



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

TEMA:

**Diseño y pruebas de prototipo inalámbrico de telemedicina para
seguimiento online de ritmo cardiaco.**

AUTOR:

Suárez Prado, Diego Ángel

Trabajo de Integración Curricular previo a la obtención del título de
INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

TUTOR:

Ing. Medina Moreira, Washington Adolfo, Dr.

Guayaquil, Ecuador

Guayaquil, 14 de febrero del 2024



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente Trabajo de Integración Curricular fue realizado en su totalidad por el Sr. Suarez Prado, Diego Angel requerimiento para la obtención del título de **INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN.**

TUTOR

Ing. Medina Moreira, Washington Adolfo, MsC.

DIRECTOR DE CARRERA

Ing. Bohórquez Escobar, Celso Bayardo. MsC.

Guayaquil, 14 de febrero del 2024



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, Suarez Prado, Diego Angel

DECLARAMOS QUE:

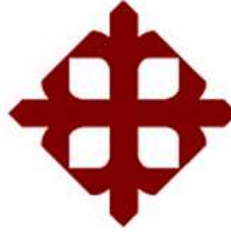
El trabajo de Integración Curricular: **Diseño y pruebas de prototipo inalámbrico de telemedicina para seguimiento online de ritmo cardiaco**, previo a la obtención del Título de **Ingeniero en Electrónica y automatización**, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Integración Curricular referido.

Guayaquil, 14 de febrero del 2024

AUTOR

Suarez Prado, Diego Angel



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTORIZACIÓN

Yo, Suarez Prado, Diego Angel

Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución del Trabajo de Integración Curricular: **Diseño y pruebas de prototipo inalámbrico de telemedicina para seguimiento online de ritmo cardiaco**, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, 14 de febrero del 2024

AUTOR

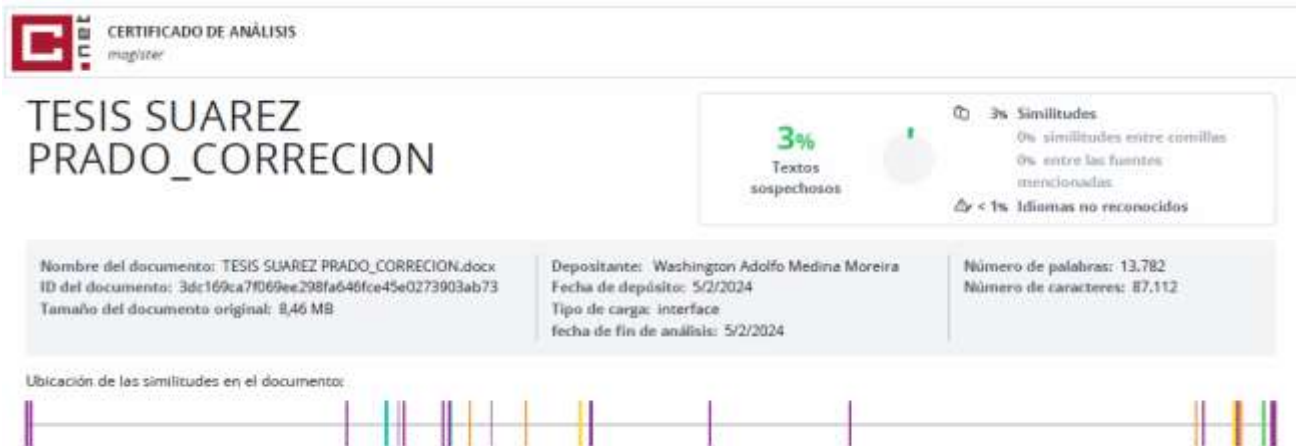
Suarez Prado, Diego Angel



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN
TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR / TITULACIÓN
INFORME SOFTWARE ANTIPLAGIO

COMPILATIO



Reporte Compilatio del trabajo de titulación de la Carrera Electrónica y Automatización denominada: “Diseño y pruebas de prototipo inalámbrico de telemedicina para seguimiento online de ritmo cardiaco”, del estudiante Diego Angel, Suarez Prado se encuentra al 3% de coincidencias

Atentamente,

Ing. WASHINGTON MEDINA M., Ph.D.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de titulación a mis abuelos, mi tía y mi madre que han sido mi apoyo desde el inicio hasta la actual finalización de mi trayecto de preparación como profesional. Gracias a sus enseñanzas y buenos valores pude culminar este proceso importante en mi vida, son mi motivación para seguir.

AGRADECIMIENTO

En primera instancia agradecido siempre a mi madre Johanna que a pesar de la distancia siempre me demostró su apoyo incondicional y amor inquebrantable, a mi tía Gabriela, mi modelo a seguir, por guiarme con sus enseñanzas y consejos, a mis abuelos Teresa y Ángel por apoyarme; cuidarme durante mi infancia y juventud.

También agradezco a mi amigo y colega el Ing. Pablo y mi amiga, la Dra. Gaby por asesorarme en el transcurso de este trabajo de titulación.

Así mismo, extendiendo este agradecimiento a mis profesores y compañeros de trabajo que en todo momento siempre tuvieron la predisposición de colmarme con sus enseñanzas y conocimientos que me favorecerán en mi eminente futuro profesional.



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____

ING. BOHÓRQUEZ ESCOBAR, CELSO BAYARDO, Ph. D.
DIRECTOR DE CARRERA

f. _____

ING. UBILLA GONZALEZ, RICARDO XAVIER, M.Sc.
COORDINADOR DE ÁREA

f. _____

ING. CARLOS BOLIVAR, ROMERO ROSERO.
OPONENTE

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	XV
ABSTRACT	XVI
CAPÍTULO 1: DESCRIPCIÓN GENERAL DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	
.....	2
1.1 Introducción	2
1.2 Definición del Problema	2
1.3 Justificación del Problema	3
1.4 Objetivos del Problema de Investigación	3
1.4.1 Objetivo general	3
1.4.2 Objetivos específicos.....	3
1.5 Hipótesis.....	4
1.6 Metodología de Investigación	4
CAPÍTULO 2: MARCO TEORICO.....	5
2.1 Salud electrónica	5
2.1.1 Telemedicina	5
2.2 Frecuencia cardiaca	6
2.3 Enfermedades del corazón	7
2.3.1 Ataques de miocardio.....	9
2.3.2 Bradicardia	9
2.3.3 Taquicardia.....	11
2.3.4 Hemoglobina	12
2.3.5 Conmutación del oxígeno y el dióxido de carbono.....	12
2.4 Ritmo cardíaco.....	14
2.4.1 Control de ritmo cardíaco.....	15
2.4.1.1 Sensores fisiológicos	15
2.4.1.2 Sensor de ritmo cardíaco	16
2.4.1.3 Electrocardiogramas	17

2.4.2	Tensiómetro	17
2.4.3	Termómetro infrarrojo corporal	18
2.4.4	Oxímetros.....	19
2.4.5	Pulsómetros	20
2.5	Modulo MAX30102	21
2.5.1	Subsistema SpO2.....	22
2.5.2	Sensor de temperatura.....	22
2.5.3	Controlador LED.....	22
2.6	Comunicación I2C	23
2.7	Arquitectura y funcionamiento de un ESP32.....	26
2.8	Funcionamiento Módulo GSM SIM 800L	27
2.9	Funcionamiento Red GSM.....	28
2.9.1	Arquitectura GSM.....	30
2.9.2	Utilización de la red GSM en los servicios médicos	31
2.10	Ley de beer Lambert.....	32
2.11	Cálculo de la saturación del oxígeno (SpO2).....	34
2.12	Medida pulsátil.....	35
2.13	Arreglos Ópticos en pulsómetros	35
CAPÍTULO 3: SIMULACIÓN Y ELABORACION DEL PROTOTIPO DEL SEGUIMIENTO RITMO CARDIACO		37
3.1	Diseño del sistema de telemedicina para la recopilación de datos de frecuencia cardiaca	38
3.1.1	Ejecución de la simulación	39
3.2	Prototipo	40
3.2.1	La utilidad del pulsioxímetro MAX30102.....	40
3.2.2	SIM800L.....	41
3.3	Esquema de conexión	42
3.4	Ensamble del prototipo	43
3.4.1	Conexión ESP32 - MAX30102.....	43

3.4.2 Conexión SIM800L	44
3.4.3 Estudio de cobertura de señal	45
3.5 Resultados obtenidos	46
3.5.1 Datos recopilados subidos a UBIDOTS	47
3.6 Presupuesto del ensamble del prototipo	50
CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	52
4.1 Conclusiones	52
4.2 Recomendaciones	53
Bibliografía.....	54

Índice de Figuras

Figura 1 Afeción nódulo sinusal	10
Figura 2 Comportamiento del corazón en una taquicardia	11
Figura 3 La curva de disociación de la hemoglobina del oxígeno	13
Figura 4 Electrocardiograma.....	17
Figura 5 Tensiómetro.....	18
Figura 6 Termómetro infrarrojo	19
Figura 7 Oxímetro medico	19
Figura 8 Modulo MAX30102	21
Figura 9 Protocolo I2C	23
Figura 10 Sincronización del reloj.....	24
Figura 11 Arbitraje de dos maestros	25
Figura 12 Estiramiento de reloj	25
Figura 13 Bloques funcionales ESP32.....	26
Figura 14 GSM SIM 800L	28
Figura 15 Esquema de la puesta marcha red GSM	29
Figura 16 Grafico relación ley lambert beer	33
Figura 17 Medida Pulsátil	35
Figura 18 Tipos de Reflexión	36
Figura 19 Diagrama de funcionamiento	37
Figura 20 Esquema de Simulación	38
Figura 21 Simulación lectura pulsómetro	39
Figura 22 Simulación modulo GSM	40
Figura 23 Diagrama del sistema del MAX30102	41
Figura 24 SIM800L con SIMcard movistar	41
Figura 25 Esquema conexión prototipo.....	42
Figura 26 ESP32-MAX30102.....	44
Figura 27 Conexión SIM800L	45
Figura 28 Estructura de la cobertura de señal	45
Figura 29 Prueba del prototipo	47
Figura 30 Gráfico PPM Real	48
Figura 31 Grafico PPM promedio.....	48
Figura 32 Cuadro comparativo PPM	49

Figura 33 Cuadro de datos PPM.....	49
Figura 34 Mensajes de Alerta via emai-SMS	50

Índice de Tablas

Tabla 1 Pulso Cardíaco cardíaca en reposo para hombres.	6
Tabla 2 Frecuencia cardíaca en reposo para mujeres.	7
Tabla 3 Representación numérica de la curva de disociación	14
Tabla 4 Presión arterial	16
Tabla 5 Descripción de las conexiones del prototipo	43
Tabla 6 Presupuesto del desarrollo del prototipo.....	51

RESUMEN

El presente trabajo de titulación tuvo como propósito el diseño y pruebas en un PROTOTIPO aplicado en la TELEMEDICINA para el seguimiento online del RITMO CARDIACO del usuario. Consiste en un sistema integrado con un sensor pulsioxímetro, MAX30102 empleado para la recopilación de datos como: las pulsaciones por minuto que muestra el órgano del corazón y la oxigenación presente en la sangre. Con la integración del MICROCONTROLADOR ESP32, permite conectarse vía red WIFI que ayudaría a que la información recopilada sea enviada a UBIDOTS, una plataforma online que permite subir a la nube los datos censados en tiempo real, ya que con la utilización de varias herramientas disponibles de esta plataforma, como el mostrar los datos en un gráfico o registrar en una tabla comparativa las ppm y oxigenación de la sangre en un periodo de tiempo, facilitaría la optimización del estudio del comportamiento cardiaco del paciente.

A su vez, se ha incorporado un módulo GSM/GPRS SIM800L compatible únicamente con RED 2G, la cual permite enviar o recibir ya sea información vía SMS o por llamada telefónica. Al aplicarla en este proyecto enviaría una alerta vía SMS sobre cualquier anomalía cardiaca del paciente al médico diagnóstico encargado, del cual hace que este dispositivo sea multipropósito.

Palabras clave: Ritmo Cardíaco, Prototipo, Telemedicina, Microcontrolador, Red 2G.

ABSTRACT

The purpose of this degree work was the design and testing of a PROTOTYPE applied in TELEMEDICINE for the online monitoring of the user's HEART RATE. It consists of a system integrated with a pulse oximeter sensor, MAX30102 used for the collection of data such as: beats per minute that shows the heart organ and the oxygenation present in the blood. With the integration of the ESP32 MICROCONTROLLER, it allows to connect via WIFI network that would help the information collected to be sent to UBIDOTS, an online platform that allows to upload to the cloud the data collected in real time, since with the use of various tools available from this platform, such as displaying the data in a graph or record in a comparative table the ppm and oxygenation of the blood over a period of time, would facilitate the optimization of the study of the patient's cardiac behavior.

At the same time, a GSM/GPRS SIM800L module has been incorporated, compatible only with 2G NETWORK, which allows sending or receiving information either via SMS or by phone call. When applied in this project, it would send an alert via SMS about any cardiac anomaly of the patient to the diagnosing physician in charge, which makes this device multipurpose.

Keywords: Heart Rate, Prototype, Telemedicine, Microcontroller, 2G Network.

CAPÍTULO 1: DESCRIPCIÓN GENERAL DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

1.1 Introducción

La incorporación de un módulo GSM a un pulsioxímetro que mida la frecuencia cardíaca y un microcontrolador empleando una conexión vía wifi para subir los datos recopilados a la nube, es un importante paso adelante en el seguimiento de la salud cardiovascular, en tiempos contemporáneos, donde la conectividad y la comunicación instantánea son esenciales (OMS, 2019). Este dispositivo innovador no sólo registra con precisión las pulsaciones por minuto del usuario, sino que también permite la transmisión de datos a través de redes celulares.

Este proyecto combina la tecnología de los pulsioxímetros tradicionales con la potencia de la red 2G, ofreciendo una solución completa para quienes desean monitorear constantemente su ritmo cardíaco y compartir información de manera rápida y eficiente. La combinación de estas dos tecnologías abre la puerta a muchas ventajas, desde el mantenimiento remoto hasta la respuesta rápida en situaciones de emergencia.

Se busca explorar la sinergia entre la medición precisa de la frecuencia cardíaca y la conectividad GSM, destacando que este dispositivo puede ofrecer para la monitorización en tiempo real, la monitorización remota y la respuesta a posibles problemas cardíacos. Este pulsioxímetro añadido a un módulo GSM es una prueba del avance tecnológico aplicado a la salud y ofrece a los usuarios una herramienta inestimable para cuidar de forma más hábil y eficaz la salud del corazón y de los vasos sanguíneos.

1.2 Definición del Problema

Las personas con antecedentes de problemas cardiacos deben realizarse un monitoreo constante deben ser supervisados para prevenir cualquier altercado, si bien existen dispositivos de monitorización cardiaca estos suelen ser muy robustos y poco prácticos, al mismo tiempo el medico necesita esperar un tiempo determinado para obtener un diagnóstico certero, es por ello se propone el diseño y elaboración de un prototipo que notifique al médico vía SMS.

