



**Caracterización de las señales ECG de pacientes con COVID-19 para el análisis e identificación
de arritmias cardíacas**

Espín Hernández, Vanessa Patricia y García Apolo, Fernando Alfonso

Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica, Automatización y
Control

Ing. Arcentales Viteri, Andrés Ricardo, PhD

23 de diciembre de 2022



TESIS_ESPIN_GARCIA_V02_Copyleaks.pdf

Scanned on: 12:27 December 15, 2022 UTC



Overall Similarity Score



Results Found



Total Words in Text

Identical Words	10
Words with Minor Changes	32
Paraphrased Words	337
Omitted Words	0



El modo de pago electrónico por:
ANDRÉS RICARDO
ARCENTALES
VITERI

Ing. Andrés Arcentales, Ph.D.
15/12/2022



Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones
Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

Certificación

Certifico que el trabajo de titulación: **Caracterización de las señales ECG de pacientes con COVID-19 para el análisis e identificación de arritmias cardíacas** fue realizado por los señores **Espín Hernández, Vanessa Patricia** y **García Apolo, Fernando Alfonso**; el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Sangolquí, 21 de diciembre de 2022.

Firma:

Arcentales Viteri, Andrés Ricardo

C. C. 1712480746



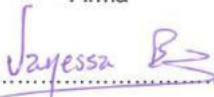
Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones
Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

Responsabilidad de Autoría

Nosotros, **Espín Hernández, Vanessa Patricia**, con cédula de ciudadanía n°1722051297 y **García Apolo, Fernando Alfonso**, con cédula de ciudadanía n°0504338583, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Caracterización de las señales ECG de pacientes con COVID-19 para el análisis e identificación de arritmias cardíacas** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 21 de diciembre de 2022.

Firma


.....
Espín Hernández, Vanessa
Patricia
C.C.: 1722051297

Firma


.....
García Apolo, Fernando
Alfonso
C.C.: 0504338583



Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

Autorización de Publicación

Nosotros, **Espín Hernández, Vanessa Patricia**, con cédula de ciudadanía n°1722051297 y **García Apolo, Fernando Alfonso**, con cédula de ciudadanía n°0504338583, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Caracterización de las señales ECG de pacientes con COVID-19 para el análisis e identificación de arritmias cardíacas** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi/nuestra responsabilidad.

Sangolquí, 21 de diciembre de 2022.

Firma

Espín Hernández, Vanessa

Patricia

C.C.: 1722051297

Firma

García Apolo, Fernando

Alfonso

C.C.: 0504338583

Dedicatoria

Este trabajo se lo dedico a mi madre, quien siempre confió en mí y me entregó las herramientas adecuadas para crecer emocional e intelectualmente, quien me permitió entender que todo esfuerzo tiene su recompensa, pero, sobre todo, quien me apoyó en cada decisión que tomé en este camino, porque siempre quiso que viva esas experiencias que para ella no estuvieron.

Se lo dedico también a mi hermano, a quien le pido mucho porque sé que tiene mucho por dar, pero también a quien trato de enseñarle mucho, porque quiero que comprenda que este camino se lo debe ir forjando y solo así disfrutará plenamente el resultado.

Vanessa Patricia Espín Hernández

Dedicatoria

Dedico este trabajo de investigación a mi madre Yolanda, por su apoyo incondicional, su inmenso amor, su gran preocupación por mi bienestar e inmensurable esfuerzo para permitirme estudiar una carrera universitaria. Se lo dedico también a mi hermana Nora por todo el cariño que siempre me ha demostrado y por sus consejos que bien me han servido para llegar a este punto.

Fernando Alfonso García Apolo

Agradecimiento

Agradezco a mi pequeña familia, mi mami Mary, mi hermana Gaby y mi hermano David, que me enseñaron que estamos juntos en cada momento y que debemos apoyarnos siempre. Gracias por todo, ustedes me inspiran cada día.

A mi mejores amigos Santi y Oso con quienes he vivido las mejores experiencias y sé que siempre estarán.

A mis amigos de esta etapa universitaria, que se convirtieron en familia también, gracias por acompañarme en cada paso. Tengo suerte, conectar con alguien y tener la oportunidad de reencontrarse, no pasa todos los días.

Quiero dar las gracias también a cada nuevo amigo que encontré en este camino llamado vida, la oportunidad de viajar y trabajar en el exterior, me permitió aprender tanto de todos ellos.

Finalmente, agradezco a nuestro director de tesis, el Dr. Andrés Arcentales por su tiempo, dedicación y paciencia para que este proyecto culminara exitosamente.

Vanessa Patricia Espín Hernández

Agradecimiento

Quiero agradecer a mi madre, ya que todo lo que he logrado y lo que soy se lo debo a ella. A mi hermana y mi cuñado por sus consejos y palabras de aliento. A mi tía Luz y mi tío Israel, por el inmenso cariño que me han demostrado desde muy pequeño. Gracias por haber sido un pilar fundamental en mi vida.

Al Dr. Andrés Arcentales por haber sido un gran tutor en el desarrollo de este trabajo de investigación, por brindándonos el soporte teórico y emocional para poder seguir adelante.

A mis docentes y compañeros de la Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE. A aquellos amigos con quienes compartí vivienda. Especialmente al grupito de la biblioteca y del básquet con quienes siempre conté para un abrazo, unas buenas risas y una charla amena.

Fernando Alfonso García Apolo

Índice de Contenidos

Resultado de la herramienta para verificación de similitud Copyleaks.....	2
Certificación	3
Responsabilidad de autoría.....	4
Autorización de publicación.....	5
Dedicatoria.....	6
Dedicatoria.....	7
Agradecimiento.....	8
Agradecimiento.....	9
Resumen	17
Abstract.....	18
Capítulo I.....	19
Introducción.....	19
Antecedentes	19
Justificación e Importancia.....	20
Alcance del proyecto.....	23
Objetivos	25
Objetivo general.....	25
Objetivos específicos.....	25
Capítulo II.....	26
Estado Del Arte	26
Introducción	26

	11
COVID-19	26
Implicaciones médicas del COVID-19 en el sistema cardiovascular.....	27
Arritmias cardíacas como consecuencia del COVID-19.....	29
El COVID-19 en pacientes en UCI	32
Estudios en cuidados intensivos	37
Equipos usados en cuidados intensivos	39
Capítulo III	48
Hardware	48
Introducción	48
Conceptos de diseño	48
Etapa de control.....	50
Sistema de adquisición de señal ECG.....	51
Módulo ECG basado en amplificador de instrumentación INA128	51
Módulo ECG basado en AD8232	59
Análisis cualitativo de módulos ECG	62
Sistema de adquisición de temperatura corporal.....	63
Etapa de adquisición de señales ambientales	68
Etapa de visualización y registro de datos	69
Prototipo de dispositivo para la adquisición de señales.....	71
Pruebas de funcionamiento del dispositivo.....	75
Primera fase de diseño.....	76

Segunda fase de diseño.....	81
Capítulo IV.....	88
Software de procesamiento digital de señales y visualización por ordenador	88
Introducción	88
Base de datos de señales ECG.....	88
Algoritmo de procesamiento de señales ECG.....	96
Preprocesamiento	97
Identificación de complejo QRS	99
Software de visualización de señales por ordenador	111
Conceptos de diseño	111
Diseño de software	113
Visualización de señales procesadas.....	118
Capítulo V.....	121
Conclusiones y Recomendaciones	121
Hardware.....	122
Software de procesamiento y visualización por ordenador	126
Bibliografía	131
Apéndices.....	142

Índice de Tablas

Tabla 1 <i>Valores normales de los signos vitales según la edad</i>	42
Tabla 2 <i>Valores normales de la frecuencia cardíaca en función de la edad</i>	43
Tabla 3 <i>Características de interés de la tarjeta de adquisición Teensy 4.1</i>	50
Tabla 4 <i>Comparación entre módulos basados en INA128 y AD8232</i>	62
Tabla 5 <i>Datos para calibración del sensor NTC 1</i>	67
Tabla 6 <i>Pruebas de funcionamiento por dispositivo</i>	76
Tabla 7 <i>Pruebas de obtención de señal útil del ECG</i>	78
Tabla 8 <i>Requerimientos establecidos de acuerdo a cada versión del prototipo</i>	83
Tabla 9 <i>Base de datos “no médica” previo a la primera etapa de entrega de dispositivos</i>	89
Tabla 10 <i>Base de datos “no médica” previo a la segunda etapa de entrega de dispositivos</i>	90
Tabla 11 <i>Base de datos “médica”</i>	95
Tabla 12 <i>Estilo de colores de la interfaz gráfica</i>	118

Índice de Figuras

Figura 1 <i>Arritmias cardíacas generadas por la COVID-19</i>	30
Figura 2 <i>Antecedentes arrítmicos presentes en pacientes con la COVID-19</i>	31
Figura 3 <i>Arterias usadas para obtención de la frecuencia cardíaca</i>	44
Figura 4 <i>Información visualizada en un monitor de signos vitales</i>	46
Figura 5 <i>Etapas de la plataforma de adquisición y registro</i>	49
Figura 6 <i>Circuito de acondicionamiento del módulo ECG basado en el INA 128</i>	52
Figura 7 <i>Circuito de pre-amplificación de señal ECG</i>	53
Figura 8 <i>Circuito de filtrado de la señal ECG preamplificada</i>	54
Figura 9 <i>Diagrama de Bode del sistema de filtrado</i>	55
Figura 10 <i>Circuito de amplificación de señal ECG filtrada</i>	56
Figura 11 <i>Circuito de desplazamiento de señal ECG amplificada</i>	56
Figura 12 <i>Circuito divisor de tensión</i>	57
Figura 13 <i>Circuito de sumador no inversor</i>	58
Figura 14 <i>Señal ECG obtenida mediante configuración del INA 128</i>	59
Figura 15 <i>Diagrama de bloques del integrado AD8232</i>	60
Figura 16 <i>Diagrama eléctrico del monitor de frecuencia cardíaca basado en el AD8232</i>	61
Figura 17 <i>Señal ECG obtenida mediante módulo monitor de frecuencia cardíaca basado en AD8232</i>	62
Figura 18 <i>Circuito de acondicionamiento para sensor NTC</i>	64
Figura 19 <i>Circuito de linealización para sensor NTC</i>	65
Figura 20 <i>Circuito de puente de Wheatstone</i>	65
Figura 21 <i>Configuración del puente de Wheatstone</i>	66
Figura 22 <i>Curva característica de sensor NTC 1</i>	68
Figura 23 <i>Flujo de datos en la etapa de visualización y registro</i>	70

Figura 24 Estructura de los registros de las señales	71
Figura 25 Diagrama de conexión de la plataforma	72
Figura 26 PCB diseñada para la plataforma	73
Figura 27 Elementos montados en PCB	74
Figura 28 Vista frontal de la plataforma.....	74
Figura 29 Vista lateral izquierda y derecha de la plataforma.....	75
Figura 30 Análisis cualitativo sujeto 1, dispositivo ECG-02 – torso supino	79
Figura 31 Análisis cualitativo sujeto 2, dispositivo ECG-01 – torso supino	80
Figura 32 Luces indicadoras para los Dispositivos Versión 2	82
Figura 33 Tipo de conexión de electrodos para obtención de la 2da derivada.....	83
Figura 34 Análisis cualitativo sujeto 1, dispositivo ECG-03 – torso pronado	84
Figura 35 Análisis cualitativo sujeto 2, dispositivo ECG-04 – torso pronado	85
Figura 36 Análisis cualitativo sujeto 2, dispositivo ECG-05 – torso pronado	86
Figura 37 Registro obtenido del paciente 00010, dispositivo ECG-02 – torso supino.....	92
Figura 38 Identificación de complejo QRS - paciente 00003, dispositivo ECG-04 – torso supino	93
Figura 39 Registro obtenido del paciente 00011, dispositivo ECG-05 – torso pronado.....	94
Figura 40 Identificación de complejo QRS - paciente 00011, dispositivo ECG-05 – torso pronado	95
Figura 41 Diagrama de bloques del preprocesamiento de la señal ECG	97
Figura 42 Comparativa de la señal original y filtrada en su primera etapa	98
Figura 43 Comparativa de la señal original y filtrada en su segunda etapa	98
Figura 44 Comparativa del espectro de la señal original y la señal preprocesada	99
Figura 45 Algoritmo de Pan Tompkins para la detección del complejo QRS	100
Figura 46 Etapa de filtro pasa-bajos Pan Tompkins	100
Figura 47 Etapa de filtro pasa-bajos Pan Tompkins	101

Figura 48 <i>Etapa de filtro derivativo Pan Tompkins</i>	101
Figura 49 <i>Etapa de función cuadrática Pan Tompkins</i>	101
Figura 50 <i>Etapa de ventana deslizante Pan Tompkins</i>	102
Figura 51 <i>Algoritmo de método 1 implementado - Pan Tompkins</i>	104
Figura 52 <i>Aplicación del método 1 - Pan Tompkins</i>	105
Figura 53 <i>Detección de pico R por método 1</i>	105
Figura 54 <i>Aplicación del método 2 - Pan Tompkins</i>	106
Figura 55 <i>Detección del complejo QRS por método 2</i>	107
Figura 56 <i>Algoritmo para análisis espectral del tacograma</i>	108
Figura 57 <i>Tacograma de una señal ECG</i>	109
Figura 58 <i>Tacograma resultante tras análisis de control por desviación estándar</i>	110
Figura 59 <i>Algoritmo de software de visualización</i>	111
Figura 60 <i>Algoritmo de software de visualización</i>	112
Figura 61 <i>Niveles de pantalla en interfaz gráfica</i>	114
Figura 62 <i>Navegación entre pantallas</i>	115
Figura 63 <i>Plantilla de distribución de pantalla principal</i>	116
Figura 64 <i>Plantilla de distribución de pantalla secundaria</i>	118
Figura 65 <i>Implementación de pantalla principal</i>	119
Figura 66 <i>Visualización de señales ECG en pantalla principal</i>	119
Figura 67 <i>Implementación de pantalla de segundo nivel</i>	120
Figura 68 <i>Implementación de pantalla auxiliar</i>	120

Resumen

El COVID-19 es una enfermedad relativamente nueva que ha provocado una caída del sistema de salud a nivel mundial. Desde la aparición del virus, muchos investigadores alrededor del mundo han centrado sus esfuerzos en estudiar las complicaciones que este provoca en los pacientes que han padecido la enfermedad. Entre las afectaciones más graves se encuentran las cardiovasculares, que si bien existen una gran variedad de estudios que intentan abordar esta temática, los resultados obtenidos no son concluyentes respecto a las arritmias durante el padecimiento del COVID-19. Por lo tanto, el presente estudio plantea caracterizar las señales ECG de pacientes COVID-19 para el análisis e identificación de arritmias cardíacas.

