UNIVERSIDAD DEL AZUAY

FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

"Diseño e Implementación de una Aplicación Móvil Basada en Android para la Evaluación de Anemia Ferropénica en Personas de Acuerdo al Nivel de Hemoglobina"

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autor:

RUTH PAOLA CÓRDOVA CÁRDENAS

Director:

Mst. PAÚL ANDRÉS PATIÑO LEÓN

CUENCA, ECUADOR

2018

DEDICATORIA

Este trabajo quiero dedicarlo con gran afecto a toda mi familia y amigos, quienes fueron un soporte en este largo camino en el cual, me enfrente a logros, derrotas y estuvieron junto a mí en todo este tiempo que me tomo para culminar con mis estudios, sin su comprensión y apoyo constante no hubiera sido posible llegar a la finalización del mismo. Especialmente quiero agradecer a Dios y a mis padres, Pablo Córdova y Salvina Cárdenas, también a mi enamorado; porque gracias a ellos me he formado como la persona que soy ahora. Gracias.

Ruth Paola Córdova Cárdenas

AGRADECIMIENTO

Agradezco de la manera más grata a mi director tesis Mst. Andrés Patiño, quién siempre con sus sabios consejos supo guiarme con paciencia y con gran veracidad, para que llegue a la culminación de este proyecto, sin duda alguna, además de ser mi director de tesis, es un ser humano maravilloso quien merece mi respeto, cariño y admiración. A todos los profesores que durante este tiempo de estudio me supieron impartir sus valiosos conocimientos, los cuales contribuyeron a mi formación profesional y humana.

También deseo agradecer a mis amigos que estuvieron conmigo apoyándome en todo momento, que a pesar de tener errores estuvieron colaborándome de una manera incondicional para cumplir todas mis metas que me he propuesto, mi cariño para estas grandes personas.

Ruth Paola Córdova Cárdenas

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA ii

AGRADECIMIENTO iii

ÍNDICE DE CONTENIDOS iv

ÍNDICE DE FIGURAS vii

ÍNDICE DE TABLAS x

ÍNDICE DE ANEXOS xi

RESUMEN ..... **¡Error! Marcador no definido.**

ABSTRACT ..... **¡Error! Marcador no definido.**

INTRODUCCIÓN 1

CAPÍTULO 1: INVESTIGACIÓN Y ANÁLISIS DE SENSORES PARA LA EVALUACIÓN DE ANEMIA FERROPÉNICA 3

1.1. Introducción 3

1.2. Anemia ferropénica 4

1.3. Métodos para la detección de anemia ferropénica 5

1.3.1 Método Invasivo 5

1.3.2 Método No Invasivo 7

1.3.3 Comparación y elección del método a utilizar 11

1.3.4 Hemoglobina 12

1.4 Sensores para la detección de anemia ferropénica 12

1.5 Selección del microcontrolador 19

1.6 Conclusiones 20

CAPÍTULO 2: DISEÑO DE UN SISTEMA EMBEBIDO PARA EVALUAR LA PRESENCIA DE ANEMIA FERROPÉNICA 22

2.1 Introducción 22

2.2 Oximetría de pulso 23

2.2.1 Factores que alteran la exactitud de las mediciones 24

2.3 Niveles de hemoglobina 26

2.4 Base fisiológica – Modelo Sanguíneo 27

2.5 Algoritmo matemático para el cálculo del nivel de hemoglobina 29

2.5.1 Ley de Beer – Lambert 29

2.5.2 Espectro de absorción 30

2.5.3 Aplicación de la Ley de Beer – Lambert para el cálculo de la concentración de hemoglobina en sangre. 31

2.6 Estructura del sistema embebido 35

2.6.1 Funcionamiento del sensor MAX30100 36

2.6.2 Protocolo de comunicación I^2C – BUS 37

2.6.3 Arduino Mega 2560 40

2.7 Adquisición de datos del sensor MAX30100 41

2.8 Conclusiones 43

CAPÍTULO 3: DESARROLLO DE LA APLICACIÓN MÓVIL .....¡Error! Marcador no definido.

3.1 Introducción ..... **¡Error! Marcador no definido.**

3.2 Android Studio 46

3.3 Microcontrolador 47

3.4 Protocolo de comunicación 49

3.5 Esquema general de la aplicación móvil en Android 51

3.6 Conclusiones 58

CAPÍTULO 4: VALIDACIÓN DEL SISTEMA 60

4.1 Introducción 60

4.2 Base de datos 60
4.3 Página web 63
4.4 Sumario del sistema 64
4.4.1 Manejo 66
4.4.2 Seguridad 68
4.4.3 Recomendaciones 68
4.5 Pruebas y Resultados 69
4.5.1 Protocolo de pruebas 69
4.5.2 Calibración 69
4.5.3 Resultados 72
4.6 Análisis de resultados 74
4.7 Comparación de costes 78
4.8 Conclusiones 79
CONCLUSIONES 82
RECOMENDACIONES 84
REFERENCIAS 85
ANEXOS 89

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Representación de la hemoglobina en los glóbulos rojos 4
Figura 1.2: Descripción del método invasivo 5
Figura 1.3: Descripción del método no invasivo 8
Figura 1.4: Comparación entre el método invasivo y no invasivo 11
Figura 1.5: Sensor de dedo con bisagra 13
Figura 1.6: Sensor de goma y oreja para oximetría de pulso 14
Figura 1.7: Sensor MAX30100 15
Figura 1.8: Sensor NJL5501R 16
Figura 1.9: Sensor SFH7050 17
Figura 2.1: Comportamiento del haz de luz de acuerdo a cada LED sobre un dedo. 24
Figura 2.2: Punto de medición del sistema circulatorio. 28
Figura 2.3: Espectro de absorción del agua y hemoglobina. 31
Figura 2.4: Ley de Beer – Lambert aplicada a la oximetría de pulso. 32
Figura 2.5: Representación esquemática para obtención de la concentración de hemoglobina 35
Figura 2.6: Diagrama del sistema embebido 36
Figura 2.7: Mecanismo de sincronización en el bus I^2C 38
Figura 2.8: Diagrama de flujo de la comunicación del sensor MAX30100 y Arduino Mega 2560 39
Figura 2.9: Arduino Mega 2560 40
Figura 2.10: Gráfica resultante de la luz LED roja e infrarroja 41
Figura 2.11: Gráfica del porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (SpO_2) 42
Figura 2.12: Gráfica de la concentración de hemoglobina de un paciente 43
Figura 3.1: Android Studio 47
Figura 3.2: ESP – WROOM – 32 48
Figura 3.3: Diagrama de flujo de la comunicación del ESP – WROOM – 32 y el Arduino Mega 2560 49
Figura 3.4: Diagrama de flujo del proceso de conexión a la red 50
Figura 3.5: Conexión establecida en la red MY-DOC 51

Figura 3.6: Captura de pantalla de la vista principal de la aplicación móvil MY-DOC 52
Figura 3.7: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Help” de la aplicación móvil MY-DOC 52
Figura 3.8: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Conectar” de la aplicación móvil MY-DOC, (Botón deshabilitado) 53
Figura 3.9: Captura de pantalla de la vista de la actividad Conectar de la aplicación móvil MY-DOC, (Botón habilitado)..... 54
Figura 3.10: Captura de pantalla de la vista de la actividad “LOGIN” de la aplicación móvil MY-DOC 55
Figura 3.11: Estructura comunicación Aplicación móvil y sensor MAX30100..... 55
Figura 3.12: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Resultado” de la aplicación móvil MY-DOC..... 56
Figura 3.13: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Resultado” de la aplicación móvil MY-DOC con los valores resultantes..... 57
Figura 3.14: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Datos Almacenados” de la aplicación móvil MY-DOC..... 58
Figura 4 1: Logo MySQL y Python 61
Figura 4.2: Idle de Python 2.7.14, algoritmo de inicialización para la base de datos 61
Figura 4.3: Idle de Python 2.7.14, algoritmo para insertar los datos en la tabla anemia 62
Figura 4 4: Tabla anemia que consta en la base de datos 62
Figura 4.5: Tabla anemia con sus respectivos campos 62
Figura 4.6: Idle de Python 2.7.14, algoritmo de inicialización para el template line_chart.html de la página web 63
Figura 4.7: Diagrama acerca de la visualización de los datos en la página web 64
Figura 4.8: Sistema de evaluación de Anemia ferropénica..... 65
Figura 4.9: PCB del circuito MY-DOC 66
Figura 4.10: Gráfica de rango de valores del error porcentual sin calibración del sensor MAX30100 71

Figura 4.11: Gráfica de rango de valores del error porcentual luego de la calibración del sensor MAX30100 72
Figura 4:12: Base de datos con la información adquirida mediante el sensor MAX30100 73
Figura 4.13: Gráfica del rango de error HB entre el sensor MAX30100 y los hemogramas 76
Figura 4.14: Gráfica del rango de error SpO_2 entre el sensor MAX30100 y el oxímetro de pulso digital 77
Figura 4.15: Gráfica de la página web creada para visualizar los resultados de cada test realizado por cada uno de los individuos 78

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1: Métodos invasivos para el diagnóstico de la anemia ferropénica..... 6
Tabla 1.2: Métodos no invasivos para el diagnóstico de la anemia ferropénica..... 8
Tabla 1.3: Cuadro comparativo de los sensores de oximetría de pulso 18
Tabla 1.4: Cuadro comparativo de los diferentes microcontroladores 19
Tabla 2.1: Cuadro de los valores normales de concentración de hemoglobina y Anemia ferropénica..... 26
Tabla 4.1: Valores de las mediciones antes y después de la calibración 70
Tabla 4.2: Error HB y porcentual antes y después de la calibración 70
Tabla 4.3: Valores obtenidos tano del sensor MAX30100 como de un oxímetro de pulso digital..... 74
Tabla 4.4: Errores de las mediciones de HB y SpO_2 75
Tabla 4.5: Comparación de costes 78

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1: Levantamiento de requerimientos 89
Anexo 2: Exámenes de laboratorio (Hemogramas) para la validación..... 91

Diseño e Implementación de una Aplicación Móvil Basada en Android para la Evaluación de Anemia Ferropénica en Personas de Acuerdo al Nivel de Hemoglobina

RESUMEN

Esta tesis tiene como objetivo ofrecer una herramienta que ayude a la evaluación de la Anemia ferropénica en personas. Se desarrolla una aplicación móvil que, en base al método de oximetría de pulso, podrá tener un seguimiento continuo y no invasivo del nivel de hemoglobina a través de un sensor externo que deberá ser colocado en una región del cuerpo del paciente. Se revisa la disminución del nivel de hemoglobina en relación a su valor normal para realizar una comparación y con ello evaluar la presencia de la Anemia ferropénica de acuerdo a la edad y sexo de la persona.

Palabras clave: Anemia ferropénica, aplicación móvil, nivel de hemoglobina.

Mst. Andrés Patiño
Director de Tesis

Ing. Daniel Iturralde Ph.D.
Coordinador de Escuela

Ruth Paola Córdova Cárdenas
Autor de Tesis

Design and Implementation of a Mobile Application Based on Android for the Evaluation of Iron Deficiency Anemia in People According to the Hemoglobin Level

ABSTRACT

This thesis aimed to offer a tool for the evaluation of iron deficiency anemia in people. A mobile application based on the pulse oximetry method was developed to have a continuous and non-invasive monitoring of the hemoglobin level through an external sensor placed in a region of the patient's body. This tool monitored the decrease in the level of hemoglobin in relation to its normal value to make a comparison and thereby assess the presence of iron deficiency anemia according to the age and sex of the person.

Keywords: Iron deficiency anemia, mobile application, hemoglobin level.

Mst. Andrés Patiño

Thesis Director

Ing. Daniel Iturralde Ph.D.

Faculty Coordinator

Ruth Paola Córdova Cárdenas

Author

UNIVERSIDAD DEL AZUAY
Dpto. Idiomas

Ing. Paúl Arpi

Traductor

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la OMS calcula que en el mundo existen cerca de 2000 millones de personas con anemia. En los niños se estima que este porcentaje es del 50% y se calcula que el 47% de preescolares padece anémica ferropénica (ausencia de hierro), es decir, uno de cada tres niños es anémico. Según datos estadísticos, el Ecuador está en tercer puesto en Latinoamérica con 39% de personas con anemia, de las cuales el 57% se encuentran en zonas urbano marginales, constituyendo un severo problema de salud pública.

Dicho esto, las personas que sospechan tener un déficit de hierro deben someterse a exámenes clínicos complejos que requieren muestras de sangre, pueden ser costosos o requerir de equipos de laboratorio especializados. A esto se suma el hecho de que la mayor población de personas con dicha enfermedad se encuentra en las zonas rurales y urbanos marginales, es decir, no poseen un centro médico cerca o el dinero suficiente para su movilización y exámenes.

Con el objetivo de resolver esta problemática, el presente trabajo abordará el diseño y desarrollo de una aplicación móvil no invasiva para simplificar este proceso. En primera instancia se realizará una investigación exhaustiva con el objetivo de elegir la tecnología más idónea que se adapte a las necesidades del paciente y se aplique al medio.

Una vez seleccionada la tecnología, es necesario realizar el desarrollo y programación de los distintos dispositivos a utilizar, así como la integración de los mismos a la aplicación móvil, de forma que se pueda evaluar la Anemia ferropénica de manera remota.

El sistema mencionado estará basado en el método de oximetría de pulso y usará un sensor que se coloca en una región del cuerpo de la persona para, en función de los valores de saturación de oxígeno y nivel de hemoglobina, poder evaluar si el paciente

padece o no está enfermedad. Este método simple, no invasivo y de fácil acceso, permite que personas sin conocimientos médicos puedan realizarse revisiones periódicas ante la sospecha de la presencia de esta enfermedad, para posteriormente confirmar el diagnóstico con exámenes conducidos por médicos profesionales.

La corroboración del sistema se realizará mediante la validación cruzada entre datos clínicos y datos obtenidos por el sistema desarrollado. Dichos datos se presentarán como parte de los Anexos.

CAPÍTULO 1: INVESTIGACIÓN Y ANÁLISIS DE SENSORES PARA LA EVALUACIÓN DE ANEMIA FERROPÉNICA

1.1. Introducción

La ausencia de hierro es la deficiencia nutricional más prevalente y la principal causa de anemia a escala mundial, de acuerdo a la OMS[1]. En el año 2011, la anemia afectó a 2000 millones de personas en el mundo, lo que equivale al 26,8% de la población mundial. (UNICEF, 2011)

Ecuador, en comparación con otros países de Latinoamérica, se encuentra en el tercer puesto de personas con Anemia[2] ferropénica (UNICEF, 2011), en donde los más afectados son los niños y adolescentes. En base a estos antecedentes se ha definido que es necesario indagar acerca de los métodos existentes para evaluar la anemia ferropénica, la cual es calificada como el trastorno hematológico prevalente y cuya causa principal es la falta de hierro en el cuerpo.

Para que los médicos especialistas puedan dar un resultado acertado y preciso acerca de la presencia de anemia por deficiencia de hierro, o ferropénica, se utilizan métodos invasivos tradicionales los cuales generan incomodidad y dolor debido a que requieren de varias muestras de sangre para su análisis. Esto conlleva a un gasto en el sector de la salud debido al uso de equipos de laboratorio especializados y exámenes de alto costo. Es importante mencionar que estos exámenes generalmente se encuentran disponibles sólo en áreas urbanas.

La anemia ferropénica es habitual en poblaciones con bajos recursos, y como resultado, está estrechamente ligada a carencias nutricionales. Es por ello que se pretende realizar una investigación en la cual se implemente un sensor que sea capaz

---

[1] OMS: Organización Mundial de la Salud

[2] Anemia: El diccionario terminológico de las ciencias médicas define "*Anemia como falta de sangre (Del griego an-, Privativo de; gr-, Haima, Sangre)"*

de medir el nivel de hemoglobina y así evaluar la anemia ferropénica en las personas de este segmento poblacional, evitando pruebas invasivas y, sobre todo, haciendo que está valoración sea accesible y permita alertar de esta enfermedad en etapas tempranas.

1.2. Anemia ferropénica

La Anemia por deficiencia de hierro, o ferropénica, no es una enfermedad sino que es un signo clínico que revela la presencia de una alteración subyacente que debe ser identificada. Se presenta cuando el cuerpo humano no contiene la suficiente cantidad de hierro en el organismo, cuyo mineral permite la producción de hemoglobina que es la proteína que transporta el oxígeno hacia los tejidos (Figura 1.1). En casos como el embarazo, etapas de crecimiento acelerado o alguna hemorragia interna, el cuerpo necesita producir más glóbulos rojos, por lo que requiere tener niveles altos de hierro, los cuales pueden ser adquiridos por una alimentación rica en este mineral o por vitaminas que contengan este suplemento. Este tipo de anemia es definida por el nivel de hemoglobina (Hb) o hematocrito (Hto), cuyo valor se relaciona con los límites de referencia establecidos por la Organización Mundial de la Salud de acuerdo a la edad y sexo de la persona. (Médicas, 2011)

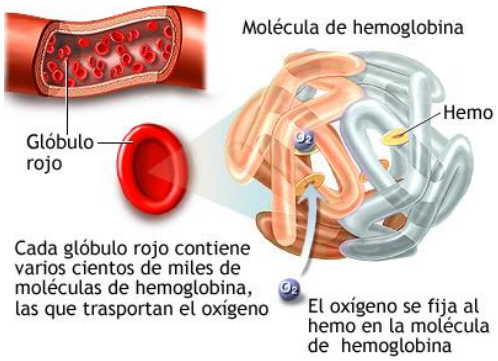


Figura 1.1: Representación de la hemoglobina en los glóbulos rojos

Fuente: (Hematology, 2017)

Los grupos que corren más riesgo son los niños pequeños, adolescentes, mujeres fértiles y personas que no absorben el suficiente hierro a partir de los alimentos que consumen. (Instituto Nacional del Córazon, 2011)

Los síntomas comunes de la anemia ferropénica incluyen cansancio, palpitaciones, uñas quebradizas, dificultad para comer, palidez, vértigo, dificultad para respirar, manos y pies fríos. Al momento en que se presentan estos síntomas se debe consultar con un especialista, el cual requiere de un examen y pruebas de laboratorio para su diagnóstico. Se debe tratar a tiempo la anemia ferropénica debido a que puede acarrear problemas de salud (corazón, crecimiento) y, en el caso de las mujeres embarazadas, puede dar origen a los partos prematuros y bebés de bajo peso al nacer.

1.3. Métodos para la detección de anemia ferropénica

Es oportuno integrar un grupo de estudios iniciales en los cuales se han empleado varias técnicas para la detección de anemia ferropénica, de acuerdo a los niveles de concentración de hemoglobina. Dependiendo de las características y los resultados de los métodos invasivos y no invasivos, se podrá establecer el método más oportuno y preciso de acuerdo a las necesidades de esta investigación.

1.3.1 Método Invasivo

En la Figura 1.2, se describen las características principales del método invasivo para el diagnóstico de la anemia ferropénica.

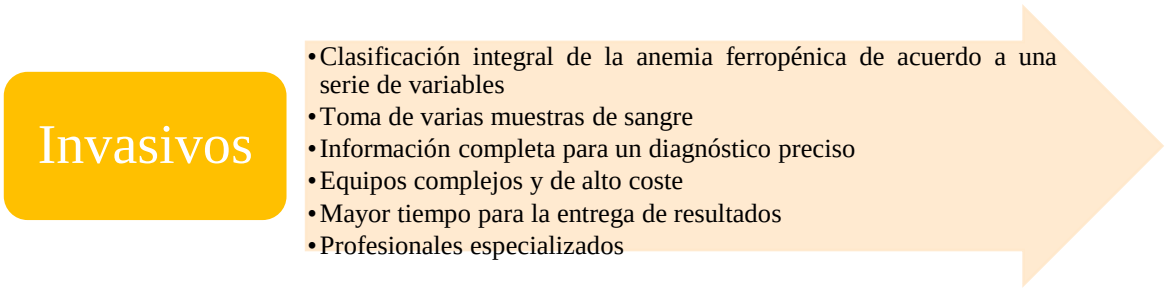


Figura 1.2: Descripción del método invasivo

Fuente: Autor

En la Tabla 1.1, se pueden observar las diferentes técnicas que se emplean para detectar la anemia ferropénica mediante el empleo de métodos invasivos.

Tabla 1.1: Métodos invasivos para el diagnóstico de la anemia ferropénica.