1.3 Justificación del Problema

La conexión de un módulo GSM a un monitor de frecuencia cardíaca satisface la creciente necesidad de mejorar la accesibilidad, la velocidad y la eficiencia en el seguimiento de la salud cardiovascular. Una de las ventajas es que tiene la capacidad de compartir datos de frecuencia cardíaca directamente con profesionales de la salud es una forma eficaz de diagnosticar y tratar enfermedades cardíacas. Esto puede reducir la necesidad de visitas físicas, especialmente en áreas donde la atención médica es menos accesible.

La razón fundamental detrás del monitor pulsioxímetro añadido con un módulo GSM, es su capacidad para abordar problemas críticos de salud cardiovascular, mejorar la respuesta de emergencia, proporcionar monitoreo remoto efectivo y aprovechar la conectividad para mejorar la calidad de vida de los usuarios. Este enfoque no sólo resuelve los problemas existentes, sino que también establece un estándar más alto para la integración de tecnologías sanitarias.

1.4 Objetivos del Problema de Investigación

1.4.1 Objetivo general

Diseñar un sistema de seguimiento remoto del ritmo cardíaco y evaluar por medio de un prototipo los resultados obtenidos permitiendo garantizar la detección temprana de trastornos cardíacos con el fin de mejorar los resultados clínicos.

1.4.2 Objetivos específicos

- Investigar fundamentos teóricos médicos que asista a la utilización de dispositivos de análisis cardíaco.
- Diseñar el esquema y la programación del prototipo, que consistiría en diagnosticar comportamientos cardíacos en tiempo real.
- Evaluar el funcionamiento del rendimiento prototipo y por ende validar los conceptos investigados.

1.5 Hipótesis

Por medio del presente trabajo de integración curricular se pretende el diseño de un sistema de seguimiento remoto que a través de un microcontrolador con acceso a internet permita subir a la nube los datos recopilados por medio de un sensor que mida el ritmo cardiaco de una persona y con los datos obtenidos, según la condición, se envíe un mensaje de alerta vía SMS con la ayuda de un módulo con conexión a la red de telefonía 2G.

A su vez, se estima otorgar a aquel paciente que se ubique en lugares remotos tener un diagnóstico fidedigno en tiempo real sin la necesidad de desplazarse a un centro médico de forma recurrente, asimismo reduciendo gastos fijos y variables como lo puede ser el transporte o incluso la realización de exámenes de laboratorio. En adición, permitiría que el paciente pueda gestionar y recibir información sobre su condición, monitorear su progreso y participar activamente a la toma de decisiones relacionadas a su salud.

Con la elaboración del prototipo se pretende evaluar de forma más efectiva el alcance técnico que este proyecto pueda otorgar permitiendo conocer la autonomía de los componentes utilizados y los parámetros para una correcta implementación del sensor de ritmo cardiaco.

1.6 Metodología de Investigación

En el presente trabajo se emplea un tipo de investigación de carácter experimental que implica manipular la variable independiente para observar su efecto sobre la variable dependiente, mientras se controlan cuidadosamente otras variables que pueden influir en el resultado.

Este estudio se llevará a cabo a través de una revisión exhaustiva de fuentes confiables y actualizadas que permitirá comprender claramente los componentes correctos y apropiados para la elaboración de este proyecto y garantizar divulgación de los resultados.

CAPÍTULO 2: MARCO TEORICO

2.1 Salud electrónica

En el trayecto respecto al procesamiento de datos, las redes y las comunicaciones han contribuido al desarrollo de la ciber salud. Las mejoras en la velocidad de los datos a través de redes cableadas e inalámbricas, así como las mejoras en el procesamiento de datos, han eliminado las barreras para acceder a información médica, como las señales fisiológicas. La ciber salud no se limita a la telemedicina, sino que incluye el uso de datos digitales transmitidos electrónicamente con fines clínicos, educativos y administrativos, tanto a nivel local como a distancia. El término salud electrónica (e-health) ha surgido para describir la integración de las comunicaciones electrónicas y la tecnología de la información en la atención sanitaria. La salud electrónica incluye la salud móvil (m-Health), que se refiere a la mejora y prestación de atención médica mediante el uso de la internet y tecnologías relacionadas (Valencia, 2018).

Con el creciente número de enfermedades crónicas (como la hipertensión, la diabetes y las enfermedades cardiovasculares), los sistemas de seguimiento inteligentes se han convertido en herramientas clave en la ciber salud. Y resulta que son necesarios como:

- Aumentar la efectividad del tratamiento y el cumplimiento de este.
- Mejorar el control del desarrollo y progresión de la enfermedad.
- Mejora la supervivencia de determinadas enfermedades.

Sin embargo, además de los enormes beneficios para la salud que aporta la monitorización remota a los pacientes, también tiene un impacto muy positivo en la gestión de los servicios y costes médicos. Por esta razón, muchos países se están centrando en su implementación.

2.1.1 Telemedicina

La telemedicina se define como la prestación de servicios de atención médica a distancia, lo que implica que no es indispensable que el médico y el paciente estén en proximidad física para llevar a cabo un diagnóstico eficaz.

Es importante destacar que este enfoque puede aplicarse a diversas especialidades médicas. En este sentido, se ha aprovechado la tecnología para abordar y superar diversos desafíos comunes, como la distancia geográfica, la escasez de personal médico, los problemas de transporte, entre otros (Alava, 2022).

En fin, la salud electrónica va más allá de la atención médica a distancia, abarcando el uso de datos digitales transmitidos electrónicamente con propósitos clínicos, educativos y administrativos, tanto a nivel local como remoto. La telemedicina consiste en brindar servicios de atención médica a distancia mediante el empleo de tecnologías de la información y comunicación.

2.2 Frecuencia cardíaca

El corazón de un individuo realiza una determinada cantidad de pulsaciones por minuto, conocida como frecuencia cardíaca, la cual varía según la actividad física y el estado de salud. Este valor, también expresado en inglés como beats per minute (bpm), generalmente oscila entre 60 y 90 latidos por minuto. Es importante señalar que, aunque la frecuencia cardíaca es significativa, no es el único indicador relevante para evaluar la salud cardíaca. El ritmo de los latidos, que se registra comúnmente en un electrocardiograma, desempeña un papel crucial al detectar de manera más precisa posibles signos de enfermedad cardíaca (Alava, 2022).

Tabla 1 Pulso Cardíaco cardíaca en reposo para hombres.

Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	86>	70-84	62-68	60<
30-39	86>	72-84	64-70	62<
40-49	90>	74-88	66-72	64<
50-59	90>	74-88	68-74	66<
60>	94>	76-90	70-76	68<

Nota. Adaptado de (Charles Patrick Davis, 2022)

Tabla 2 Frecuencia cardíaca en reposo para mujeres.

Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	96>	78-94	72-76	70<
30-39	98>	80-96	72-78	70<
40-49	100>	80-98	74-78	72<
50-59	104>	84-102	76-82	74<
60>	108>	88-106	78-88	78<

Nota. Adaptado de Frontline Emergency Dallas (Charles Patrick Davis, 2022)

Asimismo, podemos tomar como referencia la tabla 1 y tabla 2, la cual detalla el promedio de pulsaciones cardíacas que debe de tener una persona en estado de reposo para el género masculino como para el género femenino, respectivamente, ya que ambos géneros poseen cualidades fisiológicas diferentes.

El ritmo cardíaco de una persona, medido en pulsaciones por minuto (ppm), varía según la actividad física y la salud. Por lo general, se sitúa entre 60 y 100 latidos por minuto. Aunque la frecuencia cardíaca es un indicador relevante, no es el único para evaluar la salud del corazón.

2.3 Enfermedades del corazón

Las enfermedades cardíacas y cerebrovasculares, así como los padecimientos de las arterias, arteriolas y capilares, se encuentran entre las 10 principales causas de muerte entre todas las edades de la región (Agüero & al, 2021).

En particular, las enfermedades cardiovasculares (ECV) son una importante carencia en la salud pública en todo el planeta y una de las fundamentales causas de afecciones, discapacidades y muertes prevenibles. Se espera que la incidencia aumente en las próximas décadas. En 2015, alrededor de 18 millones de personas murieron a causa de enfermedades cardiovasculares en todo el mundo, y se espera que para 2030 esta cifra aumente a 25 millones. Aunque la tasa de mortalidad por enfermedades cardiovasculares aumentó un 12,5% entre 2005 y 2015, la tasa de mortalidad ajustada disminuyó un 15,6% (Dávila, 2020).

Las enfermedades coronarias y las enfermedades cerebrovasculares representaron más del 85% de todas las enfermedades cardiovasculares en 2015, lo que correspondió a 15,2 millones de muertes. Esta ventaja conlleva a que los países de mayor poder adquisitivo a los que poseen un ingreso menor a la media. Este cambio se atribuye a varios factores, incluidos cambios demográficos como el rápido crecimiento y envejecimiento de la población y la urbanización. Esto ha dado lugar a diferentes tendencias de control y causas de las enfermedades: los factores de riesgo de enfermedades cardiovasculares han disminuido (como la obesidad y el sobrepeso, el tabaquismo, la dislipidemia, la hipertensión arterial y la diabetes) están disminuyendo en los países en desarrollados en la que su población posee mayor poder adquisitivo, mientras que en los de ingresos bajos y medios países van en ascenso (Lodoño, 2017).

Las afecciones cardíacas, cerebrovasculares y los trastornos de las arterias, arteriolas y vasos capilares se encuentran entre las diez principales causas de mortalidad en todas las edades en el país.

Es de destacar que las enfermedades cardiovasculares (ECV) son un importante problema de salubridad en todo el mundo y conforman una de las fundamentales causas de enfermedades, discapacidades y muertes prevenibles. Se espera que la incidencia aumente en las próximas décadas. En 2015, alrededor de 18 millones de personas murieron a causa de enfermedades cardiovasculares en todo el mundo, y se espera que esta cifra aumente a 25 millones en 2030.

Las enfermedades coronarias y las cerebrovasculares representaron más del 85% de todas las enfermedades cardiovasculares en 2015, lo que correspondió a 15,2 millones de muertes. Esta ventaja ha llevado a un desplazamiento de la carga de mortalidad de los países con un mayor poder adquisitivo en comparación a los países de ingresos bajos y medianos. Se cree que este cambio se debe a varios factores, incluido el rápido crecimiento de la población y cambios demográficos como el envejecimiento, la urbanización y la generalización de las conductas de peligro cardiovascular. Esto ha dado lugar a distintos sesgos epidemiológicos, con el descenso de factores de riesgo de enfermedad cardiovascular como puede ser con la obesidad, el tabaquismo, la hipertensión y la diabetes ya que están

disminuyendo en los países en desarrollo de altos ingresos, mientras que los niveles de ingresos promedio están aumentando en los países de bajos ingresos.

2.3.1 Ataques de miocardio

El infarto de miocardio o trombosis coronaria, comúnmente conocido como ataque al corazón, se refiere a la lesión en una parte del músculo cardíaco debido a la privación de oxígeno. Este evento se produce generalmente cuando se forman coágulos sanguíneos en una de las arterias coronarias, bloqueando así el flujo sanguíneo hacia el corazón. En algunos casos, el bloqueo puede ser ocasionado por un espasmo repentino en una arteria coronaria. La manifestación típica de un infarto de miocardio. La probabilidad de sufrir un infarto de miocardio aumenta significativamente en presencia de estrechamiento de las arterias. (Servicio Nacional de Salud (NHS), 2018).

Además, existe factores de riesgo como el tabaquismo, una dieta deficiente, la falta de actividad física y la obesidad pueden contribuir al desarrollo de estos depósitos. Es relevante señalar que los hombres tienen tres veces más probabilidades de experimentar un infarto en comparación con las mujeres (Servicio Nacional de Salud (NHS), 2018).

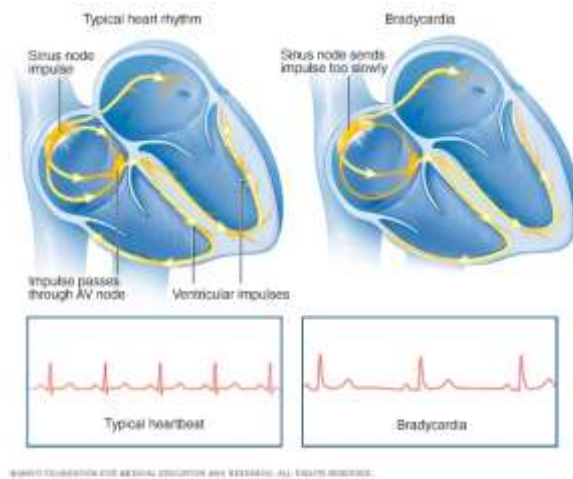
En conclusión, las enfermedades cardiovasculares, cerebrovasculares y trastornos vasculares son principales causas de mortalidad global. Las enfermedades cardiovasculares representan desafíos significativos de salud pública, proyectándose un aumento en su incidencia. Este predominio ha cambiado la carga de mortalidad hacia países de ingresos medios y bajos, atribuido a factores demográficos y comportamientos de riesgo cardiovascular. Los ataques de miocardio, caracterizados por la lesión en el músculo cardíaco debido a la privación de oxígeno, son comunes y asociados con factores de riesgo como el tabaquismo y la obesidad.

2.3.2 Bradicardia

La bradicardia consiste cuando la frecuencia cardíaca se baja, lo que significa que el corazón bombea lentamente, a un ritmo de menos de 60 latidos por minuto. Esta disminución de la frecuencia cardíaca puede ocurrir

en circunstancias fisiológicas normales y no siempre sugiere enfermedad, pero ocasionalmente sí ocurren síntomas que pueden indicar enfermedad cardiovascular y requieren tratamiento o seguimiento.

Figura 1 *Afección nódulo sinusal*



Nota. Tomado de (Foundation, 2022)

Como se mencionan (Vélez Páez & Montalvo Villagomez, 2020), normalmente el corazón consta de cuatro cámaras: dos superiores y dos inferiores denominadas aurículas y ventrículos respectivamente. Como podemos observar en la Figura 1, dentro de la aurícula derecha del corazón hay un grupo de células llamado nódulo sinusal. El nódulo sinusal emite una señal que provee cada latido del corazón.

Factores de riesgo:

El daño al tejido cardíaco causados por determinadas enfermedades cardíacas. Cualquier cosa que aumente el riesgo de problemas cardíacos puede aumentar el riesgo de bradicardia. Estas afecciones se muestran cuando:

- Edad avanzada
- Presión arterial alta
- Fumar
- Consumo excesivo de alcohol
- Consumo de drogas ilícitas
- Estrés y ansiedad

2.3.3 Taquicardia

Este padecimiento consiste en que el corazón palpita más deprisa de lo normal, por lo general a más de 100 latidos por minuto. Algunas formas de taquicardia son normales, mientras que otras pueden significar enfermedad o poner en peligro la vida. La función del corazón es bombear sangre por todo el cuerpo para transportar oxígeno y nutrientes a los órganos y eliminar los desechos de éstos (Umana, 2020).

Figura 2 *Comportamiento del corazón en una taquicardia*



Nota. Tomado de (Cleveland Clinic, 2022)

Es normal que el corazón emita latidos más deprisa durante el ejercicio o como respuesta al estrés, como lo detalla en la figura 2. El objetivo es suministrar más sangre a los órganos que en reposo y relajación. A veces, una frecuencia cardíaca rápida puede ser anormal y requiere atención médica urgente.