Este trabajo de investigación propone el diseño e implementación de una plataforma de adquisición y registro de señales ECG en tiempo real y de larga duración, con la finalidad de suplir la carencia de la función de registro en los dispositivos médicos comerciales que actualmente se encuentran en el mercado, permitiendo así a los investigadores tener una amplia base de datos sobre la cuál enfocar sus estudios. Posteriormente se implementa algoritmos de procesamiento digital de señales para la eliminación del ruido presente en las señales ECG y el uso del algoritmo de Pan Tompkins que facilita la obtención de sus características temporales y frecuenciales. Finalmente se presenta una aplicación de escritorio para la visualización de la señal ECG con su respectivo tacograma y la posible aparición de arritmias cardíacas, entregando al investigador las herramientas necesarias para verificarlas o descartarlas.

Palabras claves: caracterización de señales ECG, arritmias cardíacas, COVID-19.

Abstract

COVID-19 is a relatively new disease that has caused a worldwide health system collapse. Since the appearance of the virus, many researchers around the world have focused their efforts on studying the complications it causes in patients who have suffered from the disease. Among the most serious affectations are the cardiovascular ones, and although there are a great variety of studies that attempt to address this issue, the results obtained are not conclusive with respect to arrhythmias during COVID-19. Therefore, the present study aims to characterize the ECG signals of COVID-19 patients for the analysis and identification of cardiac arrhythmias.

This research proposes the design and implementation of a platform for the acquisition and recording of ECG signals in real time and long duration, with the purpose of supplying the deficiency of the recording function in the commercial medical devices currently on the market, thus allowing researchers to have a wide data base on which to focus their studies. Subsequently, digital signal processing algorithms are implemented for the elimination of noise present in ECG signals and the use of the Pan Tompkins algorithm that facilitates the obtaining of their temporal and frequency characteristics. Finally, a desktop application is presented for the visualization of the ECG signal with its respective tachogram and the possible occurrence of cardiac arrhythmias, providing the researcher with the necessary tools to verify or discard them.

Key Words: ECG signals characterization, cardiac arrhythmias, COVID-19.

Capítulo I

Introducción

Antecedentes

Una avalancha de información acerca del COVID-19 se ha generado a partir del primer caso detectado el 17 de noviembre de 2019 en Wuhan; información sobre estudios no verificados, noticias falsas, recomendaciones médicas basadas en ideas no comprobadas científicamente que invaden las redes sociales, así como al menos 16.000 publicaciones indexadas que van en aumento día con día. La capacidad que este virus tiene de colapsar los sistemas de salud ha llevado a investigadores de todo el mundo a estudiar las diferentes causas que provocan las principales complicaciones de este virus y sus posibles tratamientos.

Entre sus complicaciones más graves se encuentra el compromiso cardiovascular, lo que ha llevado a que varias revisiones centren su atención en su relación con el COVID-19, principalmente en problemas en el miocardio (Figuroa, Salas, Cabrera, Alvarado, & Buitrago, 2020). Pese a la cantidad de estudios acerca de esta temática, no se han obtenido datos relevantes sobre qué ocurre con las arritmias durante las diversas etapas que se presentan con la enfermedad, debido a que en el análisis electrocardiográfico realizado en tiempo real a través de monitores de parámetros fisiológicos no se han percibido cambios específicos en estos pacientes referente a las arritmias, a pesar de que al ser asociado con lesión miocárdica se esperarían manifestaciones electrocardiográficas, como alteraciones en las diferentes ondas y segmentos que forman la señal ECG (Mora, 2020).

(Rivera, 2006) define al monitor de cardíaco como un equipo que permite detectar, procesar y desplegar los parámetros fisiológicos en forma continua y en tiempo real para determinar el estado del paciente. Dependiendo de la configuración del monitor, este mide y despliega información en forma de ondas y/o números, de diferentes parámetros fisiológicos como electrocardiograma (ECG), frecuencia respiratoria, presión no invasiva (PNI), presión invasiva (PI), temperatura corporal, saturación de oxígeno

(SpO₂), gasto cardíaco, dióxido de carbono (CO₂), presión intracraneana (PIC), entre otros (CENETEC, 2019).

Por su lado, la electrocardiografía desde sus orígenes se ha orientado en la detección de los cambios morfológicos producidos por la despolarización y la repolarización, así como la medición de las relaciones temporales de las ondas P, QRS y T; en tiempo real, como lo explica el estudio de (Torres, 2001). A pesar de existir varios tipos e incluir diversas técnicas entre más o menos invasivas, la electrocardiografía escalar o de superficie se ha convertido en la de mayor uso tanto en el ámbito comercial como profesional. A partir del método de electrocardiografía escalar, dispositivos médicos como el monitor cardíaco receptan las señales de ECG en tiempo real provenientes del paciente y permiten la visualización tanto de la señal obtenida como de los parámetros de importancia de la misma.

En la actualidad, los pacientes con COVID-19 se encuentran distribuidos en las áreas de hospitales de acuerdo a la gravedad que le ha supuesto la enfermedad, estas áreas pueden ser tanto la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) como la Unidad de Cuidados Intermedios (UCIM). En ambos casos se requiere un constante monitoreo por parte del personal médico con la ayuda de los dispositivos antes mencionados. Sin embargo, dichos dispositivos permiten la visualización de los parámetros y señales fisiológicas en tiempo real, mas no de un registro adecuado y mucho menos la extracción de esta información.

Justificación e Importancia

La obtención en tiempo real de las señales electrocardiográficas son el objetivo principal de los electrocardiógrafos comerciales; cada marca, modelo y diseño presentan y almacenan la forma de onda de maneras diferentes; algunos electrocardiógrafos lo hacen localmente o en medios de almacenamiento externos, para su posterior recuperación, impresión y análisis, como lo explica (ECRI

Institute, 2007), incluso pueden interconectarse a sistemas de gestión de datos de ECG, ya sea dentro del hospital o en una ubicación remota.

Generalmente los electrocardiógrafos están formados por etapas de amplificación, filtrado y despliegue de datos, en la investigación de (Méndez, 2003) se especifican estas tres etapas, pero para este proyecto se enfatiza la importancia de la etapa de despliegue de datos. Actualmente existen dos tipos marcados de despliegue de datos, el primero es un despliegue de datos mediante impresión en una tira de papel cuadriculado a escala; mientras que la segunda, a partir de la visualización de la señal cardiaca en una pantalla con un desplazamiento de izquierda a derecha en el monitor.

Sin embargo, los electrocardiógrafos no son los dispositivos más comúnmente usados dentro de las Unidades de Cuidados Intensivos e Intermedios, lo son los monitores de parámetros fisiológicos, también denominados monitores de pacientes o de cabecera; estos dispositivos recogen información de diferentes parámetros fisiológicos, almacenando tendencias y eventos de arritmia (Niubó & Cruz, 2001). Entre sus características resaltables, estos pueden ser estacionarios y transportables, presentan pantallas que permiten una buena visibilidad de la información, sencillas de utilizar, modulares, entre otras. Al hablar de desventajas, este mismo estudio, nos presenta a los monitores de cabecera como dispositivos que cuentan con un hardware cerrado el cual no puede ser manipulado y un software restringido, capaz de almacenar información sobre alarmas y eventos más no permite el acceso al registro continuo de las señales obtenidas.

Por otro lado, los síntomas respiratorios son los más comunes debido a la infección por COVID-19, sin embargo, existen casos severos de compromiso cardiovascular y multisistémico (Mora, 2020), no solo en su etapa de infección, sino incluso en su tratamiento. Es por ello que (Asensio, Acunzo, Uribe, Saad, & Sáenz, 2020) explican que el uso de fármacos moduladores de la respuesta inmune y antivirales, se han difundido de manera acelerada debido al avance de la epidemia y la alta tasa de mortalidad; sin

embargo, es muy importante tener en cuenta que estos medicamentos pueden prolongar de manera patológica el intervalo QT en pacientes de alto riesgo por predisposición genética o adquirida.

Dentro de las principales complicaciones asociadas a la prolongación del intervalo QT, se determina un alto riesgo de desarrollo de arritmias ventriculares por el uso de fármacos como la hidroxiclороquina y la azitromicina, siendo estos fármacos de mayor beneficio en el tratamiento de pacientes con COVID-19 (Malviya, 2020). La escasa información disponible sobre arritmias en pacientes que presentan la enfermedad, posiblemente está asociada a la dificultad del análisis detallado del ECG en los pacientes por el alto riesgo de contagio de los trabajadores de la salud por el uso de los electrocardiógrafos (Mora, 2020).

Debido a la carencia que tienen los monitores de cabecera para el registro y transmisión de los datos, se presenta una gran dificultad para los investigadores interesados en realizar estudios sobre las diferentes complicaciones cardiovasculares presentes en pacientes con COVID-19. Es por ello que el presente proyecto busca la obtención, registro y caracterización de señales ECG de los pacientes diagnosticados con la enfermedad para el análisis e identificación de arritmias cardíacas, además de la obtención de temperatura corporal, en base a la creación de un dispositivo que pueda ser operado fácilmente por los profesionales de la salud.

Cabe mencionar que la presente propuesta surge como una colaboración para complementar el proyecto titulado “ANÁLISIS DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS DE PACIENTES COVID-19, HOSPITALIZADOS EN UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS, A TRAVÉS DE ALGORITMOS DE PROCESAMIENTO DIGITAL E INTELIGENCIA ARTIFICIAL. QUITO-2020”, dirigido por la Dra. María Belén Mena Ayala, investigadora de la Universidad Central del Ecuador.

En la sección de anexos se adjunta la información referente al protocolo seguido para la investigación (Anexo 1).

Alcance del proyecto

El presente proyecto propone la implementación de un dispositivo que permita la adquisición y registro de señales ECG, provenientes de pacientes diagnosticados con COVID-19, así como la visualización de su temperatura corporal. Esto con la finalidad de un posterior procesamiento de estas señales electrocardiográficas para el análisis e identificación de arritmias cardíacas que el virus es capaz de provocar en estos pacientes.

Como primera etapa del proyecto se desarrollará el estado del arte, que abarcará las principales investigaciones sobre el COVID-19 y sus complicaciones cardiovasculares, detallará los diferentes dispositivos médicos usados dentro de la unidad de cuidados intensivos (UCI) y centrará la búsqueda de aquellos que permiten la visualización de las señales ECG y su forma de registrar y almacenar esta información.

A continuación, se diseñará e implementará un dispositivo para la adquisición de señales ECG y temperatura corporal. Se empleará un módulo específico para la adquisición de derivaciones bipolares de las extremidades, así mismo, se implementarán derivaciones unipolares aumentadas. Por otro lado, se empleará un sensor de temperatura corporal. Los sensores que se propongan requerirán un previo análisis técnico, y la respectiva instrumentación y calibración para su correcto funcionamiento. Se usará un LCD de 128x64 para la visualización de la temperatura corporal, así como la información necesaria para la creación de la base datos y estado del registro del ECG. Se incluirá un teclado matricial de 4x4 (numérico) que permitirá el ingreso de un código de identificación asociado al paciente que a su vez servirá para crear dos archivos .CSV que permitirá el registro de la señal ECG. Estos elementos, inicialmente, serán probados de forma individual con la finalidad de comprender y verificar su funcionamiento. Finalmente, se propone el uso del microcontrolador Teensy 4.1 debido a las características que éste presenta como alta velocidad de reloj, conector de tarjeta SD, resolución de 10 a 12 bits en convertor análogo-digital, entre otras.

Previo a la utilización del hardware diseñado, por parte del personal médico, este será validado con un electrocardiógrafo médico y será probado en unidades hospitalarias con pacientes con patologías cardíacas. Se considerará el criterio de personal médico especializado para los procesos de mejora y validación del dispositivo.

Una de las características más importantes presentes en el dispositivo implementado será el registrar las variables medidas. Se propone entregar una herramienta que permita al personal médico analizar las señales cardíacas registradas durante largos periodos de tiempo a fin de conocer el comportamiento del sistema cardiovascular del paciente contagiado y que este sea verificado por médicos cualificados. El registro se dará en una tarjeta microSD de fácil acceso desde una ranura en la parte exterior del dispositivo.

El siguiente paso será la implementación de un algoritmo para el procesamiento offline de la señal ECG obtenida, con la finalidad de prepararla para su posterior análisis. Se aplicarán filtros digitales que permitan eliminar el posible ruido del ambiente, así como el provocado por la red eléctrica pública. Además, se delinearán la señal para la determinación de las principales ondas y segmentos, y en base a esta información se identificarán posibles arritmias.

Como último punto, se implementará una aplicación de software presentando una interfaz amigable para el personal médico, en la cual se mostrará el delineado de la señal y los posibles puntos de arritmias. Dicha aplicación contará con una representación gráfica de la señal ECG ya procesada y permitirá la verificación, por parte del médico, de la información a través del ingreso de comentarios ante posibles detecciones de arritmias cardíacas y la valoración de los pacientes.

Finalmente, se replicarán un total de 5 dispositivos que permitirán el registro simultáneo de varios pacientes a la vez.

Objetivos

Objetivo general

Caracterizar las señales ECG de pacientes con COVID-19 para el análisis e identificación de arritmias cardíacas.

Objetivos específicos

- Desarrollar el estado del arte sobre el equipo utilizado en la UCI para tratamiento de pacientes diagnosticados con COVID-19, las complicaciones cardiovasculares existentes y el registro de información electrocardiográfica.
- Diseñar e implementar un dispositivo para la adquisición de señales ECG y de temperatura en pacientes con COVID-19.
- Implementar un algoritmo automático para el acondicionamiento y delineado de las señales ECG.
- Caracterizar la respuesta temporal y frecuencial de las señales ECG para el análisis e identificación de arritmias cardíacas en pacientes con COVID-19.
- Diseñar un software para la visualización, validación y marcado de las arritmias por parte de especialistas médicos.

Capítulo II

Estado Del Arte

Introducción

El presente proyecto de investigación, propone obtener y caracterizar las señales eléctricas del corazón de pacientes diagnosticados con COVID-19 con el fin de determinar las consecuencias cardiovasculares generadas en aquellos pacientes tratados dentro de las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI), para ello resulta imperativo en primer lugar una revisión adecuada del estado del arte de esta temática.

En este capítulo se realiza una revisión de las investigaciones que permiten conocer las implicaciones médicas asociadas al desempeño del sistema cardiovascular de pacientes con COVID-19. A su vez, se efectúa un análisis de los diferentes equipos médicos de soporte vital y monitoreo presentes en la literatura, centrandose especial atención en aquellos destinados a la obtención de señales electrocardiográficas (ECG) dentro de la unidad de cuidados intensivos (UCI), así como la posibilidad de extracción y registro de esta información. Finalmente, se realiza un estudio acerca de las posibles anomalías que se puedan encontrar dentro de las señales ECG y que vinculan a la enfermedad con la presencia de arritmias cardíacas en pacientes diagnosticados.

