficas gracias a una adecuación de componentes, lo que genera un incremento en el tamaño, además de su alto precio, por lo cual no es preciso usarlo para el fin de este proyecto. Por otro lado, el sensor MAX30102 cuenta con las mismas especificaciones del sensor elegido, por lo cual también se hicieron pruebas con este sensor, pero al no contar con suficiente información y librerías sólo se logró obtener una buena medida para la frecuencia cardíaca, pero por otro lado no fue posible obtener una medida confiable en el cálculo de saturación de oxígeno

Figura 7 Sensor MAX30100.



2.1.3 Pantalla. Para la persona que hace uso del prototipo es importante visualizar el estado de la toma de datos en forma física. Así como los datos son transmitidos a un sitio web en el instante en que es enviado, la persona puede tener conocimiento de los valores medidos mediante una pantalla en el prototipo. Es por lo que se hace un proceso de selección, comparando características como se muestra en la tabla 4.

Tabla 4. Especificaciones de pantallas.

ESPECIFICACIONES	PANTALLAS		
	LCD 1602A-1	SSD1306	LCD GRÁFICO
VOLTAJE DE OPERACIÓN [V]	5+	1,6 - 3.3	2.7 - 3.3
RESOLUCIÓN [píxeles]	16 x 2	128 X 64	48 X 48
CONSUMO [mA]	25	15	20
COMUNICACIÓN	I2C	I2C	SPI
TAMAÑO	80mm x 36mm x 1.6mm	27mm x 27mm x 4mm	45mm x 45mm x 45mm
PRECIO [COP]	13000	18000	9200

Las pantallas LCD 1602A-1 y LCD gráfico son pantallas de mayor tamaño comparadas con SSD1306, además de tener un consumo de corriente mayor.

Mientras que el display SSD1306 cuenta con una mejor resolución, un protocolo de comunicación compatible con el microcontrolador y un valor comercial asequible. Cada una de las características descritas en la tabla 5 desarrolla un papel importante para la elección de pantalla para el prototipo. Por ejemplo, el voltaje de operación de la pantalla a usar debe estar en el rango de la alimentación con que se cuenta, es este caso 3.3 [V], consumo bajo para garantizar durabilidad en la fuente de alimentación, además de un tamaño que esté acorde a la implementación de los elementos anteriormente elegidos.

Figura 8. Pantalla OLED



2.1.4 Batería. Uno de los principales objetivos de este proyecto es garantizar la portabilidad y autonomía del dispositivo, dado el gran número de personas que requieren un monitoreo constante de sus signos vitales independientemente del lugar en que se encuentren. Por esta razón, es imperativa la inclusión de una batería dentro del diseño propuesto, tal que proporcione al prototipo un determinado tiempo de funcionamiento autónomo y la posibilidad de realizar una carga rápida y segura de la misma. A partir de las anteriores premisas, en la elección de la batería se tiene en cuenta el consumo del microcontrolador, el sensor y la pantalla, además de parámetros como tamaño reducido, durabilidad de carga y posibilidad de recarga son destacables para la batería que será elegida.

Tabla 5. Especificaciones de baterías portables.

ESPECIFICACIONES	TIPOS DE BATERÍA		
	LITIO	LI-PO	LI-ION TIPO BOTÓN
COMPOSICIÓN	Litio	Polímero de Litio	Ion de Litio
VOLTAJE [V]	3.7	3.7	3.7
CAPACIDAD	2600 mAh	500 mAh	200 mAh
PESO	65g	14g	6,5g
TAMAÑO	18.2mm D x 65mm	8mm x 20mm x 37mm	24.5mm D x 5.4mm
RECARGABLE	✓	✓	X
PRECIO [COP]	19700	13900	33700

La batería de Litio cuenta con una capacidad de 2600mAh, que la posiciona como la mejor en autonomía. Sin embargo, su tamaño y peso se convierten en fuertes desventajas para el cumplimiento de objetivos del proyecto. La batería Li-on tipo botón tiene cualidades favorables con respecto al tamaño y peso, más su capacidad es demasiado baja, además de tener un costo comercial alto y no ser recargable. Finalmente, la batería tipo Li-po es de menor tamaño el cual se ajusta a las dimensiones del prototipo, al ser una batería recargable le da un mejor aprovechamiento de esta, su capacidad es propicia para el funcionamiento del dispositivo, ver capítulo 5, por lo anterior es la fuente de alimentación elegida.

Figura 9. Batería de polímero de litio.



2.1.5 Regulador. Para realizar el acoplamiento de los niveles de tensión suministrados por la batería al microcontrolador, es necesario la adición del sistema de regulación, esto se debe a que la alimentación máxima del microcontrolador es de 3.6V y la batería en su estado de carga completa brinda una tensión de 4.2V. Por consiguiente, se realiza la comparación entre los posibles reguladores a usar, los cuales se muestran en la tabla 6.

Tabla 6. Comparación de reguladores

Especificaciones	TLV75533	AMS1117	LDFM
VIN min-max [V]	3.3-5.5	1.5-12	2.5-16
VOUT min-max [V]	3.3	3.3	3.3
Iout max	500 mA	1 A	500 mA
Corriente de reposo	25 μ A	10 mA	200 μ A
Precio [COP]	2.150	2.000	2.500

Para tal fin se designó el regulador TLV75533 de Texas Instruments el cual provee una salida de 3.3[V] para un rango de entrada de 5.5 a 3.3[V]. La razón principal de

elección es el valor de su corriente de reposo 25 [uA], comparado con las otras dos opciones el consumo en su estado inactivo es mucho menor, este regulador necesita un bajo número de componentes para su implementación contribuyendo al tamaño reducido del prototipo. Además, su corriente de salida se ajusta a los requerimientos del diseño.

Figura 10. Regulador TLV75533



2.1.6 Cargador. En la sección 2.1.4 se define la referencia de la batería usada en el prototipo, una de sus características por las cuales fue escogida es que es recargable. Para el aprovechamiento de esta cualidad se implementa un circuito de carga, por consiguiente, se realiza una comparación de controladores de carga los cuales se muestran en la tabla 7.

Tabla 7. Comparación de controladores de carga.

Controladores de carga	VIN [V]	Voltaje de regulación[V]	Precisión	Apagado automático
MCP73826	4.5 - 5.5	4.2	±1%	X
MCP73831	3.75 - 6	4.2 - 4.5	±0.75%	✓
TP4056	4 - 8	4.2	±1.5%	X

En esta ocasión se hace uso de un controlador de gestión de carga de única celda para baterías Li-po y Li-Ion MCP73831 de Microchip, este controlador es ideal para nuestra implementación por su bajo número de componentes externos comparados con los nombrados anteriormente, cabe resaltar que, aunque hay similitudes entre estos y de ser usados para aplicaciones de espacio limitado, su precisión, rango de alimentación y su apagado automático hacen que sea el escogido.

Figura 11. Controlador de gestión de carga MCP73831.



2.2 CIRCUITO IMPRESO DEL PROTOTIPO

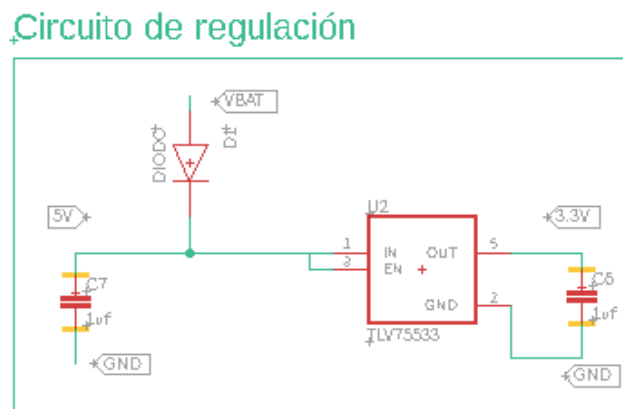
El prototipo se compone de dos circuitos impresos separados. La primera placa corresponde a la parte de procesamiento y visualización de las variables y la segunda contiene el sistema de censado. El objetivo de esta distribución tiene que ver con la disposición en forma de manilla; una parte para el procesamiento ubicado en la muñeca y un dedal para la ubicación del sensor. Este diseño fue elaborado en el software CadSoft EAGLE versión 9.2.2 licencia libre.

2.2.1 Placa 1 - Procesamiento y visualización. El diseño de esta PCB se compone de tres partes:

- Circuito de regulación
- Circuito de carga
- Circuito del microcontrolador

2.2.1.1 Circuito de regulación. En la sección 2.1.5 se hizo referencia a la importancia y necesidad del sistema de regulación, también se resaltó que el regulador TLV75533 tiene un bajo número de componentes externos, por lo tanto, la implementación del circuito incluye dos capacitores de desacoplo recomendados por el fabricante ¹⁵. En la figura 12 se puede apreciar el circuito de regulación.

Figura 12. Circuito de regulación Eagle.



2.2.1.2 Circuito de carga. Para la implementación del circuito de carga se tiene en cuenta las recomendaciones dadas por el fabricante ¹⁶, su fuente de alimentación se hará a través de un puerto micro USB, por otro lado, para indicar el proceso de carga se hará de manera visible a través de un led.

Para no permitir que la batería alimente el circuito mientras este se encuentre en proceso de carga se usa un diodo de schottky, por lo tanto, el dispositivo y la batería serán alimentados por medio del puerto micro USB. Por otra parte, el valor de

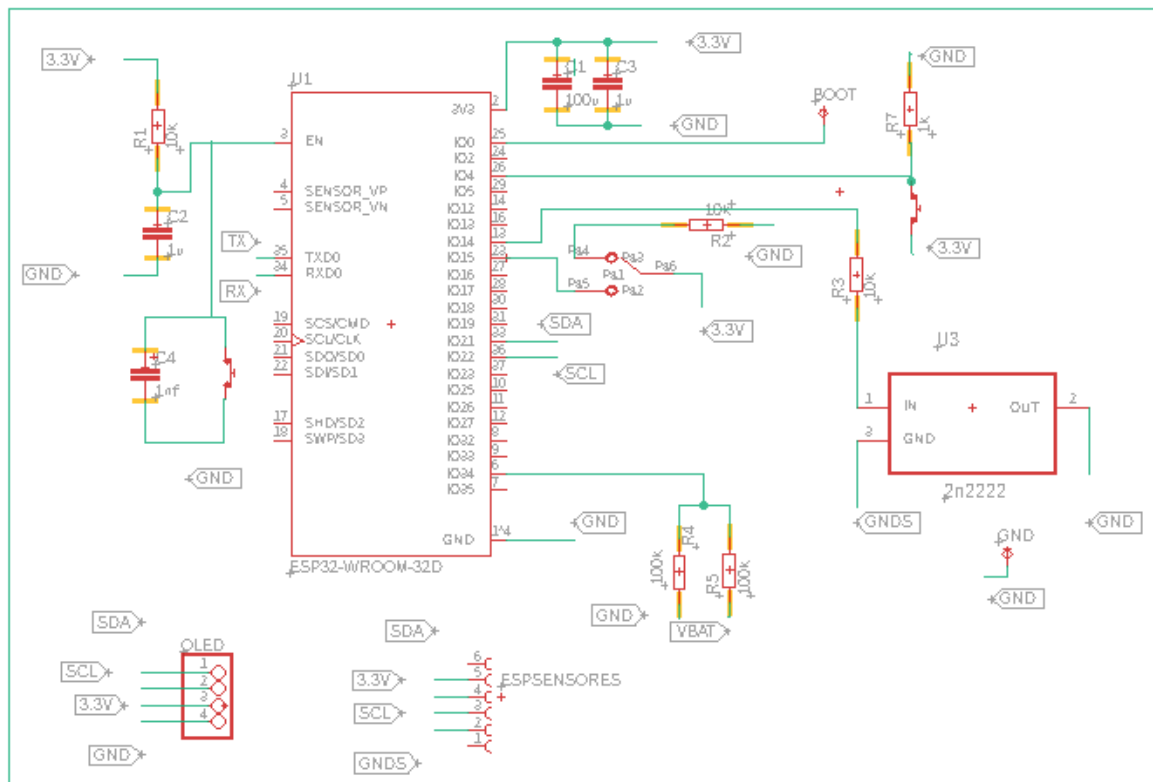
¹⁵ MICROCHIP TECHNOLOGY INC, "Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion, Li-Polymer Charge Management Controllers" 2006, tomado de: <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/MCP73831>

¹⁶ ESPRESSIF "ESP32-WROOM-32" 2019, tomado de: <https://www.espressif.com/en/support/download/documents/modules>

Uno de los propósitos es lograr un consumo mínimo, por consiguiente, se utiliza un transistor 2n2222 el cual funciona como interruptor para la tarjeta de sensores, este circuito entrará en uso cuando el dispositivo esté operando en modo continuo, este es el encargado de apagar los sensores mientras el dispositivo esté en modo sueño. Finalmente, el instrumento contará con un pulsador de reinicio, un divisor resistivo para indicar el nivel de carga de la batería y la conexión de la pantalla OLED, como resultado se muestran las conexiones del circuito en la figura 14.

Figura 14. Circuito del microcontrolador del módulo ESP32 Eagle.

Circuito de conexión del módulo ESP32



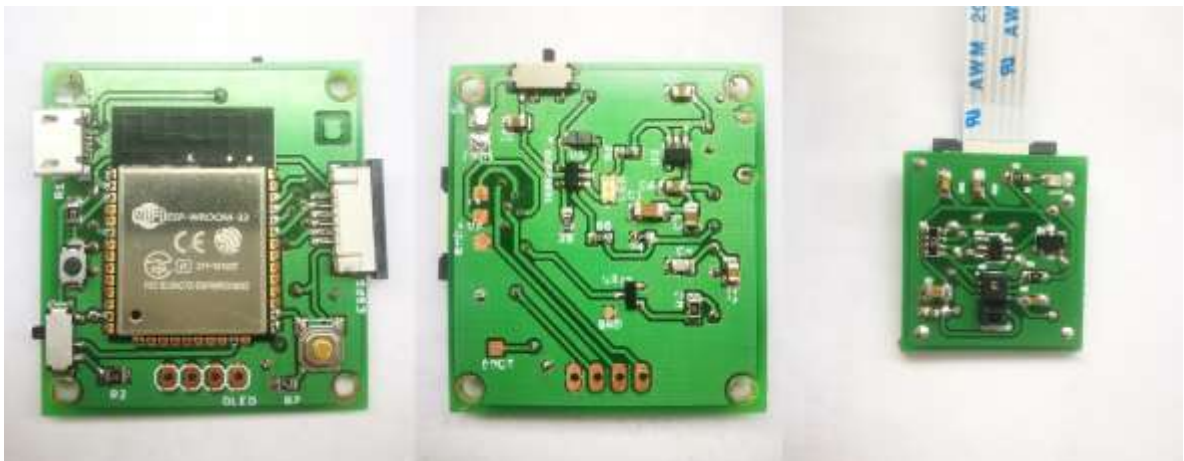
2.4 DISEÑO FINAL DEL PROTOTIPO

El diseño final tiene dos fases la primera hace referencia al diseño del circuito impreso y la segunda corresponde a la estructura del prototipo de pulsioximetría.

2.5 VERSIÓN FINAL DEL CIRCUITO IMPRESO DEL PROTOTIPO

Para la elaboración del prototipo se tuvieron en cuenta las recomendaciones del apéndice B. Mediante la realización del proyecto se hicieron varias pruebas e implementaciones, por consiguiente, fueron realizados varios diseños para llegar a la versión final del circuito impreso, en la figura 16 se muestra la cara frontal y trasera de la tarjeta de procesamiento y visualización, además la cara frontal de la placa del sensor.