Según (Umana, 2020) existen 3 tipos de taquicardia

- Taquicardia sinusal: es cuando una sección del corazón envía señales eléctricas más rápido de lo normal. Puede ser una respuesta normal a determinadas situaciones de estrés o un signo de anemia, hiperactividad de la glándula tiroides o mala salud general.
- Taquicardia supraventricular: problemas con las señales eléctricas de las cavidades superiores (aurículas) del corazón que hacen que éste emita latidos más deprisa de lo normal. Esto reduce el flujo sanguíneo al resto del cuerpo, ya que el corazón no puede bombear la sangre con la misma eficacia.
- Taquicardia ventricular: problemas con las señales eléctricas de las cavidades inferiores del corazón que hacen que éste realice

latidos más deprisa. Esto afecta a su capacidad de bombear sangre al resto del cuerpo y puede poner en peligro la vida. Suele estar causada por una cardiopatía coronaria o una miocardiopatía (problemas del músculo cardíaco).

2.3.4 Hemoglobina

La hemoglobina es la proteína que contienen los glóbulos rojos y que es responsable del aporte de oxígeno a los tejidos. Para asegurar una oxigenación adecuada de los tejidos, debe mantenerse un nivel adecuado de hemoglobina. La proporción de hemoglobina en la sangre se denomina gramos por decilitro. (g/dl). El nivel normal de Hb para los hombres es de 14 a 18 g/dl; la de las mujeres es de 12 a 16 g/dl. Cuando el nivel de hemoglobina es bajo, el paciente tiene anemia. Una eritrocitosis es la consecuencia de demasiados glóbulos rojos; esto da como resultado niveles de hemoglobina por encima de lo normal. (H Kenneth Walker, W Dallas Hall, & J Willis Hurst, 1990)

También transporta oxígeno desde los pulmones a los tejidos y facilita el transporte de retorno de dióxido de carbono. En la circulación arterial, la hemoglobina tiene una alta afinidad por el oxígeno y una baja afinidad por el dióxido de carbono. En la circulación venosa, estas afinidades relativas se invierten. (Marengo-Rowe, 2006)

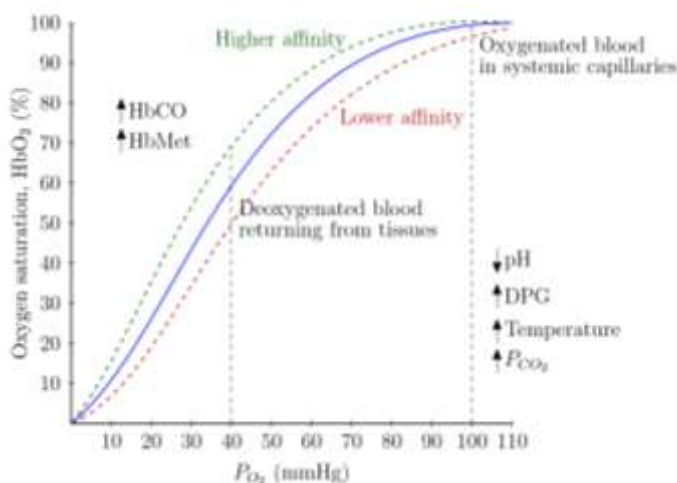
2.3.5 Conmutación del oxígeno y el dióxido de carbono

En el proceso de oxigenación de los tejidos, la respiración pulmonar mueve el aire ambiente de adentro hacia a fuera de los alvéolos pulmonares a través de una serie de cavidades y tubos del sistema respiratorio. El aire circula entre la atmósfera y los pulmones debido a las diferencias de presión alternantes creadas por los músculos espiratorios. El ritmo de ventilación está controlado por las neuronas respiratorias, que reciben información de muchos receptores mecánicos y químicos. Por ejemplo, el ritmo de ventilación se acelera durante el ejercicio debido al aumento de la concentración de dióxido de carbono en la sangre. La sangre desoxigenada entra en la circulación pulmonar desde la parte derecha del corazón. La respiración pulmonar se

encarga de la circulación del oxígeno y del dióxido de carbono entre los alvéolos y la sangre en los capilares pulmonares, según (Urpalainen, 2011)

En la figura 3, presenta el nivel de saturación de oxígeno de la hemoglobina en función de la presión parcial de oxígeno (PO_2), es decir la afinidad del oxígeno por la hemoglobina. La forma de la curva tiene ventajas fisiológicas. La parte superior plana significa que, a pesar de los cambios relativamente elevados de la PO_2 en la respiración externa el nivel de saturación será alto. Normalmente la PO_2 de la sangre oxigenada en sistema vascular es de unos 100 mmHg.

Figura 3 La curva de disociación de la hemoglobina del oxígeno



Nota. Tomado de (Jose Felix, 2019)

En la gráfica de la Figura 3, indica que la parte inferior de la pendiente significa que pueden liberarse grandes cantidades de oxígeno sin que se produzca un gran descenso de la PO_2 capilar durante la respiración interna. La PO_2 de la sangre desoxigenada en el sistema vascular es de unos 40 mmHg. Durante el ejercicio o una mayor actividad metabólica, la presión parcial puede disminuir a unos 20 mmHg. (Jose Felix, 2019)

La línea roja punteada describe la situación en la que la afinidad por el oxígeno se reduce y la línea punteada verde cuando la afinidad por el oxígeno se incrementa. Las presiones parciales típicas de la sangre desoxigenada y oxigenada están marcadas con líneas verticales discontinuas. En la tabla 3 podemos precisar de una manera mas precisa los datos mostrados por la Figura 3.

Tabla 3 Representación numérica de la curva de disociación

Saturación de oxígeno en la sangre	Presión arterial de oxígeno (mmHg)
100	96>
98.4	98>
95	100>
90	59
80	48
73	40
60	30
50	26
40	23
35	21
30	18

Nota. Adaptado de (Serrano, 2017)

Podemos concluir que la saturación de la sangre es crítica cuando es menor al 90% en este caso se puede diagnosticar la afección de una manera más asertiva; en este tipo de casos el paciente debe recibir inmediatamente un tratamiento para tratar la afección. Además, cuando los pacientes registran niveles por debajo al 80% se encontrarían en una situación grave por lo tanto serán sometidos a una monitorización e intubación.

2.4 Ritmo cardíaco

Un ritmo cardíaco se considerará normal cuando se inicie en el nódulo sinusal y se propague a través de todas las estructuras cardíacas por las rutas habituales de manera regular. Bajo este enfoque, cualquier retraso en la conducción de los impulsos o una secuencia de activación inusual (como en los bloqueos de ramas y preexcitaciones) también se clasificarán como arritmias cardíacas (Armas & al, 2018).

Las causas de las arritmias cardíacas se dividen en: a) alteraciones en la conducción de los impulsos, b) disfunciones en el automatismo, combinación de ambos. En lo que respecta a las alteraciones en la conducción, estas pueden dar lugar a bloqueos cardíacos. Dichos bloqueos

se clasifican según su gravedad en bloqueos de primer grado (donde el impulso atraviesa la zona de bloqueo lentamente), bloqueo de segundo grado (cuando no todos los impulsos superan la zona de bloqueo) y bloqueo de tercer grado (donde ningún impulso logra atravesar la zona de bloqueo) (Armas & al, 2018).

En condiciones normales, un impulso eléctrico que se origina en el nódulo sinusal se propaga para activar las aurículas y, simultáneamente. Después de la activación de los ventrículos, el impulso eléctrico se extingue, ya que no encuentra nuevo tejido susceptible de despolarización. El concepto de reentrada implica que un impulso no se extingue después de haber activado el corazón, sino que vuelve a excitar fibras que previamente se han despolarizado (Criollo, Llanos, & Landí, 2022).

2.4.1 Control de ritmo cardiaco

El control de los signos vitales se realiza mediante la medición de variables fisiológicas utilizando sensores que captan la señal analógica y la convierten en digital mediante un microcontrolador para su visualización. Además, el autor destaca que la monitorización puede clasificarse en dos categorías: invasiva y no invasiva. La monitorización invasiva implica el uso de sensores que se introducen en el cuerpo o atraviesan la piel para detectar las señales fisiológicas deseadas. En contraste, la monitorización no invasiva no implica atravesar la piel ni penetrar físicamente en el cuerpo humano. Este estudio se centra en sensores no invasivos que buscan medir la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, presión arterial, saturación de oxígeno y temperatura corporal (Alava, 2022).

2.4.1.1 Sensores fisiológicos

Entre los implementos que se utilizan para controlar el ritmo cardíaco se encuentran los sensores fisiológicos que es un dispositivo que detecta y mide cambios en una propiedad física, almacenando y respondiendo a dichos cambios. Por otro lado, un transductor es un dispositivo que convierte un cambio físico o químico en una señal mensurable. Las variables físicas como longitud, peso, temperatura, presión y electricidad pueden ser cuantificadas

mediante el uso de sensores fisiológicos, siendo cruciales para evaluar el estado funcional de los individuos (Kanani & Padole, 2018).

El cuerpo humano puede ser considerado como un generador de señales eléctricas o electromagnéticas, y se puede analizar como un generador eléctrico mediante transductores. La captura de señales en la superficie o dentro del cuerpo se denomina electrografía, y da lugar a una forma de onda conocida como electrograma. La unidad básica del cuerpo es la célula, y algunas de ellas, como las neuronas, fibras nerviosas y musculares, responden a estímulos externos (Kanani & Padole, 2018)

2.4.1.2 Sensor de ritmo cardíaco

El electrocardiógrafo está compuesto por tres electrodos dispuestos en la región torácica sobre la piel. Estos electrodos capturan la señal electrocardiográfica generada en el miocardio del paciente, y dicha señal se representa en forma de electrocardiogramas (EKG o ECG). El electrocardiograma, conforme a Zavala (2017), constituye una prueba de diagnóstico no invasiva utilizada para evaluar el ritmo cardíaco al registrar la actividad eléctrica del corazón (Zavala, 2017).

Al hablar del ritmo cardíaco se debe considerar la presión arterial, como su nombre indica, refleja la fuerza ejercida en las arterias cuando la sangre es impulsada alrededor del cuerpo por el corazón. La presión arterial se compone de dos números: la presión sistólica, que ocurre durante la contracción del corazón, y la presión diastólica, que ocurre durante la relajación entre latidos (Valencia, 2018). En la tabla 4 muestra que la segunda columna corresponde a la presión sistólica, mientras que el tercera está relacionado con la presión diastólica. Idealmente, la presión arterial debe ser igual o inferior a 120/80.

Tabla 4 Presión arterial

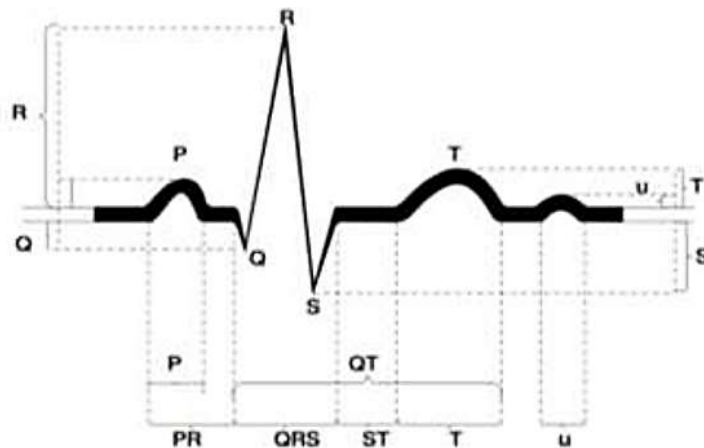
Categoría	Sistólica(mmHg)	Diastólica(mmHg)
Hipotension	<90	<60
Presión deseada	90-119	60-79
Pre hipertensión	120-139	80-89
Etapa 1 Hipertensión	140-159	90-99
Etapa 2 Hipertensión	160-179	100-109
Crisis hipertensiva	≥ 180	≥ 110

Nota. Tomado de (Valencia, 2018)

2.4.1.3 Electrocardiogramas

El electrocardiograma se utiliza como una herramienta para medir las funciones eléctricas y musculares del corazón, permitiendo una evaluación no invasiva del órgano. Esta prueba posibilita la evaluación del sistema de conducción del corazón o músculo, así como la detección indirecta de ritmos patológicos ocasionados por daños a los tejidos o diversos trastornos. El electrocardiograma mostrado en la Figura 4 representa 5 ondas (ocasionalmente 6), 3 espacios y 1 segmento, siendo las ondas denominadas P, Q, R, S y T. Además, presenta espacios P-Q, Q-T y T-P, junto con el segmento S-T (Valencia, 2018). En la Figura 4 se muestra el comportamiento que se espera de un electrocardiograma.

Figura 4 Electrocardiograma



Nota. Tomado de Valencia (2018)

2.4.2 Tensiómetro

Es un dispositivo diseñado para medir la presión sanguínea del paciente, la cual se origina a partir de los latidos del corazón. Cada latido impulsa la sangre hacia las arterias, generando un flujo que recorre todo el cuerpo y, durante este proceso, la fricción en las arterias produce presión en su interior. Este dispositivo también es conocido como monitor de presión arterial, y sus mediciones están vinculadas a la fuerza ejercida por el flujo sanguíneo en las paredes arteriales (Kanani & Padole, 2018).

Figura 5 *Tensiómetro*



Nota. Tomado de (Kanani & Padole, 2018)

Cuando se realiza la medición de presión, se obtienen dos valores como se muestra en la Figura 5: la presión sistólica en la parte superior de la pantalla, la presión diastólica en el medio y finalmente las pulsaciones en la parte inferior. La presión sistólica, que corresponde al momento de máxima presión durante el latido del corazón, se mide primero. La presión diastólica, que se registra durante el período de descanso entre latidos, representa la mínima presión. La presentación correcta de la medición es indicar primero la presión sistólica y luego la presión diastólica, por ejemplo, 120/90. Esta variable fisiológica se mide en milímetros de mercurio (mmHg), y un valor elevado puede ser indicativo de enfermedades más graves, como ataques al corazón o derrames cerebrales, entre otras complicaciones (Kanani & Padole, 2018).

2.4.3 Termómetro infrarrojo corporal

El termómetro es un dispositivo empleado para medir la temperatura. Dado que las variaciones en la temperatura corporal pueden ser indicativas de ciertas enfermedades, la medición de la temperatura es fundamental para el diagnóstico y la monitorización del paciente. Para llevar a cabo esta medición, se puede utilizar un termómetro corporal, que proporciona información sobre la temperatura del individuo, podemos observar un modelo en la Figura 6. En la actualidad, existen dispositivos como los termómetros infrarrojos que facilitan la medición de la temperatura de manera práctica y fiable (Zavala, 2017).

Figura 6 *Termómetro infrarrojo*



Nota. Tomado de (Alava, 2022)

2.4.4 Oxímetros

El oxímetro es un dispositivo sensor que lleva a cabo dos mediciones simultáneas: la primera es la frecuencia de pulsaciones por minuto, y la segunda es la saturación de oxígeno en la sangre. Es importante destacar que el pulso está directamente relacionado con la expansión y contracción de las arterias, consecuencia del bombeo de sangre por parte del corazón; en otras palabras, el pulso cardíaco se refiere al número de latidos del corazón (Alava, 2022).