COVID-19

Desde su primer caso confirmado el 1 de diciembre de 2019 en la ciudad de Wuhan, provincia de Hubei en China, la enfermedad causada por el virus del SARS-CoV-2 (coronavirus del síndrome respiratorio agudo severo 2) conocida como COVID-19 o coronavirus, ha registrado millones de casos y muertes alrededor del mundo. Debido a su acelerada propagación, la Organización Mundial de la Salud (OMS) declaró al brote de este virus como emergencia de salud pública con importancia internacional el 30 de enero de 2020 y posteriormente pandemia mundial el 11 de marzo de 2020 (Noria, Bachini, & Ramos, 2020). Se conoce que, la principal manifestación de esta enfermedad es el compromiso

respiratorio. Si bien estos síntomas respiratorios pueden resultar leves, su complicación puede ocasionar síndrome de dificultad respiratoria con desenlaces potencialmente fatales (Bansal, 2020).

Para entender el impacto del COVID-19, los estudios de (Wang, y otros, 2020) y (Haines & Berney, 2020) explican que la infección puede producir una neumonía bilateral severa con gran hipoxemia (bajo nivel de oxígeno en la sangre) e infiltrados pulmonares que pueden derivar en síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA), este síndrome es considerado la forma más grave de insuficiencia respiratoria aguda. En este contexto, de un 20% de estos casos un 5% requiere el ingreso en UCI y tratamiento prolongado mediante ventilación mecánica invasiva (VMI).

Han sido diversos los estudios que han evidenciado mayor tendencia de sufrir infecciones graves por coronavirus, a pacientes que presentan comorbilidades cardiovasculares (CV) subyacentes, las mismas que pueden ser hipertensión arterial (HTA) y enfermedad arterial coronaria. Estos pacientes, requieren ingreso inmediato a las unidades de cuidados intensivos (UCI) y derivan en la mayoría de los casos de muerte (Tan & Aboulhosn, 2020). En este contexto, el estudio realizado por (Salas, Matamoras, García, & Simbaña, 2022) explica que las principales complicaciones se presentan en individuos de sexo masculino, edad avanzada, con casos de hipertensión, diabetes, obesidad, dislipemia y/o tabaquismo, donde aquellos con enfermedad cardiovascular (ECV) y cerebrovascular previa, se identifican como poblaciones particularmente vulnerables para una mayor morbimortalidad al sufrir de COVID-19.

Implicaciones médicas del COVID-19 en el sistema cardiovascular

Se ha descrito previamente que la enfermedad cardiovascular preexistente, así como otros factores de riesgo cardiovascular, pueden generar mayor susceptibilidad a infección por COVID-19 y un escenario con mayores complicaciones clínicas. Para comprender estas implicaciones, el estudio de (Shetty, 2020) explica que el nuevo coronavirus infecta y se replica en la parénquima pulmonar, lugar donde reside el receptor celular ACE-2 (enzima convertidora de angiotensina II), que permite al virus unirse a las células e iniciar el proceso infeccioso. Al ser el corazón uno de los órganos que expresa la

ACE-2, es posible evidenciar en los pacientes, además del desarrollo de distrés respiratorio agudo, diferentes complicaciones cardiovasculares.

Dentro de las primeras investigaciones, el estudio de (Huang, y otros, 2020) evalúa las complicaciones más comunes presentadas dentro de una población de 41 pacientes diagnosticados con COVID-19 ingresados a un hospital de Wuhan; en la evaluación de las imágenes electrocardiográficas y ecocardiográficas se observan alteraciones que llevan a la conclusión de que un 15% presentó hipertensión arterial (HTA), un 12% afección aguda al corazón y un 15% otras enfermedades cardiovasculares. A partir de esta investigación, estudios como el de (Pavón, Cisnero, Escalona, Rojas, & Pérez, 2021) recopilan múltiples complicaciones de tipo cardíaco y donde detalla el caso particular de un paciente sin antecedentes de enfermedad cardiovascular, que al ser diagnosticado con COVID-19 evidencia una disfunción del ventrículo izquierdo al presentar un cuadro de miocarditis aguda grave.

La miocarditis es definida por la Organización Mundial de la Salud como una enfermedad inflamatoria del músculo cardíaco que puede ser causada por una amplia variedad de virus, sus casos más severos pueden provocar fallo cardíaco agudo, arritmias o insuficiencia cardíaca avanzada. A su vez, el estudio de (Bansal, 2020) encuentra que, cerca del 8 al 12% de complicaciones en pacientes diagnosticados con COVID-19 pueden asociarse con lesión miocárdica y el 16,7% con arritmias cardíacas.

En estas investigaciones fue posible observar que la lesión miocárdica se presentó en 5 de los primeros 41 pacientes diagnosticados con COVID-19 en la ciudad de Wuhan y que 4 de los 5 pacientes fueron admitidos en las unidades de cuidados intensivos (UCI) debido a la gravedad de esta afección. La investigación de (Zheng, Ma, Zhang, & Xie, 2020) define a la lesión miocárdica en el contexto de la actual pandemia con niveles superiores al 99% de la troponina I de alta sensibilidad cardíaca o desarrollo de anomalías eléctricas y ecocardiográficas que previamente no existían. Por su parte, (Li, y otros, 2020) explica como los biomarcadores o marcadores cardíacos de lesión del miocardio incrementan en

pacientes tratados dentro de las unidades de cuidados intensivos, lo que sugiere que los pacientes con síntomas graves de la enfermedad tienen complicaciones que incluye lesión miocárdica aguda.

Por otro lado, las arritmias cardíacas son otro fenómeno común que los pacientes diagnosticados con COVID-19 pueden presentar. Previamente el estudio de (Bansal, 2020) determinó que éstas representaron el 16,7% de las complicaciones relacionadas con el virus, donde también observó una mayor incidencia en pacientes que requirieron de cuidados intensivos, con un 44,4% de casos comparados con los que no necesitaron de estos cuidados con tan solo el 8,9%. Además, en el 5,9% de los casos en estudio, se hizo evidente la presencia de arritmias malignas como la taquicardia.

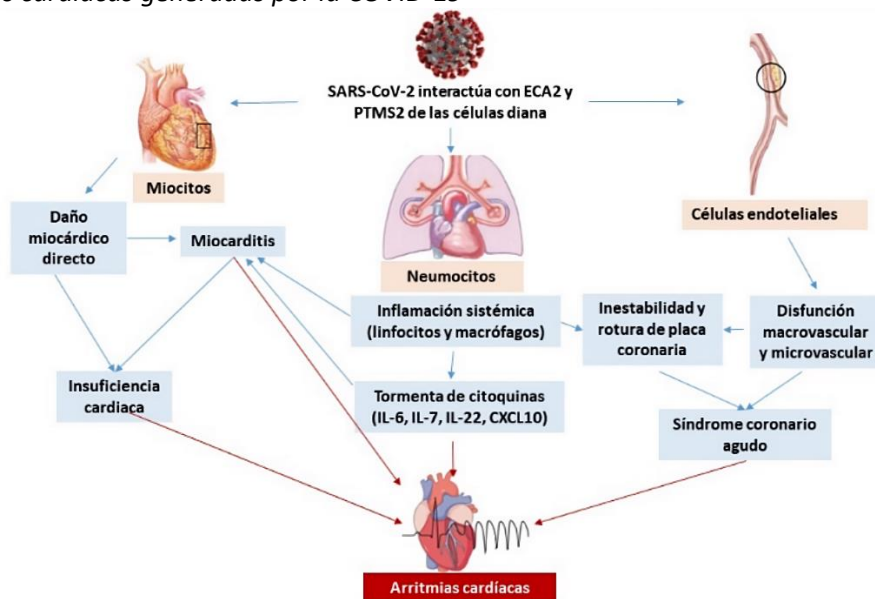
Arritmias cardíacas como consecuencia del COVID-19

Cada vez existen más investigaciones que sugieren que el COVID-19 se ve afectado por un mayor riesgo de eventos arrítmicos, al ser una de las complicaciones más comunes y asociarse con un alto índice de mortalidad, el estudio de (Gutiérrez, y otros, 2020) define tres escenarios en los que se asocian a las arritmias cardíacas con el COVID-19. El primero deriva de la infección por sí misma, el segundo se relaciona con los antecedentes de arritmias en pacientes diagnosticados y el último se denomina proarritmia secundaria y se desarrolla en el tratamiento de la enfermedad.

En el primer escenario, la infección pulmonar que la propia enfermedad provoca, desata un proceso inflamatorio que generalmente, ocasiona una respuesta descontrolada en el sistema inmune, este a su vez secreta una gran cantidad de citoquinas denominada “tormenta de citoquinas” que sumado al daño cardíaco que el SARS-CoV-2 es capaz de producir, se expresa como miocarditis, insuficiencia cardíaca, síndrome coronario agudo y arritmias cardíacas. En este contexto el estudio de (Guzik, y otros, 2020) explica que el daño cardíaco directo, la isquemia miocárdica, la miocarditis y la insuficiencia cardíaca son condiciones adecuadas para el desarrollo y evolución de fibrilación auricular (FA) y arritmias ventriculares, lo cual esquematiza en la Figura 1.

Figura 1

Arritmias cardíacas generadas por la COVID-19



Nota: Esquema de mecanismos arritmogénicos que derivan en arritmias cardíacas tomado de *Arritmias cardíacas en pacientes con la COVID-19. Escenarios y tratamiento* por Gutiérrez et al., 2020, Rev Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular

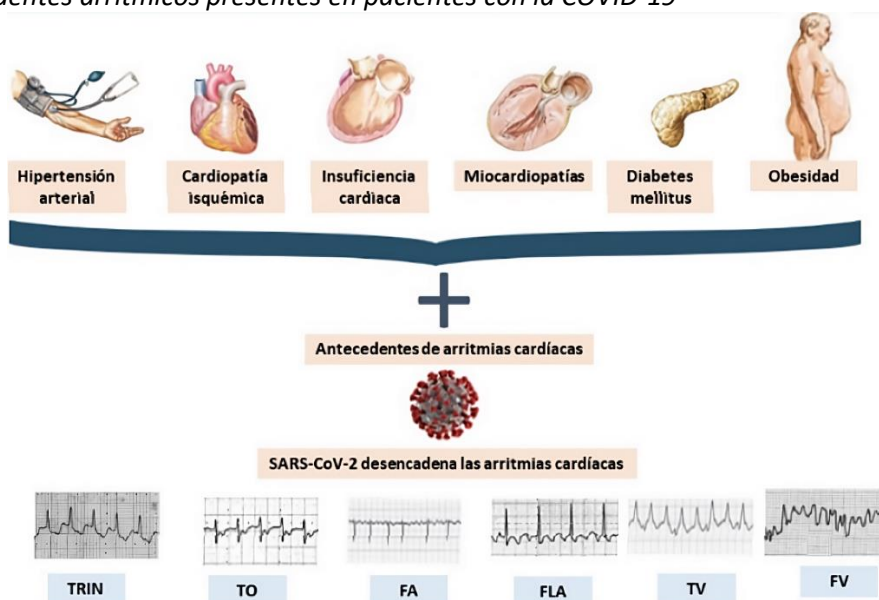
En el segundo escenario, se evalúan casos de pacientes con enfermedades preexistentes como la obesidad, hipertensión arterial, insuficiencia cardíaca, diabetes, entre otras; que además y/o a causa de estas enfermedades, presentan antecedentes de arritmias cardíacas, las cuáles sumadas a la presencia del SARS-CoV-2 derivan en una mayor incidencia de FA y episodios recurrentes de arritmias, la Figura 2 esquematiza esta situación. El estudio de (Kirchhof, y otros, 2016) nos explica que la FA es considerada la arritmia cardíaca sostenida más frecuente por lo que resulta ser la más común de encontrar como antecedente en pacientes con COVID-19.

Como conclusión, independientemente del origen auricular o ventricular de la arritmia, este escenario presenta un desafío para los profesionales del sistema de salud, al tratar pacientes con una comorbilidad que los hace vulnerables para desarrollar formas severas de la enfermedad con menor

respuesta a la terapia generalmente aplicada en los centros de salud, debido al empleo previo de fármacos antiarrítmicos que limitarían este tipo de terapia protocolizada (Gutiérrez, y otros, 2020).

Figura 2

Antecedentes arrítmicos presentes en pacientes con la COVID-19



TRIN: taquicardia por reentrada intranodal, TO: taquicardia ortodrómica, FA: fibrilación auricular, FLA: flutter auricular, TV: taquicardia ventricular, FV: fibrilación ventricular

Nota: Esquema de las enfermedades más comunes en presentar antecedentes de arritmias cardíacas y sus consecuencias tomado de *Arritmias cardíacas en pacientes con la COVID-19. Escenarios y tratamiento* por Gutiérrez et al., 2020, Rev Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular

Finalmente, la investigación de (Thakkar, Tea, & Al-Mallah, 2020) explora el escenario de los fármacos antivirales, señalando que agentes usados para el tratamiento del COVID-19 como la hidroxiclороquina y azitromicina pueden ser potencialmente arrítmicos, desencadenando lo que se conoce como proarritmia que se define como la generación de nuevos episodios de arritmias o el agravamiento de cuadros preexistentes debido su uso en dosis no tóxicas.

Estudios como el de (Guo, y otros, 2020) y (Gutiérrez, y otros, 2020) concuerdan en que la evidencia sobre la eficacia de los fármacos usados para el tratamiento del virus es limitada, pero se cree

que esta combinación de drogas busca un efecto sinérgico, aunque la real preocupación que atañe a los investigadores sobre el uso de estos fármacos es que pueden producir prolongación en el intervalo QT lo que incrementa la posibilidad de taquicardias y muerte súbita. Es por ello, que estos estudios concluyen en la necesidad de un monitoreo cardiológico constante del intervalo QT durante su administración.

El COVID-19 en pacientes en UCI

La crisis que ha generado la pandemia originada por el virus SARS-CoV-2 ha marcado un reto de gran importancia para los sistemas de salud de todo el mundo, especialmente para las unidades de cuidados intensivos (UCI), que han dirigido sus esfuerzos a la reorganización de sus espacios, la incorporación de instrumentos de monitoreo más avanzados, la implementación de nuevos y más seguros métodos de contención del virus y un arduo trabajo de sus equipos multidisciplinares altamente especializados. Por ello, se hace imperativo comprender el tratamiento, monitoreo y seguimiento que recibe un paciente diagnosticado con COVID-19 que requiere ingreso a la UCI.

El estudio de (Franco, Arbillaga, Lista, & Martínez, 2020) define a la UCI como un servicio hospitalario complejo, altamente tecnificado y multidisciplinar, donde se previenen y tratan diferentes fallos orgánicos agudos en pacientes críticos que requieren atención 24 horas por día y 7 días por semana. La combinación de los equipos médicos en las instalaciones punteras y los multidisciplinarios altamente especializados (médicos, enfermeros, auxiliares, terapeutas ocupacionales, entre otros) facilitan la implementación de técnicas de reanimación avanzadas que aumentan la tasa de supervivencia de un alto número de pacientes críticos y las intervenciones guiadas por protocolos multidisciplinarios conocidos como paquetes ABCDEF, reducen el tiempo de hospitalización y mejoran la calidad de vida a corto y largo plazo (Balas, y otros, 2014) y (Marra, Ely, Pandharipande, & Patel, 2017).