Técnica	Descripción	Precisión aproximada	Características
Examen clínico	Este tipo de examen consiste en una revisión completa por parte del médico especialista y análisis de cada uno de los efectos generales que se presentan. (EEUU, 2016)	75% (EEUU, 2016)	• Revisión del historial clínico del paciente. • Preguntas y observaciones de los signos o síntomas presentes. • Profesional especializado. • Frecuencia cardíaca y respiratoria. • Temperatura corporal.
Hemograma completo	Se deben realizar varias muestras de sangre para indagar acerca del tipo de anemia y la gravedad de la misma. El médico especialista realiza un examen llamado "Hemograma completo", para obtener la información de las diferentes partes de la sangre y sus compuestos. (EEUU, 2016)	99% (EEUU, 2016)	• Niveles de hemoglobina y hematocrito. • Profesional especializado. • Cantidad de glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas de la sangre según la edad y sexo. • VCM[3] promedio de los glóbulos rojos. • Electroforesis de hemoglobina. • Concentraciones de hierro en la sangre. • HCM[4] cantidad de Hb existente en cada hematíe. (Farreras, 2010) • CHCM[5] [Hb/Hcto]

[3] VCM: Volumen corpuscular medio – tamaño
[4] HCM: Valor medio del volumen de cada hematíe
[5] CHCM: Concentración de Hb corpuscular media

Diseño e implementación de un dispositivo para detectar la anemia ferropénica basada en la plataforma de Arduino	En esta investigación se desarrolló un dispositivo, el cual determina el volumen de los hematíes mediante una muestra de sangre colocada en un tubo de ensayo para separar en capas. La muestra, luego de pasar por un proceso de centrifugado, da como resultado la relación del porcentaje de volumen de las células de eritrocitos con el volumen total de la muestra de sangre. (Farooq, Baban, & Hasan Yaseen, 2016)	90% (Farooq, Baban, & Hasan Yaseen, 2016)	• Muestras de sangre • Nivel de hemoglobina • Valor del volumen de los hematíes (glóbulos rojos) • Proceso de centrifugación durante cinco minutos • Circuito electrónico capaz se mandar información a una placa de Arduino • Diecisiete emisores de luz roja • Volumen de eritrocitos y sangre • Evaluación de la diferencia de luz incidente y trasmitida.

Fuente: Autor

1.3.2 Método No Invasivo

En la Figura 1.3, se describen las características principales del método no invasivo para el diagnóstico de la anemia ferropénica.

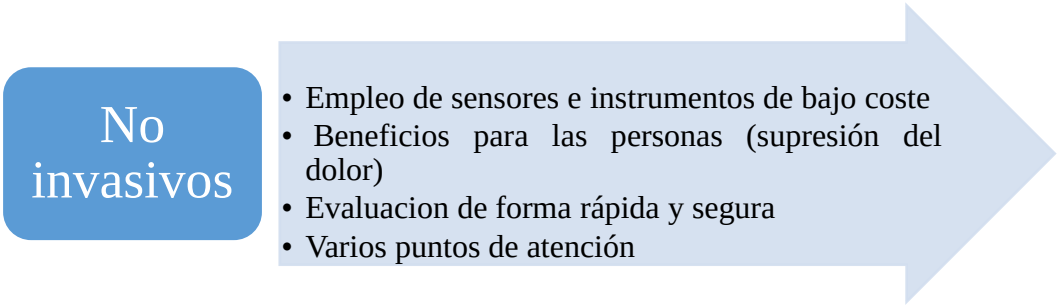


Figura 1.3: Descripción del método no invasivo

Fuente: Autor

En la Tabla 1.2, se pueden observar las diferentes técnicas que se emplean para detectar la anemia ferropénica mediante el empleo de métodos no invasivos.

Tabla 1.2: Métodos no invasivos para el diagnóstico de la anemia ferropénica.

Técnicas	Descripción	Precisión aproximada	Características
Aplicación móvil para detectar la anemia "HemaApp"	Investigadores de la Universidad de Washington han creado "HemaApp", que es una aplicación para smartphones en la cual se obtiene la concentración de hemoglobina en la sangre. Es un sistema que cuenta con una fuente de luz adicional la cual es colocada alrededor de la cámara del smartphone para así grabar imágenes de video con el flash activado. Luego se procede a realizar un estudio cromático, y	69% (Washington, 2017)	• Tonalidad del fluido de acuerdo a la cantidad de hemoglobina. • Capacidad para LED multicolor. • Empleo de smartphone de gama alta en especial la cámara que posea. • Ubicación correcta de los diferentes tipos de fuentes de iluminación alrededor de la cámara del móvil. • Se deben tomar dos videos durante 1

	con ello analizar los cambios de color de la sangre empleando la luz brillante que pasa a través del dedo para estimar el nivel de hemoglobina. (Washington, 2017)		minuto sin moverse de la posición inicial.
Análisis del flujo sanguíneo de la palma de la mano	Este sistema captura el video de la palma de la mano de un sujeto humano antes y después de que el flujo sanguíneo se restrinja a la palma y así estimar la hemoglobina en la sangre. (Santra, Prasad Mukherjee, & Chakrabarti, 2016)	75% (Santra, Prasad Mukherjee, & Chakrabarti, 2016)	• Estimación de la hemoglobina. • Su enfoque es basado en la visión por computador. • El video continúa hasta que el flujo sanguíneo se libere. • Captura de una imagen del video para comparar el color la piel antes y después de reanudar el flujo sanguíneo. • Instrumento para comprimir una vena, ejemplo banda elástica. (Santra, Prasad Mukherjee, & Chakrabarti, 2016)
Medidor de hemoglobina	Método basado en la oximetría de pulso para la detección de Anemia ferropénica en la sangre. El principio básico de este sistema es la captación de las diferentes cantidades de luz, generadas por un LED rojo y otro infrarrojo, al momento	89% (Subramanian, 2016)	• Nivel de hemoglobina • Microcontrolador más monitor

	en que se coloca el dedo del pie o de la mano en la sonda del sensor, la cual está conectada a un microcontrolador. La salida se mostrará en un monitor. (Subramanian, 2016)		
Dispositivo de prueba no invasiva de la hemoglobina (SpHb)	Científicos clínicos del Sistema de Salud de Veteranos en Long Beach realizaron un estudio en el cual, basado en la oximetría de pulso, se debía colocar un dedo de la mano sobre un sensor cubierto, para evitar la interferencia óptica, y con ello registrar el nivel de hemoglobina para luego proceder a una comparación mediante un analizador de hematología de laboratorio tomando muestras de sangre capilar luego de 15 minutos de la lectura con el SpHb. (Hee & Tracy, 2014)	92% (Hee & Tracy, 2014)	• Saturación de oxígeno de la hemoglobina arterial (SpO_2) • Temperatura en los dedos • Nivel de hemoglobina • Oximetría de pulso • Índice de perfusión • Sensor con escudo opaco.

Fuente: Autor

1.3.3 Comparación y elección del método a utilizar

De acuerdo al análisis realizado de los métodos invasivos (Tabla 1.1) y no invasivos (Tabla 1.2), se puede concluir que cada uno de ellos posee una precisión considerable en cuanto a resultados en el diagnóstico de la anemia ferropénica, pero la principal característica que presentan es la relación de este signo médico con el nivel de hemoglobina de acuerdo a la edad y sexo de la persona.

Los métodos invasivos, como se explica en la Figura 1.2, poseen ventajas en cuanto a un diagnóstico seguro, pero tienen varias desventajas como el uso de muestras de sangre para su diagnóstico y el tiempo requerido para su análisis. Esto trae consigo un proceso doloroso para el paciente, en especial los niños, quienes son los más propensos en sufrir este signo médico.

Con el fin de evaluar la anemia ferropénica de acuerdo al nivel de hemoglobina en sangre en intervalos frecuentes y que este proceso sea indoloro, de fácil acceso, con monitoreo continuo de datos en tiempo real y proporcionando una reacción clínica inmediata para el paciente, en el sistema a desarrollar se empleará un método no invasivo (Figura 1.4), en donde la técnica más utilizada se basa en el principio de la oximetría de pulso para encontrar la hemoglobina contenida en la sangre.

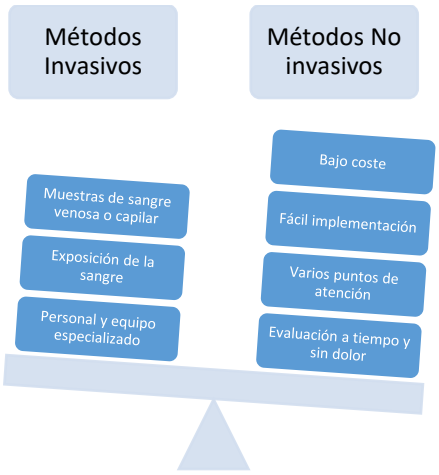


Figura 1.4: Comparación entre el método invasivo y no invasivo
Fuente: Autor

1.3.4 Hemoglobina

La hemoglobina es una proteína portadora de hierro contenida en los glóbulos rojos de la sangre cuya función principal es la de captar y liberar oxígeno hacia los tejidos del cuerpo humano.

Constituye un pigmento respiratorio, por lo tanto, su color rojo brillante se debe a que existe una buena cantidad de oxígeno contenido, mientras que se presenta en un color púrpura ante una variación de la cantidad de oxígeno. Al presentarse este suceso, se puede determinar que este componente absorbe la luz de manera diferencial a múltiples longitudes de onda. Debido a este principio, se podrá deducir el nivel de saturación de oxígeno en la sangre a partir de los contrastes de absorción de la luz a varias longitudes de onda y con ello obtener el valor de la hemoglobina en la persona. (Alarcó Pérez & Ledesma Carbayo, 2015)

De acuerdo al análisis realizado de los métodos invasivos (Tabla 1.1) y no invasivos (Tabla 1.2), se puede concluir que cada uno de ellos posee una buena precisión en cuanto a resultados en el diagnóstico de la anemia ferropénica. La mayoría de estos métodos coinciden con el nivel de hemoglobina que posee el paciente, dando así un diagnóstico acertado.

1.4 Sensores para la detección de anemia ferropénica

La selección del sensor dependerá mucho de la técnica a utilizar (Tabla 1.2) y de la precisión y manejo requeridos. Se hará uso de la oximetría de pulso para así relacionar el nivel de hemoglobina con la anemia ferropénica.

El sensor de oximetría de pulso tradicional se puede averiar fácilmente, además de que su precisión y exactitud dependen de su marca. Estudios realizados con diferentes modelos de oxímetros de pulso han demostrado un margen de error que va desde un +/-2% a un +/-10%. (Hematology, 2017)

La lectura correcta del oxímetro de pulso dependerá de una técnica apropiada, por ello se debe seleccionar con sumo cuidado el tipo y tamaño del sensor, así como su colocación adecuada. Los sensores de oximetría de pulso convencional están diseñados de manera que se tiene un sensor semejante a una pinza para tender ropa, el cual recubre el dedo, y su tecnología se basa en la transmisión de luz para calcular la saturación de oxígeno.

Los sensores de tipo bisagra son utilizados frecuentemente debido a su fácil acceso, pero tienen la desventaja de que son propensos a sufrir algún tipo de daño debido al material con el que están fabricados. "*Un lado del sensor envía luz a través del tejido, dentro del lecho vascular, y el otro lado la recibe".* (Hematology, 2017) También se debe alinear bien la hendidura del conector con la muesca correspondiente. Están fabricados de tal manera que pueden ser utilizados en adultos y niños tan solo colocándolos en el pulgar o en el primer dedo del pie respectivamente (Figura 1.5).

Figura 1.5: Sensor de dedo con bisagra
Fuente: (Hematology, 2017)

También existen los de tipo goma los cuales son útiles en ciertos casos debido a la robustez, protección contra descensos y flexibilidad. Por otro lado tenemos los sensores que se utilizan en el área de la oreja, los que son mucho más livianos y

ventajosos para el uso de niños o si el paciente está vasocontraído[6]. (Instituto Nacional del Córazon, 2011)

Figura 1.6: Sensor de goma y oreja para oximetría de pulso
Fuente: (Delgado, 2014)

Todos estos sensores están disponibles en el mercado, pero su costo es generalmente alto, e incluso algunos presentan un manejo muy delicado por lo que podrían sufrir algún tipo de ruptura. Además, como se pudo observar, la mayoría de sensores para oximetría de pulso hacen empleo de una sonda, la cual, contiene dos tipos de fuentes de luz que se transmiten a través del dedo. Esto puede llegar a generar incomodidad debido a que es necesario sujetar una parte que se proyecta del cuerpo humano, como es el dedo de la mano o pie y el lóbulo de la oreja. Al momento de colocar la sonda se genera una sensación de pinzamiento provocando presión y bloqueo de flujo sanguíneo.

Por lo expuesto previamente, la presente investigación buscará una opción en la cual se puedan reducir costos, sea de fácil implementación y pueda ser utilizada sin mayores complicaciones. Se ha optado por buscar e investigar algún tipo de sensor de oximetría de pulso por reflectancia que sea capaz de emitir una luz hacia abajo a

[6] Vasocontraído = afectación generalizada con estrechamiento localizado en las paredes de los vasos sanguíneos

través del tejido y del lecho capilar, y recoger la luz que se refleja hacia arriba, obteniendo los datos suficientes para calcular la saturación de oxígeno. Los sensores reflectantes emiten una luz roja e infrarroja por medio de un LED rojo y otro infrarrojo en varias longitudes de onda, y la detección de campos está definida por un fotodetector, el cual se encuentra concéntricamente alrededor del origen de la luz.

Todo esto en un dispositivo pequeño y delgado que facilita la medición reflectante sin sujeción y proporciona una solución a los problemas que se presentan con un sensor convencional, los cuales encarecen y complican una evaluación adecuada. Entre la variedad de sensores reflectantes lo más representativos son:

- **MAX30100 sensor de latido de corazón y oxímetro de pulso**

MAX30100 forma parte del sistema de monitorización de salud Wearables, cuyo fabricante ha unido diversas características en un solo componente en el cual se integra LED, fotodiodos, circuitería de corrección y amplificación, conversión digital de la señal adquirida y comunicaciones (Figura 1.7).

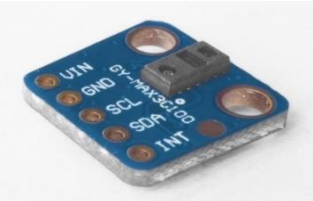


Figura 1.7: Sensor MAX30100
Fuente: (Yu & Harrison, 2017)

El funcionamiento de este sensor se basa en principio de oximetría de pulso, por lo cual dispone de un LED rojo y otro infrarrojo, los cuales iluminarán a diferente longitud de onda de manera alternada, a un ancho de pulso de acuerdo al tipo de luz en la zona expuesta (dedo). (Yu & Harrison, 2017)

Características:

- Fuente de alimentación de 1.8V y 3.3V

- Oximetría de pulso y sensor de frecuencia cardíaca
- Corriente de cada LED desde 0 a 50 mA
- Comunicación I^2C
- Salida de datos rápida con gran capacidad de tasa de muestreo
- Cancelación de luz ambiental integrada
- Sistema de resistencia al artefacto de movimiento robusto
- Sensor de temperatura
- Dispositivo electrónico no emisor de radiación (FDA[7])

NJL5501R sensor de oximetría de pulso

El sensor NJL5501R (Figura 1.8), está compuesto de un LED rojo e infrarrojo y un detector sensible de alta capacidad. Este sensor óptico es apto para la oximetría de pulso y monitor de frecuencia cardíaca. (Datasheet, 2013)

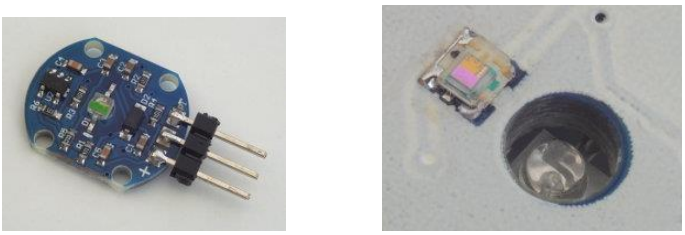


Figura 1.8: Sensor NJL5501R
Fuente: (Datasheet, 2013)

Características:

- Longitud de onda máxima 660 ± 3nm (Rojo) y 940 ± 10nm (IR)
- Corriente de salida 1.0mA a 4.3mA (Rojo) y 145µA a 580 µA (IR)
- Libre de halógenos

[7] FDA = Food and Drug Administration / Administración de alimentos, farmacéuticos y dispositivos médicos destinados al uso en el diagnóstico, tratamiento o prevención de enfermedades con intención de afectar cualquier función del cuerpo de los seres vivos u otros animales.

- **SFH7050 sensor de oximetría de pulso y frecuencia cardíaca**

El SFH7050 (Figura 1.9), es una placa complementaria mikroBUS cuya funcionalidad está definida por dos compuestos: un pulsioxímetro SFH7050 de OSRAM en conjunto con una maximización análoga frontal TI AFE4404 para la biodetección y un módulo de monitorización de la frecuencia cardíaca. (MikroElektronika, 2016)

Este sensor hace uso de tres LED los cuales emiten una luz roja, verde e infrarroja a la punta del dedo, además posee un fotodetector con el cual es posible detectar la absorción de luz por la sangre capilar. Para obtener la frecuencia cardíaca se deben realizar variaciones en las lecturas a lo largo del tiempo. Una vez obtenidas las muestras por el sensor, el sistema análogo frontal TI AFE4404 que posee se comunica al microcontrolador sobre una comunicación I^2C. Sus características permiten la configuración y adaptación para diferentes escenarios de uso (tonos de piel e iluminación). (MIKROE-2036, 2016)

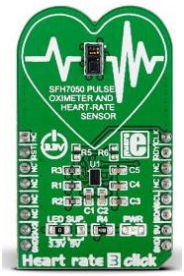


Figura 1.9: Sensor SFH7050
Fuente: (MikroElektronika, 2016)

Características:

- Comunicación I^2C
- Alimentación de 3.3 V o 5 V
- Módulo de frecuencia cardíaca OSRAM SFH7050
- Funcionalidad en los compiladores de la MikroElektronika

- Circuito de procesamiento óptico con señal separada
- Sistema análogo frontal TI AFE4440

Se realizará una comparación (Tabla 1.3) de los sensores mencionados con anterioridad para elegir al que mejor se adapte a esta investigación.

Tabla 1.3: Cuadro comparativo de los sensores de oximetría de pulso

	Sensor MAX30100	Sensor NJL5501R	Sensor SFH7050
Longitud de onda de emisión	Rojo (650 nm) IR (950 nm)	Rojo (660nm ± 3nm) IR (940nm ± 10nm)	Rojo (640nm ± 5nm) IR (940nm ± 5nm)
Interfaz digital	I^2C	I^2C	I^2C
Voltaje de funcionamiento	1.8V y 3.3V	3.3V y 5V	3.3V y 5V
Costo	$ 6	$ 12	$ 39
# Canales de entrada	1	1	1
Funcionalidad de compiladores	Plataforma de Sensores E-health Arduino	Plataforma de Sensores E-health Arduino	MikroElektronika
Sensor de temperatura	Si	No	Si
Luz ambiental	Sistema de cancelación de luz externa	No	Sistema análogo frontal TI AFE4440
Sistema de movimiento	Resistencia al movimiento robusto	No	No
Tasa de muestreo	Alta	Media	Media
Precisión aproximada	97%	89%	93%
FDA (Dispositivo emisor de radiación)	NO	NO	NO

Fuente: Autor

De acuerdo a la Tabla 1.3, el sensor MAX30100 de oxímetro de pulso es el más indicado para esta investigación debido a las características sobresalientes que posee en comparación de los otros sensores descritos.

1.5 Selección del microcontrolador

La selección del microcontrolador es de gran importancia ya que este será el encargado de procesar y almacenar los datos obtenidos por el sensor MAX30100.

Tabla 1.4: Cuadro comparativo de los diferentes microcontroladores

	Arduino UNO R3	**Arduino Mega 2560**	**ESP – WROOM – 32 Wi-Fi**
Microcontrolador	ATmega328	ATmega2560	Procesador ESP32 (Wi-Fi y Bluetooth de modo dual)
Voltaje de entrada	7V – 12V	7V – 12V	2.2V – 3.3V
Pines digitales I/O	14 (6 salidas PWM)	54 (14 salidas PWM)	32 GPIO
Entradas análogas	6	16	32 GPIO
Memoria de programa (Flash)	32KB	256KB	16MB
Memoria auxiliar (EEPROM)	1KB	4KB	1KB

Memoria de datos (SRAM)	2KB	8KB	52KB
Velocidad de reloj	16MHz	16MHz	80MHz a 240MHz
Comunicaciones	I^2C, UART	I^2C, SPI, UART	I^2C, SPI,SD,UART
Funcionalidad de compiladores	Plataforma Arduino	Plataforma de Sensores E-health Arduino	Plataforma Arduino

Fuente: Autor

En la Tabla 1.4, se describen diferentes tipos de microcontroladores pero de acuerdo a las necesidades de la investigación el Arduino Mega 2560, es el más indicado debido a su manejo de la plataforma de sensores E-health Arduino y su credibilidad de los datos debido a la gran capacidad de procesamiento que posee.