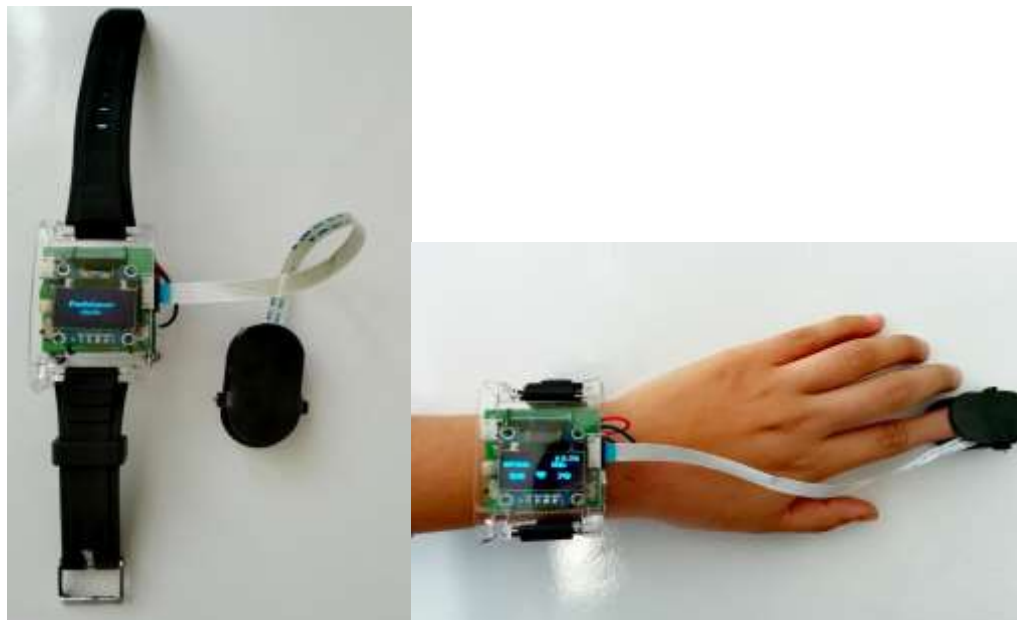
Figura 16. Tarjetas de circuitos impresos



2.6 DISEÑO ESTRUCTURAL DEL PROTOTIPO

Como se enunció anteriormente, el dispositivo cuenta con dos placas por lo tanto el armazón del dispositivo consta del diseño de una manilla donde irá la placa 1 y un dedal para la placa 2. El diseño fue realizado en Solidworks y el material usado para la fabricación es acrílico.

Figura 17. Prototipo final funcional.



3. SOFTWARE MAX30100 BAJO Y ALTO NIVEL

El microcontrolador ESP32 es programado para el desarrollo del proyecto aprovechando sus características que lo hacen útil en este proceso. El código es basado en las librerías tomadas de GitHub para MAX30100 ¹⁹, las cuales están diseñadas para la placa ARDUINO UNO y cuentan con el desarrollo de los filtros digitales para la obtención de valores. Se entendieron las librerías de la mano de la ficha técnica del sensor MAX30100, fue probado su funcionamiento, donde luego se realizaron mejoras para encontrar una calibración en la corriente de los leds y el ADC para de esta manera obtener un menor consumo en el dispositivo.

También se encontraron incongruencias en el funcionamiento de las librerías para ESP32 por lo que fue necesario realizar cambios para garantizar la reserva de memoria de cada puntero existente en ellas, y la programación respectiva para visualizar el dato de SpO2 y pulsaciones por minuto mediante el microcontrolador elegido.

3.1 CONSIDERACIONES DEL SENSOR APLICANDO INFORMACIÓN DE FICHA TÉCNICA

Para la realización de la toma de medidas es importante cumplir con criterios como, lograr un bajo consumo y la obtención de una buena medida. Para esto, se realizó una nivelación de corrientes de leds, anchos de pulso, resolución en bits y la aplicación de filtro digitales para obtener la frecuencia cardiaca.

¹⁹ HIROFUMI TANAKA, Kevin D.MONAHAN, Douglas R. Seals, "Age-predicted Maximal Heart Rate Revisited ", Journal of the American College of Cardiology, January 2001.

El sensor MAX30100 tiene la capacidad de funcionar en 2 modos ²⁰:

- HR.
- SpO2.

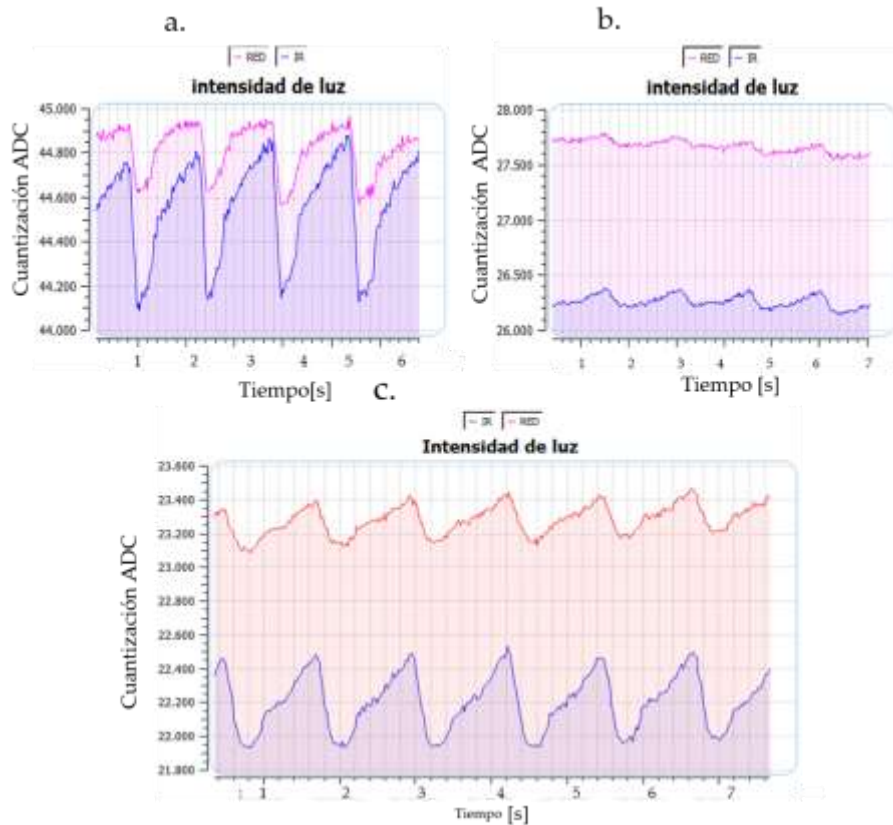
En el modo HR, el led rojo es desactivado y sólo el led infrarrojo es activado para la detección óptica de luz y así determinar la frecuencia cardiaca. El modo SpO2 activa el funcionamiento de ambos leds, teniendo en cuenta que para el cálculo de saturación de oxígeno es necesaria la presencia de las dos intensidades. El tiempo de iluminación de los leds es determinado por el ancho de pulso configurado en el ADC del sensor. En este proyecto es necesario realizar el cálculo de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno en la sangre por lo cual es implementado el modo SpO2 en donde se pueden calcular estas dos medidas.

3.2 CORRIENTES DE LED ROJO E INFRARROJO

Es importante balancear la corriente proporcionada a los leds, esto se hace mediante los registros del sensor, donde se puede configurar hasta 50 mA para cada led. Un valor de corriente muy bajo en el led puede hacer que este no encienda, y una corriente muy alta puede ocasionar saturación, generando un mal funcionamiento para la toma de datos.

²⁰ RAIVIS SGitHub oP. cIT.

Figura 18. Gráficas de intensidad de luz para corrientes de led.



Nota: a. intensidad de luz para corriente máxima en LEDs 50 mA para rojo (línea roja) e infrarrojo (línea azul) b. intensidades con corriente LED rojo 11 mA, LED infrarrojo 30.6 mA c. intensidad con corriente LED rojo 27.1 mA e infrarrojo 30.6 mA.

En la Figura 19 parte a, se puede apreciar cómo al aumentar la corriente en los leds, se alcanza un valor de codificación del ADC igual a 45800, donde se observa una saturación en las señales. Por este motivo no es aconsejable aplicar la corriente máxima en el led rojo, pues una señal saturada no es apropiada para realizar ningún tipo de cálculo. Otra componente importante para observar es las diferencias en el nivel DC de las dos señales, pues este parámetro se espera sea lo más similar para de esta manera poder calcular diferencias entre las medidas para SpO₂.

Por otro lado, como se aprecia en la figura 8 parte b, al ocasionar una disminución de 39 mA al led rojo se observa una gran debilidad de la señal para poder hacer el debido tratamiento a esta. El nivel de corriente configurado para el led no es suficiente para obtener una gráfica de donde se pueda extraer suficiente información para el desarrollo de cálculos. Por lo cual es importante establecer un balance de corrientes para obtener señales óptimas. Luego de observar el comportamiento con diferentes corrientes aplicadas a los leds, los valores de corriente se establecieron de la siguiente manera:

Corriente led rojo = 30.6mA.

Corriente led infrarrojo= 27.1mA.

Donde estas corrientes se aprecian en la parte c de la figura 19.

3.3 ANCHO DE PULSO, FRECUENCIA DE MUESTREO Y RESOLUCIÓN.

Con el objetivo de garantizar el menor consumo de corriente en el sensor MAX30100, es necesario realizar un estudio del comportamiento y una calibración del ADC del sensor, teniendo en cuenta que la ficha técnica proporciona configuraciones para el modo HR y SpO2 que comprenden: muestras por segundo (mps), ancho de pulso y resolución, en la tabla 8 se muestra las configuraciones para el modo SpO2.

Tabla 8. Configuraciones permitidas, modo SpO2.

MUESTRAS POR SEGUNDO [mps]	ANCHO DE PULSO [us]			
	200	400	800	1600
50	o	o	O	o
100	o	o	O	o
167	o	o	O	x

MUESTRAS POR SEGUNDO [mps]	ANCHO DE PULSO [us]			
	200	400	800	1600
200	o	o	O	x
400	o	o	X	x
600	o	x	X	x
800	o	x	X	x
1000	o	x	X	x
RESOLUCIÓN(Bits)	13	14	15	16

Nota: Adaptado de “Ficha técnica sensor MAX30100.”, En la tabla 8, “o” son configuraciones permitidas y “x” no permitidas.

Para realizar la calibración del ADC en el sensor MAX30100 es importante revisar su comportamiento de varianza de medidas y corriente promedio consumida. Cabe aclarar que la toma de datos de estos parámetros fue realizada luego de adecuar el código para obtener medidas de SpO2 Y HR. Las medidas se realizaron a un mismo individuo, garantizando las mismas condiciones en el momento de la toma de todos los valores, como se muestra en la tabla 9.

Tabla 9. Varianza de medidas y corriente promedio consumida, según configuración de ADC.

Resolución bits	Mps	Ancho pulso [us]	Varianza				corriente promedio [mA]
			Hr prototipo	SpO2 prototipo	Hr comercial	SpO2 comercial	
16	100	1600	2,2	0,2	3,1	0,4	19,4
15	100	800	2,2	0,2	2,5	0,9	12,6
14	100	400	4,5	0,1	7,4	0,4	7,1
13	100	200	8,4	0,2	9,8	0,9	3,7
16	50	1600	970,3	0,4	4,4	0,2	8,06
15	50	800	1751,6	2,0	2,3	0,2	4,48
14	50	400	1718,9	0,3	12,9	0,2	2,66
13	50	200	1661,9	0,5	14,2	0,2	1,89

Resolución bits	Mps	Ancho pulso [us]	Varianza				corriente promedio [mA]
			Hr prototipo	SpO2 prototipo	Hr comercial	SpO2 comercial	
15	200	800	37,4	3,9	7,4	0,2	14,05
14	200	400	6,1	0,3	7,6	0,0	6,92
13	200	200	2,2	0,2	2,8	0,1	4,56

El tipo de ADC con el que cuenta el sensor es una sigma delta, donde el ancho de pulso determina su resolución. En la tabla 9 se puede observar que la corriente consumida por el sensor depende de la resolución en bits del ADC. Existe una relación directamente proporcional en la cual a menor resolución y cantidad de mps, menor consumo de corriente.

Para la interpretación de varianza de las medidas de SpO2 y HR, se hace la comparación de estos con un pulsioxímetro comercial JZIKI, de donde se puede concluir que para las medidas del prototipo existe una varianza menor en una resolución de 13 bits con 200 mps, comparado con el dispositivo comercial. Por consiguiente, son elegidos estos valores para la calibración del ADC, garantizando medidas veraces a un consumo de corriente considerablemente bajo.

3.4 PROCESAMIENTO DE DATOS

Cuando se habla de señales de pletismografía, se hace referencia a la señal que es recibida por el fotodetector, intensidad de luz roja e infrarroja. Estas son la base para el tratamiento de la señal y obtener la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno en la sangre(SPO2). Teniendo en consideración que para el cálculo de frecuencia cardiaca sólo es necesaria información del led infrarrojo, mientras que para el cálculo de SpO2 son necesarios ambos leds. A continuación, se muestran las gráficas de intensidad de luz roja e infrarroja obtenida por el fotodetector contando con un dedo puesto sobre el sensor.

3.4.1 Aplicación filtro elimina banda. Es necesario eliminar la componente DC de las gráficas para obtener señales sin ondulaciones pronunciadas y centradas en cero. Este preprocesamiento mejora el cálculo de las pulsaciones cardiacas mediante información de luz infrarroja, y de la saturación de oxígeno en la sangre tomando las dos intensidades ya que la sangre arterial es el único elemento pulsátil (AC) y el resto de los elementos no necesarios para el cálculo de frecuencia cardiaca son DC. Para esto, se aplica un filtro digital IIR elimina banda de segundo orden, también conocido como filtro Notch, ver apéndice C, dado que este filtro sólo atenúa una estrecha banda de frecuencia en DC. A continuación, se muestra las fórmulas aplicadas para este filtro IIR teniendo en cuenta que están en función del tiempo.

Ecuación 2. Valor medio DC de la señal.

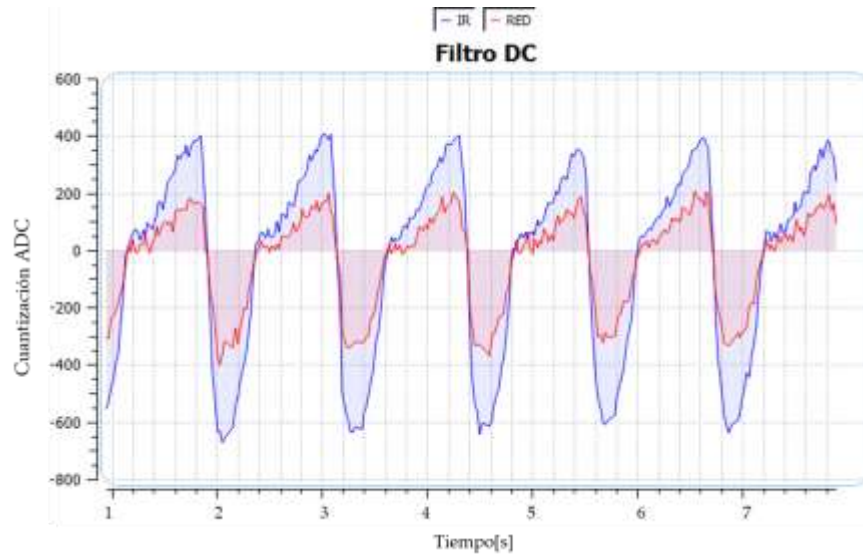
$$W(t) = X(t) + a * W(t - 1)$$

Ecuación 3. Respuesta del filtro IIR o Notch.

$$Y(t) = W(t) - W(t - 1),$$

donde $Y(t)$ es la salida del filtro, $X(t)$ es la entrada de la muestra actual, $W(t)$ es un valor medio que se toma como un historial del valor DC de la señal, y a es un factor escalar que da el tamaño del filtro. Entonces si $a = 1$, el filtro deja pasar todo, si $a = 0$, nada pasa. De esta manera si a es un valor cercano a 1, se crea una banda estática y estrecha en la frecuencia de DC. El valor de a utilizado para el filtro es de 0.99, esto se puede evidenciar en la figura 20.