Con el estudio de (Gil, y otros, 2021) es posible entender como los sistemas sanitarios modernos se mantienen en búsqueda de una mejora constante o de la excelencia, por lo cual dirigen su atención a la calidad asistencial que, si bien es un término con múltiples acepciones, la OMS la define como “el

nivel de realización de objetivos intrínsecos para mejorar la salud por los sistemas sanitarios y de receptividad a las expectativas legítimas de la población” (WHO, 2000).

Por su lado, el estudio de (Mahbbob, Carvache, & Aguilar, 2020) define a los protocolos clínicos o guías para la práctica clínica como una forma de unificar diversos criterios sobre una base científica, con la finalidad de guiar algunos procedimientos médicos y colaborar en la toma de decisiones clínicas. Sin embargo, la situación de sobrecarga asistencial que la COVID-19 trajo consigo, la incertidumbre en el tratamiento medicamentoso y el aislamiento extremo que el paciente requiere, han dificultado el seguimiento de estos estrictos protocolos, obligando a los hospitales a revisar y desarrollar nuevos protocolos para estandarizar el proceso de prevención del curso clínico y epidemiológico de esta enfermedad, pero cuya aplicación resulta de un complejo proceso de adaptación (Costa, y otros, 2017).

Es por ello que el estudio de (Mahbbob, Carvache, & Aguilar, 2020) recopila los protocolos a seguir de acuerdo a los criterios de mayor importancia al cuidado y tratamiento de pacientes diagnosticados con COVID-19 y que requieren del ingreso a la unidad de cuidados intensivos. Estos criterios son: el traslado a/desde la unidad de cuidados intensivos (UCI), ingreso del paciente, criterios de exclusión, requisitos que debe cumplir la unidad y alta del paciente de la UCI.

En primer lugar, en cuanto al manejo del traslado del paciente a/desde UCI, el (Ministerio de Sanidad del Gobierno de España, 2020) recomienda seguir las medidas de protección y control de la infección requeridas, con propósito de impedir la propagación de la infección durante el traslado. Por su parte, el (Colegio Mexicano de Medicina Crítica - COMMEC, 2020) recomienda establecer un equipo de transferencia de pacientes compuesto por médicos, camilleros y enfermeras con equipo de protección personal (EPP) completo, mantener al paciente monitorizado en todo momento y colocar un filtro viral bacteriano en el dispositivo de ventilación mecánica.

Otro criterio importante es el ingreso a la unidad de cuidados intensivos, para ello el estudio de (Rascado, y otros, 2020) explica que las muertes potencialmente prevenibles ocurren debido a la

disponibilidad insuficiente de camas de UCI, y en este sentido se deben desarrollar protocolos para la clasificación de UCI en función de la probabilidad de que la demanda supere la disponibilidad durante un desastre. Estos protocolos incorporan criterios de inclusión para identificar a los pacientes que podrían beneficiarse del ingreso en la UCI y criterios de exclusión para identificar a los pacientes que no se beneficiarán de este ingreso. Los criterios de selección deben ser objetivos, éticos, transparentes, aplicados de manera justa y difundidos públicamente. Según las guías NICE (National Institute for Health and Care Excellence, 2020), los enfermos ingresan a la UCI de acuerdo a las siguientes prioridades:

Prioridad I: Pacientes críticos inestables que precisan de tratamiento y monitoreo intensivo dentro de UCI. Los tratamientos incluyen soporte ventilatorio, infusión de medicamentos vasoactivos, etc. Ejemplos: Pacientes post-operados, en shock.

Prioridad II: Pacientes que requieren una estrecha vigilancia y pueden precisar una intervención inmediata. Ejemplos: Pacientes con condiciones comórbidas crónicas.

Prioridad III: Pacientes que se encuentran críticos inestables con posibilidad reducida de recuperación. Ejemplos: Pacientes con enfermedades neoplásicas metastásicas.

Prioridad IV: Pacientes no elegibles para ingreso en la UCI deben analizarse individualmente por especialidad.

Dada la actual pandemia, la investigación de (Monares, y otros, 2016) recomienda el uso de la escala de evaluación de fallo orgánico secuencial (SOFA, que deriva del inglés: Sequential Organ Failure Assessment) que está compuesta por la suma del puntaje que se obtiene de la evaluación de 6 órganos fundamentales, cada uno de estos órganos recibe un valor que va de 0 a 4, los cuales se califican en base al grado de disfunción que presentan; siendo esta escala una de las más utilizadas en todo el mundo.

De igual manera, el (Ministerio de Salud Pública de Cuba, 2020) en su reporte, presenta los criterios básicos para el ingreso a la UCI de pacientes con COVID-19 explicando que el paciente debe presentar algún signo de alarma como desorientación, confusión, hipotermia, hipotensión arterial,

aumento de los niveles de urea y/o creatinina, trombocitopenia, disnea, entre otros. Otro indicativo es la necesidad de uso de músculos respiratorios adicionales, contracciones intercostales o subcostales y de ventilación artificial. Además de estar asociado a enfermedades crónicas descompensadas como diabetes, asma bronquial y enfermedad pulmonar obstructiva crónica. Por último, todas las mujeres embarazadas o puérperas que estén gravemente enfermas y requieran cuidados intensivos con sospecha o confirmación de infección por SARS-CoV-2.

Por su parte, (Rascado, y otros, 2020) sugieren que los pacientes clasificados como "rojos" sean ingresados primero en UCI, seguidos de los clasificados como "amarillos", mientras que los pacientes clasificados como "azules/negros" continúen recibiendo ingreso regular y según el médico tratante, reciban tratamiento paliativo con terapia activa con participación del paciente y/o la familia del paciente. Además, especifica que aquellos que no cumplen los criterios de inclusión pueden permanecer en hospitalización convencional y deben ser reevaluados en los días 2 y 5. Las decisiones después del día 5 de ingreso en UCI dependerán de la disponibilidad de recursos del sistema hospitalario.

En cuanto a la exclusión del ingreso de un paciente en Servicio de Medicina Intensiva, el estudio de (Rubio, y otros, 2020) señala que los pacientes con buen estado de salud en general, así como aquellos que presentan mal pronóstico a pesar de su ingreso en UCI o que necesitan recursos que no es posible proporcionar, se consideren como pacientes no admisibles.

Como parte las recomendaciones sobre los criterios de exclusión para la admisión en caso de un siniestro masivo, que pueden aplicarse a la actual pandemia, tenemos a los pacientes con traumatismo severo con mortalidad predicha del 80%, pacientes con enfermedad maligna metastásica o neuromuscular avanzada donde no se puede brindar tratamiento y aquellos que presenten quemaduras severas y que cumplan 2 de los siguientes criterios: ser mayores de 60 años, presentar afectación en un 40% de la superficie corporal total o lesión por inhalación. Además, pacientes con insuficiencia orgánica avanzada o terminal, así como aquellos que presenten eventos neurológicos graves e irreversibles,

pacientes con deterioro cognitivo basal grave o inmunosupresión progresiva e irreversible y aquellos con paro cardiopulmonar inconsciente o recurrente, o un segundo paro cardiopulmonar que se presente menos de 72 horas después del primero (Mahbbob, Carvache, & Aguilar, 2020).

Con el fin de prestar la debida atención a los pacientes y brindarles tratamiento y cuidados adecuados durante la pandemia generada por el SARS-CoV-2, la UCI debe cumplir con requisitos generales como: cubículos correctamente aislados, batas sanitarias y nasobucos de uso personal y permanente para cada paciente ingresado, así como batas desechables, mascarillas N-95, gafas o caretas para protección facial y guantes para cada profesional de la salud dentro de la unidad de cuidados intensivos (Ministerio de Salud Pública de Cuba, 2020).

Finalmente, en cuanto a los criterios de salida de pacientes de la UCI, la (Secretaría de Salud de la Alcaldía de Bogotá - Colombia, 2020) emitió consideraciones de importancia como la evaluación cada 24 horas de la pertinencia de la estancia de un paciente en UCI, una evaluación de mejoría del estado fisiológico que llevó al paciente a la UCI, el uso de herramientas para la toma de decisiones acerca del egreso del paciente y no solo de escalas o puntajes, debido a que no existe escala precisa para predecir mortalidad en el contexto de la pandemia. Por último, en casos en que las intervenciones activas ya no se planifiquen por considerarse no beneficiosas o por decisión del paciente y/o pariente próximo, es apropiado considerar el alta a un nivel de atención más bajo.

A pesar de los esfuerzos que investigaciones como las antes mencionadas han efectuado con el fin de estandarizar protocolos eficientes en la lucha contra el virus del SARS-CoV-2, la pandemia ha marcado un escenario de decisiones sobre la marcha, siendo necesaria la incorporación de profesionales sin experiencia previa para cubrir la asistencia, lo que ha impedido el cumplimiento de varios protocolos, que en algunos casos ha provocado un manejo del paciente con sedaciones profundas y recurrentes, imposibilitando así su movilización precoz, produciendo debilidad generalizada y deterioro muscular.

Estas situaciones derivan en lo que las investigaciones de (Dres & Demoule, 2018) y (Bonnieve, y otros, 2015) definen como DAUCI o debilidad adquirida de UCI, que es el deterioro muscular de los pacientes ingresados, afectando a la musculatura periférica, respiratoria e incluso a la deglutoria. Sus causas son varias, entre las más claras están las sedaciones muy profundas que prolongan el tiempo de la ventilación mecánica invasiva (VMI), la inactividad de los músculos respiratorios sometidos a VMI que genera atrofia de las fibras musculares del diafragma y disminuye la capacidad de generación de fuerza suficiente y los pacientes que requieren de reanimación, representando este el 20 al 50 % de los casos. Sus consecuencias van desde el deterioro diafragmático, que se presenta en los primeros días de la VMI, hasta el incremento de la morbilidad y mortalidad al requerirse de prolongación del tiempo de VMI y de hospitalización que, en el margen de una pandemia, compromete la calidad de vida del paciente a corto y mediano plazo (Smith, y otros, 2020).

Estudios en cuidados intensivos

Parte importante del ingreso de un paciente a la unidad de cuidados intensivos (UCI), recae en los estudios médicos que evaluarán el tratamiento más adecuado que el personal médico puede brindar. Por ello, se hace imperativo comprender los estudios que se realizan dentro de esta unidad, los equipos médicos que se requieren para el cumplimiento de estos estudios y el tipo de registro de información por paciente que la unidad maneja.

Al ser la atención en la UCI un factor clave para evaluar la calidad en la atención que brindan los hospitales, los sistemas de salud más importantes alrededor del mundo han tomado la decisión de implementar varias UCI de acuerdo a un área de atención especializada; entre ellas se pueden encontrar UCI coronaria, UCI pediátrica, pacientes críticos, área de neonatología o UCI general. De acuerdo al área de interés, los estudios médicos a realizarse varían, por lo que es importante destacar que se detallarán estudios generales que permiten la evaluación de un paciente crítico.

El estudio de (Lisa, 1998) explica que de acuerdo a las prioridades de aplicación de técnicas y tratamientos primarios en el área de medicina intensiva (UCI), se determinan tres tipos de prioridades de atención y manejo de pacientes críticos. Dentro de cada una de ellas los estudios médicos a realizarse determinarán el tipo de tratamiento adecuado para el paciente. Sin embargo, aclara que la valoración de la información, realizada por el personal médico especializado, será imperativa para la selección del método a usarse de acuerdo al tratamiento recomendado.

En este contexto, dentro de la prioridad 1 se encuentran el estudio primario de obtención y monitoreo de signos vitales, la valoración neurológica, neuromuscular y de nivel de conciencia; así como la correcta inmovilización, exploración básica oral y soporte vital instrumentalizado. Por su parte, la prioridad 2 presenta estudios y técnicas como valoración de sedación, exploración intraósea y de sondaje. Finalmente, dentro de la prioridad 3 se encuentra la valoración respiratoria para uso de ventilación mecánica, valoración de uso de vías venosas centrales y desobstrucción instrumental vía aérea.

Por otro lado, en la actual pandemia, no se presentan protocolos marcados en cuanto a exámenes y tratamientos primarios, pero si recomendaciones que varios investigadores realizan en el tratamiento de pacientes críticos que ingresan a la UCI establecida para la atención de pacientes con COVID-19. El estudio de (Ballesteros, y otros, 2020) recomienda seguir los protocolos de ingreso a emergencias de prioridad 1 en cuanto a toma y monitoreo de signos vitales, que servirán de base para la movilización del paciente a la UCI de alto contagio.

Uno de los primeros estudios a realizarse tras el ingreso a la UCI de un paciente cuyos signos vitales presenten valores anormales, es el hisopado nasal o faríngeo. Para el cual, la investigación de (Bouadma, Lescure, Lucet, Yazdanpanah, & Timsit, 2020) recomienda la obtención de muestras nasofaríngeas o del tracto respiratorio inferior (en pacientes intubados) para efectuar la reacción en cadena de la polimerasa (PCR) del SARS-CoV-2, siendo este examen realizado mediante hisopado.

Además, recomienda un tratamiento empírico con antibióticos hasta descartar la posibilidad de coinfección bacteriana, que es común en casos de coronavirus.

Por otro lado, el estudio de (Hongde, Fenglian, Xin, & Yuan, 2020) recomienda monitorizar las enzimas cardíacas para evaluar el daño miocárdico y el QTc cuando se usan medicamentos antirretrovirales en combinación con hidroxiclороquina, ya que estos medicamentos tienen el potencial de prolongar el QTc. En este caso, se recomienda descartar otras cardiopatías que puedan ser responsables del cuadro clínico del paciente y tomar medidas para proteger el equipo y las sondas de la contaminación de otros pacientes.

La investigación de (Chen, y otros, 2020) explica la importancia de un reconocimiento de los factores de riesgo de insuficiencia renal aguda (IRA), cuya detección precoz puede facilitar las intervenciones para prevenir o reducir su aparición o progresión. Además, recomienda la monitorización continua de la función renal, ya que el desarrollo de la IRA se asocia a un aumento del 91% de la mortalidad en el síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA).

Estas recomendaciones para el tratamiento de los pacientes críticos con COVID-19 se desarrollaron rápidamente e identificaron los aspectos que se consideraron más importantes. Las limitaciones presentes en la falta de información de un tratamiento definido y probado exitosamente para esta enfermedad, llevan a los investigadores a trabajar sobre la marcha. Es por ello que, como recomendación adicional, este grupo de investigadores explica la importancia del uso de equipos médicos que permitan brindar soporte vital y un adecuado monitoreo de cada paciente, lo que permitirá a futuras investigaciones obtener mejores y más completos resultados en cuanto a estudios de importancia en pacientes con COVID-19 (Ballesteros, y otros, 2020).