1.6 Conclusiones

- La anemia ferropénica se presenta cuando existen niveles bajos de hierro en la persona, dando lugar a una disminución de la concentración de hemoglobina, lo que provoca que el oxígeno no se transporte hacia los diferentes tejidos del cuerpo y ocasiona los diversos síntomas de esta enfermedad.
- De entre los dos métodos utilizados para evaluar la anemia ferropénica (Tabla 1.1 y 1.2), los no invasivos (Tabla 1.2) poseen mayores ventajas debido a las técnicas que utilizan, las cuales hacen un análisis de acuerdo al nivel de hemoglobina presente en la persona mediante un sensor de oximetría de pulso.
- Los sensores de oximetría de pulso utilizan la técnica de espectrofotometría basada en la oxihemoglobina y desoxihemoglobina de acuerdo a la absorción

y transmisión de determinadas longitudes de onda del espectro luminoso para la luz roja e infrarroja.

- La hemoglobina es un pigmento respiratorio que da coloración a la sangre, por lo que su color rojo brillante se debe a que existe una buena cantidad de oxígeno contenido, mientras que la presencia de un color púrpura indica una variación en función de la cantidad de oxígeno contenido. Basado en este principio se puede determinar el nivel de hemoglobina con los sensores de oximetría de pulso.
- Dentro de los sensores de oximetría de pulso que se pueden hallar en el mercado, los más comunes hacen uso de una sonda, la cual tiene un alto costo, genera una sensación de opresión y su tiempo de vida es limitado debido al material con el que están construidos. En consecuencia, lo más conveniente y de fácil acceso para el paciente es el uso de sensores reflectantes para realizar la oximetría de pulso.

CAPÍTULO 2: DISEÑO DE UN SISTEMA EMBEBIDO PARA EVALUAR LA PRESENCIA DE ANEMIA FERROPÉNICA

2.1 Introducción

Para iniciar esta investigación es necesario entender el término "Oximetría de pulso", mismo que consiste de un método simple, continuo y no invasivo, el cual hace referencia a la estimación de la saturación de oxígeno de la hemoglobina arterial y frecuencia cardíaca. Si se mide con un oxímetro de pulso su valor resultante se denomina (SpO_2), el cual corresponde al porcentaje de saturación de oxígeno unido a la hemoglobina en la sangre arterial (SaO_2). Los primeros avances en el campo de la oximetría tuvieron lugar durante la primera Guerra Mundial cuando se pretendía medir la oxigenación de los pilotos. Posteriormente Milikan y Wood en el año de 1930 crearon el oxímetro de pabellón auricular de dos longitudes de onda para realizar la medición absoluta de oxígeno a través de la determinación fotoeléctrica en el lóbulo de la oreja. En el año de 1974 aparece el primer oxímetro de pulso, el cual fue desarrollado por el ingeniero Takuo Ayoagi de la Nihon Kohden y cuyo principio se basa en el cambio de color de la sangre durante las pulsaciones arteriales, para luego ser examinadas usando el radio de la absorción de luz roja e infrarroja. En 1977, se lanza al mercado el "Oximet" el cual trabaja con dos sensores de fibra óptica. Finalmente en 1981, en la Universidad de Stanford, los investigadores Biox y Nellcor agregan los sensores de luz y la señal pulsátil con la que se trabaja en la práctica clínica actual. (Médicas, 2011)

Hoy en día la oximetría de pulso se encuentra en desarrollo debido a su amplia implementación en sistemas de monitorización no invasiva, es de fácil acceso y es precisa al momento de realizar una lectura sobre las arterias y arteriolas del cuerpo. La oximetría de pulso saca provecho de las propiedades fisiológicas de las personas para determinar el porcentaje de oxigenación de la sangre luego de cumplir con el proceso de distribución de oxígeno en los tejidos y órganos del cuerpo. Si este

proceso se cumple a cabalidad se obtendrá una lectura del porcentaje de saturación de sangre arterial en un rango de 90% – 100%, sobre el nivel del mar.

Todo esto ha construido a popularizar este método en la atención de pacientes en los cuales se requiera un análisis y medición del nivel hemoglobina. El análisis se lo efectúa para distintas condiciones médicas, entre las cuales se tiene a la Anemia ferropénica, la cual relaciona el nivel de hemoglobina de acuerdo a los valores considerados normales de un paciente sano y uno con esta afección. (Alarcó Pérez & Ledesma Carbayo, 2015)

2.2 Oximetría de pulso

La oxímetro de pulso, o pulsioximetría, es la medición no invasiva y precisa de la cantidad de oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos. El principio con el que se maneja un oxímetro de pulso se basa en la emisión de luz a través del medio sanguíneo y el cambio de color de la sangre debido a las propiedades del grupo hemo de la molécula de hemoglobina.

De acuerdo a los aspectos correspondientes a la absorción de la luz, la oximetría de pulso se basa en la comunicación entre dos diodos emisores de luz LED (roja e infrarroja) y un detector de luz (foto – detector). Los LED envían un haz de luz sobre una zona periférica del cuerpo del paciente para que la sangre circulante en las arterias la absorba. Cada uno de los emisores transmite con diferentes longitudes de onda del espectro luminoso, debido a que la luz roja varía en el rango de 640nm a 850nm y la luz infrarroja 910nm a 1400nm. El foto – detector capta la luz transmitida a medida que la sangre pulsa a través de los tejidos, dando como resultado una medición del estado de oxigenación de acuerdo a las propiedades diferenciales de absorción de la luz (Figura 2.1) de la hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina (HbO_2) y hemoglobina no oxigenada (Hb). (Garrido Chamarro, González Lorenzo, & García Vercher, 2008)

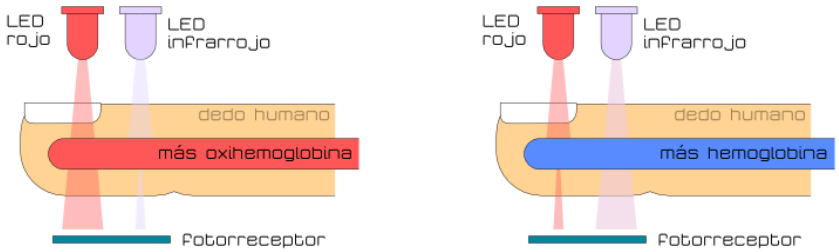


Figura 2.1: Comportamiento del haz de luz de acuerdo a cada LED sobre un dedo.

Fuente: (Strogonovs, 2017)

Por lo tanto, al momento en que la molécula de hemoglobina libera oxígeno, su color rosado desaparece, dando lugar a un tono más azulado que provoca que el paso de la luz roja sea menor (Figura 2.1). De acuerdo a esto se puede determinar la saturación de oxígeno midiendo espectrofotométricamente el grado de la luz roja e infrarroja absorbida por la sangre, en un tiempo dado.

El oxímetro de pulso calcula la transmisión de la luz roja e infrarroja a través de un tejido translúcido con buen flujo sanguíneo; como es el caso del dedo de la mano, un dedo del pie o el lóbulo de la oreja, para luego pasar por un microprocesador y así calcular el valor porcentual de la saturación de oxígeno SpO_2, cuya relación se da de acuerdo a las siguientes ecuaciones:

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (1)$$

$$SpO_2 = SaO_2 \text{ x } 100\% \quad (2)$$

Es importante tener en cuenta que existen factores que alteran la medición, por ello se debe tener mucho cuidado al momento de realizar la toma de muestras.

2.2.1 Factores que alteran la exactitud de las mediciones

- **Luz:** durante el proceso de medición con el individuo se debe tener en cuenta la luz brillante (blanca o roja) que se tenga en el lugar, debido a que esta

puede afectar la lectura del sensor. Se debe prevenir esta situación cubriendo al sensor con un material no transparente.

- **Movimiento:** si se genera un movimiento, temblor o "ruido" inesperado en el momento de la medición, la longitud de la óptica varía de tal manera que supera la señal real. La mayoría de casos en donde se presenta este factor ocurren con los niños muy pequeños o recién nacidos.

- **Volumen del pulso:** se pueden presentar casos en donde la presión sanguínea del sujeto de prueba ha descendido por gasto cardíaco o por una arritmia, provocando un pulso muy débil que el oxímetro no es capaz de detectar con certeza.

- **Vasoconstricción:** Si la persona se encuentra muy fría y con el flujo sanguíneo bajo en la periferia, es imposible obtener una señal correcta.

- **Intoxicación por Monóxido de carbono:** se debe realizar una medición del SpO_2 con personas que no hayan tenido algún tipo de lesión inhalatoria por humo de un incendio, debido a que afectaría su medición y la lectura de saturación daría un valor alto y falso. El monóxido de carbono unido a la hemoglobina forma un compuesto rojo brillante llamado carboxihemoglobina.

- **Esmalte de uñas y pigmentación de la piel:** el esmalte de uñas provoca una mayor absorción de luz a 660 nm o 940nm, lo cual interfiere con la capacidad de interpretación del SaO_2. Las personas de piel oscura potencialmente poseen un error de lectura de SpO_2.

2.3 Niveles de hemoglobina

Como se mencionó en el capítulo anterior, la hemoglobina es una heteroproteína contenida en los glóbulos rojos de la sangre y es la encargada de dar coloración y transportar el oxígeno desde los pulmones hacia los tejidos del cuerpo. (Legaz, 2000) Las personas con anemia ferropénica no tienen suficiente hemoglobina y presentan una disminución de glóbulos rojos en el cuerpo. Es necesario evaluar los niveles normales de hemoglobina para descartar la presencia de la anemia ferropénica, para lo cual se realiza una valoración con el sensor MAX30100 y, según los resultados obtenidos, se determinará la probabilidad de padecer o no de esta enfermedad.

En la Tabla 2.1, se especifican los valores de concentración de hemoglobina en [g/dl] para una persona sana y también los valores para considerar anemia ferropénica de acuerdo a estudios realizados en diversas poblaciones del mundo, los cuales están relacionados con la presencia de efectos adversos a la salud en una etapa de la vida y sexo determinado. (Agudelo , y otros, 2001)

Tabla 2.1: Cuadro de los valores normales de concentración de hemoglobina y Anemia ferropénica.

Población	Normal (g/dl)	Anemia ferropénica (g/dl)
Niños de 1 a 5 años de edad	11.0 – 14.0	10.0 – 10.9
Niños de 6 a 11 años de edad	11.5 – 15.5	11.0 – 11.4
Adolescente 12 – 14 años de edad	12 a más	11.0 – 11.9

Mujeres (no embarazadas) de 15 años a más	12 a más	11.0 – 11.9
Mujeres embarazadas	11 a más	10.0 – 10.9
Varones 15 años a más	13 a más	10.0 – 12.9

Fuente: (Organización Mundial de la Salud, 2015)

2.4 Base fisiológica – Modelo Sanguíneo

El sistema circulatorio humano es un sistema de transporte de rápida regulación, que consiste de un circuito cerrado en donde el principal componente es el corazón, el cual está formado por una mitad cardíaca izquierda y una derecha, y es el encargado de bombear la circulación por medio de los vasos sanguíneos conectados en paralelo y serie. La circulación sanguínea se genera por una contracción de la pared cardíaca muscular.

El circuito pulmonar consiste del lado cardíaco derecho. Absorbe la sangre desoxigenada del cuerpo y la transporta hacia los pulmones, donde se re-oxigena. El circuito corporal maneja el lado cardíaco izquierdo en donde la sangre oxigenada va desde el ventrículo izquierdo a la aorta y las arterias principales, para luego ir a las ramas secundarias, desde donde se dispersa hacia los tejidos y órganos del cuerpo. Finalmente, los capilares concluyen en las venas que transportan la sangre desoxigenada y así retoman el proceso de circuito pulmonar. (Timm, Mcgrath, Lewis, & Kraitl , 2009)

Considerando todo el proceso del sistema circulatorio humano, el sensor MAX30100, obtendrá un mejor resultado si el punto de medición está ubicado en el elemento terminal del tejido del dedo, como se puede observar en la Figura 2.2.

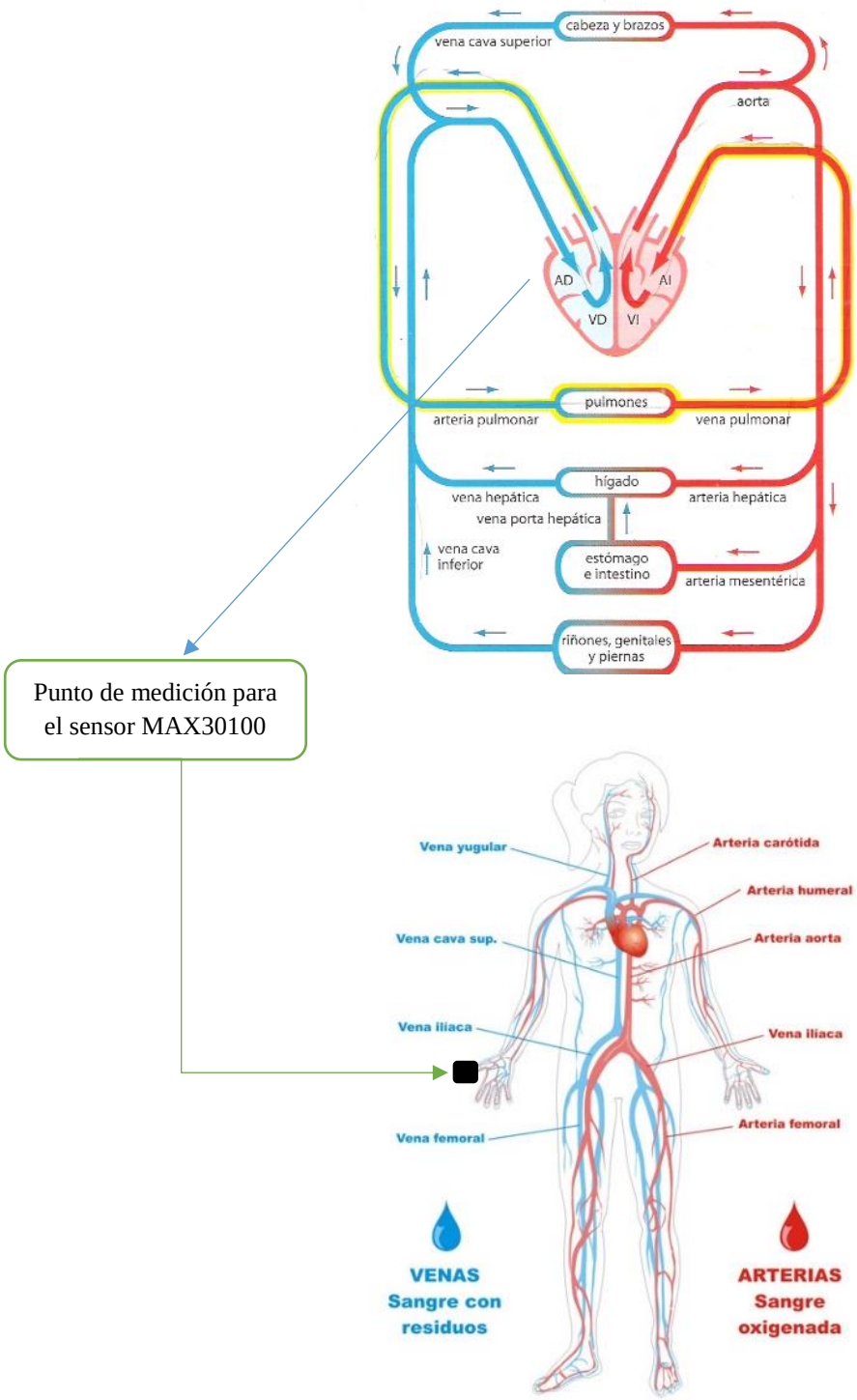


Figura 2.2: Punto de medición del sistema circulatorio.

Fuente: (Pacheco Mandujano, 2008)

2.5 Algoritmo matemático para el cálculo del nivel de hemoglobina

La investigación realizada emplea un algoritmo en donde se maneja el principio de oxímetro de pulso y además hace uso de la base fisiológica presentada anteriormente, para estimar las concentraciones de hemoglobina en las personas y con esto poder evaluar la presencia de Anemia Ferropénica. A continuación, se detallarán los principios matemáticos acerca de la absorción de la luz.

2.5.1 Ley de Beer – Lambert

"La Ley de Beer – Lambert es una relación empírica que relaciona a la intensidad de luz entrante en un medio uniforme con intensidad saliente, después de que en dicho medio se produzca absorción.". (Ledesma Carbayo, 2015)

Una luz monocromática de intensidad I_0 que incurre a través de un medio, supone que una parte de esta luz será trasmitida a través de él, mientras que la otra parte es absorbida. Esto da a lugar a una atenuación exponencial la cual dependerá de la distancia y la intensidad de luz que viaja a través del medio, como se puede observar en la Ecuación 3. (Timm, Lewis, McGrath, & Ewald, 2014)

$$I = I_0 e^{-\varepsilon\,(\lambda) c d} \tag{3}$$

Donde:

I_0: Luz incidente

I: Luz transmitida

$\varepsilon\,(\lambda)$: Coeficiente de extinción de la sustancia absorbente

c: Concentración de la sustancia absorbente

d: Longitud de la distancia óptica a lo largo del medio

A partir de este parámetro, la absorbancia no dispersada se define como el logaritmo natural negativo de la relación de I_0 e I, donde este proceso se expresa como:

$$A = -\ln\left[e^{-\varepsilon\,(\lambda) c d}\right] = \varepsilon(\lambda) c d \tag{4}$$

De acuerdo a la Ecuación 5, la Ley de Beer – Lambert puede establecer las concentraciones de n sustancias diferentes. La forma matemática de este sistema se fundamenta en la superposición de los procesos individuales correspondientes.

$$A_t = \sum_{i=1}^{n} \varepsilon_i(\lambda) c_i d_i \quad (5)$$

Por lo tanto, cuando se conoce la absorbancia de la luz y sus coeficientes de extinción, la Ley de Beer – Lambert puede establecer las concentraciones de n sustancias que forman un medio homogéneo.

2.5.2 Espectro de absorción

La sangre es un medio compuesto de n sustancias absorbentes con propiedades muy interesantes en el espectro del rojo e infrarrojo. Esto la convierte en una excelente región para desarrollar la oximetría de pulso de acuerdo a la diferencia de los coeficientes de absorción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada.

La variabilidad de los parámetros de HbO_2, Hb y H_2O[8] de la Figura 2.3, se encuentran en el rango de longitudes de onda comprendido entre los 800 nm y 1400 nm. En este intervalo se presenta una ventana de trabajo exhibida por los tejidos en donde el resto de componentes del cuerpo, como es el caso del agua, tiene coeficientes de absorción menores a los de la hemoglobina. (Subramanian, 2016)

En la Figura 2.3 se puede observar una pendiente que se forma en el intervalo de 810 nm y 1400nm, para los cuales se exhiben coeficientes de extinción diferentes en los valores próximos del espectro. Debido a este suceso es posible analizar las longitudes de onda que corresponden a la luz de los diodos LED una vez que son captadas por el fotodetector.

[8] H_2O: Compuesto químico del agua

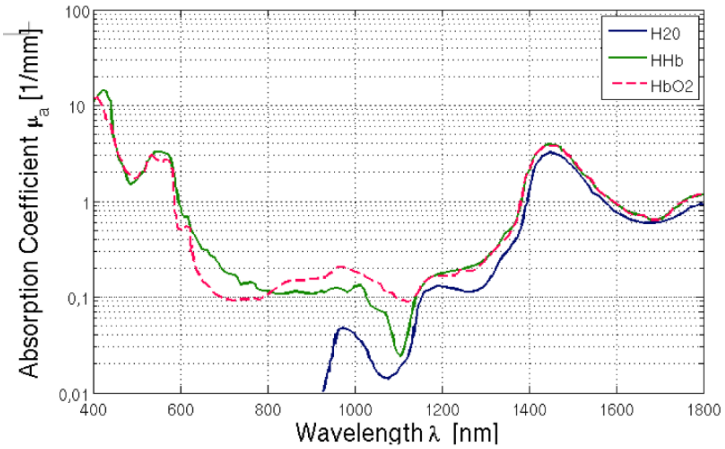


Figura 2.3: Espectro de absorción del agua y hemoglobina.
Fuente: (Ledesma Carbayo, 2015)

Se debe tener cuidado cuando la emisión de luz propia del LED, dé como resultado una pendiente muy pronunciada, lo cual llevará a ciertos errores de cálculo. De acuerdo a esto el espectro de absorción de la HbO_2 y Hb es relativamente plano en las longitudes de onda de 810 nm y 1300 nm respectivamente. Según la cantidad de luz absorbida durante un tiempo limitado y los valores de la intensidad emitida por los LED, es posible calcular el nivel de hemoglobina en la sangre y la saturación de oxígeno.