Figura 7 *Oxímetro médico*



Nota. Tomado de (Alava, 2022)

El oxímetro de la figura 7 contiene el subsistema SpO₂, el cual permite cancelación de luz ambiental (ALC), un ADC de tiempo continuo y un filtro de tiempo discreto patentado. El ALC tiene un circuito interno Track/Hold para cancelar la luz ambiental y aumentar el rango dinámico efectivo. Adicional contiene sensor de temperatura integrado para calibrar la dependencia de la temperatura del subsistema de SpO₂. El sensor de temperatura tiene una

resolución inherente de 0,0625°C. Los datos de salida del dispositivo son relativamente insensibles a la longitud de onda del LED IR, donde la longitud de onda del LED rojo es fundamental para la interpretación correcta de los datos. Se utiliza un algoritmo de SpO2. Por último, integra controladores de LED rojo e infrarrojo para modular los pulsos de LED para las mediciones de SpO2 y HR. La corriente del LED se puede programar de 0 a 50 mA con el voltaje de suministro adecuado (Maxim integrated, 2018).

2.4.5 Pulsómetros

Es un dispositivo que posibilita a los usuarios medir su frecuencia cardíaca en tiempo real. Generalmente, consta de dos componentes: una correa transmisora que se coloca en el pecho y un receptor de muñeca, comúnmente incorporado en un reloj. Con los avances tecnológicos aplicados a las smartbands o gadgets, cada vez son más comunes los pulsómetros de un solo elemento, es decir, un reloj que no solo recopila datos como velocidad, distancia recorrida e incluso un mapa del recorrido si el dispositivo cuenta con GPS, sino también registra las pulsaciones. Inicialmente, estos dispositivos tenían un origen médico y se utilizaban para monitorear constantes vitales en entornos hospitalarios; sin embargo, con el tiempo, han ganado popularidad en el ámbito deportivo, donde los atletas pueden rastrear el esfuerzo realizado durante sus entrenamientos (García, 2018).

Según (Jara, 2018) indica que existen tres tipos de pulsómetros que se pueden distinguir:

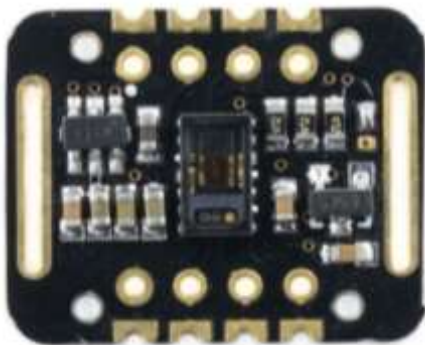
- Aquellos que miden el pulso al colocar el dedo en un sensor ubicado junto a la pantalla del reloj.
- Los que miden el pulso al colocar las manos en dos sensores mientras te ejercitas en una cinta, bicicleta o elíptica. Estos son exclusivos para el uso en equipos de gimnasio.
- Aquellos que miden el pulso mediante una cinta con electrodos colocada en la zona del pecho. Estos son los más utilizados y extendidos, destacando por su sencillez, facilidad de uso y precisión.
- El ritmo cardíaco que es el tiempo en el cual se mueve el corazón o late el corazón. Para controlarlo se deben implementar

diversas herramientas que ayudarán no solo a los médicos sino también a los pacientes a realizar un seguimiento de su salud.

2.5 Modulo MAX30102

El MAX30102 es un módulo integrado para medir la concentración de oxígeno en el pulso y medir la frecuencia cardíaca. Contiene LED internos, fotodetectores, componentes ópticos y componentes electrónicos silenciosos que suprimen la luz ambiental. A su vez, es una solución de sistema completa que simplifica el proceso de diseño de dispositivos móviles y portátiles. El MAX30102 opera con un monitor de frecuencia cardíaca de bajo consumo (<1 mW) y una corriente de $0,7 \mu\text{A}$, y un rango de temperatura de funcionamiento de $-40 \text{ }^\circ\text{C}$ a $+85 \text{ }^\circ\text{C}$. Además, con una única fuente de alimentación de $1,8\text{V}$ y una fuente de alimentación independiente de $3,3 \text{ V}$ para los LED internos.

Figura 8 *Modulo MAX30102*



Nota. Tomado por (Babalola, Akingbade, & Ubochi, 2022)

En la figura 8 observamos que el sensor tiene una luz LED roja y una longitud de onda de 660 nm y otros LEDs infrarrojos que poseen una longitud de onda de 880 nm . Los LED están controlados por el sistema LED Driver, que puede ser programado para suministrar una corriente de 0 a 50 mA a cada LED. También modula la duración del impulso para cada transmisor de $69 \mu\text{s}$ a $411 \mu\text{s}$, de la cual regula el tiempo de conmutación variable de cada LED.

La transmisión de información se realiza a través de una interfaz estándar compatible con I2C. El módulo puede desconectarse por software con corriente cero en modo de espera, por ende, permite que los raíles de

alimentación se mantengan energizados en todo momento. (Babalola, Akingbade, & Ubochi, 2022)

2.5.1 Subsistema SpO2

El subsistema SpO2 del MAX30102 contiene cancelación de luz ambiental, un ADC sigma-delta de tiempo continuo y un filtro propietario de tiempo discreto. El ALC tiene un circuito interno de seguimiento / retención para cancelar la luz ambiental y aumentar el rango dinámico efectivo. El ADC de SpO2 tiene rangos de escala completa programables de 2 μ A a 16 μ A. El ALC de ALC puede cancelar hasta 200 μ A de corriente ambiente. El ADC interno es un sobre muestreo de tiempo continuo sigma-delta con una resolución de 18 bits. La frecuencia de es de 10,24 MHz. La velocidad de datos de salida del ADC puede programarse de 50mps (muestras por segundo) a 3200mps.

2.5.2 Sensor de temperatura

El MAX30102 tiene un sensor de temperatura en el chip para calibrar la dependencia de temperatura del subsistema SpO2. El sensor de temperatura tiene una resolución de 0,0625°C. Los datos de salida del dispositivo son prácticamente imperceptibles a la longitud de onda del LED IR, mientras que la longitud de onda del LED rojo es crítica para la correcta interpretación de los datos. El algoritmo de SpO2 utilizado con la señal de salida del MAX30102 puede compensar el error de SpO2 asociado con los cambios de ambiente.

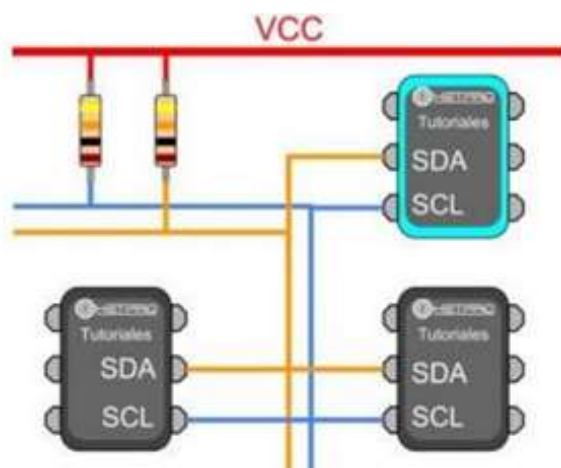
2.5.3 Controlador LED

El MAX30102 integra controladores de LED rojos e IR para modular los impulsos LED para las mediciones de SpO2 y FC. La corriente del LED se puede programar de 0 a 50mA con la tensión de alimentación adecuada. La amplitud del pulso del LED se puede programar de 69 μ s a 411 μ s para permitir que el algoritmo optimizar la precisión de SpO2 y FC y el consumo de energía en función de los casos de uso. (Integrated, 2018)

2.6 Comunicación I2C

El protocolo I2C es tanto un puerto como un protocolo de comunicación serial que establece la estructura de datos y las conexiones físicas para la transferencia de bits entre dos dispositivos digitales. Este puerto, en el esquema de la figura 9 se compone de SDA, dos cables de comunicación y SCL. Además, el protocolo permite la conexión de hasta 127 dispositivos esclavos mediante estas dos líneas, con velocidades que pueden alcanzar los 100, 400 y 1000 kbits/s. En el contexto de I2C, se identifican dos elementos fundamentales: un maestro y un esclavo (Rosero, 2018).

Figura 9 Protocolo I2C



Nota. Tomado de (Rosero, 2018)

El maestro I2C supervisa el control del cable de reloj, conocido como SCL (Serial CLock) en inglés. Además, es responsable de iniciar y detener la comunicación. La información binaria serial se transmite exclusivamente a través de la línea o cable de datos seriales, denominado SDA (Serial Data) en inglés. Es importante destacar que dos Maestros no pueden compartir el mismo puerto I2C. El esclavo I2C, comúnmente representado por un sensor, proporciona información relevante al maestro. Puede desempeñar dos roles: esclavo-transmisor o esclavo-receptor. Cabe señalar que un dispositivo I2C esclavo no tiene la capacidad de generar la señal SCL (Rosero, 2018).

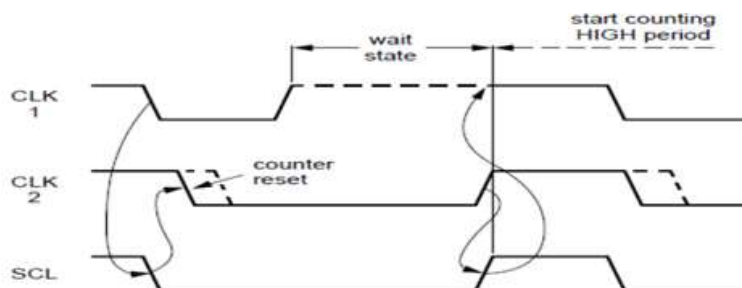
Entre las características de la comunicación I2C se encuentran:

- Solo dos líneas de cable: SDA y SCL
- I2C puede ser multi-maestro y multi-esclavo

- Transferencias de datos seriales bidireccionales orientadas a 8 bits pueden realizarse a velocidades de hasta 100 Kbit/s en el modo estándar
- Hasta 400 Kbit/s en el modo rápido
- Hasta 1 Mbit/s en el modo rápido plus
- Hasta 3.4 Mbit/s en el modo de alta velocidad
- Transferencias de datos unidireccionales de hasta 5 Mbit/s en el modo Ultra Fast
- Modos de direccionamiento de datos de 7 bits, 10 bits y libre

La sincronización de reloj mostrada gráficamente en la figura 10 se realiza mediante la conexión en serie AND de las interfaces I2C a la línea SCL. Esto significa que una transición de alto a bajo en la línea SCL provoca que los maestros respectivos comiencen a contar su período bajo. Una vez que un reloj maestro está en estado bajo, mantiene la línea SCL en ese estado hasta que se alcanza el estado alto del reloj. Si otro reloj aún se encuentra en su período bajo, la transición de bajo a alto de este reloj puede no cambiar el estado de la línea SCL. La línea SCL la mantiene en estado bajo el maestro con el período bajo más largo. Durante este tiempo, el maestro con un período bajo más corto entra en un estado de espera alto. Se genera un reloj SCL sincronizado con su período bajo determinado por el maestro que tiene el período bajo más largo y su período alto está determinado por un maestro que tiene el período alto más corto (Sagarkumar, 2019).

Figura 10 Sincronización del reloj

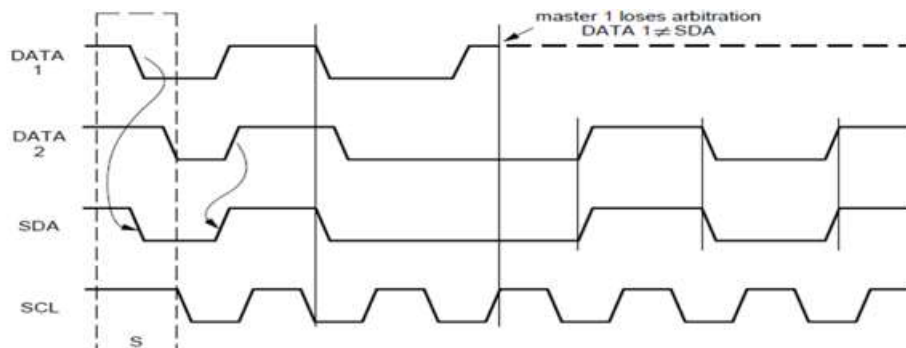


Nota. Tomado de (Sagarkumar, 2019)

Al igual que la sincronización de reloj, el arbitraje se utiliza cuando más de un maestro inicia la transferencia de datos al mismo tiempo, tal como se observa en la figura 11. El arbitraje es necesario para determinar qué maestro

toma el control sobre la línea SDA y completa su transferencia. El arbitraje se realiza bit a bit. En cada bit, mientras SCL está en alto, cada maestro verifica si el nivel de SDA coincide con lo que ha enviado. La primera vez que un maestro envía un nivel alto, pero detecta un nivel bajo de SDA, ese maestro pierde la arbitración y entra en un estado de espera (Sagarkumar, 2019).

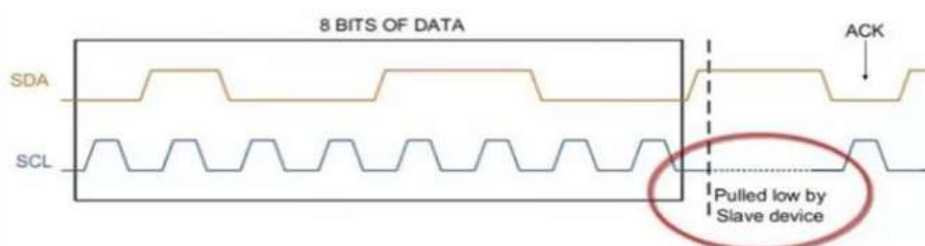
Figura 11 Arbitraje de dos maestros



Nota. Tomado de (Sagarkumar, 2019)

Durante la comunicación, a nivel de byte, un dispositivo puede ser capaz de recibir datos a una velocidad rápida, pero necesita más tiempo para almacenar un byte recibido o preparar el siguiente byte para ser transmitido. Los esclavos pueden mantener la línea SCL en estado bajo, lo que se conoce como Estiramiento de Reloj, mostrado en la figura 12. Durante este tiempo, el maestro entra en un estado de espera (Sagarkumar, 2019).

Figura 12 Estiramiento de reloj



Nota. Tomado de (Sagarkumar, 2019)

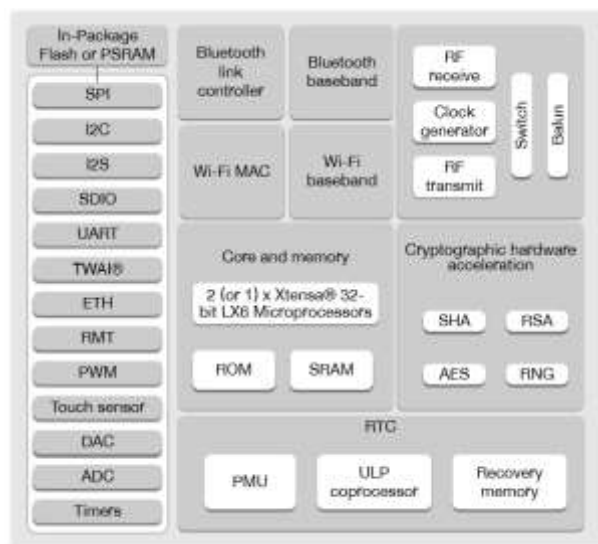
En fin, el protocolo I2C, o Integrated Circuit, es una combinación de puerto y protocolo de comunicación serial que facilita la transferencia de datos entre dos dispositivos digitales. Este protocolo establece la estructura de datos y las conexiones físicas necesarias para la transmisión de bits.