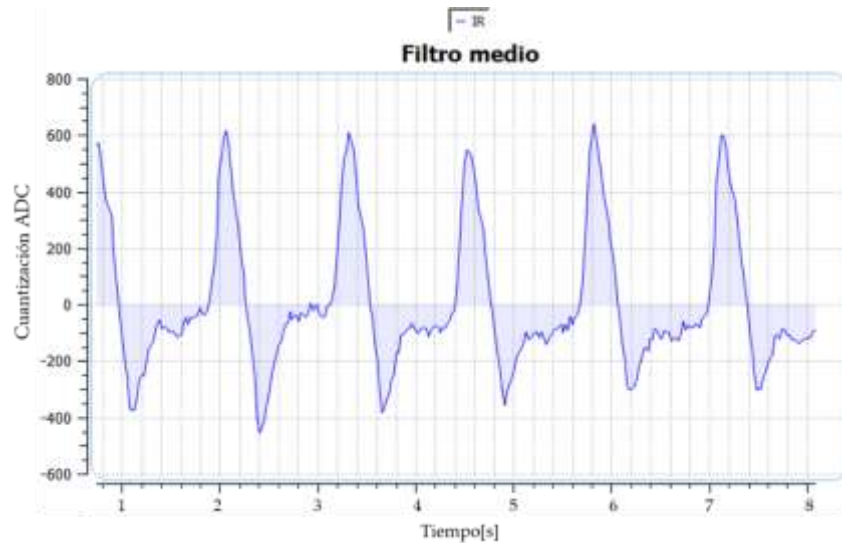
Figura 19. Señal roja e infrarroja con filtro pasa altas para eliminación de DC.



3.4.2 Aplicación del filtro medio. Se considera necesaria la aplicación de este filtro luego de que se obtiene la señal de pletismografía con el filtrado DC. Lo cual nos proporciona una gráfica más limpia en la intensidad de luz infrarroja para detectar los pulsos.

La aplicación de este filtro consiste en promediar los valores en una ventana de observación. Para este caso, sabiendo que se realiza un muestreo de 200 mps, se toma un tamaño de 15 (valores) para ser promediados en el tiempo, lo cual generó un filtrado con resultados adecuados para poder revisar los picos de pulsos, como se observa en la Figura 21.

Figura 20. Aplicación de filtro medio a señal infrarroja.



3.4.3 Aplicación del filtro de Butterworth. En el caso de la señal de pletismografía para la detección de pulsos y su respectivo tratamiento, como se ha mencionado antes es importante no tener ningún tipo de interferencia. Así que es aplicado un filtro pasa bajas Butterworth para eliminar los armónicos de más alto nivel. Este, es aplicado luego del filtro medio. Variables como frecuencia de muestreo F_s y frecuencia de corte F_c son necesarias para la aplicación de este, y son:

$$F_s = 200\text{Hz}$$

$$F_c = 4\text{ Hz.}$$

F_s es elegida teniendo en cuenta las especificaciones para el ADC del sensor MAX30100, luego de hacer el estudio de comportamientos mostrado en 3.2. La frecuencia de corte es hallada considerando la máxima cantidad de pulsaciones por minuto que alcanzará a medir el sensor, en este caso, según investigaciones realizadas, un valor de 220 pulsaciones por minuto se puede considerar como un valor máximo ²¹. entonces,

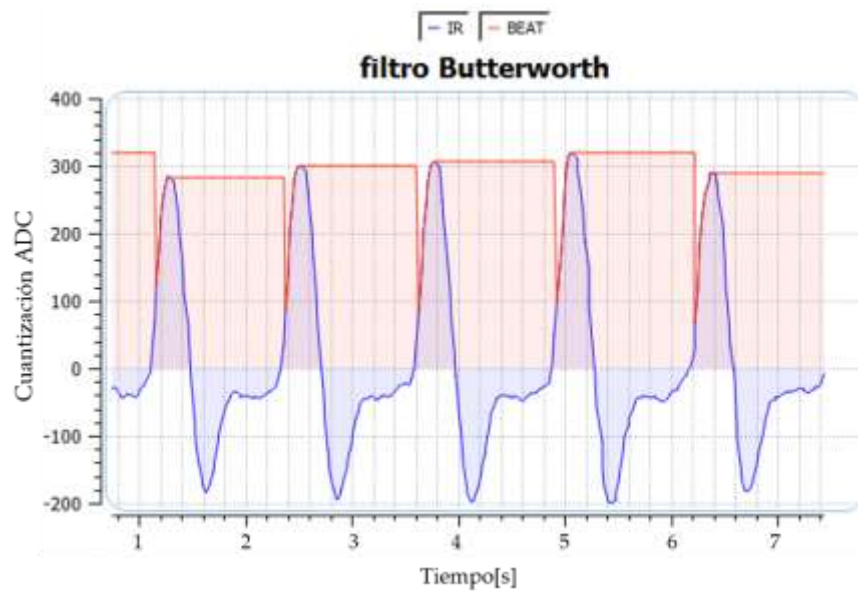
²¹ ESPRESSIF SYSTEMS, “ Analog to Digital Converter” 201, tomado de: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/api-reference/peripherals/adc.html>

Ecuación 4. Frecuencia de corte para el filtro de Butterworth.

$$F_c = \frac{220}{60} = 3,66 \text{ Hz}$$

De donde se define la F_c para el filtro Butterworth igual a 4 Hz, lo cual es un valor aceptable para poder medir hasta 220 pulsaciones por minuto.

Figura 21. Aplicación filtro Butterworth y detección de pulsación para señal infrarroja.



Nota: la gráfica azul es la señal infrarroja lista para detectar picos. La gráfica roja muestra la detección de cada pulsación.

En la figura 14 es posible apreciar el comportamiento de la señal infrarroja luego de pasar por el proceso completo de filtrado, es importante destacar la calidad de esta señal para generar una buena detección de picos en el cálculo de frecuencia cardiaca. Además de observarse una uniformidad en tiempos entre picos detectados.

3.5 CÁLCULO DE FRECUENCIA CARDIACA

El cálculo de la frecuencia cardiaca es realizado luego de la aplicación de los filtros anteriormente descritos. De esta manera se encuentra un conjunto de datos listos para la detección de picos, pues han sido filtrados frecuencias innecesarias. Para la detección de los picos se analiza la pendiente de los datos en una ventana de observación. El cambio de signo de positivo a negativo en la pendiente identifica un pico de la señal y el instante de tiempo en que se detecta se utiliza para medir la duración entre picos. Luego, con estas dos marcas de tiempo se calcula su diferencia y con esto se puede obtener la frecuencia cardiaca así:

Ecuación 5. Cálculo para la frecuencia cardiaca.

$$Frecuencia\ cardiaca = \frac{60000}{TiempoPicoActual - TiempoPicoAnterior}$$

En la ecuación valor 60000 hace referencia a tiempo en milisegundos, o sea 1 minuto.

Los valores obtenidos para frecuencia cardiaca son almacenados en un vector donde un promedio móvil es aplicado. Luego de obtener el vector con la cantidad de valores necesarios se calcula la desviación estándar de los mismos. Un valor de 3 es elegido como límite para el cálculo, es decir si la desviación estándar del rango de valores es menor o igual a este, el valor de pulsaciones por minuto es el adecuado.

3.6 CÁLCULO DE SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE (SPO2)

El cálculo de SpO2 usando señales de pletismografía se estima teniendo en cuenta la relación entre el componente AC y componente DC de luminosidad de led infrarrojo y rojo. Este valor es conocido como el ratio de AC/DC de los leds. Como

se ha explicado anteriormente, fue aplicado un filtro elimina banda para filtrar la componente DC de las señales, por lo cual es necesario sólo trabajar con los niveles AC.

Ecuación 6. Cálculo de la constante de proporcionalidad con componentes DC y AC.

$$R = \frac{AC_R \text{ rms} / DC_R}{AC_{IR} \text{ rms} / DC_{IR}}$$

La ecuación 6 representa el valor de la constante de proporcionalidad R, que tiene en cuenta el nivel AC y DC de la señal de led rojo e infrarrojo reflejada al fotodiodo. R también se puede expresado como:

Ecuación 7. Cálculo de la constante de proporcionalidad con componente AC y longitudes de onda.

$$R = \frac{\log(IAC) * \lambda_1}{\log(IAC) * \lambda_2}$$

En la ecuación 7, IAC es la intensidad de luz de la componente AC (puesto que la componente DC fue filtrada), λ_1 es un indicador de la longitud de onda para luz roja y λ_2 para la luz infrarroja.

Teniendo en cuenta lo anterior, en la implementación de software, el radio es definido como:

Ecuación 8. Cálculo de la constante proporcionalidad considerando componente AC.

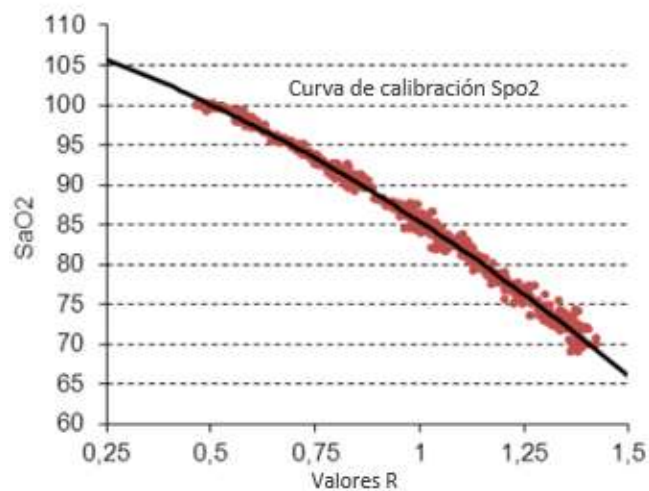
$$R = \frac{\log(AC_R \text{ rms})}{\log(AC_{IR} \text{ rms})}$$

Luego, el cálculo de porcentaje de nivel de oxígeno en la sangre es determinado por la ecuación 9, donde A y B son constantes definidas la calibración de Ley Lambert-Beer.

Ecuación 9. Cálculo de saturación de oxígeno en la sangre

$$\%SPO2 = A - B * R$$

Figura 22. Curva de calibración Lambert-Beer para Spo2.



Tomado de: -URPALAINEN, K. Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry algorithm. Thesis submitted for examination for the degree of Master of Science in Technology 2011 <http://lib.tkk.fi/Dipl/2011/urn100526.pdf>

De dónde, revisando la tendencia que tiene R con los valores de SaO2 y realizando pruebas en el programa, se encuentran los valores:

$$A = 115.$$

$$B = 18.$$

Ecuación 10. Ecuación final SpO2.

$$\%SPO2 = 115 - 18 * R$$

4. SOFTWARE ESP32 Y SITIO WEB

Aprovechando las especificaciones del microcontrolador ESP32, es posible realizar la programación requerida para el desarrollo del prototipo, donde se asegura una conexión a internet y una comunicación con la base de datos para mostrar la información en el sitio web, además de poder generar los dos modos de operación del prototipo y la medición de tensión en la batería.

4.1 MODOS DE OPERACIÓN

El prototipo cuenta con dos modos de operación: modo clásico y modo medida continua.

4.1.1 Modo clásico. Durante este modo de operación el dispositivo es encendido, luego de tener el dedo posicionado en el sensor se inicia el cálculo, cuando el cálculo está listo el prototipo se conecta a wifi, teniendo todo lo anterior el dato es enviado al sitio web y para terminar se puede proceder a apagar el instrumento de manera física mediante un interruptor. Todo el proceso descrito cuenta también con una visualización en una pantalla OLED.

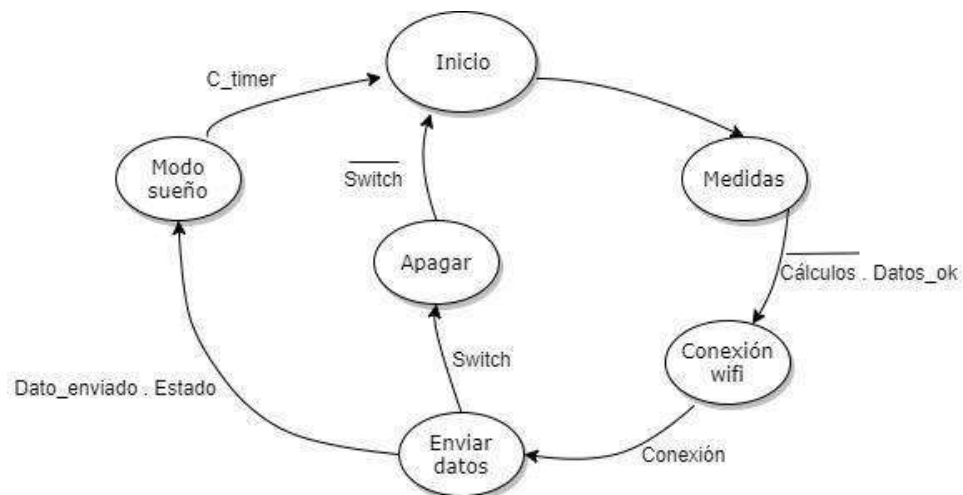
4.1.2 Modo medida continua. El modo “medida continua” hace referencia a la toma de datos cada cierto intervalo de tiempo, esto con el fin de poder brindar información de personas en el ámbito ambulatorio, personas que se encuentran en sus hogares y que necesitan un monitoreo por el padecimiento de enfermedades como EPOC (enfermedad pulmonar obstructiva crónica) y SAOS (síndrome de apnea obstructiva del sueño). Además, puede tener aplicabilidad en personas que están en una unidad de cuidados intensivos-UCI, pues los datos pueden ser enviados en tiempo real

cada cierto intervalo de tiempo, de manera que el cirujano cardiovascular y el cardiólogo puedan tener un seguimiento de cada paciente, pues ellos no están de forma permanente en el proceso de estos.

Para aplicar este modo se hizo uso de la característica “modo sueño profundo” que proporciona el microcontrolador ESP32, durante este modo están activos el coprocesador ULP (ultra bajo consumo de energía) y la memoria RTC (reloj en tiempo real); los cuales son importantes para despertar el microcontrolador y permitir la conexión a wifi luego de salir de este modo.

El funcionamiento de este se basa en el mismo descrito para modo clásico, pero en el momento en que el dato es enviado al sitio web el dispositivo automáticamente entra en “modo sueño profundo” por la cantidad de tiempo establecida para el caso pertinente, garantizan un consumo de energía muy bajo en comparación al modo clásico, obteniendo así una mejor durabilidad en batería. Luego de pasar el tiempo establecido, el dispositivo vuelve a iniciar la toma de medidas y a repetir el ciclo las veces que sea necesario.