2.5.3 Aplicación de la Ley de Beer – Lambert para el cálculo de la concentración de hemoglobina en sangre.

Como se habló en puntos anteriores, la luz que viaja a través del dedo de la persona afronta una serie de medios absorbentes diferentes debido a las características de la coloración de la sangre arterial y venosa, además de la pigmentación de la piel y el hueso.

La Ley de Beer – Lambert aplicada en la oximetría de pulso para el cálculo de la concentración de hemoglobina en sangre se puede representar de acuerdo a la Figura 2.4.

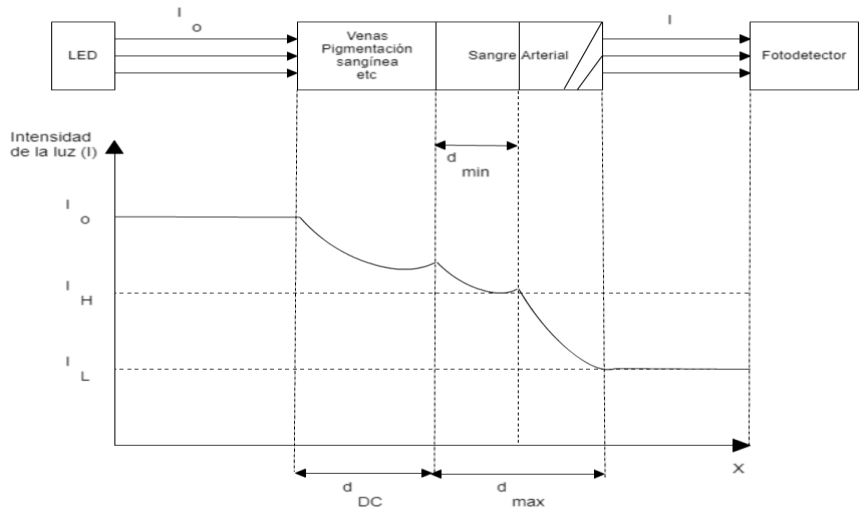


Figura 2.4: Ley de Beer – Lambert aplicada a la oximetría de pulso.
Fuente: (Ledesma Carbayo, 2015)

De acuerdo a la Figura 2.4, la cual relaciona la Ley de Beer – Lambert con la oximetría de pulso y el modelo sanguíneo de las personas, se puede plantear la Ecuación 6:

$$I_H = I_O \times e^{-\varepsilon_{DC}(\lambda)c_{CD}d_{DC}} \times e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{max}} \quad (6)$$

En donde:

I_H: Intensidad de la luz recibida durante la diástole[9]

DC: Indicador de los medios absorbentes atravesados a excepción de la sangre arterial no pulsátil

d_{max}: Longitud máxima de la distancia óptica

A partir de la Ecuación 6, se puede demostrar que la intensidad de luz en el receptor se expresa en base al trayecto óptico generado en ese instante. De acuerdo a la

[9] Diástole: Relajación de la musculatura al momento de la dilatación de las aurículas y los ventrículos, e ingreso de nuevo de la sangre a las aurículas.

diferencia de trayectos ópticos (Δd) y absorción de luz generados en la fase de sístole[10] y diástole, es posible definir una intensidad de luz recibida por el fotodiodo (I) durante el periodo de palpitación cardíaca.

$$I = I_H \times e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]\Delta d} \quad (7)$$

Donde:

$\varepsilon_{Hb}(\lambda)$: Coeficiente de extinción de la hemoglobina no oxigenada

$\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$: Coeficiente de extinción de la hemoglobina oxigenada

c_{Hb}: Concentración de la hemoglobina no oxigenada

c_{HbO_2}: Concentración de la de la hemoglobina oxigenada

La emisión de luz LED se produce a diferentes intensidades de luz de salida, por lo cual si se desea realizar una comparación entre las dos longitudes de onda es indispensable una normalización, la cual servirá como dato para definir que la longitud de la distancia óptica a lo largo del medio y la luz incidente ya es significativa. Esto es debido a que los LED tienen un cierto comportamiento no lineal y varían de manera abrupta la sensibilidad del fotodiodo. (Ledesma Carbayo, 2015)

Los cambios en la intensidad de la luz generan una forma de onda PPG[11], la cual, manifiesta un cambio de flujo de sangre proporcional a la cantidad de sangre que atraviesa los vasos sanguíneos y está compuesta por un componente AC[12] y un DC[13]. (Cheriyedath, 2017)

---

[10] Sístole: Contracción de las aurículas provocando el paso de la sangre por los ventrículos vacíos.
[11] PPG: Photoplethysmography / Fotopletismografía = aproximación del volumen de un cuerpo definiendo la cantidad de luz reflectante.
[12] AC: Corriente Alterna
[13] DC: Corriente Continua

Componente AC: Son los cambios volumétricos en la sangre arterial, (actividad cardíaca).

Componente DC: Indica las propiedades de las señales ópticas reflejadas o transmitidas desde los tejidos y detectadas por un fotodiodo, (sangre venosa).

La relación de absorbancias de la luz emitida (R) es la relación de las longitudes de ondas manipuladas (AC/DC) justo en el momento que las señales ópticas son transmitidas desde los tejidos y detectadas por un fotodiodo. (Schmitt, Guan-Xiong , & Miller, 2014)

Esto da como resultado la Ecuación 8:

$$R = \frac{A_{t,RED}}{A_{t,IR}} = \frac{\frac{I_{AC+DC,RED}}{I_{DC,RED}}}{\frac{I_{AC+DC,IR}}{I_{DC,IR}}} = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{RED}) + SaO_2[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{RED}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{RED})]}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + SaO_2[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]} \quad (8)$$

En donde:

I_{AC}: Intensidad de la componente AC para el LED rojo e infrarrojo

I_{DC}: Intensidad de la componente DC para el LED rojo e infrarrojo

En función de la oximetría de pulso, el cálculo de la concentración de hemoglobina se realiza de acuerdo a la intensidad de cada diodo LED ($I_{AC}\ y\ I_{DC}$), pero se debe tener en cuenta la masa molecular de la hemoglobina (64500 g/mol), para así poder definir al cociente Hb, (Ecuación 9).

$$Hb = \frac{\frac{I_{AC+DC,810nm}}{I_{DC,810nm}}}{\frac{I_{AC+DC,1300nm}}{I_{DC,1300nm}}} = \ln(10)\ \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{810nm})c_{Hb}}{\mu_{H_2O}(\lambda_{1300nm})64500\ g/mol} \quad (9)$$

Todo el cálculo para determinar el valor de Hb se lo representara mediante la Figura 2.5, con esto se podrá entender de mejor manera el proceso que realiza el sensor MAX30100 al momento que se toma la medida.

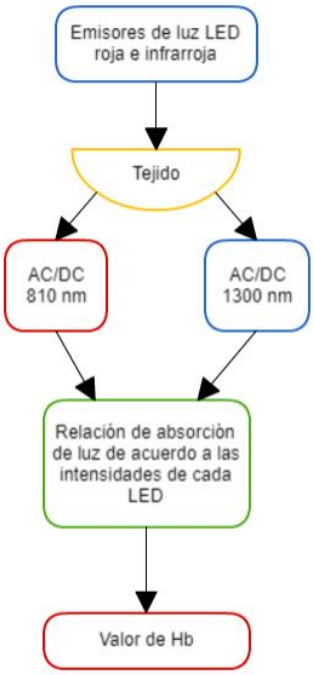


Figura 2.5: Representación esquemática para obtención de la concentración de hemoglobina
Fuente: (Doshi & Panditrao, 2013)

2.6 Estructura del sistema embebido

Para entender de mejor manera esta investigación se realizará un diagrama acerca de la estructura del sistema embebido dividido en dos etapas, (Figura 2.6). En este apartado se indagará acerca de la primera etapa, para más adelante analizar las características de la segunda.

En la primera etapa se adquieren los datos a través del sensor MAX30100 y para el acceso a los mismos, se implementará una plataforma de Arduino Mega 2560 en la cual se calibrará dicho sensor de acuerdo a la Tabla 2.1. Para realizar la comunicación entre el MAX30100 y el Arduino Mega 2560 se utiliza por defecto el protocolo I^2C Bus debido a que el envío de datos por parte del sensor MAX30100 utiliza este protocolo. Todo este análisis servirá para obtener el nivel de hemoglobina del paciente y con ello evaluar la presencia de anemia ferropénica.

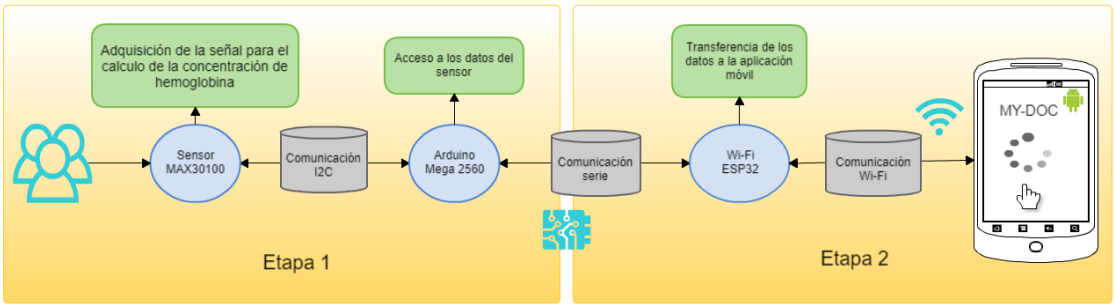


Figura 2.6: Diagrama del sistema embebido

Fuente: Autor

2.6.1 Funcionamiento del sensor MAX30100

El sensor MAX30100 posee un fotodiodo el cual sirve para detectar la luz reflejante del LED rojo y del infrarrojo. Cada uno de estos LED iluminan alternativamente durante un intervalo de tiempo (ancho de pulso) y el valor de su corriente se encuentra entre los 0 – 50 mA. Las intensidades de luz emitidas por los LED son captadas por el fotodiodo.

El sensor adquiere el valor de las señales y las corrige debido a que presentan una desviación, la cual es generada por:

- Iluminación ambiental
- Cambios en la temperatura
- Ruido eléctrico de baja frecuencia que va desde los 50 Hz a los 60 Hz

La señal corregida del sensor se convierte en un valor digital (ADC[14]) por modulación Sigma – Delta y se almacena en un buffer. Por medio del entorno de desarrollo de Arduino Mega 2560 se puede acceder a los datos del buffer mediante el

[14] ADC: Conversión analógica – digital

bus I^2C[15] con el que cuenta el sensor MAX30100. La precisión de los datos dependerá de:

- Ancho de pulso cuyo valor va entre los 200µs y 1600µs
- Resolución (16 bits)
- Velocidad de muestreo del fotodiodo (50 y 1000 muestras por segundo)

Su configuración se guarda en un conjunto de registros de 8 bits y maneja la memoria FIFO[16] (64 bytes) para guardar hasta 16 bits, para el canal del rojo e infrarrojo.

Una vez configurado el modo funcionamiento, se comienza la lectura de la intensidad de luz manifestada por los LED. Para ello primero se debe realizar una consulta del número de lecturas disponibles en este caso hasta que se llene la FIFO.

El sensor MAX30100 se maneja por medio de una interrupción, la cual se activa cuando el estado de la FIFO está por llenarse, por lo tanto, almacena los valores hasta el momento en que se produzca el aviso.

2.6.2 Protocolo de comunicación I^2C – BUS

I^2C bus es un protocolo de comunicación serial desarrollado por Phillips Semiconductor en la década de los 80's. Desde ese momento hasta la actualidad ha tomado e integrado lo mejor de los protocolos SPI[17] y UART[18], por lo cual trabaja de forma síncrona. (Gaymer, 2000)

El bus I^2C realiza una transmisión bidireccional de datos por medio de dos líneas:

---

[15] I^2C: Inter – Integrated Circuit / Circuito Interintegrado
[16] FIFO: First in, first out / Primero en entrar, primero en salir
[17] SPI: Serial Peripheral Interface
[18] UART: Universal Asynchronous Receiver – Transmitter / Transmisor – Receptor asíncrono universal

- SDA[19]: Sirve para enviar la información semidireccional entre el maestro y esclavo.
- SCL[20]: Envía la señal del reloj sincronizando todos los datos SDA durante las transferencias de datos.

Con el prototipo I^2C se pueden tener varios maestros controlando a uno o varios esclavos, por lo que el envío de la secuencia es de 8 bits. Esto significa que 7 bits sirven para direccionamiento considerando los más significativos (MBS) mientras que el octavo bit (LBS) muestra al esclavo si el maestro está escribiendo (enviar esclavo = 0) o leyendo de él (recibir del esclavo = 1). Esto lo hacen por la vía de comunicación SDA, la cual esta sincronizada con una señal de reloj por medio del SCL, en el que participan tanto el maestro como el esclavo (Figura 2.7). (Gaymer, 2000)

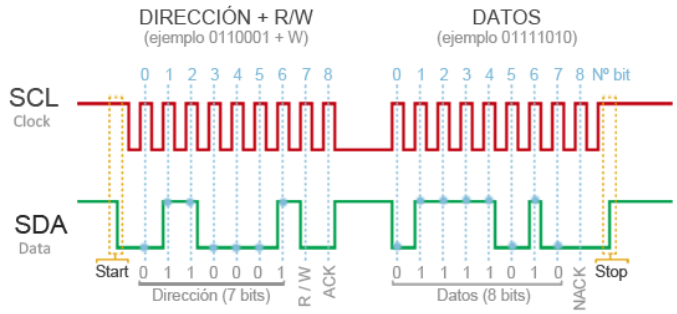


Figura 2.7: Mecanismo de sincronización en el bus I^2C
Fuente: (Moreno Fernández , 2006)

Los dispositivos esclavos deben esperar la transacción por parte del maestro, el cual inicia la comunicación remitiendo un patrón “start condition”.

Para saber con qué esclavo se desea comenzar la comunicación, el maestro debe enviar una trama de un byte y hacer una comparación de la dirección enviada.

[19] SDA: Serial Data / Línea de datos serie
[20] SCL: System Clock / Línea del reloj

Cuando se termina la comunicación, el maestro transmite un “stop condition” para dejar al bus libre. En la actualidad I^2C se maneja a una frecuencia de reloj tipo “fast speed” de 400 KHz y un “high speed” de 1.7 a 3.4 MHz, lo cual es admisible por el Arduino Mega 2560. La comunicación I^2C se utilizará para enviar los datos desde el sensor MAX30100 al Arduino Mega 2560. Se debe alimentar al sensor MAX30100 con 3.3 V y conectar las dos líneas de comunicación SCL, SDA para que los datos lleguen con éxito, además de implementar la interrupción necesaria al momento de capturar dichos datos. La Figura 2.8 muestra el diagrama de flujo de la comunicación entre el sensor MAX30100 y el Arduino Mega 2560.

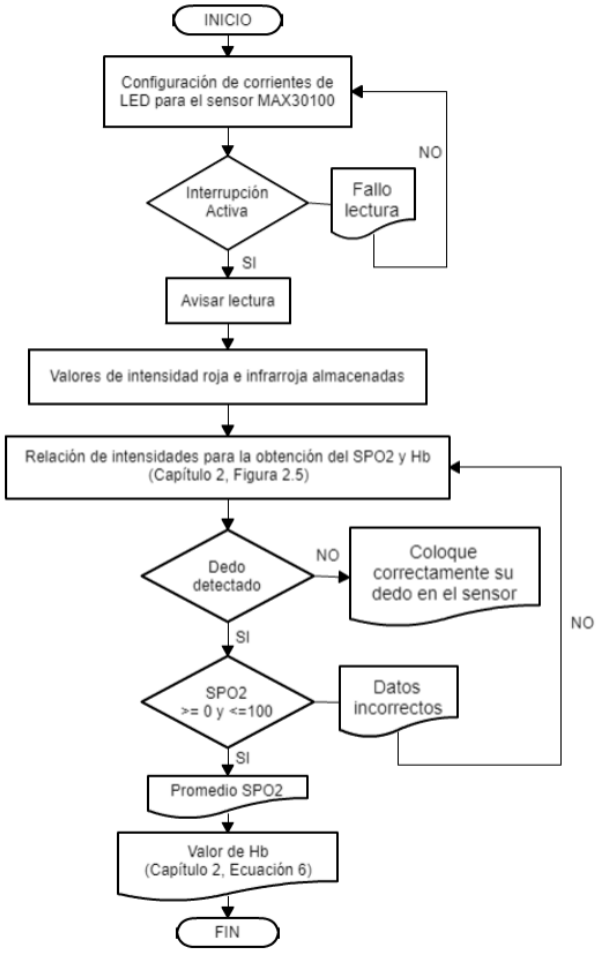


Figura 2.8: Diagrama de flujo de la comunicación del sensor MAX30100 y Arduino Mega 2560

Fuente: Autor

2.6.3 Arduino Mega 2560

Arduino Mega 2560 está construido con un microcontrolador modelo Atmega2560, con entradas y salidas analógicas y digitales. Esta tarjeta de desarrollo es open – source y se basa en el lenguaje Processing/Wiring. Posee soporte I^2C por hardware a través de algunos pines, además de poseer las librerías "Wire.h" en donde se encuentran las funciones necesarias para controlar el hardware integrado. (ARDUINO, 2017)

Características:

- 54 pines de entrada/salida digital (14 PWM y 16 análogas)
- 4 UART's (serial por hardware)
- 16 MHz de su oscilador de cristal
- Conexión USB
- Conector ICSP
- Botón de Reset
- Comunicación I^2C, SPI
- Microcontrolador ATmega 2560
- Voltaje de entrada de 7V – 12 V
- Memoria flash de 256k

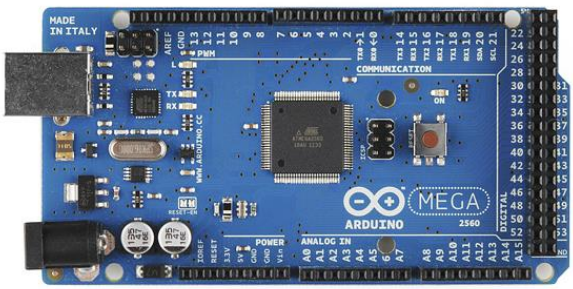


Figura 2.9: Arduino Mega 2560
Fuente: (ARDUINO, 2017)

2.7 Adquisición de datos del sensor MAX30100

El sensor MAX30100, al igual que otros oxímetros de pulso, viene calibrado de fábrica a partir de datos empíricos. Por ello, para obtener un mejor resultado, se deben realizar pruebas en un vasto grupo de personas. De la calibración del sensor MAX30100 (Ecuación 10) se especifica una ecuación lineal y se define la relación a niveles inferiores al 75% de saturación de oxígeno en sangre:

$$SpO_2\ (\%) = A - (B\ X\ R) \tag{10}$$

Siendo A y B constantes a las cuales se les confiere diferentes valores hasta lograr una calibración del sensor.

En la Figura 2.10, se pueden observar los valores entregados por el sensor MAX30100, los cuales corresponden a la luz roja (hemoglobina desoxigenada) e infrarroja (oxihemoglobina) reflejada sobre el dedo de una persona.