2.7 Arquitectura y funcionamiento de un ESP32

Formalmente lanzada en enero de 1999, se destaca como la biblioteca de software libre más influyente en el ámbito de la visión artificial. Su desarrollo se llevó a cabo utilizando el lenguaje de programación C++, aunque ofrece bibliotecas para la ejecución de proyectos en C, Java, C++, y Python. Asimismo, se adapta a distintos sistemas operativos, como Android, Linux, MAC y Windows. La biblioteca se emplea con frecuencia en proyectos que demandan funcionalidades como reconocimiento y detección facial, seguimiento, identificación de objetos, sistemas de seguridad, entre otros (Alvarez & Bazán, 2022).

La opción de trabajar en el entorno Arduino brinda la ventaja de emplear un lenguaje de programación familiar y utilizar un IDE fácil de manejar. Además, se puede aprovechar toda la información disponible en internet sobre proyectos y bibliotecas. La comunidad activa de usuarios de Arduino proporciona un sólido respaldo, especialmente para plataformas como ESP32 y ESP8266 (Alvarez & Bazán, 2022).

Figura 13 Bloques funcionales ESP32



Nota. Tomado de (Systems, 2019)

El ESP32 tiene un total de 34 pines digitales. Estos pines, como los de cualquier placa Arduino, le permiten agregar LED, botones, zumbadores y más a nuestros proyectos. La mayoría de estos pines admiten estados internos de pull-up, pull-down y de alta impedancia. Esto los hace ideales para

conectar botones matriciales y teclados, así como métodos de multiplexación que permite compartir en un mismo pin para él envío de datos a diferentes receptores y demás funciones disponibles, como lo demuestra en la figura 13.

El ESP32 tiene dos convertidores de digital a analógico. Esto permite la generación de dos señales de tensión analógicas puras. Estos convertidores se pueden utilizar para:

- Controlar circuitos analógicos
- Controlar el brillo del LED e incluso agregue amplificadores y pequeños parlantes a su proyecto para reproducir canciones.

El microcontrolador ESP32 es un dispositivo diseñado para proyectos integrados que incluye capacidades de WiFi y Bluetooth. Este microcontrolador ofrece pines genéricos para la conexión de periféricos y también es compatible con el bus I2C para la comunicación con el sensor de presión atmosférica (González, 2019). También se implementa un protocolo TCP/IP y MAC Wi-Fi 802.11 b/g/n completo. Admite las operaciones Basic Service Set (BSS) STA y SoftAP bajo la función de control distribuido (DCF). La gestión de la alimentación se realiza con mínima interacción con el host para minimizar el periodo de servicio activo.

Además, este módulo incluye una abertura para una tarjeta microSD, lo que posibilita la grabación de imágenes capturadas por la cámara o el almacenamiento de archivos. Además, se suministra con el módulo de cámara de 2 megapíxeles (Alvarez & Bazán, 2022).

2.8 Funcionamiento Módulo GSM SIM 800L

El módulo SIM800L GSM/GPRS es un pequeño módem GSM que se puede utilizar en varios proyectos de IoT. Con este módulo podrás hacer casi todo lo que puedes hacer en un teléfono móvil normal como, por ejemplo: enviar mensajes SMS, realizar llamadas telefónicas, conectarse a Internet mediante GPRS, etc. Para destacar, este módulo es compatible con redes GSM/GPRS cuatribanda y su funcionamiento sería válido en cualquier parte del mundo. Para su óptimo rendimiento, es esencial contar con una fuente de energía que proporcione la potencia necesaria para su funcionamiento. Durante la transmisión y el registro en la red, el módulo puede llegar a consumir hasta 2 amperios de corriente. Es importante destacar que el módulo

no incluye un regulador de voltaje, por lo que se requiere una fuente externa que suministre los 4 voltios necesarios (Díaz & Rojas, 2021).

Para que el módulo funcione correctamente, necesita una fuente de alimentación que le proporcione un voltaje de entre 3,4 y 4,4 voltios. Durante la transmisión de datos, el módulo puede consumir hasta 2 amperios de corriente. El módulo expuesto en la figura 14, se comunica con otros dispositivos electrónicos a través de una interfaz serial. Esta interfaz se utiliza para enviar comandos al módulo para controlar sus funciones. Los comandos AT son un conjunto de comandos estándar que se utilizan para controlar los módulos de comunicación (Díaz & Rojas, 2021).

Figura 14 GSM SIM 800L



Nota. Tomado de (Díaz & Rojas, 2021)

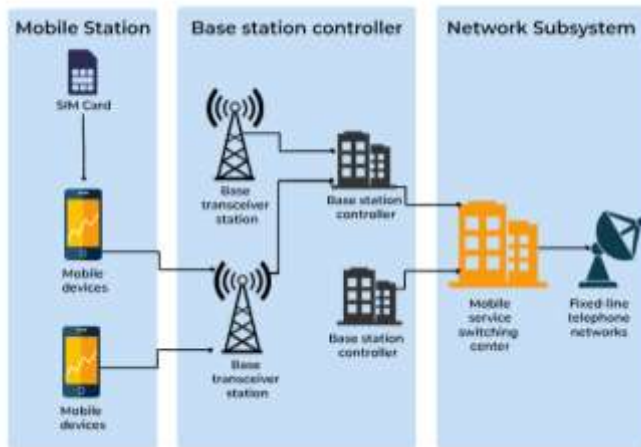
La operación específica puede cambiar dependiendo del fabricante y la versión del módulo, sin embargo, estos son los principios esenciales que dirigen el empleo común del módulo GSM SIM800L en proyectos de comunicación móvil.

2.9 Funcionamiento Red GSM

GSM es una norma de comunicación celular digital universalmente aceptada. El Instituto Europeo de Normas de Telecomunicación creó la norma GSM para definir los procedimientos de las redes móviles digitales de segunda generación. Se trata de un programa de tecnología de comunicaciones de área extensa que utiliza la canalización digital de radio para dar lugar a sistemas de comunicación de audio, información y multimedia (Gaona García & Ávila Angulo, 2019).

Es una red móvil esto implica que los dispositivos interactúan con ella buscando células cercanas. Esta red junto con otros avances tecnológicos ha influido en la evolución de los servicios de telecomunicaciones inalámbricas móviles. Un sistema GSM gestiona la comunicación entre estaciones móviles, estaciones base y sistemas de conmutación, como lo evidencia de una la figura 15.

Figura 15 Esquema de la puesta marcha red GSM



Nota. Tomado de (SpiceWork, 2022)

Cada canal de radio GSM tiene una anchura de 200 kHz y se divide además en tramas de 8 intervalos de tiempo. El sistema GSM comprende estaciones móviles, estaciones base y sistemas de conmutación entrelazados.

Por su sencillez, asequibilidad y accesibilidad, GSM es actualmente la tecnología de red más utilizada en las aplicaciones de Internet de las Cosas (IoT) que abre un mundo de aplicaciones para esta red.

La utilización del ancho de banda de 900 MHz era uno de los planes iniciales del Sistema Global de la vía de comunicación móvil, ya no es obligatorio. Desde entonces, los sistemas GSM han crecido y ahora pueden operar en diversas bandas de frecuencia, cabe resaltar que el ancho de banda es la medida de los datos disponibles en una red. Según (Gaona García & Ávila Angulo, 2019), los anchos de banda de frecuencia GSM se dividen en dos vías:

- La mayor parte de Europa, Asia, África, Oriente Medio y Australia utilizan la banda de 900 MHz / 1800 MHz.

- América del Norte y del Sur, así como Estados Unidos, Canadá, México y otros países, utilizan la banda de 850 MHz / 1900 MHz.

En el Sistema Mundial de Comunicaciones Móviles, el ancho de banda de 900 MHz abarca de 880 a 960 MHz, mientras que la banda de 1800 MHz abarca de 1710 a 1880 MHz.

Los sistemas celulares basados en GSM utilizan una serie de números o códigos únicos para reconocer a los abonados celulares y prestarles la asistencia adecuada. IMSI (International Mobile Subscriber Identity) es un código de serie único para cada tarjeta SIM. Para ocultar la identidad permanente, la red telefónica puede crear un código de corta duración llamado Identidad Temporal de Abonado Móvil para cada IMSI.

2.9.1 Arquitectura GSM

La arquitectura GSM se compone de cuatro sistemas centrales:

1. El sistema de conmutación de red (NSS)

El NSS es un elemento GSM que proporciona gestión de flujos y procesamiento de llamadas para dispositivos móviles que se desplazan entre estaciones base.

- Centro de Conmutación de Servicios Móviles (MSC): El MSC soporta la conmutación de llamadas entre teléfonos celulares y otros usuarios de redes fijas o móviles. También supervisa los servicios celulares, incluidos el registro, las actualizaciones de ubicación y el reenvío de llamadas a un usuario itinerante.

2. La estación móvil (MS)

Prácticamente, consiste en un intercomunicador final, también se los conoce como dispositivos móviles o celulares. El hardware y la tarjeta SIM son los dos elementos más esenciales de la MS. En la actualidad, su tamaño se ha reducido drásticamente mientras que sus capacidades se han variado en más características. Se menciona que también que el tiempo entre cargas ha mejorado notablemente.

3. El sistema de estación base (BSS)

Sirve de conexión entre el subsistema de red y la estación móvil. Consta de dos partes:

- La Estación Transceptora Base (BTS): es responsable de los protocolos de conexión por radio con la MS y contiene los transceptores de las radiocelulas. Las compañías implementan un número importante de BTS en una gran área metropolitana, ya que cada célula de la red tiene transceptores y antenas que componen la BTS en función de la densidad de consumidores de la célula, cada BTS incluye entre uno y dieciséis transceptores.
- El controlador de la estación base (BSC): se encarga de gestionar los recursos radioeléctricos de una o varias BTS. Gestiona la configuración del canal de radio y los traspasos. El BSC sirve de enlace visto entre el móvil y el MSC asigna y emite las bandas de frecuencia y las franjas horarias. Además, es responsable de interconectar y transmitir la potencia del BSS y de la MS dentro de su jurisdicción.

4. El sistema de apoyo a las operaciones (OSS)

Está vinculado a los componentes NSS y BSC. El OSS gestiona principalmente la red GSM y la carga de tráfico del BSS. A medida que aumenta el número de estaciones base debido a la ampliación de la población de clientes, algunas tareas de mantenimiento se trasladan a las BTS. El objetivo esencial del OSS es disponer de una síntesis de la red y ayudar a los distintos servicios en sus gestiones rutinarias de mantenimiento (Gaona García & Ávila Angulo, 2019).

2.9.2 Utilización de la red GSM en los servicios médicos

Si el paciente está gravemente herido o enfermo, pero lo único a lo que tiene acceso es un teléfono, este tratará de comunicarse con el hospital más cercano de una manera sencilla. Una vez el paciente este comunicado con el médico, podría recibir los primeros auxilios de camino al centro sanitario proporcionando un cuidado más acelerado y optimo. En caso de enfermedad, los médicos podrían revisar el historial del paciente y preparar pruebas adicionales mientras le prestan la atención adecuada.

A su vez, se puede utilizar el sistema de telemedicina de cualquiera de las tres siguientes formas:

- Por medio de videoconferencia, los pacientes localizados en lugar diferentes pueden comunicarse directamente con los médicos, continuando así el proceso de cuidado.
- Aprovechando los sensores de monitorización a distancia que actualizan continuamente la información sobre la salud del paciente y orientan a los médicos para el análisis de un correcto tratamiento.
- Transmitir los historiales médicos y los datos obtenidos para una adecuada diagnóstico y consulta.

2.10 Ley de beer Lambert

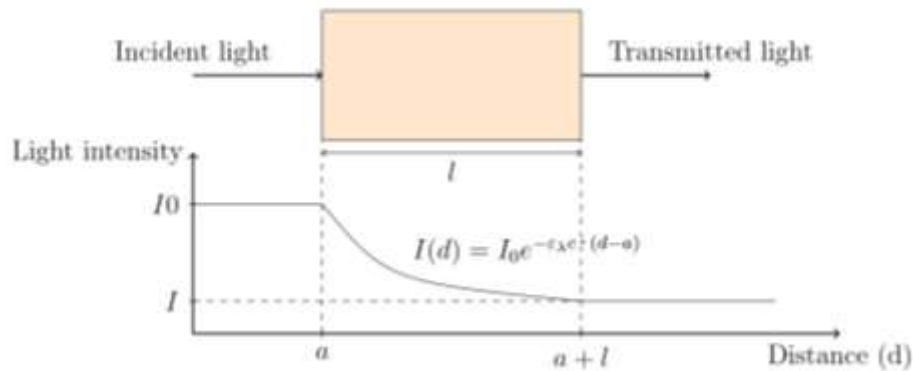
La ley de Beer-Lambert constituye una ecuación matemática que explica la relación entre la absorbancia de la luz por una sustancia y su concentración. La absorbancia representa la medida de la cantidad de luz que una sustancia absorbe, mientras que la concentración denota la cantidad de la sustancia presente en una unidad de volumen. La longitud del camino, por otro lado, se refiere a la distancia que recorre la luz a través de la sustancia. (Romero, 2018).

Establece una relación entre la absorbancia de la luz por una sustancia y su concentración. Esta relación es exponencial, lo que significa que la absorbancia aumenta de forma exponencial con la concentración. Esta ley es muy importante para la bioquímica y la química en general, ya que permite conocer la concentración de una sustancia, conocida o no, con tan solo medir su absorbancia con un espectrofotómetro (Geraldo, 2020).

En el ámbito clínico, los dos problemas más molestos son los artefactos de luz y movimiento. Los fotodiodos utilizados como detectores de luz en el sensor del oxímetro de pulso están sujetos a un aluvión continuo de señales de "ruido" de luz de fondo. Un fotodiodo produce corriente cuando la luz lo incide. No puede saber si la luz proviene de los diodos emisores de luz (LED) rojos o infrarrojos del sensor del oxímetro de pulso o de las luces de la habitación. El dispositivo soluciona este problema encendiendo primero el LED rojo y el sensor detecta una señal producida por el LED rojo y las luces de la habitación. A continuación, el sensor enciende el LED infrarrojo y detecta una señal producida por el LED infrarrojo y las luces de la habitación.

Finalmente, el sensor apaga ambos LED y detecta solo las luces de la habitación. Esta secuencia se repite cientos de veces por segundo para tratar constantemente de restar la señal de luz de fondo de la señal del oxímetro de pulso.

Figura 16 Grafico relación ley Lambert beer



Nota. Tomado de (Serrano, 2017)

Esta ley establece una relación lineal entre absorción, concentración y composición química de una sustancia. Por medio de la figura 16, esta relación se la expresa mediante la ecuación (1):

$$I = I_0 e^{-\epsilon \lambda c l} \quad (1)$$

- I : la intensidad transmitida de la luz.
- I_0 : es la intensidad incidente,
- $\epsilon \lambda$: es el coeficiente de extinción o absorptividad del absorbente a la longitud de onda λ .
- c : es la concentración del absorbente.
- l : la longitud del trayecto óptico de la muestra.