Figura 23. Diagrama de estados general del proceso.



En la figura 23 se puede observar cómo es el funcionamiento general del proceso realizado en la programación, teniendo en cuenta los modos de operación. Cabe resaltar que, en el estado medidas, son realizados los procesos de medición de SpO₂, HR y la medida de tensión de la batería.

4.2 CONEXIÓN A INTERNET

Es necesario conectar el prototipo a internet, de esta manera se pueden transmitir los datos tomados por el sensor al sitio web. Normalmente la ESP32 es conectada a wifi mediante la librería “wifi.h”, esta librería permite generar conexión sólo con una red wifi, pues para realizar esta, en el código deben ser incluidos el nombre de la red y la contraseña de esta. Lo que significa que sólo se tendrá acceso a una sola red wifi siempre.

También existe la librería Wifi mánager, que está disponible para el microcontrolador ESP32. Esta librería permite realizar conexión con cualquier red wifi disponible en el lugar donde esté el prototipo. Su funcionamiento se basa en configurar el microcontrolador como un punto de acceso y luego en modo estación. Cuando se habla de un punto de acceso se refiere a que la ESP32 crea una red propia, en este caso ESP_AP, esta red cuenta con su respectiva contraseña. La red ESP_AP es habilitada automáticamente con la activación wifi del microcontrolador, luego mediante cualquier dispositivo móvil o computador que cuente con acceso a internet se realiza la conexión a la red. Entonces, realizado lo anterior se crea el modo estación, desde donde se podrá acceder a un portal con dirección 192.168.4.1 desde cualquier navegador. en este portal web se encuentra la opción “configurar wifi” que permite observar las redes disponibles, luego la conexión a cualquier red se hace eligiendo la red disponible e ingresando la contraseña, de esta manera el dispositivo tendrá conexión a internet, el proceso es realizado como se muestra en la figura 24.

Cabe resaltar que una vez el dispositivo haya sido conectado a una red, en el siguiente ciclo de operación tendrá guardadas las credenciales de la última y no será necesario realizar este proceso a menos de necesitar conectarse a red una diferente.

Figura 24. Proceso para conectarse a una red mediante wifi mánager.



4.3 MEDICIÓN DE TENSIÓN EN LA BATERÍA

Una de las variables de salida del prototipo de pulsioximetría es el valor de tensión de la batería, esto con el objetivo de conocer su nivel de carga. Para la medición y obtención de este parámetro se hace uso del ADC del microcontrolador ESP32. El cual integra dos ADC SAR (registro de aproximación sucesiva) de 12 bits. Es necesario resaltar que para usar este ADC es necesario hacer una corrección por software ²², ver apéndice D.

²² UNIÓN INTERNACIONAL DE TELECOMUNICACIONES, “Serie Y. infraestructura mundial de la información, aspectos del protocolo internet y redes de la próxima generación” Junio 2016

4.4 IMPLEMENTACIÓN DEL SITIO WEB

Esta sección trata de la transmisión y visualización de los datos tomados por el equipo de pulsioximetría. Para esta labor se hace uso de la plataforma IoT de CentroTIC del grupo de investigación RADIOGIS de la escuela de Eléctrica, Electrónica y telecomunicaciones. Esta plataforma se basa en el modelo IoT de la recomendación UIT-T Y.2060 ²³.

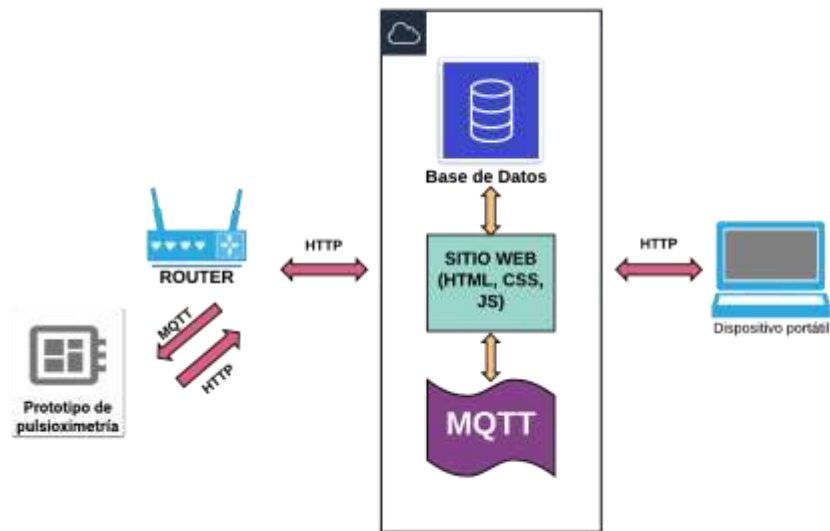
El esquema en la figura 25, muestra la descripción del proceso de transmisión de datos desde el prototipo de pulsioximetría hasta el sitio web, este proceso está dividido en dos partes:

- La comunicación entre el prototipo y la base de datos.
- La comunicación entre la base de datos y el sitio web.

La implementación del sitio web es descrito en el apéndice E.

²³ POSADAS A, "Determinación de errores y tratamiento de datos" Facultad de Ciencias Experimentales, Universidad de Almería, tomado de: <https://w3.ual.es/~aposadas/TeoriaErrores.pdf>

Figura 25. Proceso de transmisión de datos en el prototipo de pulsioximetría.



Para la visualización de los datos tomados por el prototipo de pulsioximetría se hace uso de un sitio web con dirección URL 35.243.199.245. La página consta de 3 plantillas, las cuales tienen como nombre inicio, patologías y pacientes. En estas se realizaron la descripción del proyecto, descripción de cardio patologías y la estación de monitoreo del paciente respectivamente, las cuales se muestran en las figuras 26 ,27 y 28.

Figura 26. Plantilla de inicio del sitio web.



Figura 27. Plantilla de patologías del sitio web.



Apnea e Hipopnea

El SAHS es un trastorno respiratorio durante el sueño (TRS) caracterizado por una obstrucción parcial prolongada de la vía aérea superior y/o obstrucción intermitente completa que interrumpe la ventilación normal durante el sueño y los patrones normales del mismo.

Síntomas nocturnos

- Respiración ruidosa/dificultad
- Pausas respiratorias
- Posturas anormales con hiperextensión de la cabeza y sueño intranquilo
- Sudoración profusa

Síntomas diurnos

- Cefaleas matutinas

Figura 28. Plantilla del monitoreo de pacientes del sitio web.

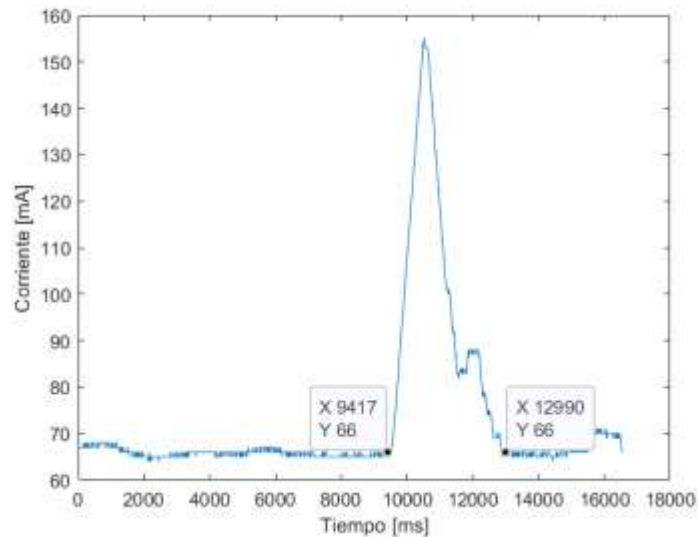


5. RESULTADOS Y PRUEBAS

5.1 CONSUMO DE CORRIENTE DEL PROTOTIPO

El consumo de corriente del prototipo permite calcular la autonomía de este con respecto a la duración de su fuente de alimentación, en este caso la batería. Para tal fin, son considerados los dos modos de operación del dispositivo, de los cuales es graficado su consumo de corriente respecto al tiempo, garantizando el cumplimiento de un ciclo para cada modo de operación. Las medidas fueron tomadas mediante el dispositivo medidor de corriente el cual es especificado en el apéndice F.

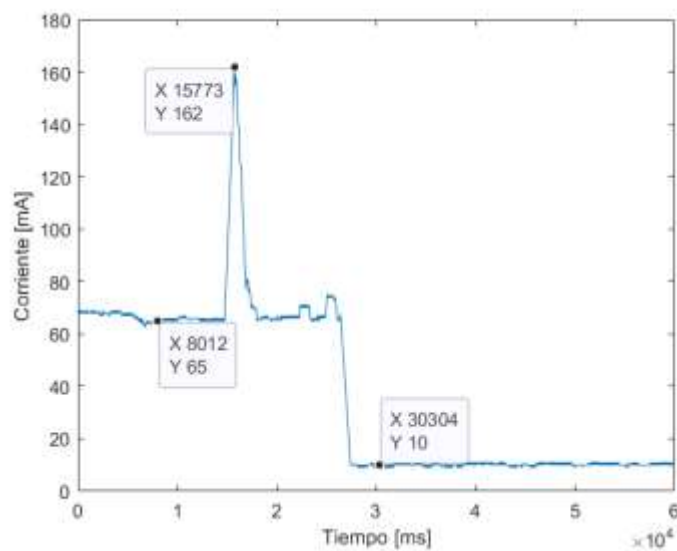
Figura 29. Consumo de corriente del prototipo, modo clásico.



Comprende: toma de datos, conexión a wifi y envío de dato al sitio web.

De la figura 29 se puede observar un consumo de corriente en el estado de toma de medidas de aproximadamente 66 mA, luego existe un pico alto de consumo de 156 mA que se genera por la conexión a Wifi y el envío del dato. Después el dispositivo normaliza su consumo al estado de tomar medida, hasta que se genere una interrupción física de apagado. A partir de los datos de consumo tomados se puede extraer un consumo de corriente promedio, el cual es: 73 mA.

Figura 30. Consumo de corriente del prototipo, modo medida continua.



Nota: esta gráfica comprende ciclo hasta “modo sueño profundo”, donde se evidencia un consumo de corriente de 10 mA.

El consumo en corriente promedio obtenido de la figura 30 es de 37.5 mA. Este valor comprende los estados: tomar medida, conexión y envío de dato al sitio web, seguido del estado “modo sueño profundo” donde el dispositivo disminuye sustancialmente su consumo durante el tiempo necesario para la siguiente toma de datos de manera automática.

Tabla 10. Consumo de corriente para cálculos de autonomía del prototipo.

Modo	Corriente [mA]
Clásico	73
Medida continua	37.5

La autonomía de la batería se puede calcular mediante:

Ecuación 11. Cálculo de la autonomía de la batería.

$$\text{Autonomía Batería} = \frac{I_{\text{NominalBatería}} [A-Hora]}{I_{\text{Nominal Prototipo}} [A]} [Horas]$$

En la ecuación 11, la variable $I_{\text{NominalBatería}}$ hace referencia a la corriente entregada por la batería, la cual es especificada en la hoja de datos. Se realiza el cálculo de autonomía para los dos modos de operación del prototipo y también el promedio de duración para la combinación de ambos, así:

Duración, ambos modos:

Ecuación 12. Autonomía de batería dos modos.

$$\text{Autonomía Batería} = \frac{500 \text{ mAh}}{55.25 \text{ mA}} = 9 [Horas]$$

Modo clásico:

Ecuación 13. Autonomía de batería modo clásico.

$$\text{Autonomía Batería} = \frac{500 \text{ mAh}}{73 \text{ mA}} = 7 [Horas]$$

Modo “medida continua”:

Ecuación 14. Autonomía de batería modo medida continua.

$$\text{Autonomía Batería} = \frac{500 \text{ mAh}}{37.5 \text{ mA}} = 13 [\text{Horas}]$$

Cabe resaltar que cuando la batería se haya agotado, el prototipo incluye en su placa un cargador de baterías, por lo cual su descarga no genera inconveniente, pues puede ser cargada mediante conexión a puerto micro USB.

5.2 VALIDACIÓN DE DESEMPEÑO PARA EL PROTOTIPO

Para realizar la validación del prototipo, se realizaron medidas en diferentes personas que se encontraban en reposo y realizando ejercicio, esta toma de medidas se realizaron en los horarios de mañana, tarde y noche para observar el comportamiento del prototipo en diferente temperatura ambiente. Además, los valores son tomados en simultaneidad con el pulsioxímetro comercial de marca JZIKI, que funciona con una precisión de $\pm 2\%$.

Figura 31. Pulsioxímetro comercial, fabricante JZKI.

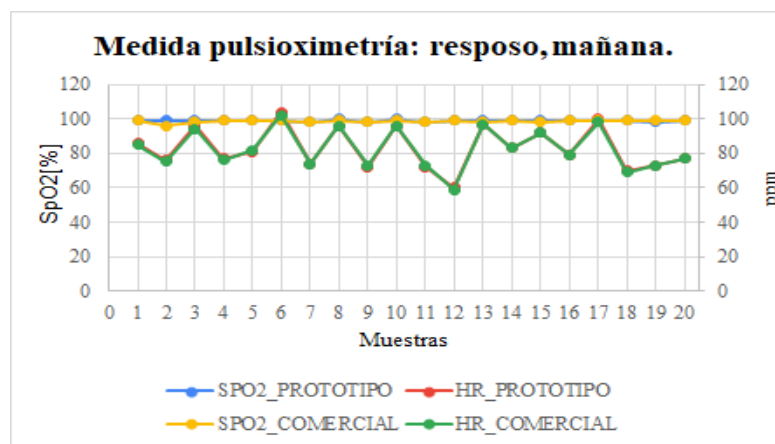


Es importante resaltar que se realizó un consentimiento informado verbal a las personas que participaron en la toma de medidas, expresando al mismo los detalles del proyecto e informando que el procedimiento no es invasivo. Cabe mencionar

que la participación fue voluntaria donde los datos tomados serán confidenciales y los nombres de los participantes permanecerán en anonimato. Es necesario destacar que se garantizo el respeto a su dignidad y se aseguro el cumplimiento de sus derechos, teniendo en cuenta las normativas del ministerio de salud en la resolución número 8430 de 1993.

A Continuación, se muestran las gráficas que describen el comportamiento de las medidas tomadas en horario de la mañana, realizando comparación del prototipo con el pulsioxímetro comercial. Las tablas de tomas de medidas y gráficas complementarias para tarde y noche se encuentran en el apéndice G.

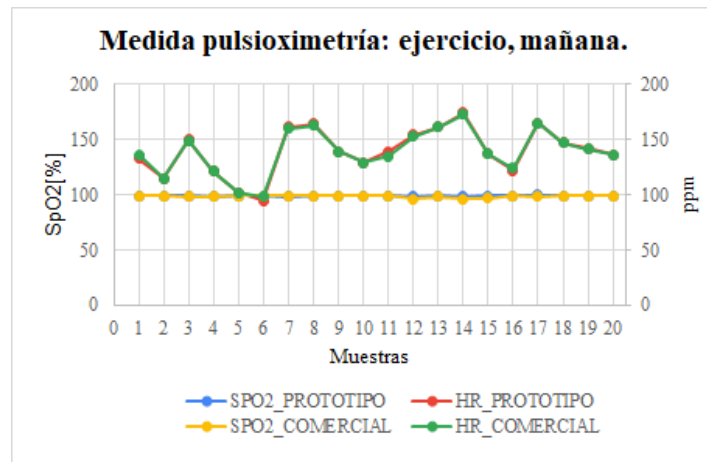
Figura 32. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos en reposo, mañana.