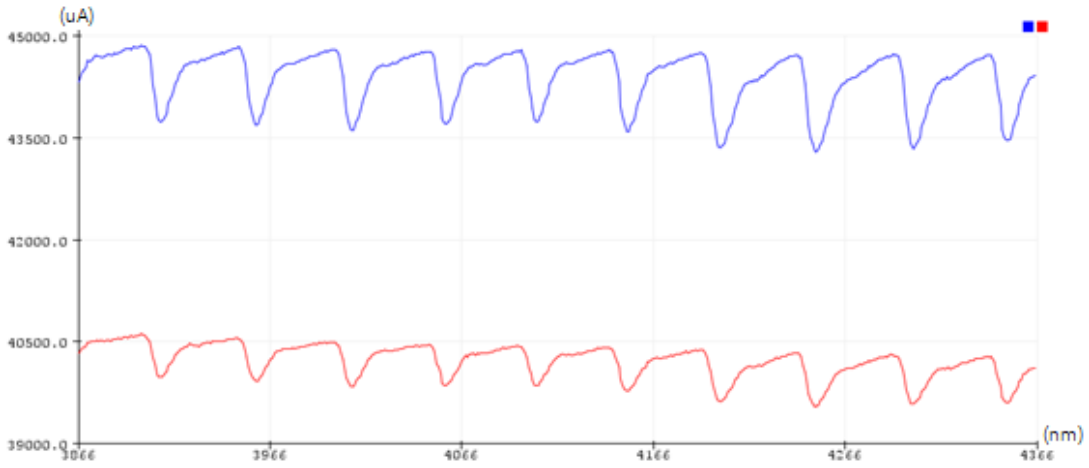


Figura 2.10: Gráfica resultante de la luz LED roja e infrarroja
Fuente: Autor

Teóricamente la oxihemoglobina es captada por la luz del LED infrarrojo, que tiene mayor longitud de onda (~1300 nm). Esto se debe principalmente a la coloración de la sangre (rojo brillante) y la relación implica que la hemoglobina realizó todo el

proceso de transporte de oxígeno hacia los tejidos y órganos del cuerpo. Por su lado la luz del LED rojo es absorbida por la hemoglobina desoxigenada entregando una menor longitud de onda (~810 nm). De acuerdo a la Figura 2.10, la escala del valor resultante de la corriente de cada LED va desde los 35000 µA del rojo hasta los 50000 µA para el infrarrojo. Se han realizado varias pruebas de este tipo y se ha llegado a obtener valores en los cuales la luz emitida por el LED rojo llega a saturar al fotodiodo (38500 µA).

Como se habló anteriormente, el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre es la relación de la oxihemoglobina con la hemoglobina desoxigenada, cuyo valor puede ser calculado de acuerdo a la Ecuación 2 y su gráfica resultante se puede observar en la Figura 2.11.

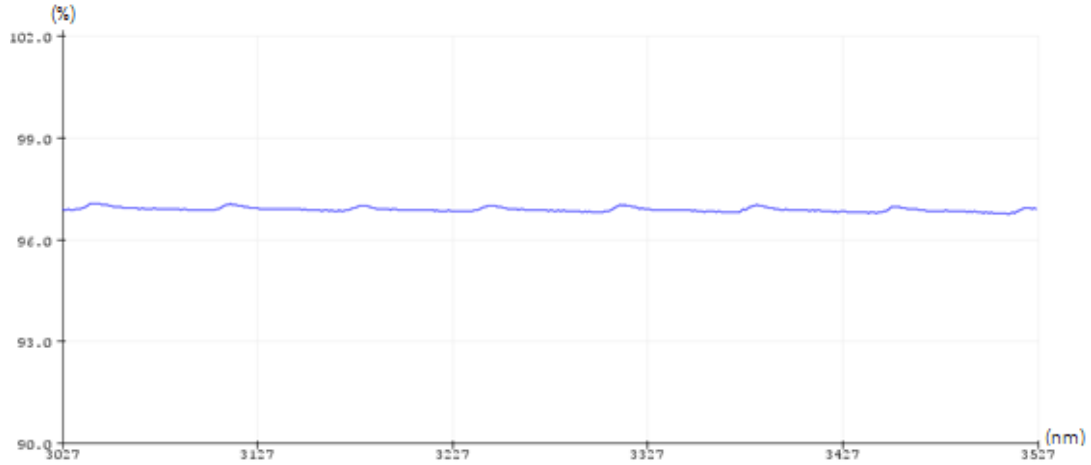


Figura 2.11: Gráfica del porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (SpO_2)
Fuente: Autor

Finalmente, lo que se buscaba al utilizar esta técnica era el poder obtener las métricas de hemoglobina de la persona (Ecuación 9) y relacionar los resultados con los valores de la Tabla 2.1, para obtener un valor acerca de la probabilidad de encontrarse con anemia ferropénica de acuerdo a la edad y sexo de la persona.

La Figura 2.12, entrega un valor de concentración de hemoglobina alrededor de los 14.7 g/dl, de una mujer no embarazada de 24 años. Esto en relación a la Tabla 2.1 significa que dicha paciente no posee anemia ferropénica pues se encuentra en el rango admisible de concentración de hemoglobina en su cuerpo. Este resultado fue validado con un examen de sangre llamado “Hemograma” (Anexo), en donde se obtuvo un valor de hemoglobina de 14.6 g/dl, lo que significa que existe un margen de error alrededor del 2%. Por lo tanto, la etapa 1 de la investigación obtiene valores bastantes precisos al momento de evaluar si se padece o no de anemia ferropénica.

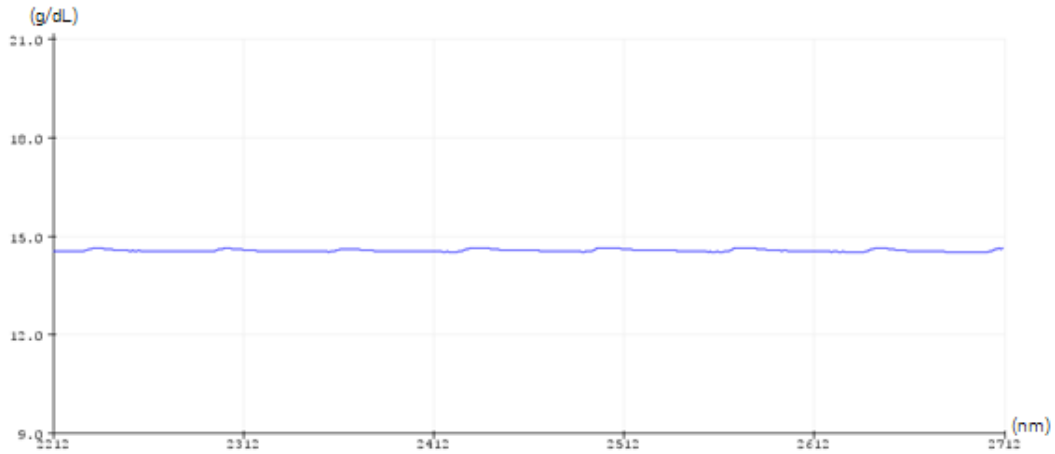


Figura 2.12: Gráfica de la concentración de hemoglobina de un paciente
Fuente: Autor

2.8 Conclusiones

- La oximetría de pulso es la medición no invasiva de la cantidad de oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos. El oxígeno se detecta a través de la comparación de la absorción de luz sobre el medio sanguíneo, en donde un fotodetector capta la luz transmitida a medida que la sangre pulsa a través de los tejidos, dando como resultado una medición del estado de oxigenación de acuerdo a las propiedades diferenciales de absorción de la luz de la hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina y hemoglobina no oxigenada.

- Muchos factores pueden alteran estas mediciones, los más importantes y solucionables son: el movimiento de la persona, luz brillante que infringe sobre el fotodetector y uso de esmalte de uñas. En base a esto se recomienda que, durante las mediciones, la persona no use ningún compuesto sobre sus uñas y permanezca quieta. Adicionalmente es necesario que el dispositivo cuente con un buen acople de los sensores para que la luz del ambiente no se vea reflejada en el fotodetector y altere las mediciones.
- Según la Ecuación 1, la Hemoglobina está estrechamente relacionada con la saturación de oxígeno en la sangre. Adicionalmente, la Ley de Beer – Lambert crea relación empírica entre la intensidad de luz entrante en un medio uniforme y la intensidad saliente después de que en dicho medio se produzca absorción. Estas dos relaciones ayudan a encontrar Hb (Hemoglobina) como se observa en la Ecuación 9.
- Es necesario comparar datos reales tomados de hemogramas con datos obtenidos por el sensor MAX30100 para asegurar la validez de las lecturas. En el presente estudio se ha relacionado el sensor MAX30100 con una ecuación lineal que satisface dicha calibración (Ecuación 10).
- La señal a 1300 nm es especialmente débil y requiere un mayor esfuerzo en el procesamiento de la señal, sin embargo, su calidad es suficiente para permitir el análisis de las señales y calcular la absorción en la sangre arterial. Las amplitudes de señal pequeñas pueden dar lugar a resultados inexactos. La Figura 2.1 muestra la señal a 1300 nm y 810 nm cuando la luz se transmite a través del dedo.
- Las mediciones realizadas por el sensor MAX30100 han detectado las variaciones en la absorción de la luz debido al pulso arterial en las longitudes de onda, tanto la roja como la infrarroja, mostrando así que el sistema es útil para la medición no invasiva de la concentración de la hemoglobina en la sangre.
- Los coeficientes de atenuación relativa R y H, se calcularon fuera de línea y los resultados muestran que el dispositivo sensor, recientemente desarrollado,

es capaz de medir adecuadamente la concentración de SpO_2 y nivel de hemoglobina.

- El dispositivo desarrollado es adecuado para el monitoreo en línea, continuo y no invasivo. La ventaja de esta técnica de medición es que resulta independiente de las muestras de sangre, lo que disminuye el riesgo de infecciones y permite reaccionar de inmediato a los datos obtenidos.

CAPÍTULO 3: DESARROLLO DE LA APLICACIÓN MÓVIL

3.1 Introducción

En el siguiente apartado se presenta el *software* empleado para el desarrollo de la aplicación móvil, la cual se podrá ejecutar en distintos dispositivos (Smartphone o tablets) con sistema operativo Android. La aplicación móvil tiene como objetivo el poder facilitar al usuario el acceso al servicio de evaluación de la anemia ferropénica que es objeto de esta investigación. También se empleará el *hardware* para enlazar la Etapa 1 con la Etapa 2 (Figura 2.6).

La aplicación móvil se realiza en Android ya que se trata de un sistema operativo de código abierto diseñado para dispositivos móviles, por lo que los desarrolladores y fabricantes no requieren de pago de licencias para utilizar sus API's[21], además, de que el precio de publicación en su tienda oficial es significativamente inferior al de otras plataformas. (Android Studio, 2017)

De los distintos sistemas operativos móviles en el mercado, Android es actualmente el más utilizado. Entre algunas de sus características están:

- Es una plataforma libre
- Buena gestión en cuanto a seguridad y privacidad
- Facilidad de instalación y amplia disponibilidad de aplicaciones gratuitas

3.2 Android Studio

Android Studio (Figura 3.1) es el IDE oficial para el desarrollo de aplicaciones Android. Proporciona herramientas que facilitan el desarrollo rápido de aplicaciones de alta calidad, en toda la clase de dispositivos con sistema operativo Android. (Android Studio, 2017)

[21] API's: Application Programming Interface / Interfaz de programación de aplicaciones

Las aplicaciones desarrolladas usan el lenguaje de programación JAVA. Adicionalmente el IDE, proporciona funcionalidades que apoyan la codificación eficiente, además de un sistema de compilación flexible e instantánea. Por estos motivos se utilizará este entorno de desarrollo para la interfaz del usuario, la misma que gestionará el acceso a todas las opciones establecidas para el sistema.

Figura 3.1: Android Studio
Fuente: (Android Studio, 2017)

3.3 Microcontrolador

Para la interconexión de los diferentes dispositivos inteligentes a la red se utilizará un microcontrolador, el cual posee circuitos integrados programables, lo que permite la ejecución de diversos códigos.

Para el sistema planteado se ha elegido el módulo ESP – WROOM – 32 (Figura 3.2), el cual contiene un microcontrolador potente que integra Wi-Fi y Bluetooth BLE, ideal para manejar el protocolo TCP/IP. A continuación citan algunas características importantes: (Systems, 2018)

- Corriente en reposo inferior a 5µA
- Interfaz para SD, SPI, I^2S, I^2C, UART, Ethernet
- Compatible con Arduino IDE, Lua y Micro Python
- Wi – Fi y Bluetooth BLE (Bluetooth Low Energy)
- 4 MB Flash
- Wi – Fi 801.11b/g/n/e/i
- +19.5 dBm de salida en la antena

- Dos núcleos de CPU Tensilica Xtensa LX6 32 con frecuencia de reloj ajustable desde 80 MHz a 240 MHz
- Maneja la plataforma de Arduino por puerto serie

Figura 3.2: ESP – WROOM – 32
Fuente: (Carpio, 2015)

Para esta investigación será necesario implementar la comunicación en serie y así poder enviar y recibir los datos entre el ESP – WROOM – 32 y el Arduino Mega 2560, a mayores distancias.

3.3.1 Comunicación en Serie

La comunicación en serie entre módulo el ESP – WROOM – 32 y el Arduino Mega 2560, opera de manera asíncrona, por lo que el envío y recepción de la información se lo realiza un bit a la vez, estableciendo la comunicación a priori entre el emisor y receptor. (Calle, 2010)

Se deben enlazar dos líneas de conexión que corresponden al pin de recepción (Rx) y al de transmisión (Tx). También se debe tener un nivel de tierra común entre los dos microcontroladores, para así implantar un mismo nivel de voltaje de referencia. La velocidad para el envío de los datos debe ser la misma, por lo que se trabajará en 9600 “baud rate”. Esta comunicación servirá para que los datos obtenidos por el sensor MAX30100 en el Arduino Mega 2560 se puedan transmitir al módulo ESP – WROOM – 32 el cual servirá para crear la Red “MY-DOC” y a su vez poder conectar a la aplicación móvil. A continuación, se tiene el diagrama de flujo de la

comunicación serie entre el ESP – WROOM – 32 y el Arduino Mega 2560 (Figura 3.3).

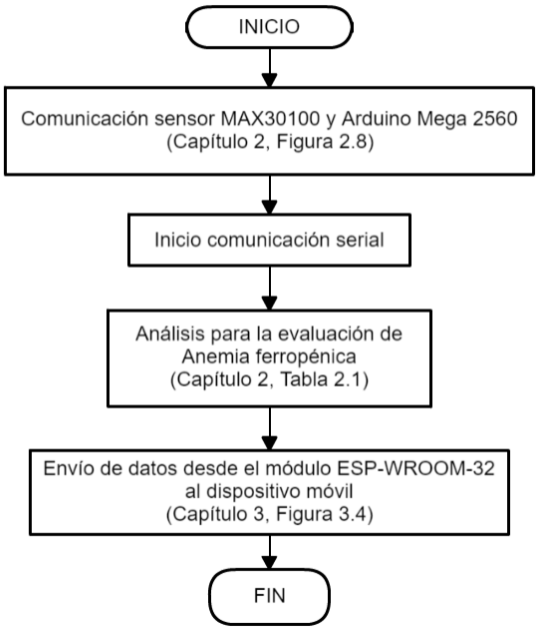


Figura 3.3: Diagrama de flujo de la comunicación del ESP – WROOM – 32 y el Arduino Mega 2560
Fuente: Autor

3.4 Protocolo de comunicación

La comunicación a través de la red se la realiza por medio del protocolo UDP[22] (Capa de Transporte del modelo TCP/IP), ya que permite el intercambio de datagramas en la red sin que se haya instaurado con anterioridad una conexión. Esto se debe a que un segmento UDP posee la información necesaria de direccionamiento en su cabecera de 8 bytes seguida de los datos, lo que permite la conexión inmediata del dispositivo a la red para iniciar el envío y recepción de mensajes. La principal característica de UDP es la transmisión de los datos con gran velocidad, lo cual

[22] UDP: User Datagram Protocol

resulta la mejor elección en comparación de TCP[23], debido a que este necesita crear una sesión antes de iniciar el envío de mensajes, lo que podría ocasionar una sobre saturación.

Se manejará la conexión directa desde la programación de Arduino Mega 2560. Desde este punto el usuario no puede realizar ninguna interacción en la programación de la configuración interna del módulo Wi-Fi ESP – WROOM – 32, es decir, no se podrá acceder a dicha configuración a menos que sea desmontado y grabado nuevamente. En la Figura 3.4 se tiene el proceso que se realiza para la conexión del dispositivo a la red “MY-DOC”.

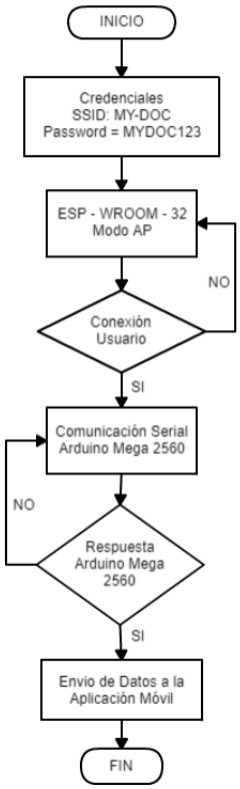


Figura 3.4: Diagrama de flujo del proceso de conexión a la red
Fuente: Autor

[23] TCP: Transmission Control Protocol

El módulo ESP – WROOM – 32 crea un punto de acceso, en este caso con el nombre “MY-DOC” y la clave “MYDOC123”; así el usuario se conecta de manera remota a este elemento. Si el usuario se encuentra conectado a otra red, la programación de la aplicación móvil tiene la información del nombre de la Red, clave de acceso, dirección IP y puerto en el cual se deben recibir los datos que se transmiten desde el módulo ESP – WROOM – 32. Si el dispositivo móvil tiene una conexión exitosa, el punto de acceso desaparecerá y el módulo ESP – WROOM – 32 se quedará conectado a la red “MY-DOC”. Cabe recalcar que la credencial antes ingresada para la conexión a la red queda grabada en el dispositivo móvil, por lo que el módulo ESP – WROOM – 32 se conecta automáticamente (Figura 3.5). En el caso que se desee cambiar la programación, el módulo tendrá que ser desmontado y grabado. Finalmente, el ESP – WROOM – 32 acepta la programación en Arduino en la cual se incluyen librerías WiFiUdp.

Figura 3.5: Conexión establecida en la red MY-DOC
Fuente: Autor

Una vez conectado, se abre la interfaz en la que el usuario tendrá la capacidad de ingresar sus datos y enviar la trama respectiva, la cual consta del sexo y edad de la persona.

3.5 Esquema general de la aplicación móvil en Android

Como se indicó anteriormente, para la programación de la aplicación móvil de nombre “MY-DOC” se ha diseñado un interfaz de fácil manejo para el usuario, implementada con el IDE Android Studio. Inicialmente el usuario se encontrará con la pantalla principal a la cual se le denominó “Home”, la misma que muestra el título

de la investigación junto con las opciones “Help” y “Login”, en donde cada una invoca a una actividad a ejecutarse por el usuario, como se muestra en la Figura 3.6.

Figura 3.6: Captura de pantalla de la vista principal de la aplicación móvil MY-DOC
Fuente: Autor

La actividad “Help” (Figura 3.7) fue diseñada para que el usuario pueda tener una guía de cómo se debe manejar la aplicación, de forma que al momento de realizar una medición podrá hacerlo de manera correcta.

Figura 3.7: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Help” de la aplicación móvil MY-DOC
Fuente: Autor

Al seleccionar la opción “Login”, se despliega la actividad “Conectar”. Esto se debe a que la aplicación móvil primero debe enlazar al módulo ESP – WROOM – 32 para así poder obtener los datos desde el Arduino Mega 2560, el cual tiene almacenado los valores obtenidos por medio del sensor MAX30100. El usuario primero debe hacer clic en el icono de Wi – Fi para que este automáticamente se conecte a la Red que crea el módulo ESP – WROOM – 32, la cual tiene por nombre “MY-DOC”.

Como se observa en la Figura 3.8, el botón de “CONTINUAR” se encuentra deshabilitado debido a que no se ha conectado a la Red MY-DOC, por lo que el usuario debe hacer click en el icono de Wi – Fi, para continuar a la siguiente actividad, caso contrario se mostrará un mensaje que indica que el sensor no está activado.

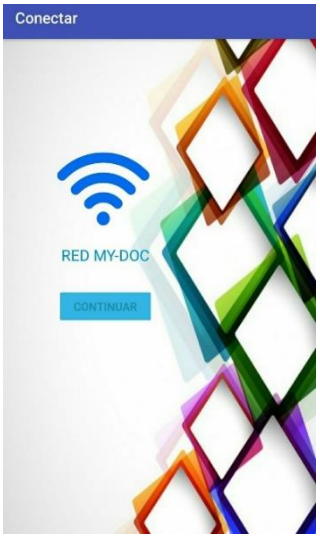


Figura 3.8: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Conectar” de la aplicación móvil MY-DOC, (Botón deshabilitado)
Fuente: Autor

La Figura 3.9 muestra al botón “CONTINUAR” habilitado, lo que significa que la aplicación está conectada a la Red “MY-DOC” y se puede proceder a la siguiente actividad. Si el usuario se encuentra en los siguientes casos:

- Wi – Fi del teléfono apagado
- Dispositivo móvil conectado a otra red Wi – Fi

Estos no serían relevantes ya que, para el primer caso, la programación de la aplicación móvil incluye un algoritmo capaz de activar el Wi – Fi del dispositivo móvil y conectarse de manera automática a la red creada. En el segundo caso la aplicación realiza un sondeo, de todas las redes disponibles y busca la red que coincida con el SSID.