La ley de Beer-Lambert es válida cuando hay una sustancia desconocida en una solución clara que no sea turbia y una longitud de paso constante. Además, no debe haber reacciones químicas ni reacciones entre el absorbente y el disolvente. (Chan, Chan, & Chan, 2013)

Siguiendo este camino, las venas y los capilares pueden pasarse por alto cuando eso ocurre, La SpO2 se identifica con el dedo y otros tejidos midiendo la duración de los cambios. Desafortunadamente, las señales de luz artificial de la habitación pueden limitar las señales del pulsioxímetro y permitir que el microprocesador intente interpretar el ruido de fondo como datos

reales. Por este motivo, en la práctica clínica resulta útil tapar el sensor siempre que parezca estar dando datos erróneos.

A pesar de estas limitaciones, el pulsioxímetro ha sido una contribución importante a la monitorización del paciente. Sin duda, ha encontrado un hogar permanente en la medicina clínica. El dispositivo de pulsioxímetro ahora se considera un estándar de atención para monitorear a los pacientes durante la anestesia y probablemente se unirá al ECG como un monitor de rutina para todos los pacientes críticamente enfermos. (Pologe, 1987)

2.11 Cálculo de la saturación del oxígeno (SpO₂)

Los niveles de oxígeno en la sangre se miden mediante la saturación de oxígeno, también conocida como SpO₂. La SpO₂ se expresa como porcentaje y representa la cantidad de oxígeno unido a la hemoglobina dentro de los glóbulos rojos en comparación con la cantidad total que los glóbulos rojos pueden transportar.

Este es el caso cuando la hemoglobina funcional se combina con cuatro moléculas de oxígeno. Considere la oxihemoglobina (HbO₂). Si hay menos de cuatro moléculas de oxígeno, se convierte en hemoglobina reducida (Hb). Un oxímetro de pulso mide algo llamado saturación funcional o saturación periférica de oxígeno (SpO₂). Esta es una estimación basada únicamente en mediciones de HbO₂ y Hb. Sin embargo, la presencia de hemoglobina disfuncional, como la COHb, puede provocar mediciones erróneas. (Pedraza Lopez, 2013)

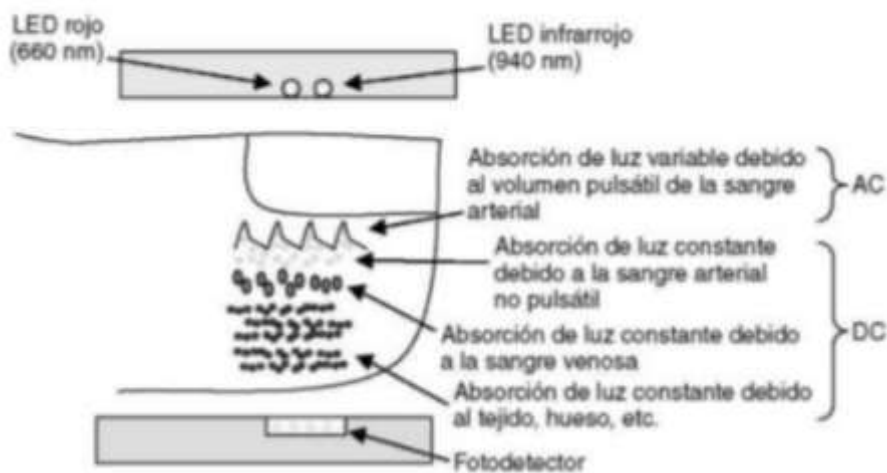
Por lo tanto, la saturación de oxígeno arterial y la saturación de oxígeno periférico son mediciones diferentes, y la SaO₂ obtenida de una muestra de sangre arterial se analiza con un analizador de gases. Mientras tanto, la SpO₂ se mide mediante la ecuación (2) el cual es un método que consiste en la medición de cambios de presión y volumen. Se calcula su porcentaje de la siguiente forma:

$$\%SpO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} * 100 \quad (2)$$

2.12 Medida pulsátil

(Instruments, 2014) explica que el flujo sanguíneo es de naturaleza pulsátil y cambia con el tiempo. Esto significa que, si dejas pasar la luz a través de una parte de tu cuerpo, esa parte se verá afectada con el tiempo. Tomando como ejemplo un dedo normal como se muestra en la figura 17, cuando la luz mida sobre él, el tejido anémico, la sangre venosa y la sangre arterial absorben directamente la luz. La cantidad de sangre arterial que fluye a través de los dedos cambia con la frecuencia cardíaca, por lo que la absorción de luz también cambia.

Figura 17 Medida Pulsátil



Nota. Tomado de (Bencomo, Villazana, & Salas, 2018)

Uno de los problemas a la hora de estimar la saturación de hemoglobina arterial es que además de la hemoglobina, hay otra parte del tejido que absorbe la luz. En adicción la sangre arterial, también hay sangre venosa, piel, huesos, etc. La sangre arterial es el único componente pulsátil (CA); los componentes restantes no son ni pulsátiles ni constantes.

Una señal pulsante es una señal de corriente alterna cuya amplitud máxima es sólo una pequeña fracción de la señal total, representando del 1% al 2% de la señal total.

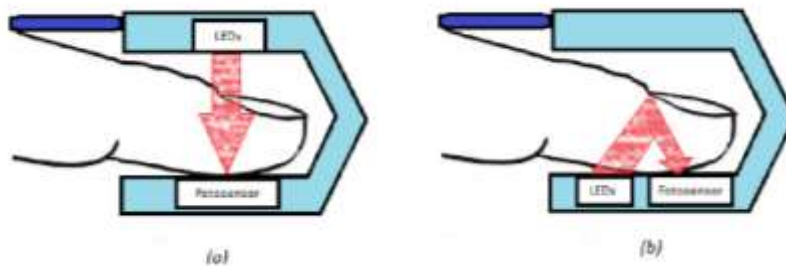
2.13 Arreglos Ópticos en pulsómetros

El tipo más común de oxímetro de pulso es el oxímetro de pulso de pinza. Se coloca en un dedo y mide el pulso y la saturación de oxígeno

transmitiendo luz de un punto del dedo a otro. Un método alternativo para calcular estos parámetros es el método de reflexión. Aunque no se utiliza habitualmente en dispositivos comerciales, tiene varias ventajas sobre los métodos tradicionales, como expone (Gonzales Romero, 2019)

En la figura 18 se expone que a diferencia de los métodos de transmisión, que actúan sobre partes periféricas del cuerpo, como los dedos, la reflexión de la luz no sufre esta limitación, y resulta de gran interés estudiar las ventajas y desventajas de los dispositivos que funcionan por reflexión. A priori, puede estar presente en más zonas del cuerpo.

Figura 18 Tipos de Reflexión



Nota. (a) transmisor (b) reflectivo. Tomado de (Juan, 2019)

Para evitarlo, la luz emitida por los LED debe alternarse entre cada LED. Encienda ambos LED al mismo tiempo. De esta manera se puede distinguir la absorción individual de luz roja e infrarroja recibida por el sensor óptico. La forma de la señal obtenida de la matriz reflectante se muestra invertida en comparación con la matriz transitoria.

CAPÍTULO 3: SIMULACIÓN Y ELABORACION DEL PROTOTIPO DEL SEGUIMIENTO RITMO CARDIACO

En este capítulo aborda la estructura del sistema propuesto, se explican los principales componentes a utilizar, los pines de conexión entre los módulos y el análisis de los datos obtenidos por medio de la validez del prototipo. Principalmente, con este proyecto se pretende cubrir una aplicación sanitaria inteligente, ya que su función principal consiste en recopilar todos los datos sensoriales relacionados con los pacientes monitorizados, como almacenar, procesar y presentar la información resultante de esta etapa al médico encargado al diagnóstico de la persona monitorizada.

Figura 19 Diagrama de funcionamiento



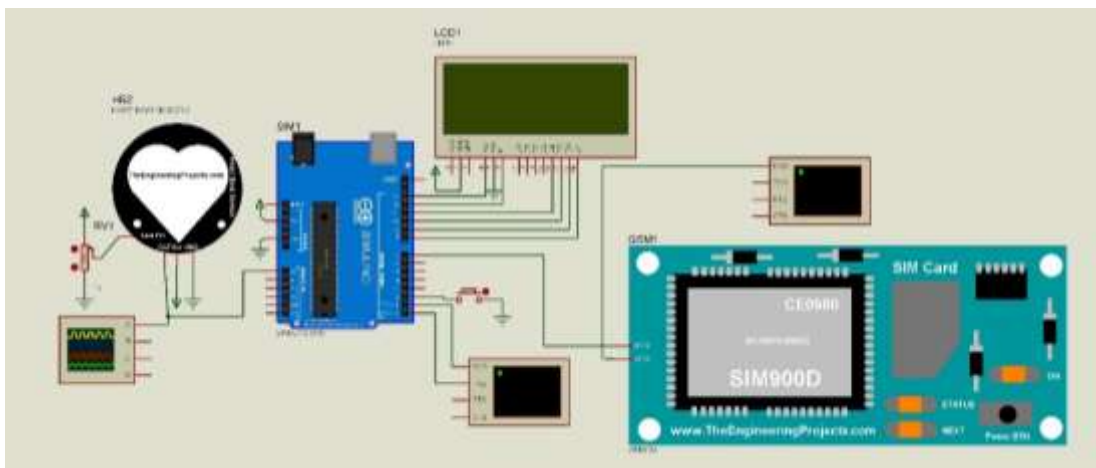
Nota. Elaborado por el autor

Como podemos observar en la figura 19, cuando la frecuencia cardíaca del paciente alcanza un cierto rango de ppm, el ESP32 que registra las lecturas del sensor de pulso y la oxigenación que están siendo sensorizada por el oxímetro (MAX30102) suba los datos a la nube y ordene al módulo SIM800L que envíe un mensaje SMS con los recopilados según la condición del caso.

3.1 Diseño del sistema de telemedicina para la recopilación de datos de frecuencia cardiaca

Antes de haber implementado el circuito se realizó un diseño y simulación del prototipo del seguimiento de ritmo cardiaco online en el programa PROTEUS, para ello en este caso se utilizó el microcontrolador Arduino UNO en vez del ESP32, debido a que la librería del pulsómetro es compatible con los puertos seriales del Arduino UNO. Asimismo, se utilizó un SIM900D en consecuencia de la disponibilidad de la única librería de un módulo GSM, sin embargo, cumple con las funciones principales en comparación del SIM800L, modulo implementado en el prototipo de este proyecto, se puede analizar con más detalle en la figura 20.

Figura 20 Esquema de Simulación

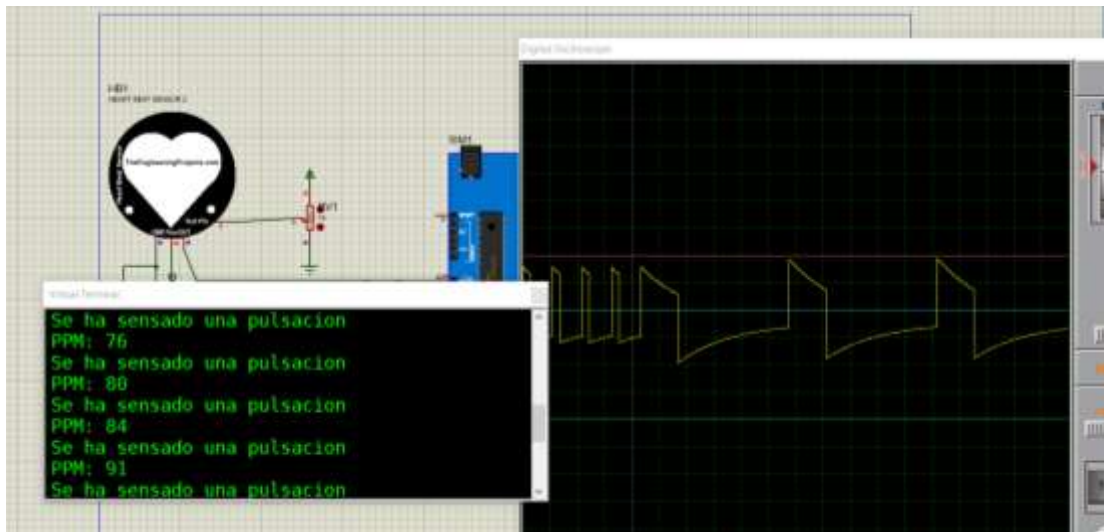


Nota. Elaborado por el autor

En el diseño de la simulación se estableció la conexión de un potenciómetro al pulsómetro para asemejar las mediciones de las posibles ppm del paciente proporcionando una simulación de manera precisa y a elección del usuario. También se designó un dispositivo LCD (LM044L) para la visualización de los datos recopilados por el sensor de una manera más funcional y estética.

3.1.1 Ejecución de la simulación

Figura 21 Simulación lectura pulsómetro

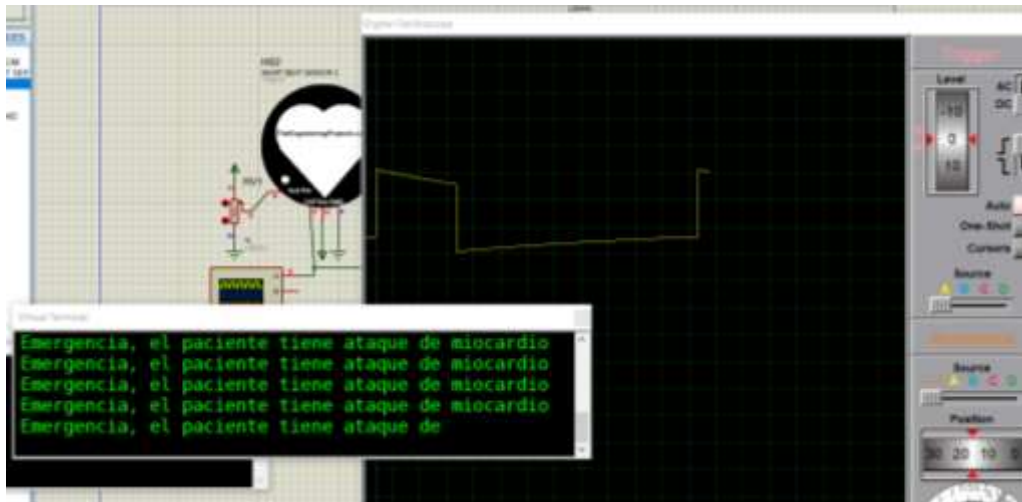


Nota. Elaborado por el autor

Se utiliza un potenciómetro para simular de manera precisa las pulsaciones por minuto de un supuesto sujeto de pruebas, a su vez podemos observar el pulso cardiaco como varia respecto a la regulación del potenciómetro a una escala de que si el valor de es menor a 60 se consideraría una bradicardia, es decir que el corazón late menos veces por minuto. En adición, se puede observar en la figura 21 un osciloscopio que grafica una representación virtual de lo que seria las variaciones de las pulsaciones por minuto, con la cual podemos analizar y abarcar una mayor recopilación de datos para obtener un estudio lo más acertado posible.