Nota: medidas comparadas con dispositivo de pulsioximetría JZIKI, a una temperatura de 26 grados centígrados.

Como se puede apreciar en la Figura 32, las gráficas de comparación para SpO2 y HR tienen muy buenas similitudes, los valores del prototipo como el dispositivo comercial presentan un comportamiento similar.

Figura 33. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos realizando ejercicio, mañana.



Nota: medidas comparadas con dispositivo de pulsioximetría JZIKI, a una temperatura de 26 grados centígrados.

En la Figura 33 es importante notar el aumento de valores para frecuencia cardiaca, esto es debido a que la muestras fueron tomadas en personas que se encontraban haciendo algún tipo de actividad física, para de esta manera constatar el funcionamiento del instrumento en altas frecuencias cardiacas.

La exactitud de un instrumento significa qué tan acorde es el resultado de una medición con respecto a una medida que ya está definida como exacta y la precisión se define como la capacidad que tiene el instrumento de dar el mismo resultado en diferentes tomas realizadas, donde se debe garantizar las mismas condiciones para la toma de la medida. Es importante realizar este tipo de cálculos para la validación del prototipo de pulsioximetría desarrollado en el proyecto. Para esto, son utilizados los términos estadísticos de error relativo y absoluto, los cuales son usados para poder determinar la precisión y la exactitud del instrumento²⁴. El error relativo puede ser asociado a la exactitud, este error generalmente se da en porcentaje, lo que

²⁴ ALVA C, REAÑO W, CASTILLO J “Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de bajo costo” Universidad Ricardo Palma, Lima-Peru, Facultad de Ingeniería, Enero 2011.

significa que entre más cercano a cero sea su valor, el dispositivo tiene una mejor exactitud. El error absoluto es asociado a la precisión del instrumento, para este caso, las medidas no fueron tomadas a una sola persona, por lo cual se observará un valor de precisión considerable. Fueron garantizadas condiciones iguales para cada uno de los tres estados de medida, pero no se garantiza que en todas las personas se encuentre una tendencia de valores continuos entre muestras, pues esto depende de factores fisiológicos de cada individuo.

Tabla 11. Error relativo y absoluto de medidas tomadas en diferentes horas del día.

	MAÑANA				TARDE				NOCHE			
	REPOSO		EJERCICIO		REPOSO		EJERCICIO		REPOSO		EJERCICIO	
	SpO ₂	HR	SpO ₂	HR	SpO ₂	HR	SpO ₂	HR	SpO ₂	HR	SpO ₂	HR
ERROR RELATIVO	0.46%	0.85%	0.57%	0.68%	0.15%	1%	0.01%	0.01%	0.82%	1.42%	0.77%	0.63%
ERROR ABSOLUTO	3	2	2	4	1	3	3	4	3	4	4	3

Teniendo en cuenta las tablas de medidas mostradas en el apéndice G, fueron calculados los valores absoluto y relativo para cada una de las medidas acorde a las condiciones de reposo y ejercicio, el cálculo de error relativo es realizado con el promedio de los errores relativos de cada medida. Para el cálculo de errores absolutos se elige, el mayor error mostrado en cada una de las condiciones, estos valores son mostrados en la tabla 11. De esta manera es luego elegido el valor de exactitud y precisión para el prototipo como el valor más alto en cada uno de los errores, así:

Exactitud

Exactitud SpO₂ = 0.82 %

Exactitud HR = 1.42 %

Precisión

Precisión SpO2 = 4 %

Precisión HR = 4 BPM

5.3 RESUMEN DE COSTOS ECONÓMICOS

El desarrollo del proyecto no sólo abarca costos en cuestión de materiales, sino también costos de tiempo, recursos humanos, elementos de laboratorio, entre otros. Para realizar el cálculo mostrado en la Tabla 12 se tienen en consideración sólo materiales usados para el fin del prototipo, tales como: dispositivos electrónicos, elementos pasivos, impresión de Pcb's y acrílicos usados para la presentación final del prototipo.

Tabla 12. Costo de elementos para implementación de prototipo.

DISPOSITIVO	VALOR	CANTIDAD	PRECIO [COP]
Capacitores	1 uF	5	2.150
	10 uF	2	800
	1 nF	3	1.150
	4.7 uF	1	350
	0.1 uF	1	350
	10 nF	1	350
	100 uF	1	1.900
Resistencias	1 kΩ	2	50
	10 KΩ	9	5.050
	100 KΩ	2	50
	330 Ω	1	20
Led	Rojo	2	100

DISPOSITIVO	VALOR	CANTIDAD	PRECIO [COP]
Conector Micro usb	-	1	1.700
cargador de bateria	MPC73831	1	2.500
Diodo schottky	-	1	250
Regulador 3.3 [V]	TLV755P	1	2.150
Sensor	MAX30100	1	6.800
Regulador 1.8 [V]	65K5	1	1.000
Microcontrolador	ESP32 WROOM	1	12.550
Pantalla oled	SSD1306	1	8.000
Switche	Dos posiciones	2	5.200
Pulsador	-	2	300
Cintilla FPC	6 líneas	1	1.700
Conector FPC	6 líneas	2	1.400
Elaboración PCBS	-	2	15.000
Batería	3 V - 500 mA	1	14.000
TOTAL[COP]			84.870

La implementación del prototipo descrito en este proyecto tiene un costo final de 84.870 [COP]. Teniendo en cuenta que en el mercado existen diferentes fabricantes de equipos de medicina y una amplia lista de dispositivos de pulsioximetría a un menor precio, es necesario recalcar que el costo del dispositivo disminuye de manera considerable si el prototipo se fabricará para comercializarlo. Hay que mencionar además que los oxímetros de pulso de bajo costo no cuentan con conectividad.

En la Universidad industrial de Santander se desarrolló la tesis “Diseño y construcción de un oxímetro de pulso basado el LABVIEW”, donde se adquiere la señal de pletismografía a partir de amplificadores operacionales, filtros, elementos

pasivos y activos ²⁵, este es tomado junto con el pulsioxímetro JZKI y oxímetro de pulso CMS-50F, para realizar una mejor descripción de costo beneficio el cual se muestra la tabla 13.

Tabla 13. Comparación de oxímetros de pulso.

DISPOSITIVO	JZKI	CMS-50F	PROYECTO UIS 2016	PROTOTIPO
Exactitud HR	1%	2%	1.2%	1.42%
Exactitud SpO2	1%	2%	0.57%	0.82%
Precisión HR	±1	±2	±2	±4
Precisión SpO2	±2	±2	±2	±4
Tamaño	60x35x35 mm	61x56x24 mm	79x56x14 mm	
Conexión a Internet	x	X	x	✓
Pantalla de Visualización	✓	✓	x	✓
Uso de batería	2 AAA	batería de litio recargable	No	batería li-po recargable
Autonomía	30 horas	20 horas	-	13 horas
Interfaz gráfica	x	✓	✓	✓
Sistema de alarma	✓	✓	✓	x
Modo de operación	Clásico	Clásico y continuo	Clásico	Clásico y continuo
Costo	60.000	429.100	200.000	84.870

²⁵ RODRIGUEZ J, VANEGAS J, Op. Cit.

Teniendo en cuenta las comparaciones mostradas en la tabla 14 se observa que el prototipo presenta similitudes entre los oxímetros de pulso comerciales y el proyecto elaborado en la UIS en el año 2016, estas semejanzas están en su precisión y exactitud, además de características como pantalla e interfaz para su visualización, cabe resaltar que aunque su costo de fabricación es mayor con respecto al equipo JZIKI, este tiene características que no posee el dispositivo comercial, como por ejemplo dos modos de funcionamiento y acceso a internet, haciendo referencia en este último ya que esta característica la presenta solo el prototipo. Con respecto a los otros dos equipos de pulsioximetría el prototipo tiene un costo menor, pero presenta propiedades semejantes como se nombró anteriormente. Por último, el prototipo presenta menor autonomía debido al pico de corriente que se genera durante la conexión wifi, por lo cual el prototipo desarrollado en este proyecto cuenta con un circuito de carga alimentado mediante USB.

6. CONCLUSIONES

- Se diseñaron e implementaron dos tarjetas electrónicas, que en conjunto permiten realizar la obtención de señales de pletismografía y el tratamiento de datos para la generación de valores de SpO₂ y frecuencia cardíaca. Donde gracias a especificaciones del microcontrolador ESP32 es posible garantizar una conexión inalámbrica para la transferencia de datos a un sitio web y la operación en los modos de uso destinados para el prototipo.
- Fueron realizadas pruebas en una muestra de 120 personas sanas para la validación del instrumento, haciendo comparación de medidas con un dispositivo comercial de marca JZIKI. Estas mediciones comprendieron tomas en tres momentos del día; mañana, tarde y noche, donde se validó la independencia de la temperatura ambiente en la medición. Y en cada uno de estos momentos se tomaron valores para personas que se encontraban en reposo y realizando actividad física, donde fue posible detectar el aumento en la frecuencia cardíaca de los individuos y observar el valor de SpO₂ de los mismos. Se obtuvo un valor de exactitud para SpO₂ y frecuencia cardíaca de 0.82% y 1.42%, además de una precisión de 4 % y 4 ppm, respectivamente.
- Se garantiza portabilidad y autonomía del prototipo con el uso de la batería tipo Li-po, con 3.7 [V] de alimentación y una capacidad de 500 mAh. Donde es proporcionada una durabilidad de esta correspondiente a: 7 horas en modo clásico, 13 horas en modo medida continua y 9 horas promediando un uso de los dos modos. Valores que son aceptables para el funcionamiento del prototipo, contando también con un cargador de baterías incluido en la placa electrónica.

- Se implementó un sitio web, el cual permite que el usuario y el médico tratante tengan acceso a los resultados tomados por el prototipo, estos datos se registran con fecha y hora, los cuales son visualizados en una gráfica dinámica. Cabe resaltar que toda la información es almacenada en la base de datos, ofreciendo al personal competente un historial completo de las medidas de la persona tratada. Para concluir, el uso de la plataforma web facilita la lectura de la información desde cualquier dispositivo sin importar su sistema operativo, donde su única limitante es no contar con red wifi.

7. RECOMENDACIONES

- Teniendo en cuenta que la calibración del instrumento para medidas de SpO₂ es probada en personas sanas, es recomendado obtener una muestra considerable de personas con saturaciones de oxígeno bajas, mediante la cual se pueda generar la curva de calibración propia para el sensor MAX30100. Y de esta manera realizar una comparación entre la gráfica de calibración ofrecida por Lambert-Beer y la obtenida para el sensor.
- El historial de medidas es visualizado en una gráfica dinámica del sitio web de pulsioximetría, la cual no cuenta con un sistema de alarma en caso de que la persona presente una alteración en los signos vitales, por lo cual se recomienda implementar un sistema de alerta que notifique al especialista este tipo de emergencias.
- Para el desarrollo de trabajos futuros, se expone la posibilidad de creación en masa del prototipo desarrollado en este proyecto, lo cual disminuye su costo económico para una comercialización del mismo.
- Disminuir la potencia de la transmisión en la conexión wifi, para de esta manera generar un menor consumo de corriente en el dispositivo final. Tomando en consideración que en el momento de establecer la conectividad el prototipo presenta un pico de consumo mayor.
- El desarrollo de los circuitos impresos fueron realizados en doble capa, con lo que se obtuvieron medidas de 37 x 35 mm para la placa de proceso y visualización y 18 x 22 mm para el sensado. Por lo cual se recomienda el desarrollo de PCBS de más de dos capas, con lo que se presenta una disminución en tamaño del prototipo.

- Para el proceso de programación del microcontrolador ESP32, es recomendado hacer uso de OTA, por medio de la cual la programación se puede realizar mediante conexión wifi, no siendo necesario de esta manera acceso a los puertos de transmisión y recepción de la ESP32.

BIBLIOGRAFÍA

ABRIL DÍAZ Nieves, BÁRCENA RUIZ J. Antonio, FERNÁNDEZ REYES Emilio, GALVÁN CEJUDO Aurora, JORRÍN NOVO Jesús, PEINADO PEINADO José, MELÉNDEZ-VALDÉS Fermín Toribio, TÚNEZ FIÑANA Isaac, “Espectrofotometría: espectros de absorción y cuantificación colorimétrica de biomoléculas”, 2005.

ALLEN J. “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement” 20 February 2007, Vol 28 .

ALLEN John, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, Regional Medical physics department, Freeman Hospital, New Castle, February 2007.

ALVA C, REAÑO W, CASTILLO J “Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de bajo costo” Universidad Ricardo Palma, Lima-Peru, Facultad de Ingeniería, Enero 2011.

AMERICAN THORACIC SOCIETY, “Oximetría de pulso”, Serie de información al paciente, American Journal of respiratory and critical care medicine, 2011.

AYALA PÉREZ Jorge Luis, PADRÓN SÁNCHEZ Armando, BRUNET RODRÍGUEZ Rafael, QUIÑONES ZAMORA Andrés, SALAZAR GONZÁLEZ Tania y MARTÍNEZ GONZÁLEZ Ana Margarita, “Comparación de la salud arterial de oxígeno por oximetría de pulso y gasometría arterial”, Revista Cubana de medicina intensiva y emergencias, 2003.

CLAVIJO J, “ Diseño y simulación de sistemas microcontrolados en lenguaje C”, Colombia, Mayo 2011.

DJANGO, “Models” 2005-2019 [En línea] disponible en:
<https://docs.djangoproject.com/en/2.2/topics/db/models/>

DJANGO, “Templates” 2005-2019, [En línea] disponible en:
<https://docs.djangoproject.com/en/2.2/topics/templates/>

DJANGO, “URL” 2005-2019, [En línea] disponible en:
<https://docs.djangoproject.com/en/2.2/topics/http/urls/>

ERNIA Susana and HENDRANA Tjahjadi, “Handheld Pulse Oximeter Based on Single Board Computer Raspberry Pi B+ in 15th International Conference on Quality in Research (QiR): International Symposium on Electrical and Computer Engineering, Nusa Dua, Indonesia, July 2017, pp 141-145.

ESPRESSIF “ ESP32-WROOM-32” 2019, [En línea] disponible en:
<https://www.espressif.com/en/support/download/documents/modules>

ESPRESSIF SYSTEMS, “ Analog to Digital Converter” 201, tomado de:
<https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/api-reference/peripherals/adc.html>

GUYTON, A.C.& HALL, J.E. "Tratado de Fisiología médica". 9ª Edición. Interamericana-McGraw-Hill. Madrid. 1996

HIROFUMI TANAKA, Kevin D.MONAHAN, Douglas R. Seals, “Age-predicted Maximal Heart Rate Revisited ”, Journal of the American College of Cardiology, January 2001.

JONES D, "The μ Current A professional precision current adapter for Multimeters" 2010. [En línea] disponible en: <https://eevblog.com/files/uCurrentArticle.pdf>

LÓPEZ-HERRANZ G Patricia, "Oximetría de pulso: a la vanguardia en monitorización no invasiva de la oxigenación", Revista médica del hospital general de México, septiembre 2013.