Equipos usados en cuidados intensivos

En la unidad de cuidados intensivos, ningún equipo es menos importante que otro. Es por ello que el equipo médico profesional o personal médico juega un papel vital para salvaguardar la vida de las

personas, el que a su vez necesita de las herramientas adecuadas. Por lo cual, esta sección detalla el equipo médico presente en la unidad de cuidados intensivos, tanto de soporte vital como de monitoreo de pacientes.

El equipo de soporte vital es utilizado para evitar la muerte del paciente tras el fallo de uno o más órganos vitales, su objetivo es mantener o sustituir las funciones vitales (respiratoria, circulatoria y cerebral) del paciente, para evitar un paro cardíaco o respiratorio. Dentro de estos equipos, el estudio de (Manrique, y otros, 2016) define a las bombas de infusión como dispositivos electrónicos que se pueden programar para administrar una sustancia de manera controlada (antibióticos, sueros, analgésicos, anestésicos o incluso alimentos) por vía intravenosa, subcutánea, intraperitoneal o intrarraquídea a pacientes que por su condición así lo requieran.

El avance tecnológico necesario en varias UCI alrededor del mundo, ha llevado a la implantación de bombas de infusión inteligentes que, a través de programación, permite la elaboración de una biblioteca de fármacos. El beneficio se presenta en una dosificación con mayor exactitud y segura, de aquellos fármacos considerados de alto riesgo y que, por la poca experiencia de uso, pudieran presentar problemas de administración (Ochoa, 2013).

Por su parte, el artículo de (Gutierrez, 2011) define al ventilador mecánico (VM) como una máquina que suministra soporte de ventilación y oxigenación para promover el intercambio de gases y la función respiratoria en pacientes críticos con insuficiencia respiratoria (IR). De manera más técnica, el estudio de (West, 2007) explica que el ventilador mecánico crea un flujo de aire durante un período de tiempo que permita una gradiente de presión entre dos puntos (boca/vía aérea) generando una presión a vencer. Aquí, las resistencias al flujo y las propiedades elásticas del sistema respiratorio generan un volumen de gas que es capaz de entrar y salir del sistema. Un aporte importante que el estudio de (Grace, 1998) aborda, es la capacidad que el VM debe tener de monitorear la ventilación del paciente y su mecánica respiratoria, mediante indicadores digitales y/o gráficos. Además, debe contar con un

sistema de alarmas audiovisuales que indiquen al operador que se ha presentado alguna condición diferente de la esperada o deseada.

Finalmente, dentro del contexto de equipos de soporte vital, se describe al desfibrilador como un dispositivo capaz de restablecer el ritmo cardíaco a través de descargas eléctricas controladas. Una característica importante es su portabilidad, dado que es usado en la atención de emergencias, para recuperar al paciente tras una parada cardiorrespiratoria y reiniciar su actividad cardíaca (Aguirre, 2021). En este contexto, el estudio de (Clavero, y otros, 2013) explica que los modelos más usados dentro de la UCI, cuentan además con funciones de monitorización de electrocardiograma (ECG) y marcapasos.

Los signos vitales llamados también signos cardinales son definidos por el estudio de (Corral, Corral, Juárez, & Ochoa, 2006) como indicadores que reflejan el estado fisiológico del cuerpo y alteraciones de las funciones normales del organismo. Existen cuatro signos vitales reconocidos globalmente: temperatura corporal, frecuencia cardíaca (pulso), respiración y tensión arterial, estos representan el estado fisiológico de los órganos vitales que son: cerebro, corazón y pulmones (Kozier, Erb, & Blais, 2002).

El procedimiento de toma de signos vitales constituye generalmente de una responsabilidad del personal de enfermería, los mismos que se encargan de evaluar y comparar los datos obtenidos con los valores normales aceptados y con los patrones típicos de los pacientes en diversas situaciones. En sus inicios, la obtención de esta información se realizaba exclusivamente por miembros del personal de salud, los mismos que tenían que ser cuidadosos a los detalles en el procedimiento de toma de signos vitales y exactos en la interpretación de los datos. Para esta actividad, se hace uso de valores normales que los signos vitales deben presentar, su rango de variaciones se muestra en la Tabla 1 y se presentan según la edad del paciente (Lynn, 2012).

Tabla 1*Valores normales de los signos vitales según la edad*

Edad	Temperatura	Pulso (lat/min)	Respiración (resp/min)	Presión sanguínea (mm Hg)
Recién nacido	36,8 °C (axilar)	80-180	30-60	73/55
1-3 años	37,7 °C (rectal)	80-140	20-40	90/55
6-8 años	37 °C (bucal)	75-120	15-25	95/75
10 años	37 °C (bucal)	75-110	15-25	102/62
Adolescentes	37 °C (bucal)	60-100	15-20	102/80
Adultos	37 °C (bucal)	60-100	12-20	120/80
>70 años	36,8 °C (bucal)	60-100	15-20	120/80

Nota: Tabla con las variaciones normales de los signos vitales relacionadas con la edad. Información

adaptada de *Enfermería Clínica de Taylor. Cuidados básicos del paciente.*, por Lynn, P., 2012

Para este estudio, es predominante conocer cómo se realiza la toma de dos signos vitales en específico que son, temperatura corporal y frecuencia cardíaca (pulso), por lo que se definirá el signo vital o señal a obtenerse, se detallará el procedimiento de obtención de datos, las evaluaciones de acuerdo a los valores obtenidos y las formas de obtención de esta información que existen en la actualidad.

El estudio realizado por (Tintín, 2015) define a la temperatura corporal como la diferencia entre el calor producido por el cuerpo y el calor liberado al ambiente. Donde el calor transferido por la sangre circulante a la superficie de la piel, se disipa en el medio ambiente mediante procesos metabólicos en los tejidos centrales del cuerpo. Sin embargo, la temperatura varía según la parte del cuerpo a tratar; la temperatura corporal central es más alta que la temperatura de la superficie corporal, ésta se mide en el tímpano o en el recto, pero también puede medirse en el esófago, la arteria pulmonar o la vejiga mediante dispositivos de medición invasivos. Mientras que la temperatura corporal superficial se mide en la boca (debajo de la lengua), las axilas y otros lugares de la superficie de la piel (Lynn, 2012).

Para determinar el lugar adecuado para realizar la toma de temperatura corporal, previamente se debe realizar una evaluación del paciente; los factores a tomar en cuenta para realizar un correcto diagnóstico deben ser, posible riesgo de traumatismo o de temperatura corporal desequilibrada,

hipertermia o hipotermia. Para de esta manera, obtener la temperatura del paciente con exactitud y sin causarle ninguna lesión o molestia.

El proyecto actual utilizará un método no invasivo para la obtención de la temperatura corporal en la superficie de la piel de los pacientes, con la implementación de un sensor con características ideales para su empleo en áreas de posible contaminación o transmisión bacteriana, al ser posible una completa esterilización del mismo después de cada uso.

Por otro lado, el estudio de (Smeltzer, Bare, Hinkle, & Cheever, 2013) define a la frecuencia cardíaca o pulso como el latido de una arteria que se palpa sobre una superficie ósea. Cuando el ventrículo izquierdo se contrae, la sangre circula por las arterias y venas de todo el cuerpo y esta ola de sangre es el pulso. La evaluación del pulso busca ritmo, frecuencia o latidos por minuto (BPM), el tamaño (volumen) y la tensión (elasticidad). Las enfermedades y otros factores como los procesos patológicos, edad, género, altura y actividad física, pueden alterar el BPM. De acuerdo a los valores normales de frecuencia cardíaca, los trastornos más comunes pueden presentarse con una frecuencia cardíaca de más de 100 LPM (taquicardia) o de menos de 60 LPM (bradicardia). Por ello, la Tabla 2 muestra los valores normales que los profesionales de la salud toman como referencia para determinar trastornos y enfermedades de tipo cardíaco en sus pacientes, según la edad.

Tabla 2

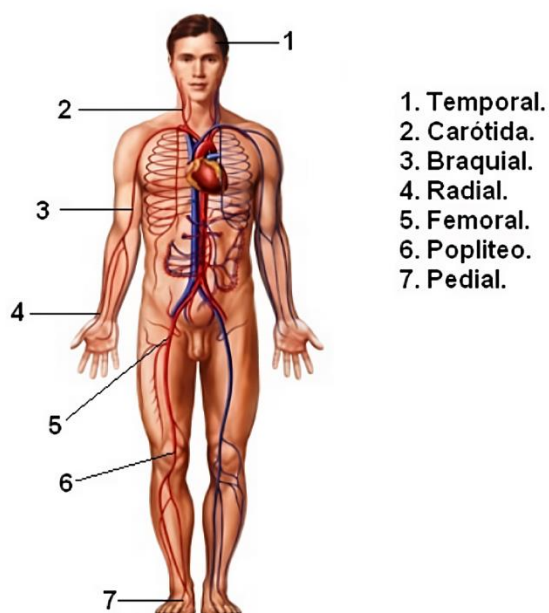
Valores normales de la frecuencia cardíaca en función de la edad

Edad	Frecuencia del pulso/minuto	
	Promedio	Intervalo
Recién nacido – 6 semanas	130	120-140
7 semanas - 1 año	120	100-130
1 - 2 años	110	100-120
2 - 6 años	100	80-120
6 – 13 años	90	80-100
13 - 16 años	80	70-80
16 años - Adulto	70	60-80

Nota: Tabla con las variaciones normales de la frecuencia cardíaca relacionadas con la edad. Información adaptada de *Diseño y elaboración de un prototipo de monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles.*, por Tintín, E., 2015

Finalmente, el estudio de (Protocolos de enfermería, 2018) explica que las arterias que suelen usarse para obtener la valoración del pulso incluyen la temporal superficial, la carótida, la braquial, la radial, la femoral, la poplítea, la pedía y tibia posterior. Siendo la carótida y la radial, las más frecuentemente empleadas en la toma del pulso o frecuencia cardíaca. La Figura 3 presenta estas zonas y puntos de detección del pulso.

Figura 3
Arterias usadas para obtención de la frecuencia cardíaca



Nota: Zonas de detección del pulso o frecuencia cardíaca de acuerdo a la distribución arterial tomado de *Biomedidas: Frecuencia cardíaca* por Protocolos de enfermería, 2018

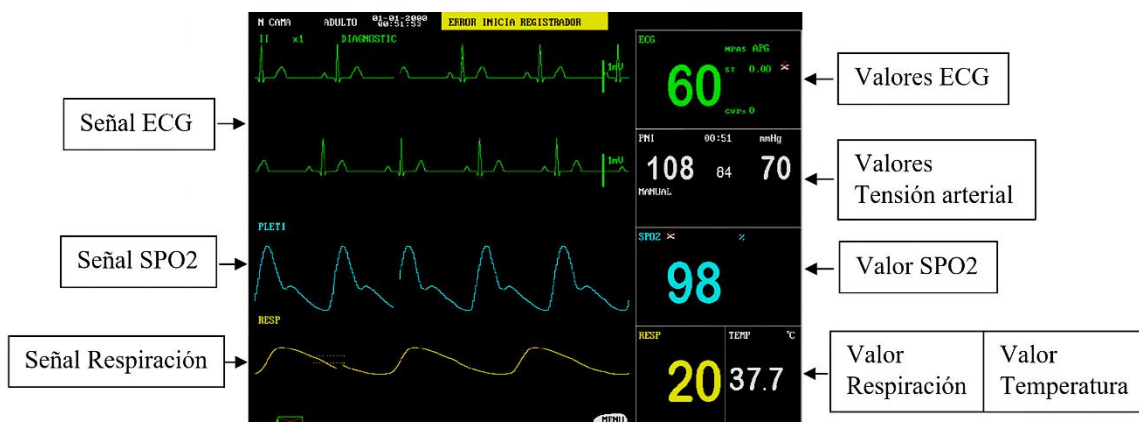
El equipo de monitoreo cumple un papel importante en el seguimiento del estado de salud de una persona, en especial si ésta ha sido ingresada a la UCI en un estado crítico. Como ha sido posible evidenciar anteriormente, los equipos de soporte vital actuales, cuentan por sí mismos con pantallas que presentan la información del estado actual de la variable en la que cada equipo se especializa. Sin

embargo, los equipos de monitoreo o monitores de signos vitales presentan información de más de una variable al mismo tiempo, es decir obtienen más de una señal de importancia del paciente y la muestran en una pantalla para el constante monitoreo de las mismas.

La monitorización del paciente es una observación continua para detectar hechos específicos, seguir el progreso clínico o para evaluar la respuesta a un tratamiento específico. Los monitores de signos vitales son dispositivos sofisticados que obtienen, amplifican, procesan y muestran señales biológicas. Dichas señales tienen importancia clínica para evaluar a cada instante la evolución del paciente monitorizado (Elliott & Coventry, 2012). Con el tiempo, se ha vuelto común en los hospitales tener enfermeras o practicantes de enfermería de guardia para pacientes en estado crítico las 24 horas del día. Sin embargo, hasta hace pocos años, no se habían desarrollado ni fabricado dispositivos que fueran lo suficientemente seguros y precisos para ser ampliamente utilizados para la monitorización de pacientes.

Estos equipos conocidos también monitores de paciente o monitores de cabecera, presentan parámetros fisiológicos de importancia que el estudio de (Benavides & Lastre, 2014) presenta como: la frecuencia cardíaca (FC), el trazado electrocardiográfico (ECG), la frecuencia respiratoria (FR), la presión arterial medida por medio de manguito neumático o de manera invasiva a través de un catéter arterial (PA), la temperatura periférica o central (ToC), y la saturación de oxígeno (SpO₂) mediante pulsioximetría, la presentación de estas señales en pantalla se observa en la Figura 4.

Figura 4
 Información visualizada en un monitor de signos vitales



ECG: Señal de electrocardiograma o frecuencia cardíaca (LPM), SPO2: Porcentaje de saturación de oxígeno, Temperatura (°C)

Nota: Pantalla de visualización de un tipo de monitor de signos vitales adaptado de *Manejo de equipo Biomédico – Monitor de signos vitales* por Benavides, N., Lastre, M., 2014

La investigación de (CENETEC, SALUD, 2005) explica los principios de operación de los monitores de signos vitales que son: preconfigurados, donde el proveedor establece los parámetros a monitorizar y no es posible agregar parámetros adicionales y modulares que permiten al usuario seleccionar los parámetros de importancia mediante el adiconamiento de módulos. Adicionalmente, los monitores de ECG cuentan con accesorios que permiten la conexión al paciente para la toma de señales biomédicas, de acuerdo al principio de operación del dispositivo de monitoreo, se manejan más o menos accesorios de conexión.