Asimismo, en términos generales el algoritmo del pulsómetro utiliza una tabla de búsqueda para calcular los valores registrados en función de los que no ha podido procesar del sensor, ya que la simulación fue desarrollada para ejecutarse en un Arduino UNO con una memoria y potencia de procesamiento ciertamente limitadas respecto a las lecturas del sensor.

Figura 22 Simulación modulo GSM



Nota. Elaborado por el autor

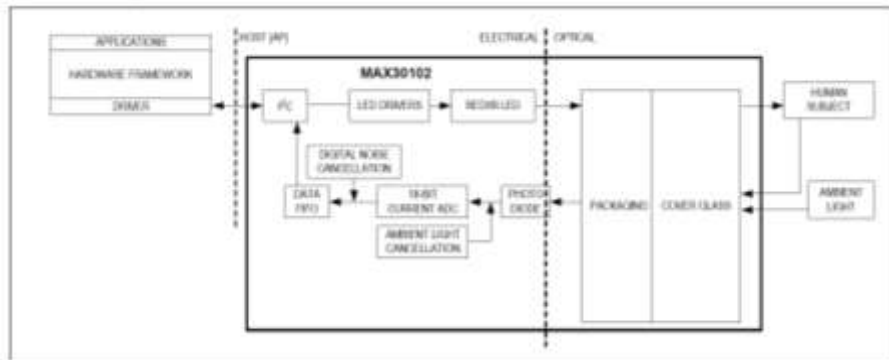
Una vez realizada la comunicación entre el microcontrolador, el sensor pulsómetro y el módulo GSM. Se realizará una condicional en el caso de que si el rango de las pulsaciones por minuto sea mayor a 100 o menor a 60 el GSM recibiría la condición y consecuencia enviaría un SMS de emergencia al receptor indicando el posible padecimiento del usuario o paciente; el receptor en el caso de este proyecto sería para el médico asignado al caso de estudio, tal como se muestra en la figura 22.

3.2 Prototipo

3.2.1 La utilidad del pulsioxímetro MAX30102

En el caso del MAX30102 se lo emplea para los exigentes requisitos de los dispositivos portátiles, además que de por sí el módulo está diseñado de una forma considerablemente compacta y de fácil uso, sin que se vea afectado su rendimiento. Por otro lado, está integrado un sistema wearable bastante eficiente, ya que esto promueve la interacción de la telemedicina para transmitir o recopilar datos.

Figura 23 Diagrama del sistema del MAX30102



Nota. Tomado de (Integrated, 2018)

El MAX30102 es totalmente ajustable mediante registros de software, y los datos de salida digital se pueden almacenar en un FIFO dentro del circuito integrado. En la figura 23 se observa que de por si FIFO permite que el MAX30102 sea a un microcontrolador o procesador en un bus compartido bus compartido, donde los datos no se leen continuamente de los registros del MAX30102.

3.2.2 SIM800L

Este módulo es compatible con redes GSM/GPRS y a su vez soporta banda cuádruple como lo son:

- EGSM900
- DCS1800
- PCS1900
- GSM850

Lo que conceptualmente significa que funcionará prácticamente en cualquier parte del mundo. No obstante, también depende del tipo de tecnología que use la SIMcard para la transmisión de datos.

Figura 24 SIM800L con SIMcard movistar



Nota. Elaborado por el autor

3.4 Ensamble del prototipo

El prototipo se construyó teniendo en cuenta los pines de contacto necesarios entre la placa del microcontrolador ESP32, el módulo GSM SIM800L y el sensor MAX30102. Esta relación se presenta en la tabla 5.

Tabla 5 Descripción de las conexiones del prototipo

Dispositivo	Puerto	Tipo de comunicación	Descripción
MAX 30102	21	I2C	SDA
	22	I2C	SCL
	3V3	Alimentación	VIN
SIM 800L	13	Serial	TxD
	14	Serial	RxD

Nota. Elaborado por el Autor

3.4.1 Conexión ESP32 - MAX30102

El primer paso que se realizó fue soldar los pines de la placa ESP32, luego se suelda una fila adicional a los pines de la sección derecha del microcontrolador. Una vez que soldado se procede a conectar jumpers macho hembra al sensor pulsioxímetro MAX30102, dando a destacar que el jumper de color morado corresponde al pin de su alimentación, por lo tanto, estaría conectado al puerto 3V3 del ESP32 tal como se muestra en la figura 26, ya que es el voltaje para el idóneo para el encendido del sensor.

Figura 26 ESP32-MAX30102



Nota. Elaborado por el autor

Luego los pines SCL la cual pertenece a línea de transmisión de la señal del reloj del sistema ya que su implementación es importante para sincronizar la transmisión de datos en el bus, por lo tanto, esta pertenecería al PIN 22 del microcontrolador. Seguidamente el pin SDA es una línea de transmisión de señales de datos, iría al PIN 21 del microcontrolador.

3.4.2 Conexión SIM800L

La tarjeta SIM800L fue diseñada originalmente para ser utilizada por fabricantes de teléfonos. Su uso en electrónica de consumo apareció mucho más tarde y el fabricante no lo tuvo en cuenta. Debido a su uso en teléfonos, este módulo está diseñado para ser alimentado por una batería de litio con un voltaje de aproximadamente 3,6 a 3,7 V. Esta característica causará el un contratiempo, debido a que en los dispositivos de electrónica digital se suelen usar 3,3 V o 5 V, no 3,6 V.

Por ende, para el correcto encendido del sim800l se utilizó una pila de 3.7V a 2600mAh, con esto se le suministrara la suficiente energía para alimentar el encendido de la sim800l y el suficiente amperaje para que pueda conectarse a la frecuencia de señal más optima y así tener la mejor recepción de señal posible.

Figura 27 *Conexión SIM800L*

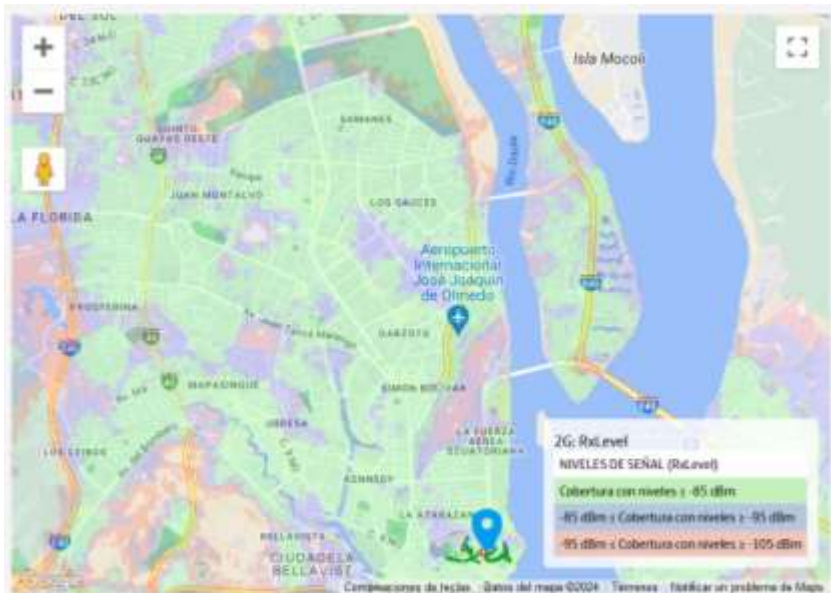


Nota. Elaborado por el autor

Como podemos observar en la figura 27, la parte superior derecha del módulo SIM800L, hay un led encendido que informa que la SIMcard encontró una señal de telefonía a la cual conectarse, cabe mencionar que el tiempo que se tomó el módulo en conectarse a la red 2G fue bastante extenso, de aproximadamente uno 12 minutos a partir desde que se le suministró voltaje al módulo.

3.4.3 Estudio de cobertura de señal

Figura 28 *Estructura de la cobertura de señal*



Nota. Tomado de (Movistar, 2023)

Es de mencionar que el dBm es la unidad de medida que expresa la potencia de una señal en relación con un nivel de referencia de 1miliwatio(mW), lo que significa que los valores en dBm representan la diferencia de potencia en decibelios entre la potencia de la señal medida y 1mW. Por lo tanto, si la unidad de medida, es decir, el dBm se aproxima más a la razón del valor 0 nos indica que la región posee un nivel de cobertura alta y eficiente.

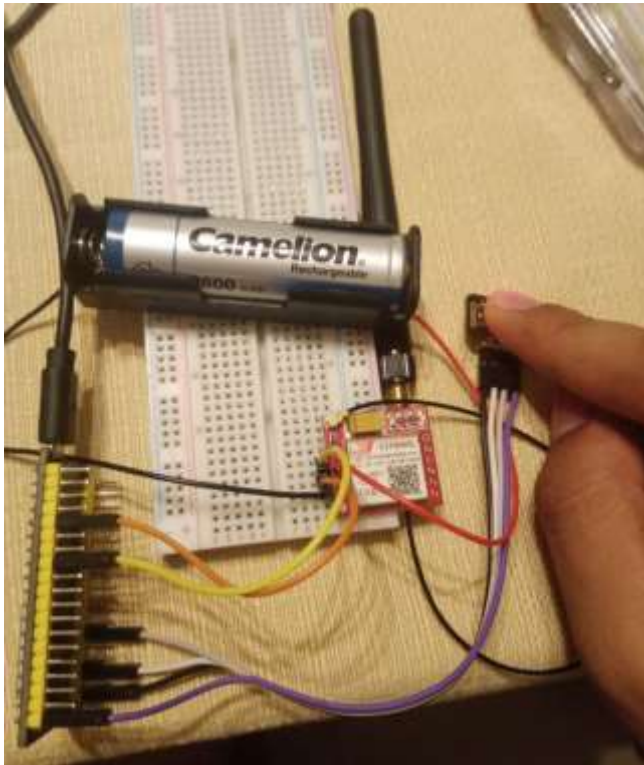
En la figura 28, podemos apreciar parte del norte de la ciudad de Guayaquil, según la compañía de telefonía (Movistar, 2023) en la cual el módulo SIM800L utiliza su SIMcard como proveedor de red 2G, indica que en las áreas de color verde presenta una cobertura de red 2G aproximadamente de unos -85dbm, las áreas de color azul se encuentran ente los -85dBm y -95dBm, y finalmente las áreas de color rojo representan un nivel de señal entre los -95dBm y -105.

Podemos concluir que las zonas de color verde abarcan una mayor intensidad de señal en comparación de las zonas de color azul o rojo, sin embargo, la tecnología que utiliza los Chips actuales de telefonía está enfocado hacia rangos de frecuencias con las que opera con una mayor optimización en las redes 4G y 5G, permitiendo de que la potencia de señal que reciba estos chips recepte dBm cercanos a 0.

3.5 Resultados obtenidos

Para una correcta lectura de pulsaciones a través del pulsioxímetro, se requiere tener el dedo fijamente pulsado en el fotodetector, esto permitiría que tanto el LED infrarrojo como el de espectro rojo detecte la luz que se refleja, permitiendo medir la saturación mediante la cantidad de absorción de luz emitida por la hemoglobina en la sangre. Cabe mencionar que la sangre oxigenada recepta mayor cantidad de luz infrarroja mientras la sangre poco saturada recepta mayor luz roja, tal como se muestra en la figura 29.

Figura 29 Prueba del prototipo



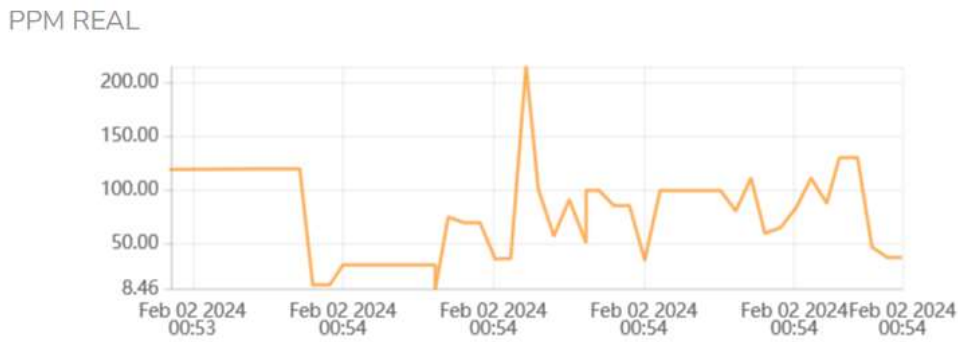
Nota. Elaborado por el autor

También se requiere que, al momento de emplear el sensor, este no debe tener ningún tipo de ruido, es decir que no tenga una iluminación externa que apunte directamente en el sensor ya que es muy sensible en esos casos y podría arrojar datos erróneos.

3.5.1 Datos recopilados subidos a UBIDOTS

Una vez que se hayan recopilado y procesado la información mediante el sensor MAX30102, el microcontrolador ESP32 al momento que se conecte a una red wifi con acceso a internet, enviará toda la información a la base de datos, la analizará y mediante una de sus funciones mostrará un gráfico de ppm vs tiempo, lo cual favorecerá al entendimiento y un análisis más detallado respecto a las lecturas tomadas por el sensor pulsioxímetro.

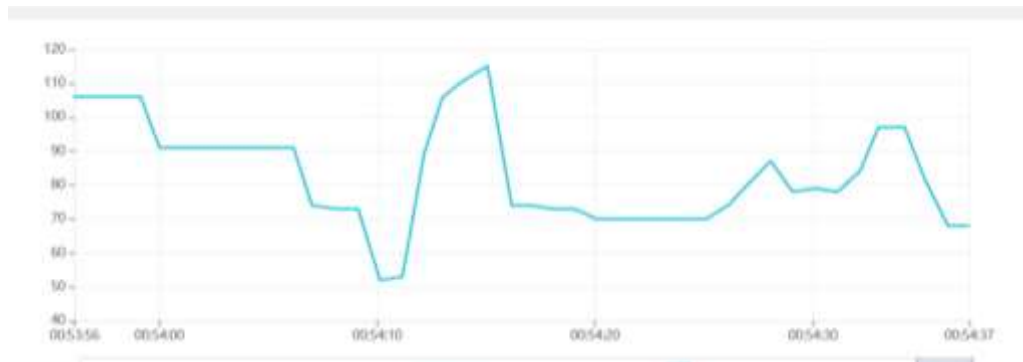
Figura 30 *Gráfico PPM Real*



Nota. Elaborado por el autor

Podemos analizar en la figura 30, que en el gráfico “PPM real” registra pulsaciones partiendo de un valor inicial constante debido a que al momento cuando el LED infrarrojo no registra algún tipo de lectura, el valor de la gráfica mantiene constante el ultimo valor registrado hasta que nuevamente el pulsioxímetro cense un nuevo valor ppm. Seguidamente podemos analizar que el sujeto llega a obtener picos exageradamente altos y viceversa. Esto nos quiere decir que los valores que está recopilando son las pulsaciones que se está midiendo a través de las ondas de luz emitidas por el módulo MAX30102.

Figura 31 *Grafico PPM promedio*



Nota. Elaborado por el autor

En la figura 31, podemos observar el gráfico de las pulsaciones promedio, ese valor se obtiene sumando cada valor que se vaya registrando en la variable de pulsaciones reales y acto seguido lo relaciona con el número total de elementos registrados. Esto permite una mejor lectura de datos ya que muestra valores más precisos y sin que registre demasiado margen de diferencia entre cada pulsación.