MAXIM INTEGRATED, "Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health" Septiembre 2014, [En línea] disponible en: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>

MCCOY K, SMITH DN "Taquicardia", Health Library: Evidence-Based Information, EBSCO Publishing; Diciembre 2014, tomado de: Enfermería al Día

MICROCHIP TECHNOLOGY INC, "Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion, Li-Polymer Charge Management Controllers" 2006, [En línea] disponible en: <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/MCP73831>

MINISTERIO DE SALUD Resolución NÚMERO 8430 DE 1993

MITZNER, Kraig. "Complete PCB design using OrCAD Capture and PCB editor" Elsevier, 2009

POSADAS A, "Determinación de errores y tratamiento de datos" Facultad de Ciencias Experimentales, Universidad de Almería, [En línea] disponible en: <https://w3.ual.es/~aposadas/TeoriaErrores.pdf>

RAIVIS SGitHub: driver for MAX30100 using Arduino. [En línea] disponible en: <https://github.com> <https://github.com/xcoder123/MAX30100>

REUMAN Michael N, "Pulse Oximetry: physical principles, technical realization and present limitation", Department of reproductive Biology, Case Western Reserve University, Cleveland Metropolitan General Hospital, Cleveland, Ohio, USA, 1987.

RODRIGUEZ J, VANEGAS J, "Diseño y construcción de un oxímetro de pulso basado en labview" Proyecto de investigación, Universidad Industrial de Santander facultad físico mecánicas, Escuela de ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, 2016.

SCHOLTEN A, SMITH DN, "Bradycardia", Health Library: Evidence-Based Information, EBSCO Publishing; septiembre 2012, tomado de: Enfermería al Dia

TEXAS INSTRUMENTS, "TLV755P 500-mA, Low IQ, Small Size, Low Dropout Regulator" Noviembre 2017, [En línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv755p.pdf>

UNIÓN INTERNACIONAL DE TELECOMUNICACIONES, "Serie Y. infraestructura mundial de la información, aspectos del protocolo internet y redes de la próxima generación" Junio 2016,

VILLA ASENSI JR, MARTÍNEZ CARRASCO C, PÉREZ PÉREZ G, CORTELL AZNAR I, GÓMEZ PASTRANA D, ÁLVAREZ GIL D, GONZALES PEREZ-YARZA E, "Síndrome de apneas-hipopneas del sueño", Asociación española de pediatría, 2008.

WAN J, ZOU Y, LI Y and WANG J, "Reflective type blood oxygen saturation detection system based on MAX30100 in International Conference on Security, pattern Analysis, and Cybernetics (SPAC), Shenzhen, China, 2017, pp 615-619.

ANEXOS

Anexo A. Esquemas electrónicos para pulsioximetría.

Fonocardiografía

La fonocardiografía trata del estudio de los sonidos cardiacos, de las vibraciones que son producidas por el aparato cardiovascular, los cuales son generados en el espectro de frecuencias donde el oído humano puede percibirlos. Mediante esta es posible calcular la intensidad de los latidos, la frecuencia, temporalización y localización de componentes del sonido cardiaco, mediante el cual pueden detectarse anomalías en su proceso.

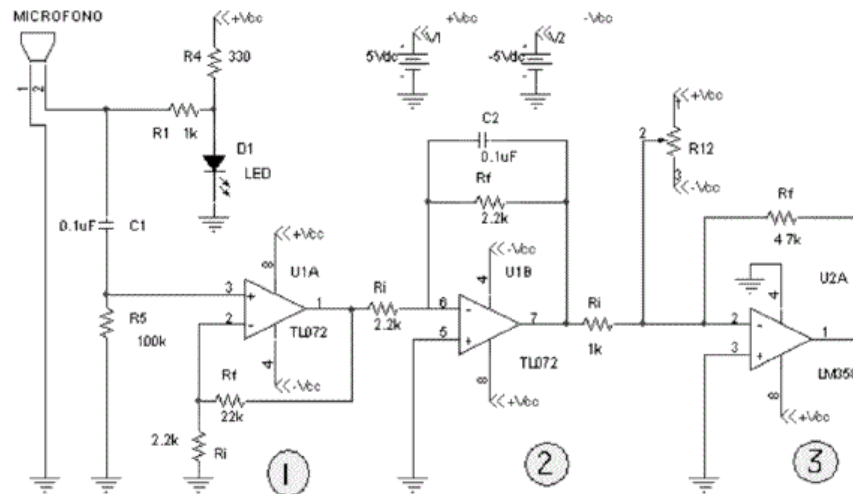


Figura 34. Etapas de obtención de señal fonocardiografía y acondicionamiento.

Tomado de: Juan Sebastián Osorio Valencia, Luisa Fernanda Cuesta López, Felipe Gómez Maya "Diseño y construcción de un fono cardiógrafo digital con visualización en LabView", enero 2007.

Como se observa en la figura 34, realizar un fono cardiógrafo consta de 3 etapas, donde la primera se encarga de realizar un filtrado pasa altas y una amplificación no inversora, la segunda etapa consta de un filtro pasa bajas que no invierte la señal, y, por último, una amplificación e inversión de la señal. Realizar este proceso con implementos electrónicos toma un alto consumo en tamaño, además de ser una técnica no muy común en la actualidad. Pues gracias al desarrollo tecnológico actualmente se cuenta con procesos mucho más avanzados para poder estudiar el comportamiento del corazón.

Electrocardiografía

La electrocardiografía es una técnica que consiste en observar gráficamente el comportamiento eléctrico del corazón. La manera de obtener esta señal desde el cuerpo humano es gracias a los electrodos, que junto con un sistema que contiene etapas de amplificación y filtrado permiten obtener una señal de electrocardiografía.

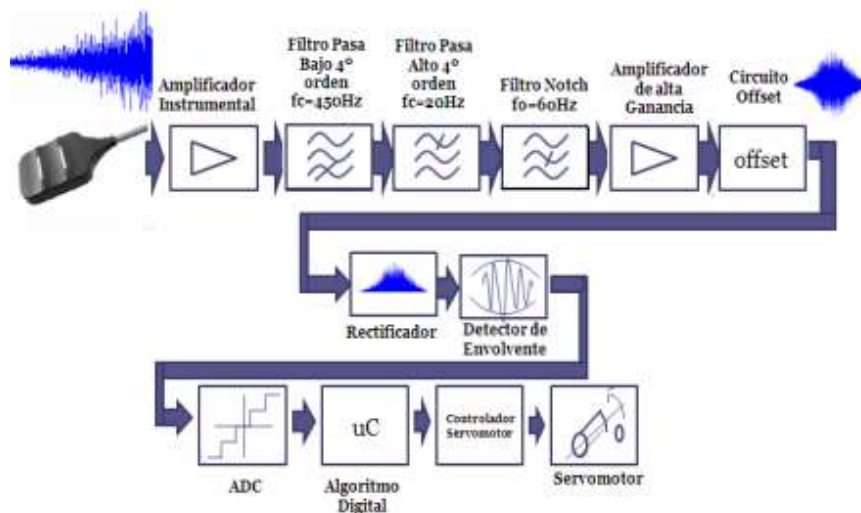


Figura 35. Diagrama de bloques de electrocardiograma. Tomado de:
Alva C, Reaño W, Castillo J “Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de bajo costo” Universidad Ricardo Palma, Lima-Peru, Facultad de Ingeniería, Enero

2011

Como se observa en la figura 35, obtener este tipo de señales conlleva la realización de varios procesos de circuitos para obtener la señal limpia y amplificada para realizar su estudio. Por lo cual el desarrollo de un sistema de electrocardiografía tiene un costo en espacio alto si se adquiere de manera analógica. El desarrollo de este permite estudiar mediante los impulsos y formas del electrocardiograma si la persona está sufriendo de alguna enfermedad. Está asociado enfermedades cardíacas, afectadas por la frecuencia, alteraciones en tamaños de cavidades del corazón, entre otras, pero no cuenta con parámetros para el conocimiento de la saturación de oxígeno en la sangre. [24]

Fotopletismografía

Mediante la fotopletismografía es posible realizar el estudio del volumen sanguíneo dependiendo de la actividad cardíaca, este proceso es realizado mediante un haz de luz y un fotodiodo que mediante absorción o reflexión toma la información captada por el fotodiodo convirtiéndola en una señal eléctrica [25].

Para el cálculo de la saturación de oxígeno en la sangre es necesario el uso de leds rojo e infrarrojo, mientras para el cálculo de la frecuencia cardíaca es necesario sólo un led infrarrojo.



Figura 36. Diagrama de bloques para fotoplestimógrafo. Tomado de: Celi, G. & Rocha, M. & Yapur, Miguel. (2011). Mediciones fotoplestismográficas.

La obtención de una señal de pletismografía de manera analógica consiste en la implementación de, optoacoplador, filtros, comparador y diferenciador, además del proceso de digitalización de la señal para luego ser estudiada mediante software, como se observa en la figura 36.

Anexo B. Diseño de las PCBs.

Para el diseño de las PCB se tienen en cuenta las siguientes recomendaciones.

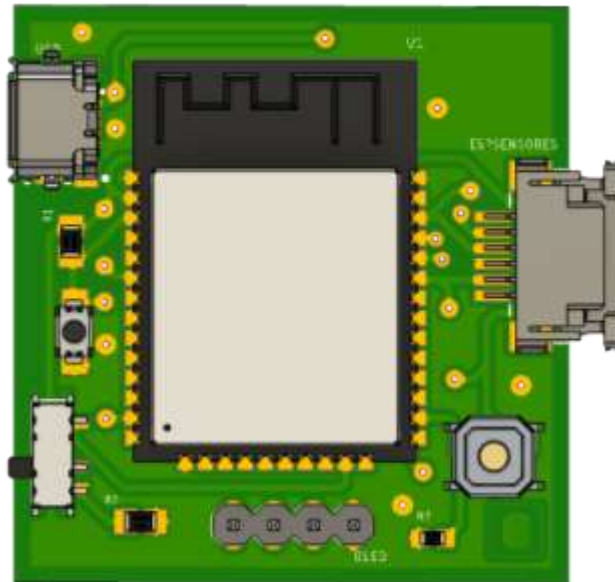
- El ancho de la pista designada para este diseño se calcula a partir de la siguiente ecuación.

$$w = \left(\frac{1}{1.4 \times h} \right) \times \left(\frac{I}{K \times \Delta T^{0.421}} \right)^{1.379}$$

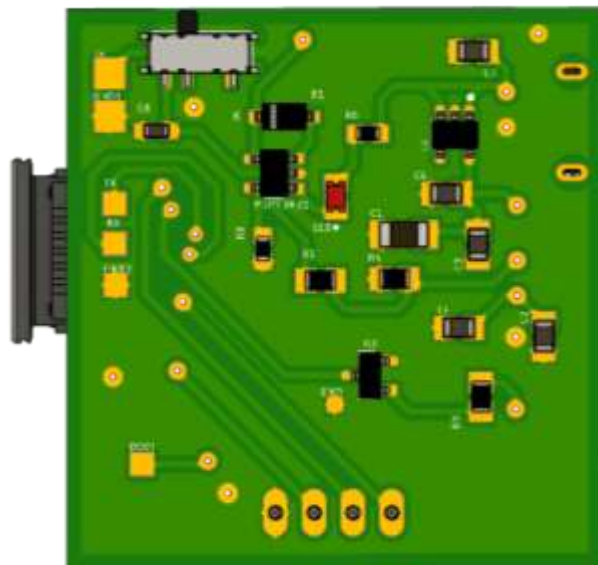
donde w es ancho mínimo de la pista, h es el espesor del cobre, I es la corriente que pasa en la pista, $K = 0.048$ el cual está designado para capas externas y finalmente ΔT que es el aumento máximo permitido [26]. A partir de los cálculos se obtiene que el mínimo de la pista es de 0.2mm, pero en nuestro caso se usó 0.4mm ya que es el mínimo de pista que trabaja la empresa donde se fabricó.

- Para el sistema de distribución de energía se busca tener baja impedancia es por esta razón que se realiza un plano de tierra. Además, se usan capacitores de desacoplo para aislar ruido y efectos de alta frecuencia.
- La alimentación será proporcionada por una batería de Li-Po de 3.7V, pero además contará con una alimentación externa por medio de un puerto micro USB la cual será usada cuando la batería se encuentre en modo de carga.
- Los conectores, el puerto micro USB e interruptores son ubicados en los extremos de la PCB con el objetivo de tener una mejor manipulación de estos.

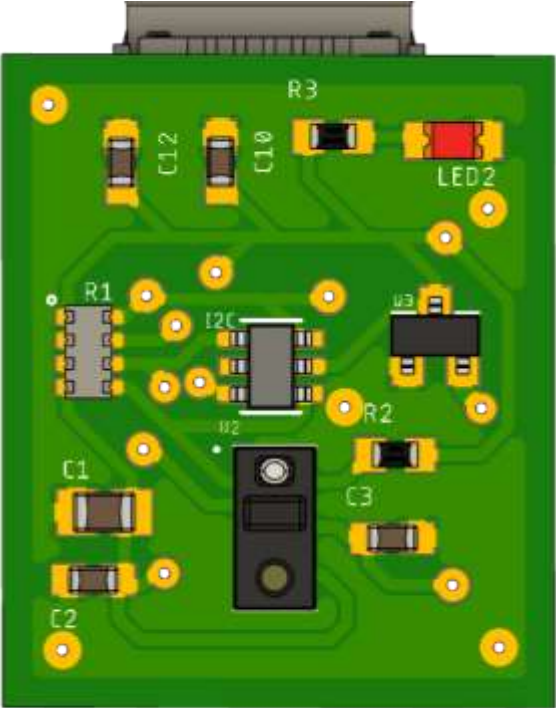
Diseño 3D vista frontal de la placa de procesamiento y visualización.



Diseño 3D vista trasera de la placa de procesamiento y visualización.



Diseño 3D vista frontal de la placa sensor



Anexo C. Filtros digitales

El diseño de filtros digitales permite realizar tratamiento sobre señales para aplicaciones como en este caso la adquisición de señales bioeléctricas. Estos filtros operan en señales discretas, las cuales ya están cuantizadas, que su información está digital. Existen dos tipos de filtros digitales, que son: filtro FIR e IIR, respuesta finita al impulso y respuesta infinita al impulso.

FILTROS FIR

Los filtros FIR cuentan con estructuras para cada tipo de filtro: pasa bajas, pasa altas, elimina banda y multi banda. Son importantes características que se deben conocer como:

- Los cálculos son en radianes.
- La frecuencia de muestreo es denotada en radianes/segundo.
- Respuesta en frecuencia:

$$H(e^{j\omega}) = \mathcal{F}\{h[n]\} = \sum_{n=N_1}^{N_2} h[n] \cdot e^{-jn\omega}$$

- La fase de un filtro FIR es siempre lineal.
- Por su respuesta finita al impulso, el filtrado de señales se realiza mediante la convolución en tiempo por medio de la FFT en el dominio de la frecuencia. [27]

FILTROS IIR

Son denominados filtros con respuesta infinita al impulso, su respuesta en frecuencia está denotada por:

$$H(e^{j\omega}) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k e^{-j\omega k}}{\sum_{k=0}^N a_k e^{-j\omega k}}$$

Este tipo de filtro es implementado mediante ecuaciones en diferencia, lo que los hace computacionalmente más simples [27]. En este proyecto se hace uso de un filtro IIR elimina banda de segundo orden, también llamado filtro Notch, por lo cual a continuación se muestra un ejemplo de la aplicación de este a una señal seno que cuenta con la presencia de frecuencias de 20, 150, 200 y 400 Hz, como se muestra en la figura 43.