Los signos vitales, tales como la FR, la SpO2, la TA, la FC y la ToC, son la información más fácil, económica y quizás la más importante para recopilar en pacientes hospitalizados. Sin embargo, a pesar de que se introdujeron en la práctica clínica hace más de un siglo, sorprendentemente se han hecho pocos intentos por interpretarlos y relacionarlos con la condición clínica del paciente. En los últimos años, los signos vitales se han convertido en un área activa de investigación, con una gran cantidad de estudios que informan cambios en los signos vitales que ocurrieron horas antes de eventos adversos

graves (Kellett & Sebat, Make vital signs great again - A call for action, 2017) y (Kellett, De Vita, Hillman, Bellomo, & Jones, 2017).

Es por ello, que se presenta la importancia de la obtención de información de las señales vitales del paciente, no solo durante el monitoreo realizado por un profesional de la salud o de las señales de alarma registradas por el dispositivo médico. Sino también, de las señales fisiológicas obtenidas durante la estadía del paciente en UCI, para la evaluación del progreso de la enfermedad, así como también la valoración del tratamiento aplicado. La obtención de esta información a través de monitores de paciente no es factible, debido al tipo de almacenamiento de información con el que cuentan estos dispositivos, centrados en el registro de alarmas sobre cambios importantes en las señales, pero no de las señales como tal.

En este contexto, el estudio de (Niubó & Cruz, 2001) explica que los monitores recogen información de diferentes parámetros fisiológicos y almacenan signos vitales, alarmas, tendencias y eventos de arritmias. El mercado de dispositivos biomédicos se encuentra centralizado en grandes y confiables marcas, por lo que este tipo de registro de información es generalmente encontrado en la mayoría de monitores fisiológicos y evidencian el acceso a información limitado que estos dispositivos son capaces de ofrecer. De esta manera, en el ámbito investigativo, no se considera como primera opción su uso, dado que los investigadores buscan obtener las señales puras y analizar su comportamiento y no solo las alarmas que este comportamiento inusual puedan generar.

Capítulo III

Hardware

Introducción

Para la obtención de la señal de electrocardiograma en pacientes con COVID-19 se planteó el diseño e implementación de un dispositivo que permita la adquisición de señales ECG, temperatura corporal y variables ambientales en la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), así como su registro por periodos prolongados de tiempo. Esta segunda característica busca suplir la falta de, como se mencionó en el capítulo II del presente trabajo, registros de larga duración carentes en electrocardiógrafos comerciales.

Durante el proceso de diseño se planteó el uso de dos configuraciones distintas para la obtención de la señal ECG, la primera basada en el amplificador de instrumentación INA128 y la segunda en el circuito integrado AD8232. Tras su implementación y posterior ejecución de pruebas de funcionamiento, en los laboratorios de la Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE, se optó por la segunda configuración debido a sus características cualitativas. Finalmente, se realizó una segunda verificación mediante la comparación de características temporales y frecuenciales con señales obtenidas desde un electrocardiógrafo comercial.

Así mismo, para la obtención de la temperatura corporal se planteó el acondicionamiento y calibración de un sensor NTC haciendo uso del amplificador AD620. Mientras que la medición de variables ambientales (temperatura ambiental y humedad relativa) fue cubierto por el sensor Si7021.

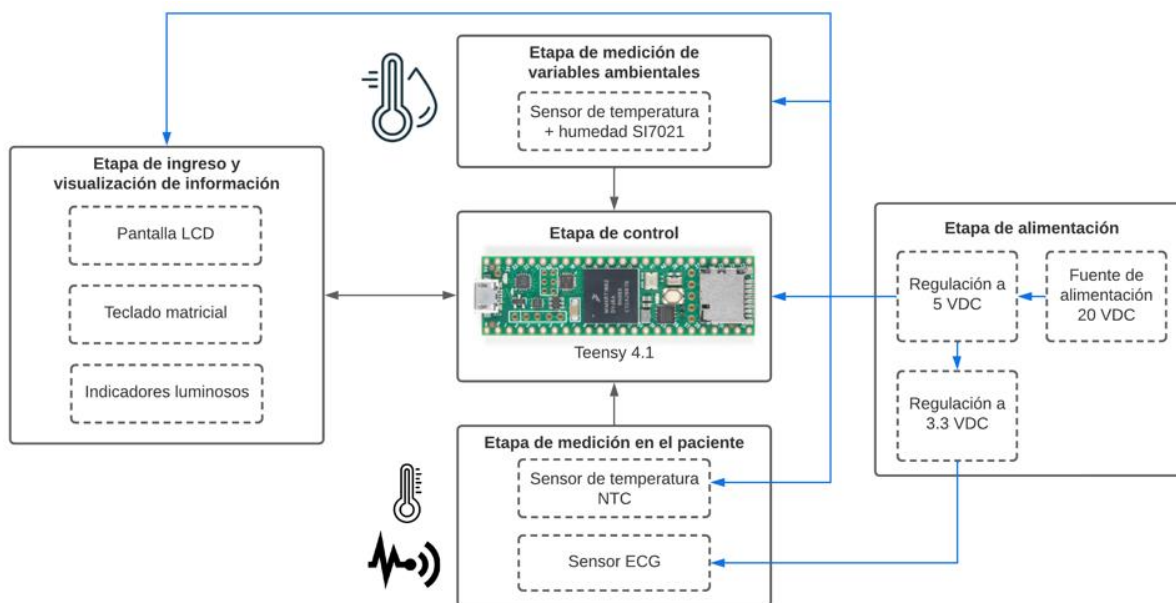
Conceptos de diseño

El objetivo principal de la plataforma es adquirir la señal ECG en pacientes con COVID-19 y realizar registros continuos por largos periodos de tiempo, en el formato universal CSV, para permitir a los investigadores observar el comportamiento de la señal cardiaca e identificar posibles arritmias como consecuencia de la enfermedad. Otras señales importantes a adquirir y registrar son la temperatura

corporal, temperatura ambiental y humedad relativa en las UCI, para buscar una relación de cómo estas podrían influir en la aparición de anomalías cardíacas en los pacientes. La propuesta para cumplir con estas necesidades es la implementación de un dispositivo formado por diferentes etapas como se muestra en el diagrama de la Figura 5.

Figura 5

Etapas de la plataforma de adquisición y registro



A la etapa de alimentación ingresa una fuente de 20 VDC con conexión a tierra, que atraviesa una regulación a 5 VDC y posteriormente a 3.3 VDC para la energización de los diferentes componentes cuyo funcionamiento se da a estos niveles de voltaje, otorgando una mayor independencia del sistema de control. La etapa de control se encuentra formada por una tarjeta de adquisición Teensy 4.1 que lee las señales enviadas de las etapas de medición y las registra en una microSD. La medición de la señal ECG y temperatura corporal se da en la etapa denominada “de medición en el paciente” donde constan sensores con sus respectivos acondicionamientos, mientras que la etapa de medición de variables ambientales se encuentra formada por un sensor para la obtención de temperatura ambiental y humedad relativa. La etapa de ingreso y visualización de información se conforma por un teclado matricial, pantalla LCD e indicadores luminosos.

Etapa de control

El microcontrolador seleccionado para llevar a cabo las instrucciones de lectura y escritura del sistema es la tarjeta de adquisición Teensy 4.1 que, como indica (Varela, 2021), posee características técnicas que la vuelven superior a otras tarjetas comerciales como Arduino y aquellas que brindan el soporte principal para el desarrollo del presente trabajo de investigación son: una mayor velocidad de reloj (permite ejecutar más instrucciones en menor tiempo), mayor memoria para programa, la incorporación de una ranura para tarjeta microSD y la inclusión de un reloj de tiempo real (PJRC, 2022). En la Tabla 3 se presentan características de la Teensy 4.1.

Tabla 3

Características de interés de la tarjeta de adquisición Teensy 4.1

Parámetro	Descripción
Procesador	ARM Cortex-M7
Voltaje de alimentación	3.6 - 6 VDC
Consumo de corriente	100 mA
Voltaje de operación	3.3 VDC
Pines E/S digitales	55
Pines analógicos	18
Convertor ADC	18 canales de 10 o 12 (programable) bits
Frecuencia de operación	600 MHz
Comunicación	8 serial, 3 SPI, 3 I2C
Memoria	7936K Flash, 1024K RAM, 4K EEPROM
Temporizadores	2 genéricos de 32 bits
Reloj en tiempo real	16 bytes de memoria.
SDIO	Zócalo micro SD

Nota: Información adaptada de *Teensy 4.1 Development Board*, por PJRC, 2022

Si bien el voltaje de alimentación de la Teensy 4.1 es de 5 VDC, sus pines de E/S no deben superar el valor de 3.3 VDC. Por lo que para los pines digitales se propone el uso del convertor lógico bidireccional BOB-12009. Mientras que, para los pines analógicos debe asegurarse mediante el diseño que cada módulo no supere dicho nivel de voltaje.

Por otro lado, el reloj en tiempo real realiza una detección automática de la fecha y hora desde el ordenador en el momento de carga del programa y la guarda en una memoria de 16 bytes. Sin

embargo, durante el corte de alimentación a la tarjeta esta memoria es reseteada, para conservar la información se requiere la conexión de una batería tipo botón de 3.3 V en pines específicos de la tarjeta Teensy 4.1.

La alimentación de voltaje para esta etapa y las siguientes consiste en la implementación de un sistema formado por el ingreso de una fuente de 20 VDC, que atraviesa una etapa de conversión a 5 VDC con la ayuda del módulo reductor MP1584EN, seguido de una conversión a 3.3 VDC con una configuración de elementos pasivos con el regulador de voltaje AMS1117-3.3. Este sistema cubre con las necesidades de voltaje de alimentación de los diferentes elementos de la plataforma de adquisición y registro.

Sistema de adquisición de señal ECG

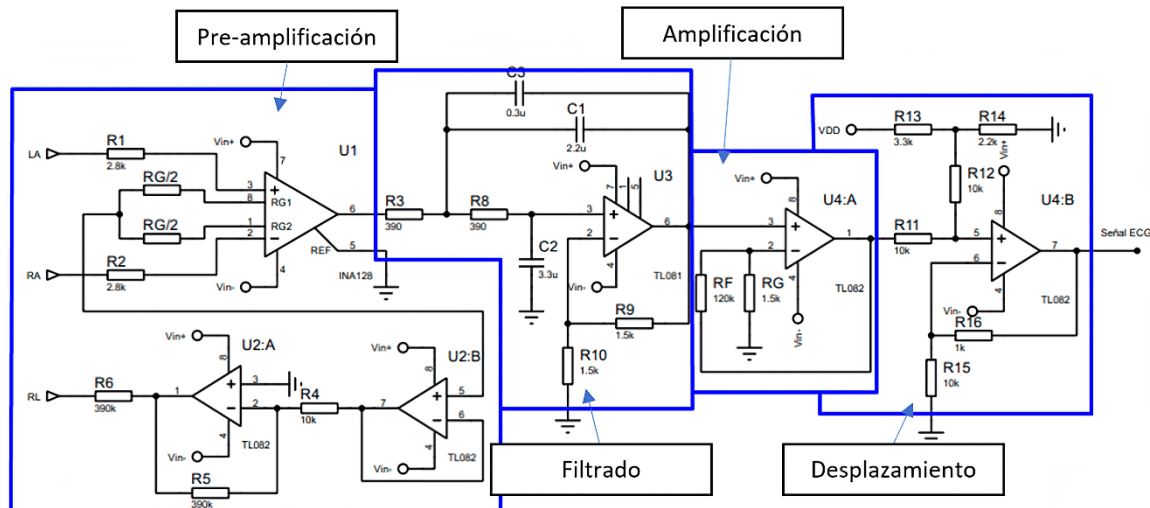
Para la adquisición de la señal de electrocardiograma se realizan dos propuestas, la primera consiste en una configuración realizada con el amplificador de instrumentación INA128 y la segunda en el uso del módulo AD8232 de Sparkfun. Ambos módulos fueron comparados en cuanto a su funcionamiento en la correcta detección de la señal ECG, centrándose en el complejo QRS de la segunda derivación del triángulo de Einthoven, para posteriormente elegir a uno de ellos en función de la exactitud e incorporarlo en la plataforma de adquisición.

Módulo ECG basado en amplificador de instrumentación INA128

El potencial eléctrico de la señal ECG maneja niveles muy bajos comprendidos entre $0.5\text{ mV} - 0.4\text{ mV}$ (Castillo, Castro, Pinedo, & Velasco, 2005), por lo que la tarjeta de adquisición Teensy 4.1 no puede realizar una lectura correcta sobre todo si se considera el nivel de ruido presente en la señal original. Este problema puede ser resuelto mediante la implementación de diferentes etapas de acondicionamiento como son de pre-amplificación, filtrado y adaptación de nivel de voltaje de la señal.

Figura 6

Circuito de acondicionamiento del módulo ECG basado en el INA 128

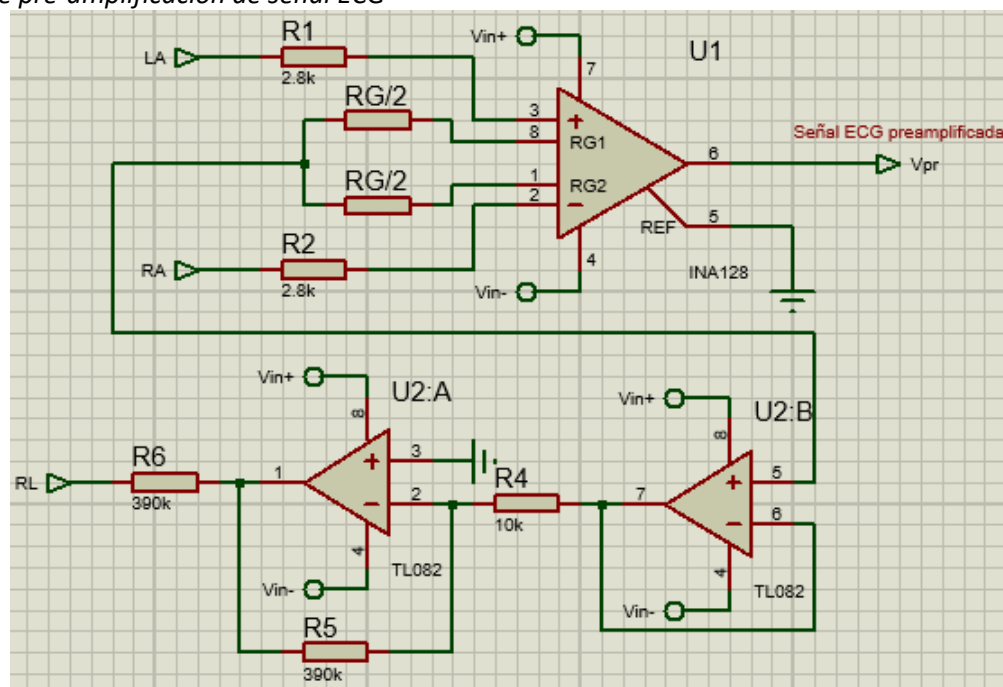


Nota: Circuito adaptado de *Diseño e implementación de una plataforma multisensado para el monitoreo de sujetos sanos sometidos a un test de inducción de estrés*, por Betancourt & Yépez, 2018, Repositorio Institucional de La Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE

En la Figura 6 se observa el circuito de acondicionamiento planteado para la detección de la señal ECG. Consta de la etapa de pre-amplificación encargada de realizar una primera amplificación de la señal, una etapa de filtrado para eliminar el ruido de altas frecuencias, una segunda etapa de amplificación que permite a la señal tener niveles de voltaje apropiados para su lectura en el microcontrolador y una etapa final de desplazamiento para mantener el nivel de voltaje en el rango de $0 - 3.3\text{ VDC}$.