Figura 3.9: Captura de pantalla de la vista de la actividad Conectar de la aplicación móvil MY-DOC, (Botón habilitado)
Fuente: Autor

Para iniciar el análisis es preciso que el usuario ingrese los datos requeridos por el proceso. Para ello se ha construido una interfaz de fácil manejo en la cual se deben registrar los campos de sexo, nombre, apellido y edad, como se muestra en la Figura 3.10.

Figura 3.10: Captura de pantalla de la vista de la actividad “LOGIN” de la aplicación móvil MY-DOC

Fuente: Autor

Todos los campos que se han colocado deben ser llenados por completo y de manera correcta, caso contrario aparecerá un mensaje en el cual se indica al usuario qué campo no tiene la información apropiada. En la Figura 3.11 se puede apreciar una estructura de cómo se realiza la conexión de la aplicación móvil con el sensor MAX30100.

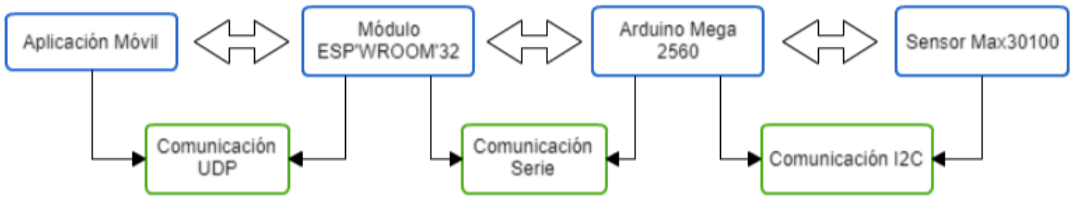


Figura 3.11: Estructura comunicación Aplicación móvil y sensor MAX30100

Fuente: Autor

Una vez llenados los campos se debe presionar el botón “Test”, para que el proceso pueda llevarse a cabo. Luego de unos minutos el sistema visualizará el resultado final. También se tiene el icono de Home, el cual servirá para poder regresar a la pantalla principal, si por algún motivo se desea ingresar a otra actividad antes de continuar a los resultados finales.

La actividad “Resultado” (Figura 3.12), está compuesta por los campos resultantes de las determinaciones:

SpO_2: Saturación de oxígeno en la sangre [%]

HB: Nivel de hemoglobina [g/dl]

Resultado: Evaluación de probabilidad de anemia ferropénica

- NO: Probabilidad baja de anemia ferropénica
- SI: Probabilidad alta de anemia ferropénica

Figura 3.12: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Resultado” de la aplicación móvil MY-DOC

Fuente: Autor

De acuerdo a la Figura 3.11, la estructura de comunicación que se lleva a cabo en el sistema debe seguir ese orden para que se devuelvan los datos correspondientes a cada uno de los campos antes mencionados como se puede observar en la Figura 3.13.

Figura 3.13: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Resultado” de la aplicación móvil MY-DOC con los valores resultantes
Fuente: Autor

Una vez obtenidos los resultados, se puede insertar esta información en una base de datos local y en otra localizada en un servidor web. En esta última se irá almacenando la información de los usuarios para mantener un control periódico tanto de la saturación de oxígeno como del nivel de hemoglobina.

Para que dichos datos se almacenen en la tabla correspondiente, se debe presionar el botón “INSERTAR DATOS”, luego de lo cual aparecerá un mensaje que indica que la información fue grabada en la base de datos. Si no se presiona este botón, los datos no serán guardados. Para que se pueda visualizar la tabla local con la información, se

debe presionar el botón con el icono de confirmación y así se activará una nueva actividad, en donde se visualizarán los datos almacenados (Figura 3.14).

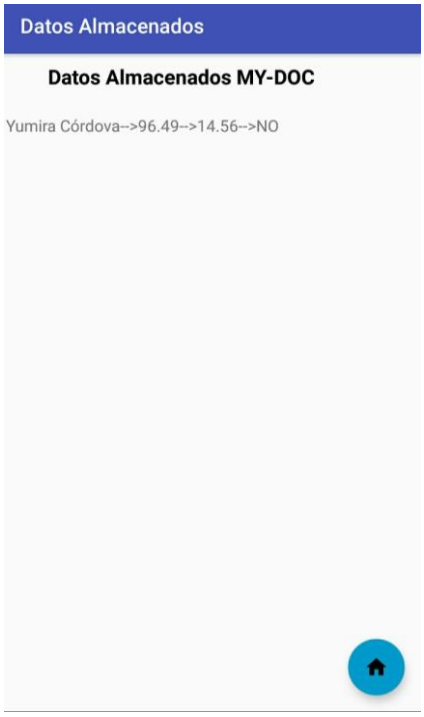


Figura 3.14: Captura de pantalla de la vista de la actividad “Datos Almacenados” de la aplicación móvil MY-DOC
Fuente: Autor

La Figura 3.14 muestra la actividad “Datos Almacenados”, la cual contiene la tabla local con la información registrada. En esta pantalla también podemos encontrar un icono de Home para que el usuario pueda regresar a la actividad principal una vez finalizado todo el proceso.

3.6 Conclusiones

- El *software* de desarrollo seleccionado, que consta principalmente de la aplicación Android Studio, demostró ser eficiente para la implementación de

la aplicación debido a que cuenta con una variedad de herramientas de apoyo a la codificación y pruebas.

- Para el desarrollo de una aplicación móvil se debe tener en cuenta las limitaciones y especificaciones técnicas de los diversos dispositivos que existen en el mercado, por ello es necesario definir un periodo de prueba en el que se utilizarán los emuladores propios de Android Studio a fin de verificar el funcionamiento de la aplicación en distintas configuraciones.
- La aplicación móvil brinda varios interfaces de interacción con el sistema de medición de la saturación de oxígeno y nivel de hemoglobina, que sirven de gran ayuda para que los usuarios tengan un control periódico con respecto a la presencia de anemia ferropénica.
- Es primordial que las actividades que posee la aplicación móvil cuenten con menús sencillos, de fácil manejo y sobre todo adaptables a los distintos dispositivos móviles.
- El *hardware* utilizado es relativamente económico, potente y de gran capacidad de procesamiento de datos, sin embargo, usando programación se ha entregado mayor robustez a todo el sistema, otorgando mayor confiabilidad a los datos entregados por el sensor MAX30100.

CAPÍTULO 4: VALIDACIÓN DEL SISTEMA

4.1 Introducción

Una vez que se ha desarrollado el algoritmo del sistema y se ha procedido con la implementación de la aplicación móvil, es necesario realizar la validación de los datos obtenidos a través de un test que indique el grado de fiabilidad de las mediciones. Para el efecto se evalúan a varios sujetos de prueba de diferentes edades, en donde deben existir casos de individuos con Anemia ferropénica, de forma que se puedan realizar los ajustes necesarios si se requieren.

Para realizar este test se hará uso de la validez concurrente, así se medirá el grado de exactitud de los resultados obtenidos por medio de la aplicación móvil en comparación con una prueba realizada previamente con otro tipo de método. En medida de lo posible se realizará la comparación de los niveles de hemoglobina en la persona y, de acuerdo a la Tabla 2.1, se evaluará la probabilidad de Anemia ferropénica.

4.2 Base de datos

Al finalizar la aplicación móvil se vió necesario implementar una base de datos en donde se guarde la información de cada persona que realice esta evaluación y, de ser necesario, esta persona podrá compartir estos datos con su médico de cabecera o algún especialista del tema. El sistema de gestión de base de datos escogido para este desarrollo es MySQL[24] (Figura 4.1), debido a que es una aplicación de código libre y se puede manejar por múltiples plataformas, además de poseer una librería capaz de enlazarse por medio de programación con Python dando a lugar un sistema de fácil interacción con la aplicación móvil.

[24] MySQL: Sistema de gestión de bases de datos relacional

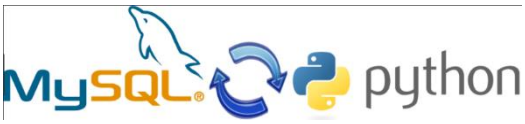


Figura 4 1: Logo MySQL y Python
Fuente: (Oracle, 2018)

La base de datos tendrá una estructura basada en una tabla, la cual contendrá toda la información que se envía desde la aplicación móvil, entre la que se incluye: nombre de usuario, SpO_2, niveles de hemoglobina y resultados. Es posible consultar estos datos según la fecha de realización del test.

Ya que no existe una conexión directa entre la aplicación basada en Android y la base de datos MySQL, se va a utilizar un conector que permita realizar cambios en la base de datos directamente desde la aplicación. Dicho conector está basado en Python, el cual a través de métodos GET y POST, recibe la información de la aplicación y la plasma en la base de datos conectándose de manera remota.

Como se habló con anterioridad MySQL ofrece varias librerías que se pueden utilizar en Python, por lo que para inicializar la conexión con la base de datos se usa el comando “connect” con la información de la dirección del servidor (localhost) y su esquema (página), además del usuario (root) y contraseña que permite el acceso al servidor MySQL (Figura 4.2).

```
def init_sql():
    global db
    global cursor
    db = MySQLdb.connect("localhost","root","","pagina" )
    cursor = db.cursor()
```

Figura 4.2: Idle de Python 2.7.14, algoritmo de inicialización para la base de datos
Fuente: Autor

En la Figura 4.3 se puede observar el algoritmo empleado para insertar el valor de los diferentes campos creados en la base de datos, por lo que se debe facilitar el nombre de la tabla y la información completa de cada uno.

```
import MySQLdb

def data(nombre,spo2,hb,resultado):

    sql = "INSERT INTO `anemia` (`nombre`, `spo2`, `hb`, `resultado`,`fecha`) VALUES ('%s', '%s', '%s', '%s', NULL);"
    % (nombre,spo2,hb,resultado)

    try:
       cursor.execute(sql)
       db.commit()
    except:
       db.rollback()
```

Figura 4.3: Idle de Python 2.7.14, algoritmo para insertar los datos en la tabla anemia
Fuente: Autor

La base de datos denominada página (Figura 4.4) contiene la tabla anemia, la cual contiene los campos descritos en la Figura 4.5.

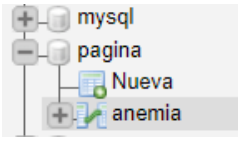


Figura 4 4: Tabla anemia que consta en la base de datos
Fuente: Autor

La tabla “anemia” posee los siguientes campos cuyos datos son de tipo VarChar con un límite de N caracteres, en donde N corresponde al número máximo de caracteres permitidos (Figura 4.5).

Figura 4.5: Tabla anemia con sus respectivos campos
Fuente: Autor

En la Figura 4.12, se puede observar cada uno de los campos incluidos en la tabla, en donde se detalla la información correspondiente a las pruebas realizadas y su fecha de ejecución. Esto permite llevar un control acerca del nivel de hemoglobina y con ello observar si existe alguna variación a lo largo del tiempo.

4.3 Página web

Para la creación de la página web se utilizará el entorno de desarrollo libre Python debido a que posee un framework web denominado “Flask”, el cual permite crear aplicaciones web de manera rápida con pocas de líneas de código. (Makai, 2018)

Flask posee varias plantillas, por lo que se trabajó con una de ellas para que en la página web se puedan visualizar gráficamente los valores del nivel de hemoglobina de acuerdo a la fecha en la que se realiza el test, y ver si existe algún tipo de variación que se pueda producir por diversos factores médicos (Figura 4.4). Esto servirá para tener un control más frecuente, al cual tendrá acceso el individuo y otras personas autorizadas, como su médico o un especialista.

```
def line_chart(nombre):
    rows=SQL.user(nombre)
    hb =[]
    times=[]
    for row in rows:
        print row
        hb.append(row[2])
        times.append(row[4])
    legend = str(nombre)

    return render_template('line_chart.html', values=hb, labels=times, legend=legend)
```

Figura 4.6: Idle de Python 2.7.14, algoritmo de inicialización para el template line_chart.html de la página web
Fuente: Autor

Para la publicación de la página web, basada en Python, se utilizó el servidor web HTTP Apache, de código libre. (Apache, 2018)

Como se puede observar en la Figura 4.7, para que exista el envío de información entre la base de datos y la página web se emplea Flask, el cual sirve como puente para recuperar los datos que se puedan mostrar en dicha página web.

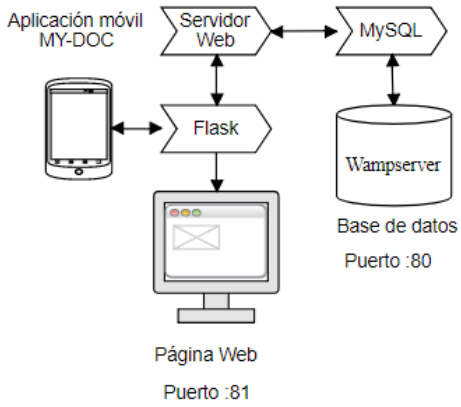


Figura 4.7: Diagrama acerca de la visualización de los datos en la página web
Fuente: Autor

Para ingresar la página web se debe estar conectado a la red “MY -DOC” y usar el siguiente URL: http://localhost:81/, en donde se encuentra la pantalla principal en la cual se muestran todos los nombres de las personas que se hayan realizado el test. Es posible realizar consultas por el nombre de usuario, llenando la cadena a buscar en el cuadro correspondiente. Si se pulsa en el nombre del usuario se desplegará un gráfico que relaciona los Hb con la fecha en que se haya realizado el test de cada una de las personas que consten en la base de datos. Con esto se puede revisar si existe un cambio del nivel de hemoglobina o si esta se mantiene en el tiempo.

El servicio web está diseñado de tal manera que se pueda montar sobre cualquier tipo de infraestructura que soporte Python. Una, vez publicada la página web en un servidor de aplicaciones, se requerirá una dirección IP pública para el acceso remoto al sistema web desde cualquier lugar.

4.4 Sumario del sistema

En la Figura 4.8, se puede observar todo el sistema desarrollado, el cual consta de las siguientes partes:

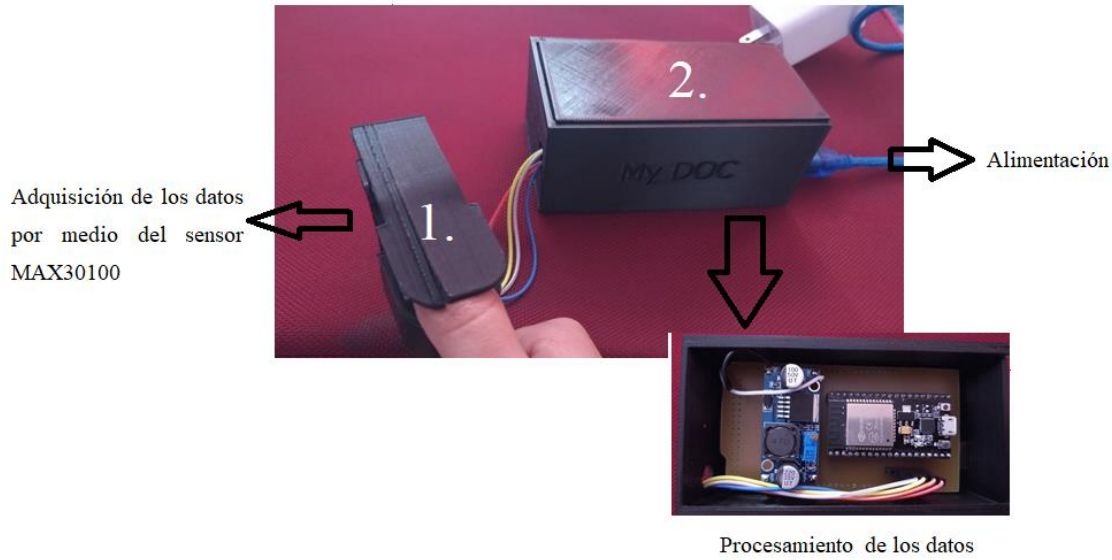
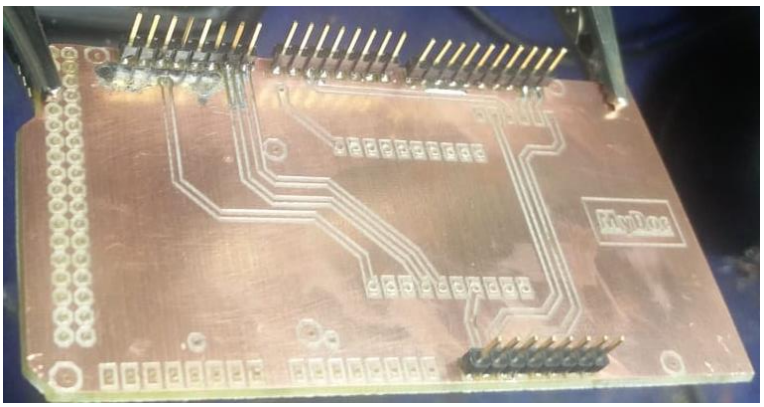


Figura 4.8: Sistema de evaluación de Anemia ferropénica

Fuente: Autor

1. Adquisición de los datos por medio del sensor MAX30100
2. Procesamiento mediante microcontroladores (Arduino Mega 2560, ESP 32)

El sistema final (Figura 4.8), incluye un circuito implementado para conectar las diferentes tierras y voltajes, los cuales alimentarán tanto al sensor MAX30100 como al ESP-WROOM-32, además de las líneas de comunicación utilizadas para el envío y recepción de datos entre estos y el Arduino Mega 2560. Este circuito será colocado dentro del estuche de manera que se pueda proteger todo el sistema y se mantenga un mejor control (Figura 4.9).



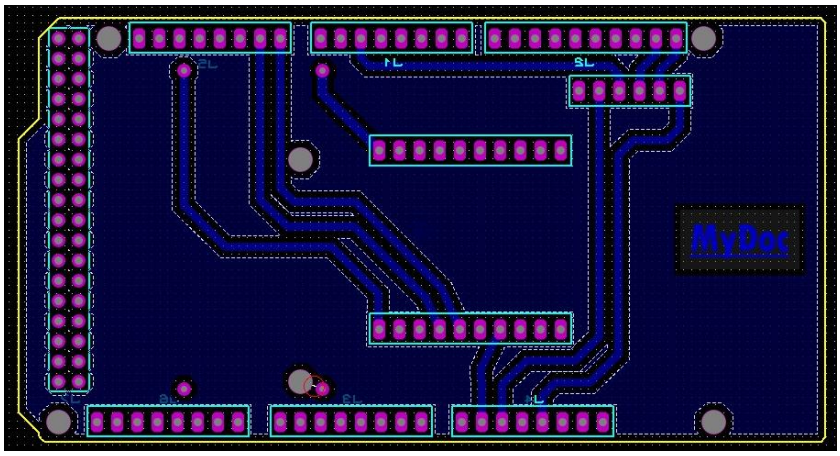


Figura 4.9: PCB del circuito MY-DOC
Fuente: Autor

Para una utilización óptima del sistema, los usuarios deben tener en cuenta las siguientes consideraciones:

4.4.1 Manejo

El sistema implementado fue diseñado para que su uso sea simple e intuitivo. Para ello se siguen los siguientes pasos:

1. Conectar a la corriente eléctrica la fuente de alimentación principal.
2. Abrir la aplicación móvil denominada “MY-DOC”.
   2.1 La primera vez se debe entrar a la actividad “Help” en la cual están descritos los pasos para una correcta medición. En posteriores mediciones se puede omitir este paso.
   2.2 Hacer clic en el botón “Login” para dar inicio al test.
   2.3 Conectarse a la Red “MY-DOC” para lo cual es necesario hacer clic en el icono de Wi-Fi que se encuentra en la pantalla, caso contrario no se podrá continuar a la siguiente actividad.
   2.4 Aparecerá una actividad de ingreso de datos en donde se debe colocar información de sexo, nombre y edad para iniciar el test.

3. Colocar el dedo sobre el sensor MAX30100, el cual se encuentra dentro de un estuche en forma de dedal para que la luz del medio ambiente no interfiera en la medición.
4. Una vez llenados todos los campos que se requieren para la evaluación y colocado el dedo sobre el sensor MAX30100 (Punto 2.4 y 3), se procede a presionar el botón de "TEST". Esto servirá para que los datos sean enviados y procesados de acuerdo al algoritmo implementado.
5. Luego de alrededor de unos 60 segundos se podrán visualizar los valores de las determinaciones en la aplicación móvil, esto corresponden a los SpO_2 (%), Hb (g/dL) y a la probabilidad de la presencia de anemia ferropénica (Si/No).
6. Una vez obtenidos los resultados, estos se pueden almacenar dentro de una base de datos para lo cual se debe hacer clic en el botón de "Insertar datos".
7. Se podrán visualizar los valores de la base de datos en el dispositivo móvil al momento en que se presiona el botón con el icono de confirmación. Adicionalmente los datos estarán disponibles en una página web, la cual servirá para tener un control continuo de los mismos y ver la variación de acuerdo a la fecha que se realizó el test.
8. Para ingresar a la página web se deben seguir estos pasos:
   8.1 Conectarse a la Red MY-DOC para poder ingresar
   8.2 Ingresar a http://localhost:81/
   8.3 Colocar el nombre de la persona que desea ver los resultados almacenados y dar clic.
   8.4 Se abrirá una ventana con un gráfico en el cual se podrá visualizar los valores de HB de acuerdo a la fecha en que se realizó dicho test.
   8.5 También es posible hacer clic en cada uno de los puntos que se muestren en dicho gráfico con el fin de saber el orden con el que se realizó el test.