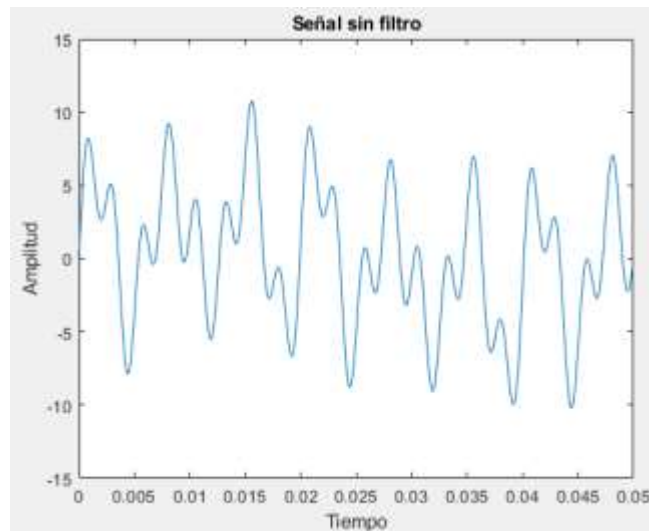


Figura 37. Gráfica de señal seno. Nota: cuenta con frecuencias de 20, 150, 200, 400[Hz].

La señal mostrada en la figura 37, hace referencia a una señal seno con una frecuencia de muestreo F_s de 10000[Hz], esta es puesta como ejemplo para ver el resultado de aplicar un filtro IIR Notch de segundo orden, eliminando la frecuencia de 400Hz.

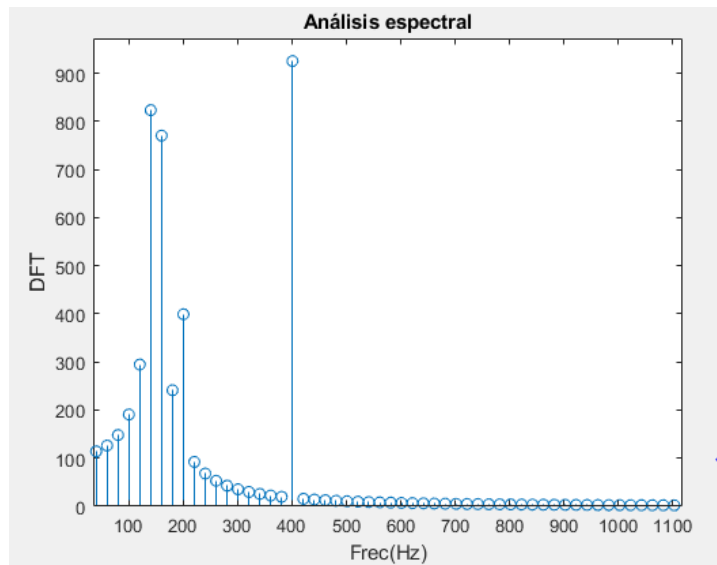


Figura 38. Transformada de fourier para comportamiento espectral.

Mediante la figura 38 es posible observar las componentes presentes en 20, 150, 200 y 400 Hz respectivamente.

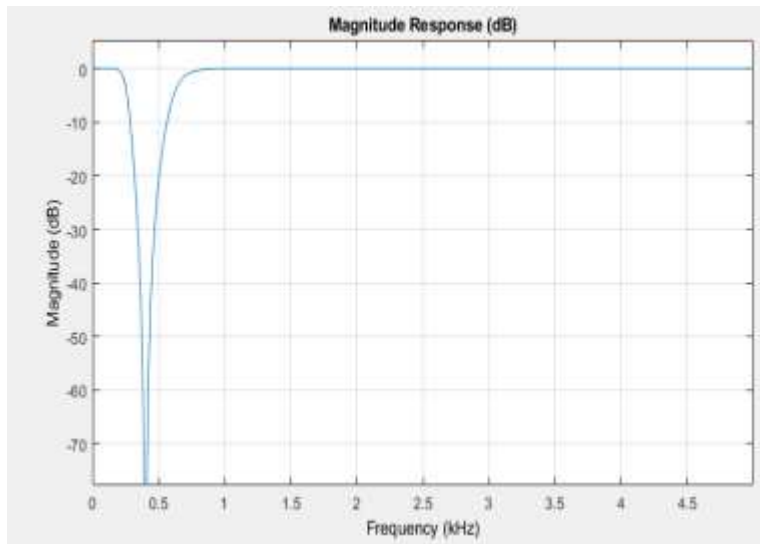


Figura 39. Respuesta en frecuencia de filtro Notch. Nota: características: $f_s=10000$ Hz y frecuencia centrada en 400 Hz, con factor de calidad =1.

Mediante la figura 39 se observa el tipo de respuesta de un filtro Notch de segundo orden, que es aplicado a la señal mostrada en la figura 47, cuenta con un factor de calidad = 1, pues si este factor es cercano a cero, no va a permitir el paso de la señal casi completa, mientras que con un valor de uno la señal queda casi completa a excepción de la frecuencia de 400Hz especificada antes, que mediante el filtro será eliminada.

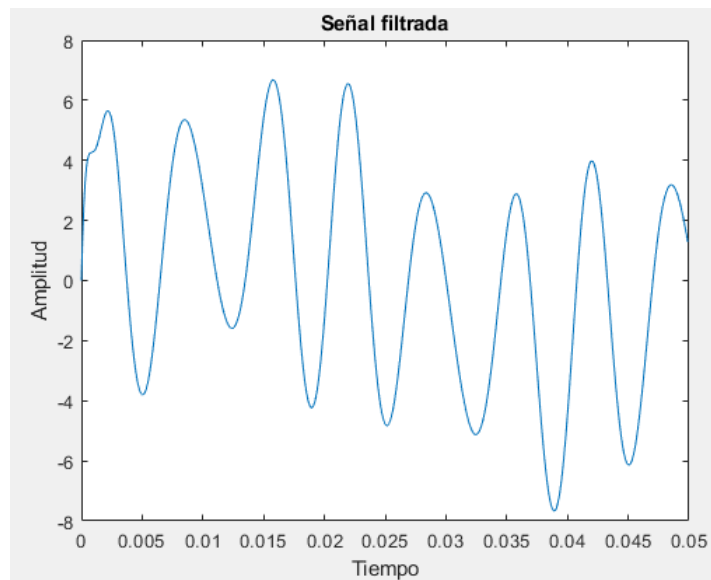


Figura 40. Señal con filtrado Notch.

Como se ha dicho antes, mediante la aplicación del filtro Notch, en la figura 40 se aprecia la ausencia de la componente de 400 Hz que contenía la señal originalmente. Por lo cual se corrobora el funcionamiento del filtrado.

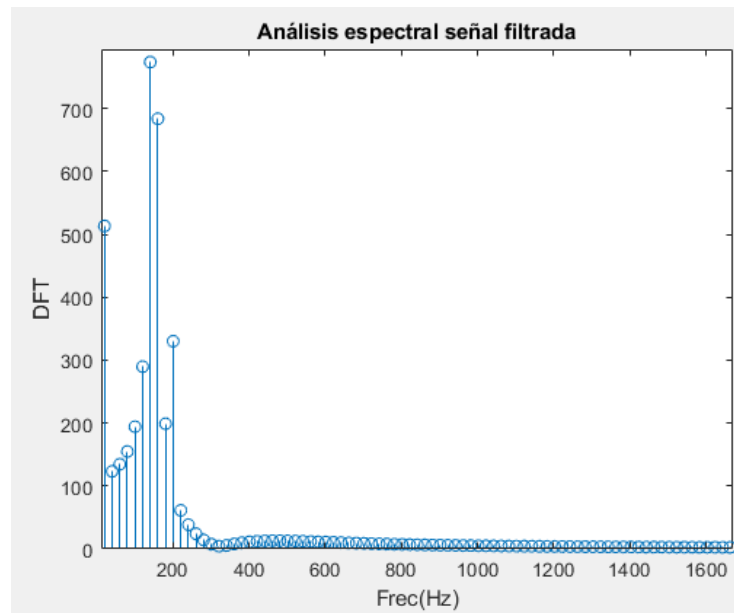


Figura 41. Transformada de Fourier para señal filtrada.

Finalmente, en la figura 41 es mostrado mediante la transformada de Fourier de la señal filtrada, como la componente de 400Hz ha sido filtrada, con lo cual se termina la explicación de funcionamiento de este filtro.

Anexo D. Corrección del ADC de la ESP32

Para la corrección de la lectura del ADC se debe definir una atenuación específica para establecer el rango de tensiones a digitalizar (V_{ref}) y el número de bits para la conversión (resolución).

Los valores de calibración están dados por las curvas características que representan los valores de voltaje de referencia del ADC, estos valores dependen del tipo y fecha de producción del chip.

La calibración del microcontrolador ESP32-wroom-32 usado en el dispositivo, se hace a partir de una atenuación de 11 dB a un voltaje de escala completa de 3.3V con una resolución de 12 bits, también se le asigna una tensión de referencia de 1100 mV. El valor obtenido es el promedio de tensión y esta es entregada en mV, como se muestra en la figura 42.

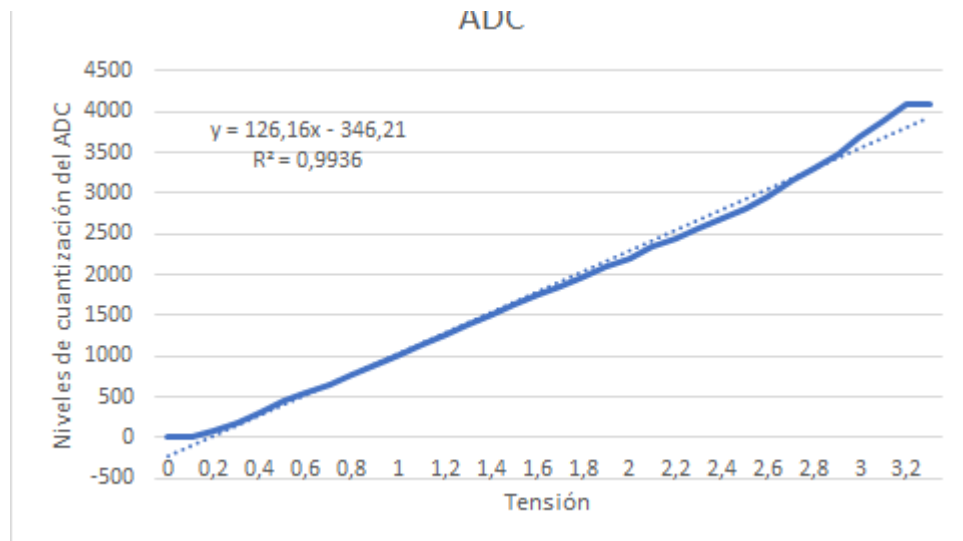


Figura 42. Corrección del ADC de la ESP32.

Anexo E. Implementación del sitio web

Comunicación entre el prototipo y la base de datos

Para lograr la transmisión de datos entre el prototipo y el servidor, lo que se realiza es una solicitud POST, la cual consiste en solicitar al servidor que acepte los datos y de esta manera poder crear o actualizar el recurso, estos datos serán almacenados en el cuerpo de la solicitud HTTP.

El método POST se realiza desde el lenguaje de programación IDE de Arduino y se hace uso de las librerías HTTP y JSON.arduino, esta última librería se usa para enviar los datos en forma de lista, ya que de esta manera los está esperando la base de datos. Para poder establecer la conexión se hace necesario tener un *token* y una URL, estas son asignadas en el momento que se crea el super usuario.

```
StaticJsonBuffer<200> JSONbuffer;
JsonObject& JSONencoder = JSONbuffer.createObject();
char JSONmessageBuffer[200];

HTTPClient http;

JSONencoder["hr"] = dataHR[1];
JSONencoder["spo2"] = dataSPO2[1];
JSONencoder["estado_bateria"] = average;

JSONencoder.prettyPrintTo(JSONmessageBuffer, sizeof(JSONmessageBuffer));
Serial.println(JSONmessageBuffer);
http.begin("http://192.168.43.47:8000/pulsioximetria/lecturas");
http.addHeader("Authorization", "Token 6fc65731f3bed596e7bd10699627b79b86a2a6e6");
http.addHeader("Content-Type", "application/json");
int httpResponseCode = http.POST(JSONmessageBuffer); //Send the actual POST request
```

Figura 43. Descripción del código de petición POST

Comunicación entre la base de datos y el sitio web

Para la creación del proyecto utiliza el servidor de desarrollo Django, este incluirá la configuración de la base de datos, configuraciones de Django, su instanciación y la configuración de la aplicación.

Un servidor web tiene como función revisar si hay peticiones por parte del usuario, de ser así este servidor toma la lista de URLs e inspecciona sus contenidos, si encuentra similitud entre la información ingresada por el usuario llama a la función vista. Esta se encarga de retornar un objeto siempre y cuando se compruebe que en su modelo hay alguna información en la base de datos, al encontrar dicha información esta es enviada al usuario a través de la plantilla web. Este proceso es mostrado en la figura 44.

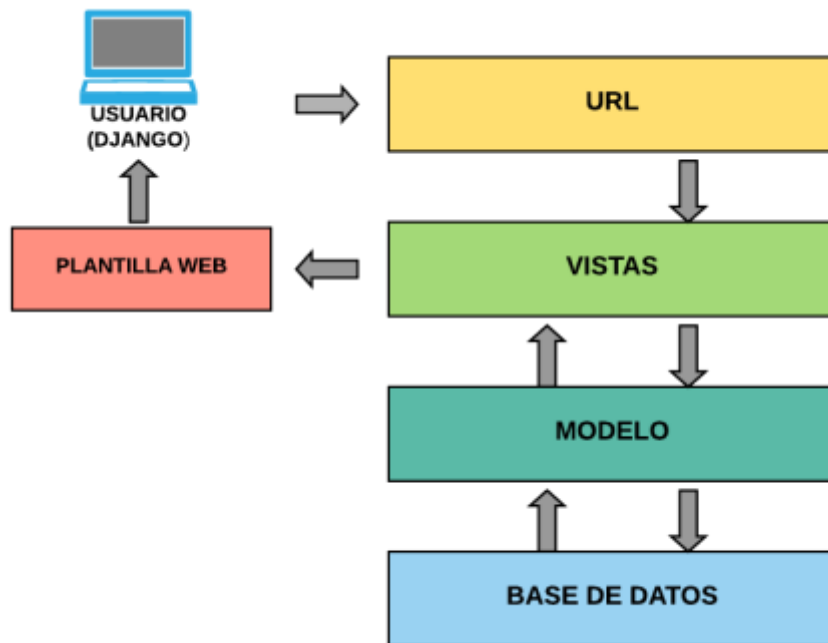


Figura 44. Diagrama de petición y respuesta Django.

Base de datos

Para la estructura de la base de datos se debe designar los atributos conforme al dispositivo al cual se le quiere hacer conectividad, en nuestro caso serán las variables suministradas por el prototipo de oximetría de pulso, las cuales son la saturación de oxígeno en la sangre (SpO2), la frecuencia cardiaca (HR) y la medición de carga de la batería (estado_bateria).

Modelo

Cada modelo tiene una serie de variables con información definitiva de sus datos y su respectivo comportamiento, la información obtenida es almacenada en formato JSON. Las variables corresponden a los atributos anteriormente descritos en la base de datos, esto indica que cada uno representa un campo de dicha base [28].

```
1  from django.db import models
2  from django.contrib.postgres.fields import JSONField
3
4  # Create your models here.
5  class Lecturas(models.Model):
6      hr = JSONField(encoder="")
7      spo2 = JSONField(encoder="")
8      estado_bateria = models.FloatField()
9      fecha = models.DateTimeField(auto_now=False, auto_now_add=True)
10
11     def __str__(self):
12         pass
13
14     class Meta:
15         db_table = ''
16         managed = True
17         verbose_name = 'Lecturas'
18         verbose_name_plural = 'Lecturass'
```

Figura 45. Descripción del modelo.