Existen estudios previos que han identificado al amplificador de instrumentación INA 128 como el integrado más adecuado para realizar etapas de pre-amplificación en señales de biopotencial gracias a su “bajo consumo de potencia y excelente precisión” (Betancourt & Yépez, 2018), entre otras características. En la Figura 7 se puede observar la configuración que permite al INA 128 obtener la señal de electrocardiograma y realizar la pre-amplificación con una ganancia de 10.25 gracias a la resistencia de ganancia R_C conectada entre los pines 1 y 8, cuyo valor aproximado es de $5.4\text{ k}\Omega$.

Figura 7
Circuito de pre-amplificación de señal ECG



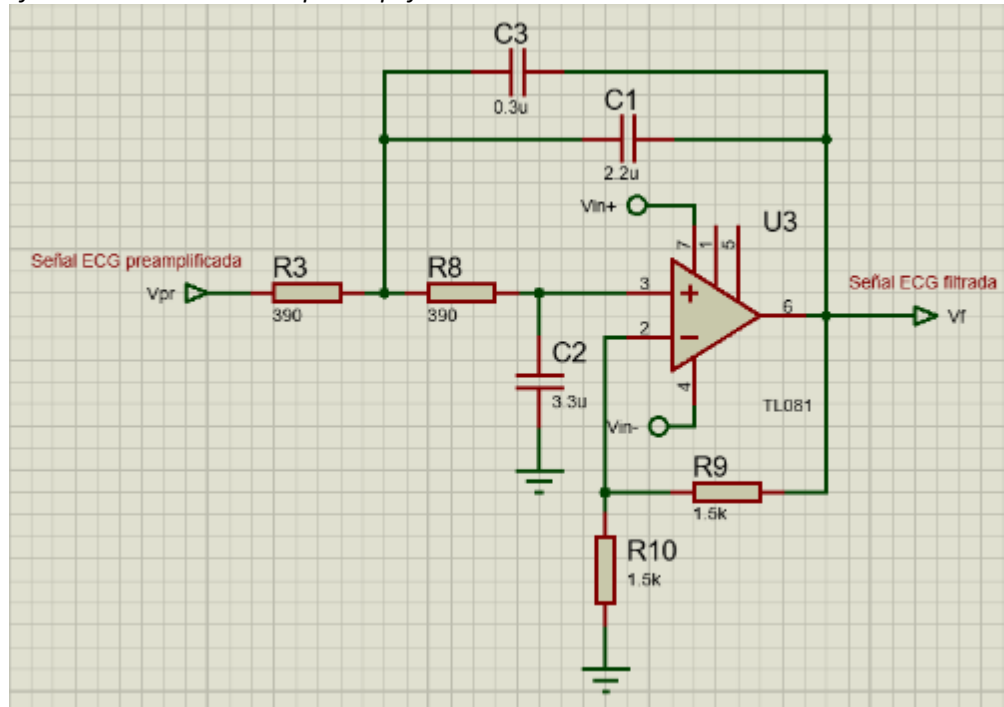
Las entradas a la etapa son LA que corresponde a la entrada del electrodo conectado en pierna izquierda y RA al electrodo conectado en brazo derecho (formando la segunda derivación del triángulo de Einthoven). Adicionalmente, en la parte inferior de la Figura 6 se observar el circuito de protección de pierna derecha (RLD) recomendado por Texas Instrument, fabricante del INA 128. Dicho circuito tiene dos objetivos, el primero consiste en ayudar a la etapa de preamplificación en la eliminación de interferencias provenientes del paciente, conectando un tercer electrodo RL (de referencia) en la pierna derecha, y el segundo objetivo es entregar protección al paciente de la posible recirculación de corriente desde el circuito a través del electrodo de referencia (Texas Instruments, 2022).

La siguiente etapa en el acondicionamiento de la señal es el filtrado, para ello se realiza el diseño e implementación de un filtro activo pasa bajos cuya frecuencia de corte se ubica 150 Hz , esto debido a que el espectro frecuencial de la señal ECG va desde los 0 Hz hasta 100 Hz e incluso 125 Hz (Vidal & Gatica, 2010). Así, la frecuencia de corte propuesta permitiría abarcar una mayor cantidad de la señal reduciendo la pérdida de información durante el proceso de adquisición. Con la ayuda de la herramienta

de Wilaeba para el diseño de filtros pasa bajo de 2do orden Sallen Key (Wilaeba Electronica, 2017) se selecciona la aproximación Butterworth y una ganancia lineal de 2, cuya configuración de elementos pasivos y activos se observa en la Figura 8.

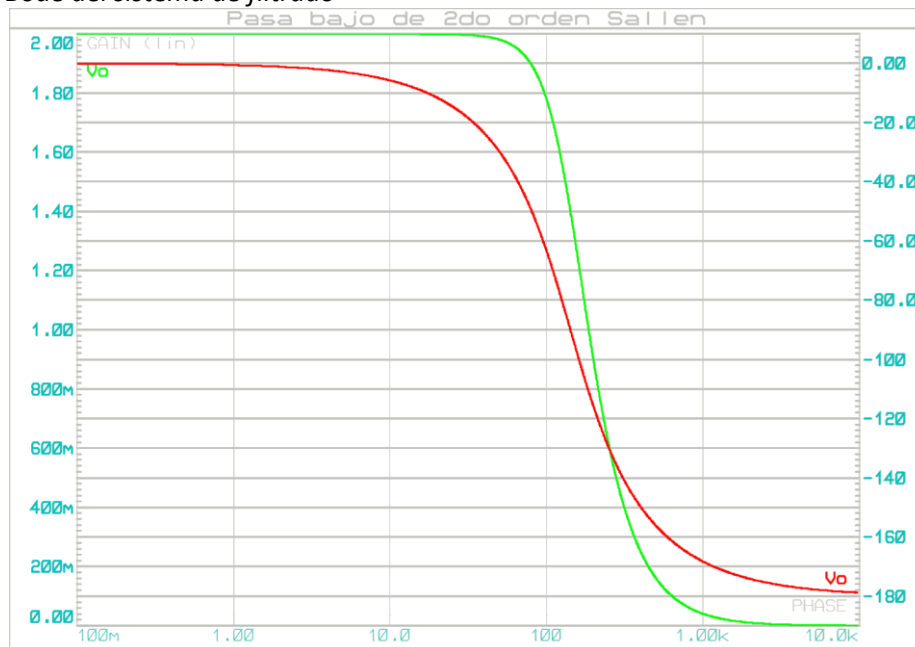
Figura 8

Circuito de filtrado de la señal ECG preamplificada



A la entrada de la etapa se tiene la señal ECG preamplificada, mientras que a su salida se obtiene la señal ECG filtrada. Ya que la ganancia de la etapa de filtrado es de 2, a la salida del circuito se obtendrían valores de voltaje en el rango de $10\text{ mV} - 8\text{ mV}$. La respuesta del filtro se puede observar en la Figura 9, la línea color verde presenta la magnitud donde se presenta una ganancia lineal de 2, mientras que la línea roja representa la fase.

Figura 9
Diagrama de Bode del sistema de filtrado



La siguiente etapa consiste en tomar la señal filtrada y aplicar una amplificación cuya ganancia se establece en 75, con la finalidad de que el voltaje a la salida de esta etapa se aproxime a los 800 mV. Se decide usar la configuración de amplificador no inversor mostrada en la Figura 10.

Si se asume el valor de la resistencia de balance R_g , la fórmula que permite encontrar la resistencia de retroalimentación es:

$$R_f = \left(\frac{V_o}{V_i} - 1 \right) \cdot R_g$$

Conociendo que la ganancia o relación entre el voltaje de salida y de entrada es 75, y proponiendo una resistencia de balance de 1.5 k Ω se obtiene una resistencia de retroalimentación de:

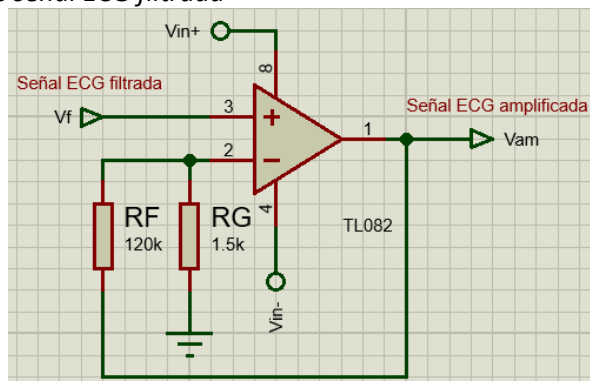
$$R_f = (75 - 1) \cdot 1.5 \text{ k}\Omega = 111 \text{ k}\Omega$$

Debido a que no existe ese valor de forma comercial, se hace uso de una resistencia de 120 k Ω . Por tanto, la ecuación que define a esa etapa es la siguiente:

$$V_{am} = V_f \left(1 + \frac{120 \text{ k}\Omega}{1.5 \text{ k}\Omega} \right)$$

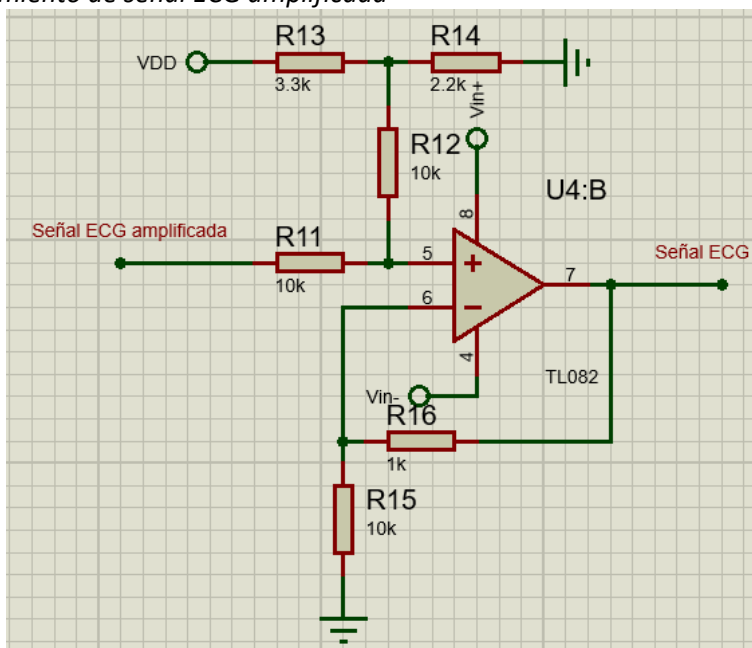
$$V_{am} = 81 V_f$$

Figura 10
Circuito de amplificación de señal ECG filtrada



En la etapa final se aplica un desplazamiento a la señal ECG debido a que el controlador escogido tiene una capacidad de lectura de 0 a 3.3 V en sus entradas analógicas. Para ello se toma el valor de la señal ECG amplificada y se suma un offset propuesto en 1.3 V. La configuración de la Figura 11 permite realizar estas operaciones.

Figura 11
Circuito de desplazamiento de señal ECG amplificada

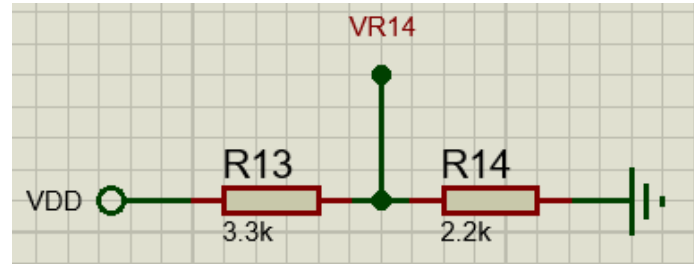


Para obtener el offset deseado se recurre al divisor de voltaje mostrado en la Figura 12, siguiendo la fórmula:

$$V_{R_{14}} = \left(\frac{R_{14}}{R_{13} + R_{14}} \right) \cdot V_{DD}$$

Figura 12

Circuito divisor de tensión



Donde, R_{14} corresponde a la resistencia donde cae el voltaje deseado, R_{13} es la resistencia conectada en serie con R_{14} y V_{DD} es el voltaje de entrada al divisor propuesto en 3.3 V. Así, se procede a obtener el valor de resistencia R_{13} asumiendo un valor comercial para R_{14} de 2.2 k Ω , mediante la ecuación:

$$R_{13} = R_{14} \cdot \frac{(V_{DD} - V_{R_{14}})}{V_{R_{14}}}$$

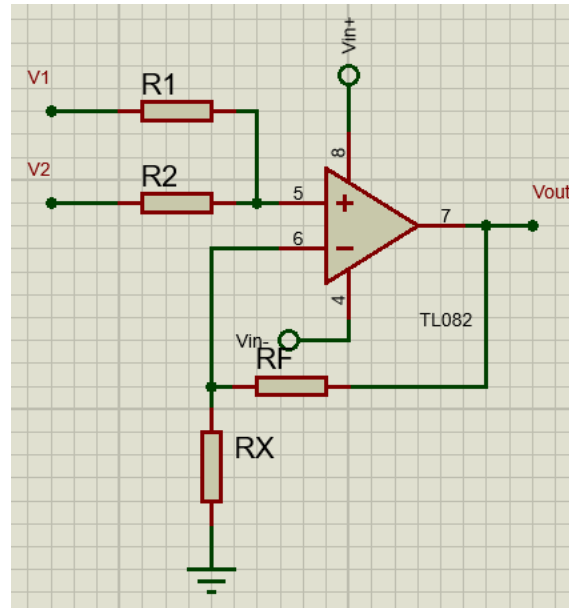
Sustituyendo los datos conocidos se deduce que el valor de R_{13} es:

$$R_{13} = (2200 \Omega) \cdot \frac{3.3 V - 1.3 V}{1.3 V} = 3384 \Omega$$

Dado que valor obtenido no se encuentra de forma comercial, se opta por la resistencia de 3.3 k Ω .

El siguiente paso es definir los valores de resistencia en la configuración de sumador no inversor, este puede observarse en la Figura 13. Se considera que únicamente se desea realizar la adición más ninguna amplificación en el resultado de la operación.