4.4.2 Seguridad

Para prevenir algún tipo de inconveniente o daño en el sistema, se deben tener en cuenta ciertas normas fundamentales sobre seguridad y prevención de accidentes. La persona encargada del sistema debe asegurarse que el mismo sea utilizado solamente por personas que:

- Tengan la edad suficiente y sean capaces de poder hacer un uso correcto de la aplicación, para lo cual deben conocer completamente su funcionamiento.
- Las personas o médicos deben leer detenidamente, entender y cumplir con todos los avisos e instrucciones colocadas en la aplicación móvil.
- Todas las conexiones eléctricas están fijadas y colocadas dentro de un estuche por lo que no se debe abrir el mismo bajo ningún motivo. Si existe algún tipo de anomalía se deberá informar de inmediato al desarrollador de la plataforma para solucionar el inconveniente.
- El sistema está diseñado de tal manera que cumple con ciertas normas de seguridad, sin embargo, al manejarlo se debe tener cuidado en especial con los niños.
- Tener cuidado con los cables que están conectados al sensor al momento de la medición ya que se pueden desconectar, romper o mover, lo que daría como resultado una medición errónea.

4.4.3 Recomendaciones

Se deben tener en cuenta las siguientes recomendaciones del sistema:

- Para que el sistema funcione se debe conectar a una alimentación eléctrica de 110 V. Luego de hacer uso del mismo, desconectarlo para evitar algún daño producido por eventos que generalmente ocurren por un corte de electricidad.
- Para que los datos obtenidos tengan la mayor calidad, es importante que no exista movimiento de la persona al momento de la medición. También se debe evitar por completo el esmalte de uñas, ya que esto interfiere al

momento de la absorción de la luz que emite el sensor MAX30100 en el dedo.

- Realizar el test en el dedo pulgar de la mano, debido a que su forma hace que abarque los dos diodos LED del sensor MAX30100 de mejor manera.

4.5 Pruebas y Resultados

4.5.1 Protocolo de pruebas

Para una evaluación correcta del nivel de hemoglobina de una persona con el sistema realizado, se debe tener en cuenta su manejo y las recomendaciones descritas en los puntos anteriores.

- **Consideraciones físicas del paciente**

Para que el paciente se pueda realizar un test con el sistema no deberá estar agitado, ya que esto provoca un aumento del consumo de oxígeno y la producción de dióxido de carbono lo que se traduce en la captación de datos erróneos, ya que la aplicación se basa en la medición del nivel de hemoglobina en base a la saturación de oxihemoglobina. Tampoco se pueden considerar a pacientes a los que se les ha suministrado oxígeno al cuerpo, ya sea por un procedimiento de diálisis, neumonía, ataques de asma o las llamadas oxigenoterapia.

4.5.2 Calibración

El sensor MAX30100, al igual que otros sensores, requiere de una calibración para eliminar aquellos datos que no son reales y que provocan mediciones falsas. En el Capítulo 2 se habla acerca del algoritmo matemático para la obtención del nivel de hemoglobina mediante el uso del sensor MAX30100. Este se basa en el principio de la saturación de oxígeno en la sangre, por lo que para la calibración del mismo se deberá tener en cuenta la Ecuación 6 y 10. De estas se puede observar que existe una constante (A) la cual admite diferentes valores en los cuales se puede lograr la calibración del sensor. Esto da como resultado la Ecuación 11.

$$Hb = \frac{R}{0.645}\ (A) \tag{11}$$

El valor de la constante (A) dependerá de la Tabla 2.1, en donde se especifica el rango de valores normales de concentración de hemoglobina y los que se consideran con Anemia ferropénica, esto conforme al sexo y edad de la persona. Como se puede observar, el nivel de hemoglobina en los hombres es mayor que en las mujeres, por lo que se debe considerar el sexo del individuo al definir un valor de la constante A.

Inicialmente se realizó un muestreo de datos con algunos individuos de sexo masculino y femenino para así observar el error de las mediciones y con ello calibrar al sensor MAX30100 de acuerdo a los resultados de los hemogramas proporcionados por los sujetos de prueba (Tabla 4.1).

Tabla 4.1: Valores de las mediciones antes y después de la calibración

PACIENTE	HB SENSOR SIN CALIBRAR (g/dL)	HB SANGRE (g/dL)	HB SENSOR CALIBRADO (g/dL)
Individuo 4	10	14,3	14,1
Individuo 6	9,5	12,6	12,4
Individuo 7	11,4	16	16
Individuo 8	11,6	15,6	15,5
Individuo 11	10,2	13,4	13,3
Individuo 13	12	16,5	16

Fuente: Autor

La Tabla 4.2 muestra el error Hb y porcentual de cada uno de los individuos con los que se realizó la calibración del sensor MAX30100.

Tabla 4.2: Error HB y porcentual antes y después de la calibración

PACIENTE	ERROR HB SIN CALIBRAR (g/dL)	ERROR HB CALIBRADO (g/dL)	ERROR PORCENTUAL SENSOR SIN CALIBRAR (± %)	ERROR PORCENTUAL CALIBRADO (± %)
Individuo 4	**-4,3**	0,2	-26,06	1,21

Individuo 6	**-3,1**	0,2	-18,78	1,21
Individuo 7	**-4,6**	0	-27,87	0
Individuo 8	**-4**	0,1	-24,24	0,60
Individuo 11	**-3,2**	0,1	-19,39	0,60
Individuo 13	**-4,5**	0,5	-27,27	3,03

Fuente: Autor

Como se puede observar en la Tabla 4.2, existe un error porcentual mayor antes de la calibración, el cual se encuentra dentro del rango expuesto en la Figura 4.10. El error porcentual total es de ±23.93%, el cual es un porcentaje elevado en comparación de un hemograma completo, que posee un error del ±1%. Esto se traduce en que, sin una adecuada calibración, el sistema es muy inexacto.

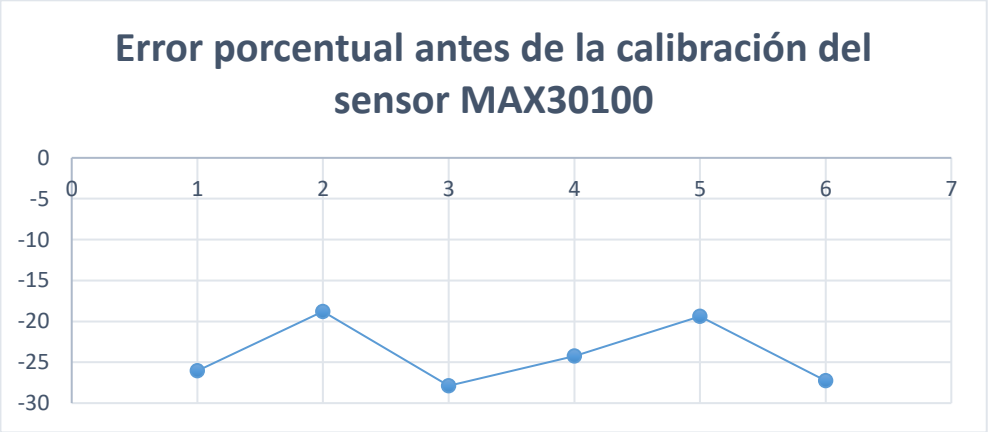


Figura 4.10: Gráfica de rango de valores del error porcentual sin calibración del sensor MAX30100

Fuente: Autor

Luego de la calibración, el rango de error porcentual del sensor MAX30100 disminuyó notablemente (Figura 4.11), entregando un valor total de ±4.11%, lo que significa que el valor de las mediciones puede considerarse verdadero. Para lograr la veracidad de dichos datos se reemplazó en la Ecuación 11, el valor de la constante A con 20 para hombres y 17.5 para mujeres.

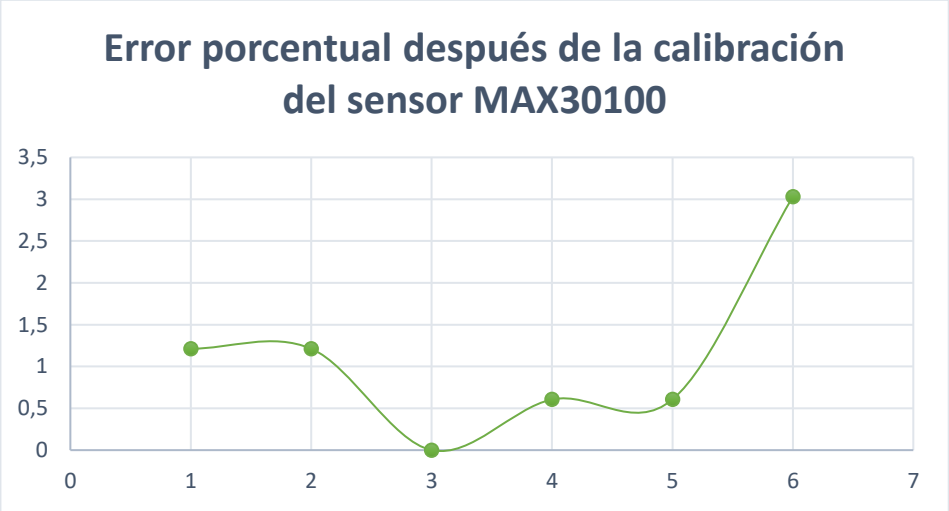


Figura 4.11: Gráfica de rango de valores del error porcentual luego de la calibración del sensor MAX30100

Fuente: Autor

4.5.3 Resultados

Los resultados se obtuvieron al probar todo el sistema con 21 individuos de sexo masculino y femenino de diferentes edades (Figura 4.12). Estas muestras fueron comparadas con los hemogramas proporcionados por dichos individuos.

De las 21 muestras, 7 de ellas pertenecen a sujetos que se encuentran con Anemia ferropénica, lo cual es conveniente para la validación de todo el sistema. Adicionalmente se analizó la saturación de oxígeno de los individuos, lo que fue validado con un Dispositivo de Oximetría de Pulso Digital que mide los SpO_2.

id	nombre	spo2	hb	resultado	fecha
1	Individuo 9	96.51	12.29	NO	2018-05-17 15:11:26
2	Individuo 4	95.73	14	NO	2018-05-17 15:01:48
3	Individuo 7	98.48	16	NO	2018-05-17 15:11:02
4	Individuo 6	95.34	12.4	NO	2018-05-17 15:02:49
5	Individuo 8	97.55	15.5	NO	2018-05-17 15:03:44
6	Individuo 5	96.16	12.26	NO	2018-05-17 15:10:12

7	Individuo 3	97	14.39	NO	2018-05-17 15:08:39
8	Individuo 10	97	12.85	NO	2018-05-17 15:04:54
9	Individuo 12	98.46	16.2	NO	2018-05-17 15:13:07
10	Individuo 13	96.86	16	NO	2018-05-17 15:13:36
11	Individuo 14	93.25	10.01	SI	2018-05-17 15:14:13
12	Individuo 15	98.89	12.85	NO	2018-05-17 15:15:04
13	Individuo 16	92.65	10.09	SI	2018-05-17 15:16:39
14	Individuo 18	98.25	12.27	NO	2018-05-17 15:18:20
15	Individuo 17	97.81	12.01	SI	2018-05-17 15:17:43
16	Individuo 1	93.80	11.31	SI	2018-05-17 14:59:49
17	Individuo 2	97.80	14.59	NO	2018-05-17 15:00:38
18	Individuo 19	95.02	11	SI	2018-05-17 15:18:53
19	Individuo 20	96	11.25	SI	2018-05-17 15:19:22
20	Individuo 21	94.6	10.25	SI	2018-05-17 15:19:55
21	Ruth Córdova	97.88	13.37	NO	2018-05-03 17:30:45
22	Ruth Córdova	98	13.5	NO	2018-04-02 19:10:02
23	Ruth Córdova	96.9	13.75	NO	2018-03-15 10:20:03
24	Ruth Córdova	98	14	NO	2018-02-08 16:05:12
25	Ruth Córdova	97.6	14.4	NO	2018-01-12 14:00:54
26	Individuo 11	98.9	13.3	NO	2018-05-17 15:48:39
27	Ruth Córdova	96	12.45	NO	2018-06-11 16:28:47

Figura 4:12: Base de datos con la información adquirida mediante el sensor MAX30100

Fuente: Autor

También se analizó la compatibilidad de la aplicación en distintos dispositivos móviles con sistema operativo Android, en los cuales no necesariamente se necesitó que sean equipos de gama alta, ya que las únicas especificaciones técnicas que se requieren para la instalación y funcionamiento de la aplicación móvil son:

- Tener espacio suficiente para que se pueda instalar la aplicación denominada “MY-DOC”.
- Que los dispositivos móviles tengan la conectividad a una red Wi-Fi. Esto será necesario para la conexión con la red creada “MY-DOC”.

4.6 Análisis de resultados

Para el análisis de los resultados se pidió a cada uno de los individuos, un hemograma avalado por un laboratorio. Se ha optado por una validación concurrente, la cual sirve para hacer una comparación entre los resultados obtenidos por el sensor y los hemogramas.

La Tabla 4.3, contiene los valores de Hb tanto del sensor MAX30100 y los hemogramas proporcionados por cada uno de los individuos además de los valores de SpO_2 obtenidos por el sensor MAX30100 y un oxímetro de pulso digital.

Tabla 4.3: Valores obtenidos tano del sensor MAX30100 como de un oxímetro de pulso digital

PACIENTE	HB SENSOR (g/dL)	HB SANGRE (g/dL)	SpO_2 SENSOR (%)	SpO_2 OXIMETRO DIGITAL (%)
Individuo 1	11,31	11,5	93,8	91
Individuo 2	14,59	14,8	97,8	95
Individuo 3	14,39	14,6	97	95
Individuo 4	14	14,3	95,73	94
Individuo 5	12,26	12,4	96,16	98
Individuo 6	12,4	12,6	95,34	92
Individuo 7	16	16	98,48	96
Individuo 8	15,5	15,6	97,55	95
Individuo 9	12,29	12,4	96,51	95
Individuo 10	12,85	13,1	97	95
Individuo 11	13,3	13,4	98,9	96
Individuo 12	16,2	16,3	98,46	98
Individuo 13	16	16,5	96,86	95
Individuo 14	10,01	10	93,25	95
Individuo 15	12,85	13	98,89	96
Individuo 16	10,09	10,1	92,65	95
Individuo 17	12,01	12,1	97,81	97
Individuo 18	12,27	12,4	98,25	98
Individuo 19	11	11,1	95,02	94
Individuo 20	11,25	11,4	96	95
Individuo 21	10,25	10,7	94,6	97
Ruth Córdova	14,4	14,6	97,6	98

Ruth Córdova	13,37	13,4	97,88	95
Ruth Córdova	12,45	12,3	96	98

Fuente: Autor

Los errores de las mediciones de Hb y SpO_2 del sensor MAX30100 se pueden visualizar en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4: Errores de las mediciones de HB y SpO_2

PACIENTE	ERROR HB (g/dL)	ERROR SpO_2 (%)	ERROR PORCENTUAL SENSOR (%)	ERROR PORCENTUAL SpO_2 (%)
Individuo 1	-0,19	2,8	-1,15	16,96
Individuo 2	-0,21	2,8	-1,27	16,96
Individuo 3	-0,21	2	-1,27	12,12
Individuo 4	-0,3	1,73	-1,81	10,48
Individuo 5	-0,14	-1,84	-0,84	-11,15
Individuo 6	-0,2	3,34	-1,21	20,24
Individuo 7	0	2,48	0	15,03
Individuo 8	-0,1	2,55	-0,60	15,45
Individuo 9	-0,11	1,51	-0,66	9,15
Individuo 10	-0,25	2	-1,51	12,12
Individuo 11	-0,1	2,9	-0,60	17,57
Individuo 12	-0,1	0,46	-0,60	2,78
Individuo 13	-0,5	1,86	-3,03	11,27
Individuo 14	0,01	-1,75	0,06	-10,60
Individuo 15	-0,15	2,89	-0,90	17,51
Individuo 16	-0,01	-2,35	-0,06	-14,24
Individuo 17	-0,09	0,81	-0,54	4,90
Individuo 18	-0,13	0,25	-0,78	1,51
Individuo 19	-0,1	1,02	-0,60	6,18
Individuo 20	-0,15	1	-0,90	6,06
Individuo 21	-0,45	-2,4	-2,72	-14,54
Ruth Córdova	-0,2	-0,4	-1,21	-2,42
Ruth Córdova	-0,03	2,88	-0,18	17,45
Ruth Córdova	0,15	-2	0,90	-12,12

Fuente: Autor

En la Tabla 4.4, se puede visualizar el rango de error que existe entre las muestras tomadas con el sensor MAX30100 y los hemogramas proporcionados por cada individuo (Figura 4.13). Aunque existe un error porcentual de HB, este representa un valor de ±6.5%, lo cual se puede considerar mínimo en comparación con otros métodos no invasivos para la evaluación de Anemia ferropénica. Este valor se debe a factores que no han sido analizados y además se le debe sumar el error que posee un hemograma completo, el cual es del ±1%, lo que significa que todo el sistema posee un error total de HB del ±7.5%, dando así un resultado muy favorable y válido.

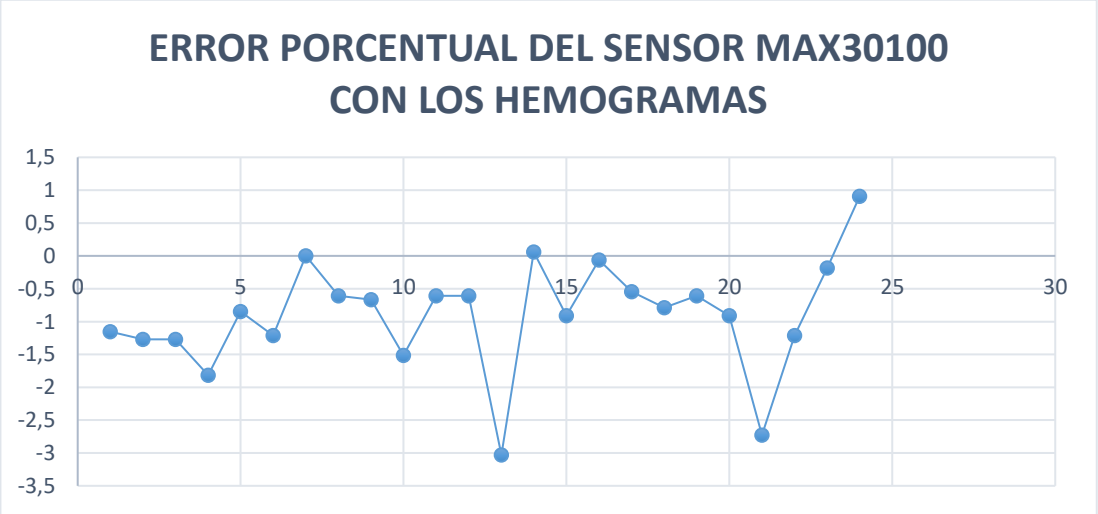


Figura 4.13: Gráfica del rango de error HB entre el sensor MAX30100 y los hemogramas

Fuente: Autor

En la Figura 4.14, se tiene el rango de error existente entre el sensor MAX30100 y el oxímetro de pulso digital que se manejó para realizar la comparación del SpO_2. Esto servirá para tener una validación más certera de la aplicación móvil desarrollada para la evaluación de la Anemia ferropénica dando un error SpO_2 del ±6,11%, el cual se debe a factores que no han sido analizados. Se debe considerar también, que el error del oxímetro de pulso digital de ±10%, lo que sumados da un error total de SpO_2 de ±16.11%, lo que significa que dichos datos son correctos.

Figura 4.14: Gráfica del rango de error SpO_2 entre el sensor MAX30100 y el oxímetro de pulso digital

Fuente: Autor

Como se habló al principio del capítulo, se creó una base de datos y una página web para que no solo el individuo tenga acceso a esta información, sino que también se pueda compartir con médicos especialistas. Esto servirá para llevar un control de cada uno de los test que realice el individuo en ciertas fechas.