Figura 32 Cuadro comparativo PPM



Nota. Elaborado por el autor

En la figura 32, podemos observar de mejor manera el comportamiento de la ppm normales y ppm promedios, se recalca el hecho de que la ppm promedio tienen unas mediciones más estables y concisas respecto a las mediciones que recibe el módulo MAX30102.

Figura 33 Cuadro de datos PPM

Values Table

TIEMPO	PPM REAL	PPM PROM
02/02/2024 00:54	46.77	81.00
02/02/2024 00:54	46.77	81.00
02/02/2024 00:54	46.77	81.00
02/02/2024 00:54	46.77	81.00

Nota. Elaborado por el autor

En la figura 33, podemos analizar de forma ordenada y legible los datos recopilados en la base de datos mediante las mediciones del pulsioxímetro MAX30102.

Figura 34 Mensajes de Alerta via email y SMS



Nota. Elaborado por el autor

Acto seguido, dependiendo del valor recolectado del pulsioxímetro nos arrojará un mensaje de alerta tanto por correo electrónico como vía SMS, este último con la ayuda del SIM800L. Como se señala en la figura 34, el apartado del correo electrónico, UBIDOTS condiciona a las variables que guarda el sensor y dependiendo si las pulsaciones que hayan promediado obtenidas durante 1 min son mayores que 90ppm, se enviara un mensaje aludiendo que es una posible Taquicardia, y si es un valor menor a 60ppm se señalaría que es una posible Bradicardia, evidenciando también la ppm registrada para comandar esta acción.

Por otro lado, los mensajes SMS se recibieron aproximadamente un par de minutos después que las alertas por correo electrónico mediante red WIFI, por ende, el módulo SIM800L carece de una buena optimización al momento de enviar paquete de datos vía SMS.

3.6 Presupuesto del ensamble del prototipo

En esta sección se muestra en la tabla 6 el presupuesto de montaje para del prototipo para el seguimiento remoto del ritmo cardiaco, incluido los materiales y el costo estimado del dispositivo.

Tabla 6 Presupuesto del desarrollo del prototipo

Articulo	Cantidad	Precio
Modulo SIM 800L	1	\$5.58
ESP32	1	\$17.20
MAX30102	1	\$6.00
Porta pila	1	\$0.75
Pila de litio 3.7V 2.6A	1	\$4.00
Jumpers M-H	1	\$2.00
Extensión antena WIFI	1	\$1.56
Protoboard	1	\$3.82
Total		\$40.91

Nota. Elaborado por el autor

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

La investigación de fundamentos teóricos médicos permitió respaldar la utilización del prototipo de análisis cardiaco ya que es esencial para garantizar su eficacia, precisión y relevancia clínica. Este conocimiento proporciona una base sólida para el uso adecuado de estas tecnologías remotas para el cuidado de la salud cardiovascular. Aporto la comprensión de la fisiología cardiaca respecto a la caída y elevación del ritmo cardiaco denominado en las ciencias médicas como bradicardia y taquicardia, respectivamente, asimismo la conceptualización de la hemoglobina permitiendo entender el funcionamiento del led infrarrojo del sensor pulsioxímetro proporcionando un análisis enfocado en la interpretación de resultados clínicos.

El diseño implementado en el programa Proteus cumple con el objetivo de diagnosticar comportamientos cardiacos en tiempo real, en adicción por medio de la programación realizada en Arduido IDE se estableció una condicional que en caso de que el sensor pulsioxímetro MAX30102 mida un valor dentro de un rango este envíe un mensaje de alerta por medio del SIM80L un mensaje SMS detallando sobre la anomalía cardiaca registrada.

La validez de los conceptos investigados se confirma mediante la observación directa de cómo el prototipo se desempeña en relación con los criterios establecidos previamente. La utilización microcontrolador ESP32 le otorgo el valor añadido al proyecto, ya que en caso de que la comunicación vía red telefónica llegue a obstruirse debido a que el módulo SIM800L trabaja en una red 2G la cual en ocasiones existe una intermitencia lo que dificulta la recepción de señal, esto implica en que la emisión de paquetes de datos sea más complejo y tardío. Sin embargo, este microcontrolador ESP32 integra un módulo WIFI, que contribuye con él envió toda la información recopilada por el sensor a la nube (UBIDOTS) y a la vez proporcionar vía correo electrónico una alerta de emergencia en caso de una taquicardia o una bradicardia.

4.2 Recomendaciones

Cabe destacar que es importante tener en cuenta que en la manipulación del pulsioxímetro MAX 30102 no se debe sujetar el módulo entre los dedos ya que obtendría datos no tan precisos si se lo presiona de esa forma ya que cualquier fuerza que ejerza una presión constante sobre el sensor.

El uso de SIM800L, funciona bajo ciertos parámetros. No sería aconsejable la utilización de esta versión de hardware ya que posee muchas limitaciones al momento de recibir señal. En todo caso, se recomienda el uso de un módulo SIM que permita el uso de chips 4G o frecuencias de banda más actuales para una comunicación óptima.

Si bien este proyecto consistió en la simulación e implementación de un prototipo de seguimiento del ritmo cardíaco sensorizado con un pulsioxímetro, ya que solo obtiene información de frecuencia cardíaca y oxigenación de la sangre, ya que en una directriz específicamente guiada a medicina, no implica con datos certeros la condición real del paciente, ya que para obtener varios datos más precisos se necesita la utilización de varios dispositivos, que emplea varios sensores de medición de signos cardíacos, como lo puede ser la presión sanguínea.

En adición se debe de tener cuidado al manipular el sensor obtendrá resultados precisos si presiona y sujeta el sensor entre los dedos, ya que debe montarse con una presión moderada sobre el dedo utilizando cualquier mecanismo que ejerza una presión constante sobre el sensor.

Bibliografía

- Agüero, M., & al, e. (2021). Caracterización de la mortalidad por enfermedades cardiovasculares: Cuba, 2009-2018. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 25(1), 21.
- Alava, J. (2022). *Diseño e implementación de un prototipo multimodal para medición de variables fisiológicas en humanos, con comunicación inalámbrica a internet y aplicaciones a la telemedicina*. Universidad Politécnica Salesiana.
- Alvarez, R., & Bazán, C. (2022). Sistema de seguridad con reconocimiento facial en módulo ESP32. *Mare Ingenii*, 4(2), 44-54.
- Armas, N., & al, e. (2018). Mortalidad Prematura por Enfermedades Cardiovasculares en Cuba. *Revista Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular*, 24(4), 1-7.
- Babalola, A., Akingbade, K., & Ubochi, B. (2022). *The Performance of the STM32 Microcontroller and MAX30102*. Digital Innovations & Contemporary Research in Science, Engineering & Technology.
- Bencomo, S., Villazana, S., & Salas, B. (2018). *Diseño y construcción de un oxímetro de pulso*.
- Chan, E. D., Chan, M. M., & Chan, M. M. (2013). *Oximetría de pulso: entendiendo sus conceptos básicos*. ELSEVIER.
- Charles Patrick Davis, M. P. (2022). *Frontline Emergency Dallas*. Obtenido de <https://frontlineerdallas.com/heart-health-what-is-a-healthy-and-normal-heart-rate-for-my-age/>
- Cleveland Clinic. (2022). Tachycardia. *Cleveland Clinic*, 2.

- Criollo, I., Llanos, K., & Landi, C. (2022). Prototipo de un dispositivo para la medición automática de señales fisiológicas para asistir al diagnóstico y seguimiento de pacientes con COVID-19. *Ingenius*(27), 49-58.
- Dávila, C. (2020). Tendencia e impacto de la mortalidad por enfermedades cardiovasculares en México, 1990-2015. *Rev Cubana Salud Pública*, 45(4), 29.
- Díaz, J., & Rojas, J. (2021). *Desarrollo de un dispositivo de rastreo para personas adultas mayores en una red IoT y Cloud*. Universidad Politécnica Salesiana.
- Foundation, M. (2022). *Bradycardia*. Mayo Clinic.
- Gaona García, E. E., & Ávila Angulo, M. A. (2019). *Aproximación de la calidad de voz y cobertura en red GSM*.
- García, A. (2018). ¿Qué es la frecuencia cardíaca? ¿Cuál es la normal? *Medical New Today*.
- Geraldo, J. (2020). *Ley de Beer-Lambert - Práctica de Laboratorio*. Autonomous University of Baja California.
- Gonzales Romero, F. (2019). *Diseño e implementación de un pulsioxímetro reflexivo y estudio de su funcionamiento en diferentes zonas del cuerpo*. Sevilla.
- González, J. (2019). *Posicionamiento de una cabina de ascensor mediante un ESP32 y sensores*. Universidad Jaume.
- H Kenneth Walker, M., W Dallas Hall, M., & J Willis Hurst, M. (1990). *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations*. Butterworth.
- Instruments, T. (2014). *Miniaturized Pulse Oximeter Reference Design*.

- Integrated, M. (2018). *High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health*. Maxim Integrated Products, Inc.
- Jara, J. (2018). *Diseño de un sistema de monitorización ambulatoria usando Google Cloud platform basado en el prototipo de un pulsómetro para pacientes con arritmia cardíaca*. Universidad Nacional del Callao.
- Jose Felix, P. (2019). Fisiología básica de la respiración: oxigenación de la sangre. *Trib. méd.*
- Juan, R. (2019). *Análisis, diseño e implementación de un sistema modular de registro de variables cardíacas*.
- Kanani, P., & Padole, M. (2018). Recognizing real time ecg anomalies using arduino, ad8232 and java. *Communications in Computer and Information Science*(905), 54–64.
- Lodoño, E. (2017). Las enfermedades crónicas y la ineludible transformación de los sistemas de salud en América Latina. *Rev Cub Sal Públ.*, 43(1), 1-6.
- Marengo-Rowe, A. J. (2006). Relaciones estructura-función de las hemoglobinas humanas. *National Library of Medicine*, 239–245.
- Maxim integrated. (2018). *High-Sensitivity Pulse Oximeter and*. Maxim integrated.
- Movistar. (2023). *Movistar*. Obtenido de <https://www.movistar.com.ec/mapa-de-coberturas>
- OMS. (2019). Marco de implementación de un servicio de telemedicina. 12. Obtenido de https://iris.paho.org/bitstream/handle/10665.2/28413/9789275319031_spa.pdf?sequence=6

- Pedraza Lopez, O. O. (2013). *Diseño de un Pulsioxímetro de dedo con almacenamiento de datos.*
- Pologe, J. A. (1987). *Oximetría de pulso: aspectos técnicos del diseño de máquinas.*
- Romero, C. (2018). *Ley de Lambert-Beer.*
- Rosero, P. (2018). *Modelos de comunicación I2C.*
- Sagarkumar, P. (2019). Design of I2C protocol. *IJTIMES*, 1, 741-750.
- Serrano, D. L. (2017). *Diseño e implementación de un pulsioxímetro.*
- Servicio Nacional de Salud (NHS). (2018). *El infarto de miocardio.* NHS.
- SpiceWork. (2022). *SpiceWork.* Obtenido de https://www.spiceworks.com/tech/networking/articles/what-is-gsm/#_004
- Systems, E. (2019). *ESP32 Series Datasheet v4.4.* Shanghai.
- Umana, H. (2020). Tachycardia-induced cardiomyopathy. *The American Journal of Medicine*, 51-56.
- Urpalainen, K. (2011). *Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry.* School of Electrical Engineering.
- Valencia, W. (2018). *Diseño de prototipo “doctor pi” para la medición y monitorización de signos vitales en adultos mayores utilizando sensores biométricos y médicos acoplados a Raspberry Pi.* Universidad Politécnica Salesiana.
- Vélez Páez, J. L., & Montalvo Villagomez, M. P. (2020). *Bloqueo auriculo-ventricular avanzado y bradicardia extrema como síntomas iniciales de Covid-19.*

Zavala, A. (2017). Descripción del electrocardiograma normal y lectura del electrocardiograma. *Revista Mexicana de Anestesiología*, 40, 210–213.



Presidencia
de la República
del Ecuador



Plan Nacional
de Ciencia, Tecnología,
Innovación y Saberes



SENESCYT
Secretaría Nacional de Educación Superior,
Ciencia, Tecnología e Innovación

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Suarez Prado, Diego Angel** con C.C: **0926737024** autor del Trabajo de Integración Curricular: **Diseño y pruebas de prototipo inalámbrico de telemedicina para seguimiento online de ritmo cardiaco**, previo a la obtención del título de **Ingeniero en Electrónica y Automatización**, en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1.- Declaramos tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de integración curricular para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizamos a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de integración curricular, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, 14 de febrero del año 2024

Suarez Prado, Diego Angel
C.C: **0926737024**



REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

TÍTULO Y SUBTÍTULO:	Diseño y pruebas de prototipo inalámbrico de telemedicina para seguimiento online de ritmo cardiaco.		
AUTOR(ES)	Suarez Prado, Diego Angel		
REVISOR(ES)/TUTOR(ES)	Ing. Medina Moreira, Washington Adolfo, Dr.		
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.		
FACULTAD:	Facultad de Educación Técnica para el Desarrollo		
CARRERA:	Ingeniería Electrónica y Automatización		
TÍTULO OBTENIDO:	Ingeniero en Electrónica y Automatización		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	14-02-2024	No. DE PÁGINAS:	58
ÁREAS TEMÁTICAS:	Telemedicina, Electrónica, Automatización		
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	Ritmo Cardiaco, Prototipo, Telemedicina, Microcontrolador, Red 2G.		
RESUMEN:	<p>El presente trabajo de titulación tuvo como propósito el diseño y pruebas en un prototipo aplicado en la telemedicina para el seguimiento online del ritmo cardiaco del usuario. Consiste en un sistema integrado con un sensor pulsioxímetro, MAX30102 empleado para la recopilación datos como: las pulsaciones por minuto que muestra el órgano del corazón y la oxigenación presente en la sangre. Con la integración del microcontrolador ESP32, permite conectarse vía red WIFI que ayudaría a que la información recopilada sea enviada a UBIDOTS, una plataforma online que permite subir a la nube los datos censados en tiempo real, ya que con la utilización de varias herramientas disponibles de esta plataforma, como el mostrar los datos en un gráfico o registrar en una tabla comparativa las ppm y oxigenación de la sangre en un periodo de tiempo, facilitaría la optimización del estudio del comportamiento cardiaco del paciente.</p> <p>A su vez, se ha incorporado un módulo GSM/GPRS SIM800L compatible únicamente con red 2G, la cual permite enviar o recibir ya sea información vía SMS o por llamada telefónica. Al aplicarla en este proyecto enviaría una alerta vía SMS sobre cualquier anomalía cardiaca del paciente al médico diagnóstico encargado, del cual hace que este dispositivo sea multipropósito.</p>		
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
CONTACTO CON AUTOR:	Teléfono: +593- 998242713	E-mail: diego.suarez01@cu.ucsg.edu.ec	
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN:COORDINADOR DEL PROCESO DE UTE	Nombre: Ing. Ricardo Ubilla González		
	Teléfono: +593- 995147293		
	E-mail: ricardo.ubilla@cu.ucsg.edu.ec		
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA			
Nº. DE REGISTRO (en base a datos):			
Nº. DE CLASIFICACIÓN:			
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):			