Vistas

Las vistas tienen una función y plantilla web específica, son las encargadas de dar respuesta a las solicitudes del usuario por medio de las URL [29], en la figura 46 se puede observar que se importa el modelo para poder tener acceso a la tabla de atributos de la base de datos, a partir de esto se definen dos vistas: `datos_json_pulso` y `datos_json_all`, con las cuales se busca obtener los últimos datos y todos los datos almacenados en la base respectivamente.

```
from django.shortcuts import render
from django.views.decorators.csrf import csrf_exempt
from django.http import JsonResponse
from models import Lecturas

#Create your views here. grafica dinamica
@csrf_exempt
def datos_json_pulso(request):
    var = Lecturas.objects.last()
    respuesta = {"datos": [var.fecha, var.hr, var.spo2, var.estado_bateria]}
    print(respuesta)
    return JsonResponse(respuesta)

@csrf_exempt
def datos_json_all(request):
    var = Lecturas.objects.all()
    datos = var.values("fecha", "hr", "spo2", "estado_bateria")
    datos = list(map(lambda datos: [datos["fecha"], datos["hr"], datos["spo2"], datos["estado_bateria"]], datos))
    respuesta = {"datos": datos}
    return JsonResponse(respuesta)
```

Figura 46. Descripción de las vistas.

URLs

En esta estructura se encuentran todos los servicios que son ofrecidos por el sitio web. la función de las URLs es inspeccionar y localizar la solicitud del usuario, si algo coincide con la solicitud este envía una respuesta por medio de las vistas.

Para nuestro sitio web se asignaron 6 URL donde las 3 primeras corresponden a las plantillas principales desarrolladas en HTML, la URL `lecturas` hace referencia a la información almacenada en las variables del modelo, por último, `datosgraf-json` y

datos-son-all son las encargadas de direccionar a las vistas nombradas anteriormente.

```
1 from django.urls import path
2 from pulsioximetria import views
3 from django.views.generic import TemplateView
4 from pulsioximetria import apiviews
5 from .views import datos_json pulso, datos_json all
6
7
8
9 app_name = "pulsioximetria"
10 urlpatterns = [
11     path("index/", TemplateView.as_view(template_name="pulsioximetria/index.html"), name="index"),
12     path("patologias/", TemplateView.as_view(template_name="pulsioximetria/insurance.html"), name="patologias"),
13     path("pacientes/", TemplateView.as_view(template_name="pulsioximetria/packages.html"), name="pacientes"),
14     #API
15     path("lecturas", apiviews.LecturasAPI.as_view()),
16     path("datosgraf-json", datos_json pulso, name="datosgraf-json"),
17     path("datos-json-all", datos_json all, name="datos-json-all"),
18 ]
```

Figura 47. Descripción de URLs.

3.2.5 Plantilla web

Una plantilla contiene las partes estáticas de la salida HTML deseada [30], para darle un diseño gráfico se hace uso de CSS y de JavaScript el cual nos permite crear acciones en el sitio web es decir es el encargado de la parte dinámica de interacción con el usuario.

La plantilla “pacientes” es la más importante, pues en esta se pueden visualizar los datos tomados por el prototipo, esta información es mostrada en una gráfica dinámica, para esto se hace uso de una librería de JavaScript llamada chart.js. Para la visualización de todo el registro de datos se cuenta con un enlace el cual nos direcciona a una página donde se suministra dicha información en formato json.

Anexo F. Dispositivo para tomar medida de corriente del prototipo

Para la toma del consumo de corriente del prototipo de pulsioximetría se hace uso del dispositivo medidor de corriente realizado en la materia de “diseño de dispositivos electrónicos” , el cual es basado en un adaptador de corriente de precisión para multímetros “uCurrent” [31]. Mediante este es posible medir corrientes de hasta nano Amperios y tensiones de hasta nano Volts. Cuenta con características como:

1. Rangos de tensión del multímetro: mili[V], micro[V], nano[V].
2. Rangos de corriente: mili[A], micro[A], nano[A].
3. Precisión típica: $\pm 0.05\%$ en rangos μA y nA, $\pm 0.1\%$ en rango mA.

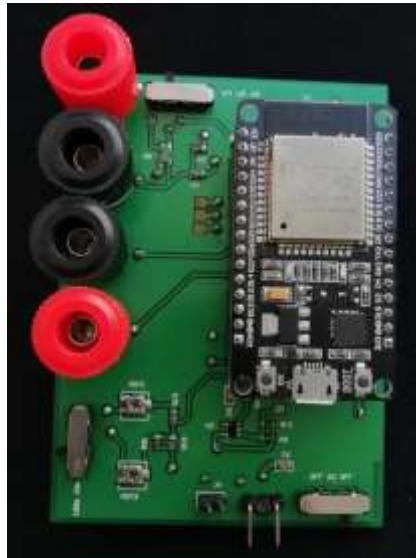


Figura 48. Medidor de tensión y corriente basado en “uCurrent”.

En la figura 48 se muestra el trabajo final realizado por estudiantes de ingeniería electrónica durante la materia “Diseño de dispositivos electrónicos”, el cual es usado para la obtención del consumo de corriente del dispositivo explicado en este

proyecto. Gracias a la presencia del microcontrolador ESP32 que posee, es posible la exportación de los datos a un computador y luego ser graficado el comportamiento de la corriente de este.

Anexo G. Medidas de HR y SpO2 del prototipo.

DATOS TOMADOS EN LA MAÑANA REPOSO, TEMPERATURA = 28 GRADOS

REPOSO			
PROTOTIPO		DISPOSITIVO COMERCIAL	
SpO2[%]	HR[BPM]	SpO2[%]	HR[BPM]
99	86	99	85
99	76	96	75
99	96	98	95
99	77	99	76
99	81	99	82
99	104	99	102
98	74	98	74
100	96	99	96
98	72	98	73
100	96	99	96
98	72	98	73
99	60	99	59
99	97	98	97
99	83	99	83
99	92	98	92
99	79	99	79
99	100	99	98
99	70	99	69
98	73	99	73
99	77	99	77

DATOS TOMADOS EN LA MAÑANA EJERCICIO, TEMPERATURA = 28 GRADOS

EJERCICIO			
PROTOTIPO		DISPOSITIVO COMERCIAL	
SpO2[%]	HR[BPM]	SpO2[%]	HR[BPM]
99	133	99	136
99	115	99	115
99	150	98	149
98	121	98	121
99	102	99	102
99	95	99	98
98	161	99	160
99	164	99	163
99	139	99	139
99	129	99	129
99	139	99	135
98	154	96	153
99	161	98	161
98	174	96	173
99	137	97	137
99	122	99	124
100	165	98	165
99	147	99	147
99	142	99	141
99	136	99	136

DATOS TOMADOS EN LA TARDE REPOSO, TEMPERATURA = 29 GRADOS

REPOSO			
PROTOTIPO		DISPOSITIVO COMERCIAL	
SpO2[%]	HR[BPM]	SpO2[%]	HR[BPM]
99	98	98	98
99	105	99	106
98	76	99	77
99	82	99	85
99	82	99	82
99	70	99	70
99	85	99	84
99	65	98	64
99	84	99	82
99	81	99	80
98	74	98	74
99	65	99	66
99	70	99	70
99	72	99	72
99	91	98	91
99	78	99	78
99	76	99	75
99	69	99	71
99	71	99	70
99	76	98	75

DATOS TOMADOS EN LA TARDE EJERCICIO, TEMPERATURA = 29 GRADOS

EJERCICIO			
PROTOTIPO		DISPOSITIVO COMERCIAL	
SpO2[%]	HR[BPM]	SpO2[%]	HR[BPM]
100	132	98	132
99	97	97	96
99	167	99	167
98	175	97	173
99	153	98	155
98	152	97	153
99	119	99	118
99	114	99	110
98	116	98	114
98	90	96	90
98	130	98	132
98	147	99	147
99	126	97	125
99	117	96	117
99	106	99	106
98	137	98	137
99	117	99	117
98	153	99	153
99	134	99	134
99	139	99	139

DATOS TOMADOS EN LA NOCHE REPOSO, TEMPERATURA = 24 GRADOS

REPOSO			
PROTOTIPO		DISPOSITIVO COMERCIAL	
SpO2[%]	HR[BPM]	SpO2[%]	HR[BPM]
98	56	99	60
99	75	99	75
99	83	99	82
99	73	99	72
99	72	96	72
99	79	99	78
99	90	98	89
99	71	99	71
99	59	97	60
99	87	99	88
92	82	99	83
100	66	99	66
98	70	98	70
98	86	99	83
99	85	99	84
99	59	99	58
99	93	99	90
99	88	99	88
99	69	99	70
99	66	99	67

DATOS TOMADOS EN LA NOCHE REPOSO, TEMPERATURA = 24 GRADOS

EJERCICIO			
PROTOTIPO		DISPOSITIVO COMERCIAL	
SpO2[%]	HR[BPM]	SpO2[%]	HR[BPM]
99	151	99	151
99	139	99	139
98	151	99	151
98	149	97	149
99	140	99	140
99	159	99	159
99	141	99	141
99	148	99	149
99	140	99	140
99	127	99	128
99	171	97	171
99	152	98	154
99	146	98	146
99	91	98	91
99	127	97	127
99	125	97	124
98	149	98	147
99	107	99	106
99	120	99	120
99	117	95	114

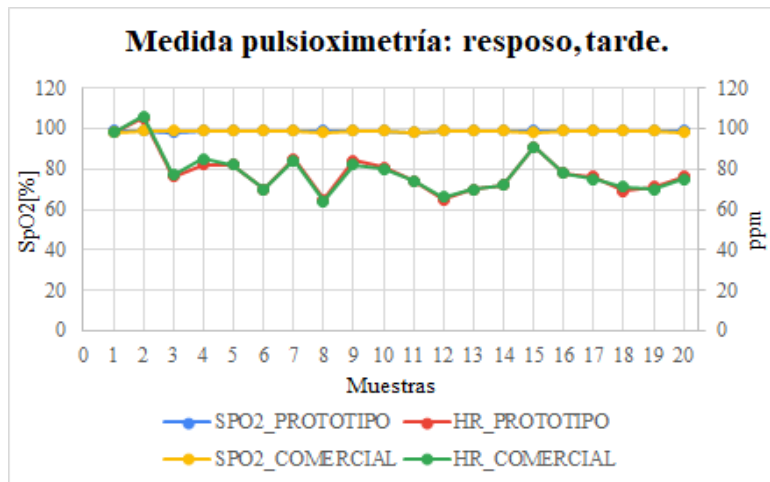


Figura 49. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos en reposo, tarde. Nota: medidas comparadas con dispositivo de pulsioximetría JZIKI, a una temperatura de 29 grados centígrados.

Fuente. Por los autores.

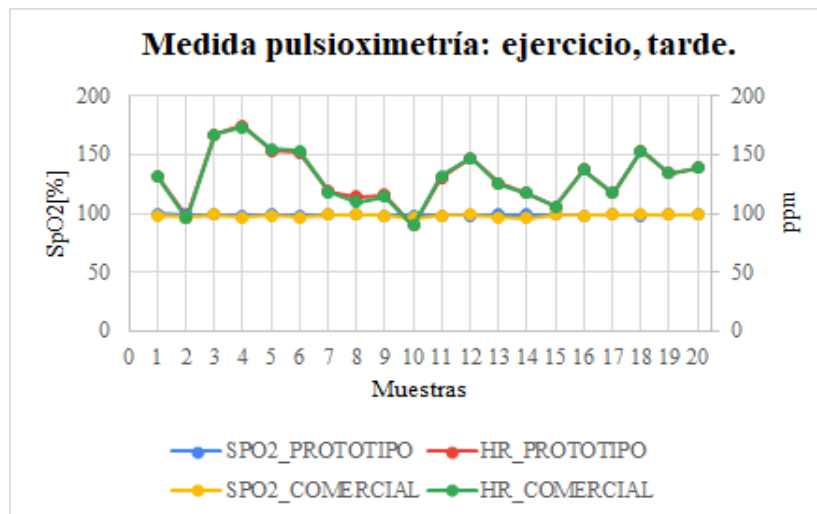


Figura 50. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos realizando ejercicio, tarde. Nota: medidas comparadas con dispositivo de pulsioximetría JZIKI, a una temperatura de 29 grados centígrados.

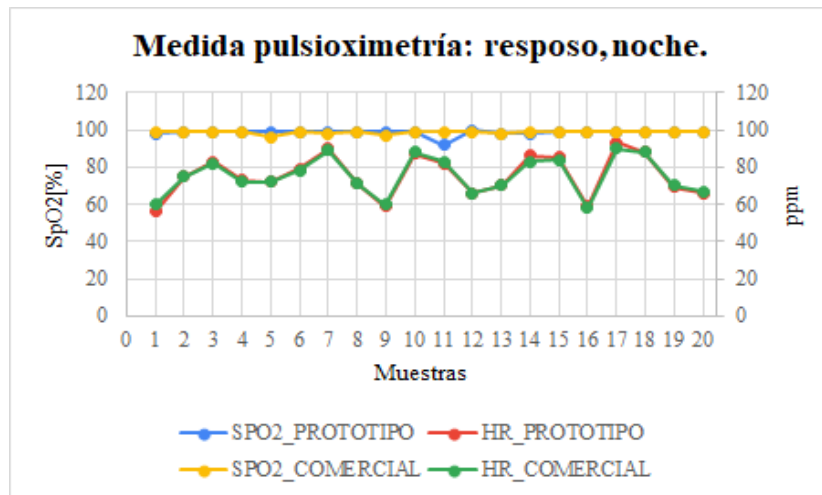


Figura 51. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos en reposo, noche. Nota: medidas comparadas con dispositivo de pulsioximetría JZIKI, a una temperatura de 24 grados centígrados.

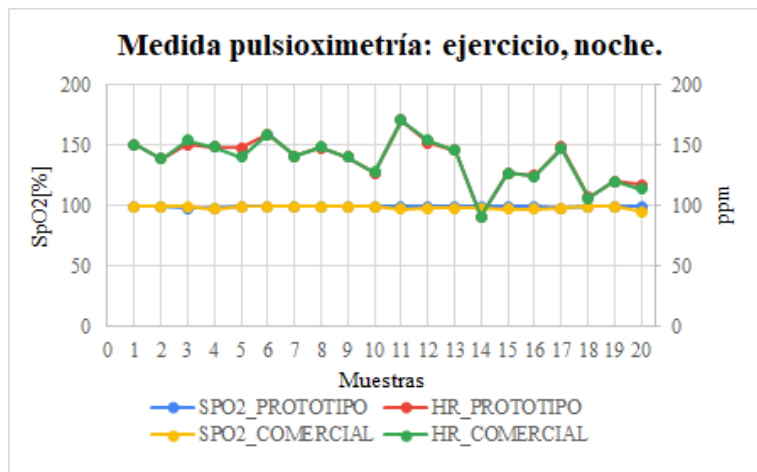


Figura 52. Comportamiento de medidas de SpO2 y HR para individuos realizando ejercicio, noche. Nota: datos comparados con dispositivo de pulsioximetría JZIKI, a una temperatura de 24 grados centígrados.