En la figura 4.15, se tiene el gráfico que corresponde a la Autora de esta tesis, la cual se realizó diferentes pruebas en varios intervalos de tiempo. Como se puede analizar existe una variación de los HB debido a diversos factores médicos. Esto sirvió para llevar un control y validación del sistema de acuerdo a los hemogramas realizados para su comparación.

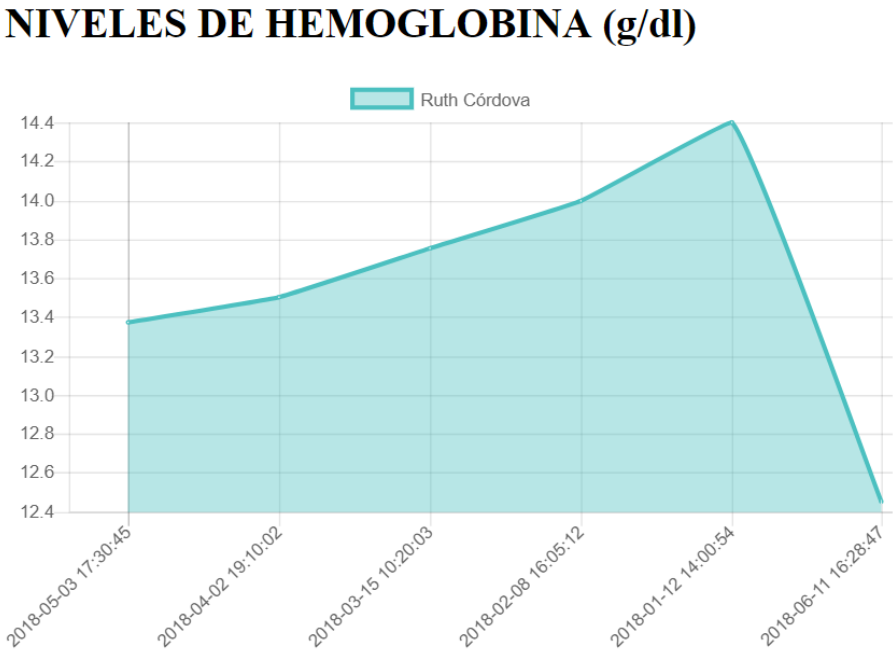


Figura 4.15: Gráfica de la página web creada para visualizar los resultados de cada test realizado por cada uno de los individuos

Fuente: Autor

4.7 Comparación de costes

El costo para realizar el sistema de medición se puede observar en la Tabla 4.5, en donde también se muestra una comparación de precios si se desea conseguir los distintos dispositivos ya sea en el país o exportarlos.

Tabla 4.5: Comparación de costes

Cantidad	Dispositivo	Costo Ecuador ($)	Costo China ($)
1	Sensor MAX30100	15	6
1	Arduino Mega 2560	28	7.50

1	ESP – WROOM - 32	10	6
1	Carcasa	5	8
1	Fuente BUCK (110v. AC – 5v. DC)	6	6
6	Cable multipar	0.60	0.20
1	Carcasa forma de dedal	5	10
Costo de envío		0	30
Costo TOTAL		**69.60**	**73.70**

Fuente: Autor

4.8 Conclusiones

- La base de datos utilizada es adecuada, ya que cumple con los requisitos del sistema desarrollado, es de *software* libre y compatible con Python. Este lenguaje posee un framework web denominado “Flask”, que sirvió para implementación de una página web, en la cual se podrá visualizar, de manera gráfica, los valores del nivel de hemoglobina de acuerdo a la fecha en la que se realiza el test (Figura 4.15).
- Con el fin de asegurar un correcto uso del sistema, se ha estructurado un sumario en donde se describen una serie de pautas y recomendaciones para ejecutar distintas operaciones, como la obtención de mediciones de calidad o la definición de políticas de seguridad.
- Se pudo apreciar el nivel de hemoglobina varía notablemente de acuerdo al sexo y edad de la persona, lo que influye en la calibración del sensor

MAX30100. Dado que los hombres generan niveles mayores de HB que las mujeres, se incluyó esta calibración para disminuir el error en el sistema, lo cual proporcionó un error porcentual total del 7.5%. Los datos, en comparación con los obtenidos a través de hemogramas completos presentados por los sujetos de prueba, determinan que existe un bajo margen de error.

- Los individuos presentaron sus hemogramas avalados por un laboratorio clínico, los cuales fueron realizados recientemente ya que los valores de HB pueden variar en un intervalo de un mínimo de 3 meses de acuerdo al estilo de vida de cada uno de los sujetos. Los individuos que poseen Anemia ferropénica se realizaron un hemograma hace un mes (máximo), debido a que la mayoría entran a tratamiento apenas se detecta la enfermedad, y esto puede aumentar sus niveles de HB.
- La validación concurrente sirvió para poder realizar una comparación entre el sistema desarrollado y los hemogramas, determinando que existe un error del ±7.5%, producido por factores que no han sido analizados. De esto se puede interpretar que el sistema es bastante aceptable en, comparación de otros métodos no invasivos utilizados para evaluar la Anemia ferropénica.
- Las ventajas de usar este sistema son:
    1. La aplicación móvil es de fácil manejo y no requiere de muchos requisitos técnicos. Sólo se debe tener la suficiente memoria para su instalación y una conexión Wi-Fi.
    2. El sistema es de fácil acceso y bajo costo, en comparación con un hemograma completo. Adicionalmente, el tiempo que se utiliza para realizar el test es de aproximadamente 1 minuto, lo cual es considerablemente menor que las horas o días que tomaría obtener el resultado de un hemograma.
    3. El sistema se puede llevar a cualquier lugar, tan solo se necesita de toma corriente para alimentar el mismo o incluso se puede usar una PC, laptop o fuente de voltaje cercana.

4. Las mediciones pueden ser realizadas por cualquier persona y no necesariamente por un médico especialista. Esto facilita tomar muestras en casa y consultar los resultados históricos por medio de la página web.

- Las desventajas del sistema son:
  1. El test es muy sensible a procedimientos que suministren oxígeno o que generen un aumento del mismo. Esto debido a que el sistema se basa en el principio de la medición de los niveles de hemoglobina en base a la saturación de oxihemoglobina.
  2. Diversos factores como: luz, movimiento, tono de piel, esmalte de uñas, entre otros, afectan de manera directa al sistema y que provocan que se obtengan datos que no son reales. Por este motivo se debe tener ciertas consideraciones al momento que se va a realizar la toma de muestras.
  3. Debe realizarse una calibración del sistema cada cierto tiempo ya que el mismo podría ser utilizado de manera incorrecta o incluso por haber sufrido algún tipo de daño, lo cual lo llevaría a su des-calibración.
  4. Si por algún motivo se desea realizar un test a una presión atmosférica mucho mayor o menor a la de la ciudad de Cuenca primero se debería calibrar el sistema, caso contrario el resultado sería erróneo.

CONCLUSIONES

Luego de haber diseñado e implementado la aplicación móvil conjuntamente con el sistema de medición para la evaluación de la Anemia ferropénica, y una vez que se han ejecutado las distintas pruebas que sirvieron para la corroboración del mismo, se puede concluir lo siguiente:

- Los objetivos planteados en la presente investigación se han cumplido a cabalidad.

- La investigación acerca de los distintos métodos para la detección de la Anemia ferropénica fundamentó adecuadamente la selección del método que más se ajusta a las expectativas planteadas.

- El sistema es válido para tener un control del nivel de hemoglobina y detectar la presencia de Anemia ferropénica en una etapa inicial. Se debe considerar que un hemograma es mucho más preciso, por lo que es necesario comparar los resultados.

- Tanto la aplicación, como el dispositivo de medición, fueron probados en 21 individuos de los cuales 7 tenían Anemia ferropénica. Como resultado se obtuvo un error del ±7.5%, que representa la validez del método en comparación de otras alternativas de evaluación. Al cotejar estos resultados con un hemograma (que tiene un error de ±1%) se puede observar que el error es mayor pero los datos siguen siendo válidos.

- El análisis realizado para la obtención de la saturación de oxígeno en sangre se lo hizo comparando el sensor MAX30100 con un oxímetro de pulso digital, de lo cual se obtiene los siguientes:

    - El sensor MAX30100 tiene un error del ±6.11%
    - El oxímetro de pulso digital tiene un error del ±10%

Lo cual indica que el sensor MAX30100 no solo es válido para obtención del nivel de hemoglobina en la persona, sino que también determina la saturación de oxígeno en sangre.

- La aplicación móvil permite al usuario llevar un control diario de su nivel de hemoglobina, con lo que se puede tener un mejor control en la salud del paciente.

- De acuerdo a la Tabla 4.5, se puede observar que los dispositivos utilizados para el desarrollo del sistema en cuestión de precios son económicos, lo cual es una ventaja en comparación al costo de las máquinas que se utilizan en los laboratorios clínicos para realizar un hemograma y las pruebas que se realizan con ellas. Incluso los componentes pueden abaratarse si se adquieren en grandes cantidades y en otros países.

- La aplicación está totalmente optimizada para funcionar tanto en móviles de gama alta como en móviles de gama baja.

- El servicio Web es una herramienta muy importante para que el médico o especialista puede realizar un seguimiento de cada uno de sus pacientes sin necesidad de estar presente, sino solamente analizando las muestras que el paciente se ha tomado.

- La aplicación fue diseñada para tener la menor interacción posible con el usuario, ya que no todas las personas están familiarizadas con el manejo de un smartphone.

- La creación de aplicaciones e-Health ayuda a llevar un mejor seguimiento de las distintas enfermedades que se pueden detectar, ya sea a través de un sensor interno del smartphone o utilizando un sensor externo.

RECOMENDACIONES

Las recomendaciones en este apartado se basan en la experiencia de haber diseñado, programado e implementado una aplicación móvil basada en Android para la evaluación de Anemia ferropénica en personas de acuerdo al nivel de hemoglobina.

- Al momento de tomar una muestra se recomienda que la persona no se encuentre con suministro de oxígeno o con un aumento del mismo, ya que esto provocaría datos erróneos en el sistema debido a que este se basa en el principio de la medición de los niveles de hemoglobina en base a la saturación de oxihemoglobina.

- Por seguridad de la información de la página web, se recomienda que se ingrese a la misma por medio de la Red Wi-Fi “MY-DOC”, la cual es utilizada para el envío y recepción de los datos entre el sensor MAX30100 y la aplicación móvil.

- Para un mejor desempeño del sistema es recomendable que la persona que lo esté utilizando no deje al descubierto el *hardware* del mismo, ya que los circuitos se pueden dañar o des-configurar.

- Se recomienda que el lugar en el que se realice el test tenga la iluminación adecuada, ya esto podría afectar a los datos obtenidos por el sensor MAX30100. Por otra parte, hay que tener consideraciones especiales con los niños ya que están en constante movimiento. También se debe evitar que las personas evaluadas usen esmalte de uñas.

- Para un mejor desempeño el sistema debe estar conectado a una fuente de voltaje cuyo amperaje supere los 2A para que así funcione a su totalidad y que los datos sean receptados a tiempo, caso contrario pueden quedarse en un bucle sin salida.

- Se debe tener en cuenta que el sistema no puede reemplazar completamente a un hemograma ya que este posee mayor exactitud, mientras que la aplicación tiene ciertas limitaciones que se describieron con anterioridad lo cual se ve reflejado en el error que posee.

REFERENCIAS

Agudelo , G., Cardona , O., Posada , M., Montoya , M., Marín , C., López , C., & Correa, M. (2001). *Prevalencia de anemia ferropénica en escolares y adolescentes.* Medellín, Colombia: Public Health.

Alarcó Pérez, J., & Ledesma Carbayo, M. (2015). *Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes.* España: ETSIT UPM.

Apache. (15 de 03 de 2018). *The Apache Software Foundation*. Obtenido de https://www.apache.org/

ARDUINO. (02 de 01 de 2017). *ARDUINO*. Obtenido de http://arduino.cl/arduino-mega-2560/

Calle, J. (02 de 01 de 2010). *NATIONAL INSTRUMENTS*. Obtenido de http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/039001258CEF8FB686256E0F005888D1

Carpio, C. (12 de 05 de 2015). *ELECTRONILAB*. Obtenido de https://electronilab.co/tienda/board-de-desarrollo-con-modulo-esp32-wifibluetooth-ble/

Cheriyedath, S. (16 de 01 de 2017). *News Medical Life Siences*. Obtenido de https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG)-(Spanish).aspx

Datasheet. (2013). *NJL5501R.* China: JRC.

Delgado, R. (21 de octubre de 2014). *Salud y Medicinas*. Obtenido de http://www.saludymedicinas.com.mx/centros-de-salud/bebes/analisis-estudios-laboratorio/oximetria-pulso.html

Doshi, R., & Panditrao, A. (2013). Non-Invasive Optical Sensor for Hemoglobin Determination. *Internacional Journal of Engineering (IJERA)*, 3-7.

EEUU, D. d. (06 de agosto de 2016). *National Heart, Lung, and Blood Institute*. Obtenido de https://www.nhlbi.nih.gov/health-spanish/health-topics/temas/anemia/diagnosis

Farooq, H., Baban, J., & Hasan Yaseen, S. (2016). Design and Implementation of PVC Device Based on Arduino Board. *Journal of Al-Nahrain University*, 16-20.

Farreras, V. (2010). *Anemias.* Madrid: Kaasper DL, Braunwald E.

Garrido Chamarro, R., González Lorenzo, M., & García Vercher, M. (2008). *Patrones de desaturación ergoespirométricos en función de la edad.* Lima: Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

Gaymer, M. (22 de 08 de 2000). *ROBOT ELECTRONICS*. Obtenido de http://www.robot-electronics.co.uk/i2c-tutorial

Hee, S., & Tracy, G. (05 de marzo de 2014). *LabMedica*. Obtenido de https://www.labmedica.es/hematologia/articles/294751057/comparan-prueba-de-hemoglobina-para-puntos-de-atencion-con-analizador-de-laboratorio.html

Hematology, A. S. (05 de diciembre de 2017). *U.S. National Library of Medicine*. Obtenido de http://www.hematology.org/Patients/Anemia/

Instituto Nacional del Córazon, l. P. (2011). Guía sobre la Anemia. *U.S. Department of Health and Human Services*, 2-5.

Ledesma Carbayo, M. (2015). *Desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes.* España: ETSIT UPM.

Legaz, A. (2000). *Análisis de la Pseudoanemia, Anemia Ferropénica y Anemia Megaloblástica.* Colombia: Revista internacional de medicina y ciencias de la actividad física.

Makai, M. (12 de 02 de 2018). *Full Stack Python*. Obtenido de https://www.fullstackpython.com/flask.html

Médicas, C. N. (diciembre de 7 de 2011). *Infomed - Hematologia*. Obtenido de http://articulos.sld.cu/hematologia/archives/1673

MIKROE-2036. (15 de febrero de 2016). *RS Components Ltd.* Obtenido de https://uk.rs-online.com/web/p/sensor-development-kits/1360778/

MikroElektronika. (18 de enero de 2016). *MikroElektronika*. Obtenido de https://www.mikroe.com/heart-rate-3-click

Moreno Fernández , A. (2006). *The I2C Bus Specification* . España: Universidad de Córdoba.

Nieto, A. (17 de enero de 2014). *XATAKA - ANDROID*. Obtenido de https://www.xatakandroid.com/sistema-operativo/que-es-android

Oracle. (2018). *MySQL*. Obtenido de https://www.mysql.com/

Organización Mundial de la Salud. (2015). *Resolución Ministerial de Salud.* Ecuador: S.A. Ministerio de la Salud.

Pacheco Mandujano, L. (1 de 06 de 2008). *Anatomía Humana*. Obtenido de http://www.educando.edu.do/portal/la-circulacion-la-sangre/

Santra, B., Prasad Mukherjee, D., & Chakrabarti, D. (2016). *A Non-Invasive approach for estimation of hemoglobin analyzing blood flow in palm.* Kolkata, India: Electronics and Communication Sciences Unit, Indian Statistical Institute.

Schmitt, J., Guan-Xiong , Z., & Miller, J. (2014). *Measurement of blood hematocrit by dual - wavelength near-IR PPG.* China: SPIE Vol.

Strogonovs, R. (2017). *Implementing pulse oximeter using MAX30100.* España: C.C. Proveen.

Studio, A. (20 de noviembre de 2017). *Android Studio*. Obtenido de https://developer.android.com/studio/index.html?hl=es-419

Subramanian, B. (2016). Non Invasive Haemoglobin Meter. *Middle-East Journal of Scientific*, 21-24.

Systems, E. (2018). *ESP32 Datasheet.* EEUU: Espressif Systems.

The jQuery Foundation. (2017). Obtenido de https://jquery.com/

Timm, U., Lewis, E., McGrath, D., & Ewald, H. (2014). *LED Based Sensor System for Non - Invasive Measurement of the Hemoglobin Concentration in Human Blood.* Chile: IFMBE Pro.

Timm, U., Mcgrath, D., Lewis, E., & Kraitl , J. (2009). Sensor System for Non-Invasive Optical Hemoglobin Determination . *IEEE Xplore*, 2-5.

UNICEF. (2011). *Fondo Internacional de Emergenia de las Naciones Unidas para la infancia - Anemia* . Cuenca - Ecuador: UNICEF.

Washington, U. d. (14 de diciembre de 2017). *Salud Digital*. Obtenido de https://www.consalud.es/saludigital/38/una-aplicacion-movil-detecta-la-anemia-sin-necesidad-de-muestras-de-sangre_41330_102.html

Wikipedia. (02 de octubre de 2017). *WIKIPEDIA*. Obtenido de https://es.wikipedia.org/wiki/Torniquete

Yu, H., & Harrison, C. (2017). *Datasheet MAX30100.* EEUU: Maxim Integrated Products, Inc.

ANEXOS

Anexo 1: Levantamiento de requerimientos

1.1 Requerimientos

Tabla 1: Sistema de medición

Ref. #	**Sistema de Medición**
R1.1	Iniciar sistema. Al momento de iniciar la aplicación, el usuario debe registrar los datos requeridos (Requerimiento 2).
R1.2	Receptar muestra. Al seleccionar la opción correspondiente, el sistema captura los datos desde el sensor MAX30100.
R1.3	Acceder a la ayuda. El usuario presiona el botón correspondiente en la pantalla de inicio y se despliega la ventana de ayuda.
R1.4	Sistema de Consulta. El usuario podrá acceder a una página web para realizar las consultas correspondientes.

Fuente: Autor

Tabla 2: Iniciar sistema

Ref. #	**Iniciar sistema**
R2.1	Al iniciar el sistema se despliega una actividad en la cual se deben ingresar los siguientes datos: • Usuario • Contraseña
R2.2	Una vez que se han registrado los datos, se presiona el botón de test para iniciar con la toma de muestras.

Tabla 3: Receptar muestra

Ref. #	**Receptar muestra**
R3.1	Para que los datos sean visualizados en la aplicación móvil se debe estar conectado a la misma red del sensor MAX30100.
R3.2	El usuario deberá colocar uno de sus dedos para que el sistema realice la medición por medio del sensor MAX30100.
R3.3	Los datos serán evaluados de acuerdo a la información suministrada por el individuo.
R3.4	El tiempo requerido para la toma de muestras es de alrededor de un minuto, por lo que el individuo no puede sacar su dedo del dispositivo de medición.

Fuente: Autor

Tabla 4: Acceder a la ayuda

Ref. #	**Acceder a la ayuda**
R4.1	El usuario contará con un botón de ayuda en la actividad principal de la aplicación móvil, en la cual se describen algunas indicaciones que servirán para saber cómo se debe manejar todo el sistema.
R4.2	Se debe ingresar a dicha actividad la primera vez que se maneje el sistema, luego se podrá omitirla.
R4.3	Se debe contar con un manual de manejo para así evitar no solo datos erróneos sino que también algunas políticas de

	seguridad para prever algún tipo de accidente o daño del sistema.

Fuente: Autor

Tabla 5: Sistema de consulta

Ref. #	**Sistema de Consulta**
R5.1	El usuario podrá consultar su nivel de hemoglobina de acuerdo a la fecha en la que se realizó un test. Ingresará a, la página web: http://localhost:81/, pero debe estar conectado a la red "MY – DOC".
R5.2	La página web contiene la información de todos los individuos que se realizaron el test. Se puede consultar por nombre de la persona.
R5.3	Al dar clic sobre el nombre de la persona, se abrirá una ventana con un gráfico en el cual se podrá visualizar los valores de HB de acuerdo a la fecha en que se realizó dicho test

Fuente: Autor

Anexo 2: Exámenes de laboratorio (Hemogramas) para la validación