Figura 13
Circuito de sumador no inversor



La ecuación que representa la operación en el circuito es:

$$V_{out} = R_F \cdot \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} \right)$$

Dado que no se busca una ganancia a la salida, las resistencias R_F , R_1 y R_2 deben ser de igual valor. Se propone el valor comercial de $10 \text{ k}\Omega$. Por otro lado, la resistencia de balance R_X se obtiene de:

$$R_X = \frac{R_F \cdot R_P}{R_P - R_F}$$

Donde R_P es el valor de paralelo entre las resistencias R_1 y R_2 , tomando el valor de $5 \text{ k}\Omega$. Por tanto, el valor de R_X es:

$$R_X = \frac{10000 \Omega \cdot 5000 \Omega}{5000 \Omega - 10000 \Omega} = -10000 \Omega$$

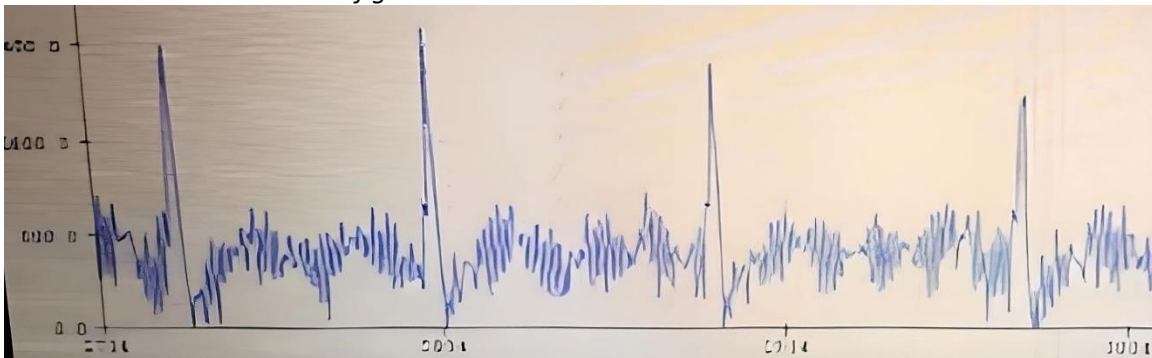
Dado que el valor obtenido es negativo, se exige que en la configuración se conecte la resistencia de balance entre el pin inversor y tierra, y su valor sea de $10 \text{ k}\Omega$.

Una vez diseñado el circuito de acondicionamiento y posterior a su implementación, se procede a realizar pruebas de funcionamiento. En la Figura 14 se presenta la señal ECG obtenida con el circuito basado en el amplificador de instrumentación INA 128. Se puede observar que la señal presenta

correctamente la detección del complejo QRS, sin embargo, existe una fuerte presencia de ruido que podría ser eliminado en la etapa de procesamiento digital de señales con la aplicación de filtros digitales. Además, se notó la presencia de una frecuencia muy baja (menor a 1 Hz) que le daba a la señal un offset de comportamiento ondulatorio lo que provocaba que en determinados periodos de tiempo la señal ECG tenga valores de voltaje negativos en la onda S, mismos que no podrían ser leídos por el microcontrolador y como consecuencia existe una pérdida de información.

Figura 14

Señal ECG obtenida mediante configuración del INA 128

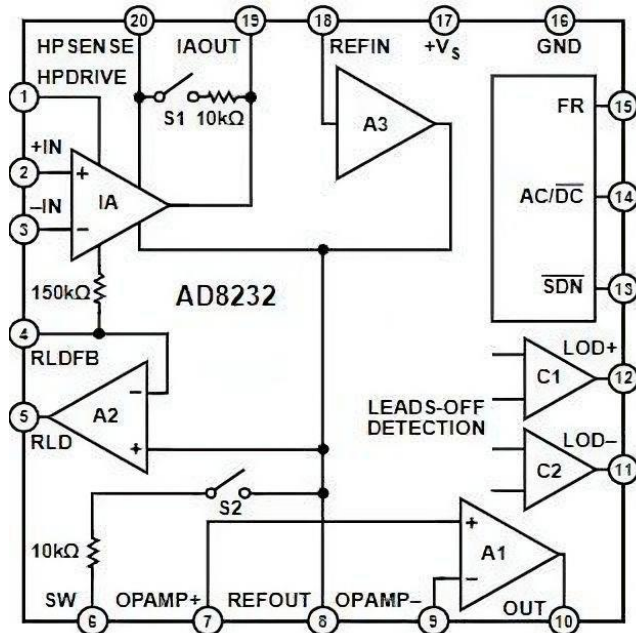


Módulo ECG basado en AD8232

La segunda opción para la medición de la señal ECG fue el módulo de monitor de frecuencia cardiaca de un solo cable de la empresa SparkFun. Dicho módulo basa su funcionamiento en el integrado AD8232 diseñado para “extraer, amplificar y filtrar pequeñas señales de biopotencial en presencia de condiciones ruidosas” (Analog Devices, 2022), estas condiciones pueden presentarse debido a factores como el movimiento del usuario durante la medición o la colocación de los electrodos en el cuerpo humano. Como se muestra en la Figura 15 internamente el integrado AD8232 se encuentra formado por un amplificador de instrumentación (IA), amplificadores operacionales ($A1$, $A2$ y $A3$) para etapas de eliminación de modo común y filtrado, una etapa de configuración para la detección de tres electrodos (AC/\overline{DC}) y la configuración para detectar la conexión de electrodos ($C1$ y $C2$).

Figura 15

Diagrama de bloques del integrado AD8232

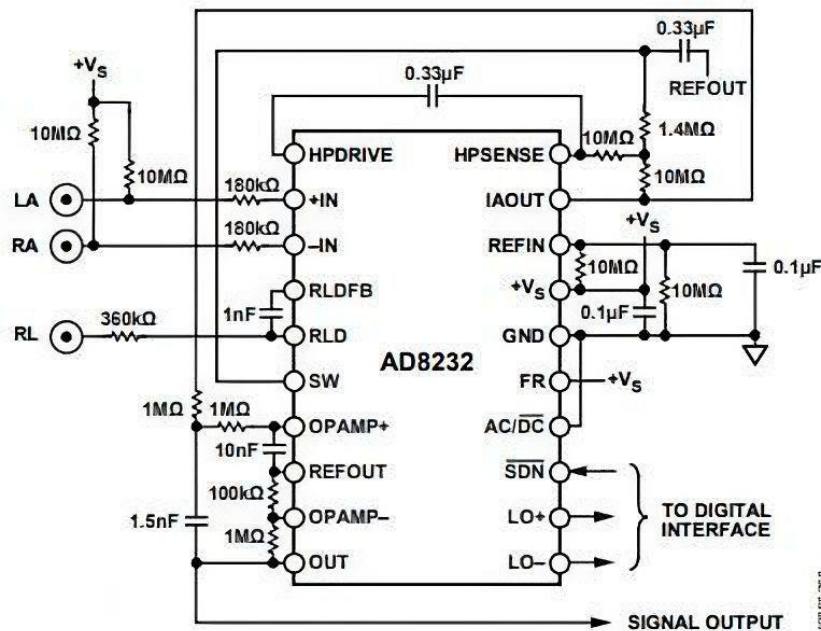


Nota: Configuración interna del integrado AD8232 tomado de *Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End* – AD8232 por Analog Devices, 2022

En este contexto, (SparkFun, 2022) toma la recomendación para un monitor cardiaco, como se muestra en la Figura 16, presente en la hoja de datos del integrado AD8232. Donde se incluye resistencias de $180\text{ k}\Omega$ a la entrada de los polos positivo y negativo ($+IN$ y $-IN$), limitando la corriente a un máximo $10\text{ }\mu\text{A}$ generando una protección para el paciente en caso de condición de falla por parte del chip (Analog Devices, 2022). Entre los pines RLD y $RLDFB$ se configura el amplificador de pierna derecha para el rechazo de modo común del sistema. Presenta componentes pasivos conectados entre los pines $HPDRIVE$, $HPSENSE$, $IAOUT$, SW y $REFOUT$, que junto a los amplificadores operacionales internos del chip crean un filtro activo pasa altos de 0.5 Hz seguido de un segundo filtro activo pasa bajos de 40 Hz (entre los pines $OPAMP+$, $REFOUT$, $OPAMP-$ y OUT) con ganancia de 11 y una ganancia final del sistema de 1100 que se ajusta de acuerdo a la amplitud de las señales de entrada. Finalmente, los pines $LO+$ y $LO-$ son indicadores de desconexión de los electrodos en las entradas $+IN$ y $-IN$, respectivamente.

Figura 16

Diagrama eléctrico del monitor de frecuencia cardíaca basado en el AD8232

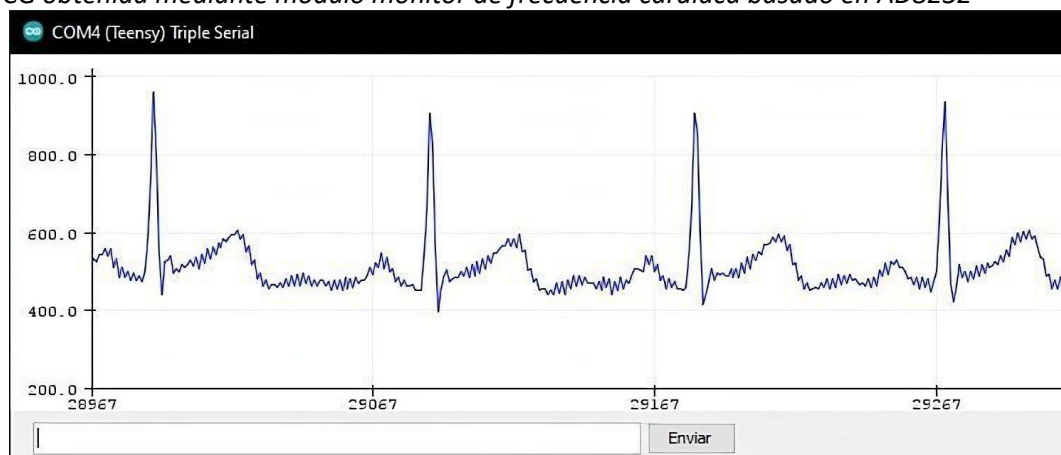


Nota: Configuración para medición de la frecuencia cardíaca junto al corazón tomado de *Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End – AD8232* por Analog Devices, 2022

En la Figura 17 se observa el resultado de la adquisición de la señal ECG con el módulo de monitor de frecuencia cardíaca basado en el chip AD8232, en el eje y se presenta la amplitud en milivoltios, mientras que en el eje x se presenta en número de muestra (considerando 128 muestras por segundo). Se puede notar que la señal se ve menos afectada por la presencia de ruido o bajas frecuencias en comparación con el sistema basado en el INA 128 y su nivel de offset se mantiene constante en aproximadamente 500 mV , por tanto, no existe una pérdida de información.

Figura 17

Señal ECG obtenida mediante módulo monitor de frecuencia cardíaca basado en AD8232



Análisis cualitativo de módulos ECG

El objetivo principal del proyecto es caracterizar las señales ECG en pacientes, por ello es importante que el sistema usado para la obtención de la señal presente información completa, es decir, esta no debe perderse durante su adquisición debido al movimiento del paciente, por el ruido de la red eléctrica o la presencia de interferencias. En la Tabla 4 se presenta una comparación de las características de interés y un análisis cualitativo entre los módulos basados en INA 128 y en el integrado AD8232.

Tabla 4

Comparación entre módulos basados en INA128 y AD8232

Característica	INA 128	AD8232	Elección
Voltaje de alimentación.	5 VDC. Se ajusta a voltaje de funcionamiento del sistema.	3.3 VDC. Requiere un voltaje de funcionamiento distinto al resto del sistema.	INA 128
Espacio físico.	Ocupa mayor espacio debido a el uso de varios AO y elementos pasivos.	Menor espacio debido a que encapsula AI y AO en un mismo integrado.	AD8232
Detección en presencia de movimientos.	La señal se ve alterada tomando valores negativos de voltaje.	La señal se mantiene en el rango de 0 V a 3.3 V.	AD8232

Característica	INA 128	AD8232	Elección
Detección en presencia de ruido.	La señal se ve afectada por una fuerte presencia de ruido.	La presencia de ruido es leve.	AD8232
Pérdida de información.	Existe pérdida de información debido a frecuencia menor a 1 Hz.	No existe pérdida de información.	AD8232
Identificación de pico R de la señal ECG.	Identifica correctamente el pico R.	Identifica correctamente el pico R.	INA 128 o AD8232
Identifica correctamente los intervalos PR y QT.	Identifica correctamente intervalos PR. Intervalo QT presenta pérdida de información.	Ambos intervalos son correctamente identificados.	AD8232

El módulo elegido para la obtención de la señal ECG es el monitor de frecuencia cardiaca basado en el chip AD8232 debido principalmente a su correcta identificación de los diferentes intervalos de la señal ECG. Un estudio realizado por Cuevas, con este chip, ha concluido que “la señal obtenida es congruente con la morfología estándar” (Cuevas, 2018) y que este ha sido diseñado para la eliminación de diferentes tipos de ruidos como el producido por el paciente, por contacto de los electrodos, contracciones musculares, entre otros. En un estudio similar se determina que la señal obtenida, con el módulo de monitor de frecuencia cardíaca basado en AD8232 de Sparkfun, en las derivaciones: DI, DII, DIII, aVR, aVL y aVF posee “características iguales a las de un ECG estándar” (Espinosa, 2021).

Sistema de adquisición de temperatura corporal

La segunda señal tomada del paciente es la temperatura corporal. Su adquisición y registro es un requerimiento solicitado por el usuario del dispositivo puesto que se busca determinar una relación entre el aumento de temperatura corporal y la aparición de arritmias cardiacas. Generalmente, un incremento repentino en la temperatura es asociado a enfermedades producidas por infecciones o virus y aunque actualmente no existe un rango definitivo establecido para la temperatura corporal, es

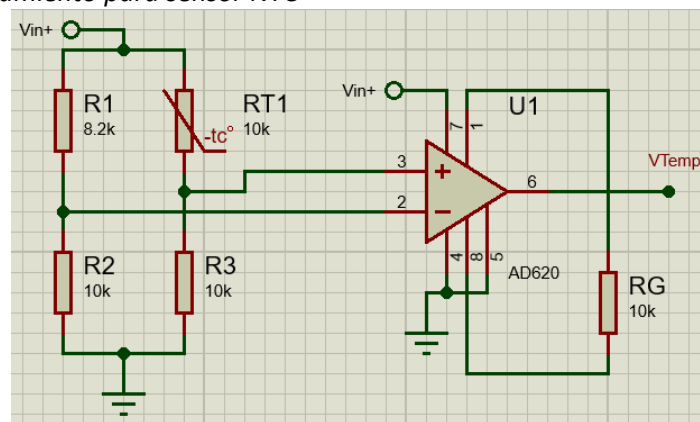
aceptable entre 36.1°C y 37.2°C , por lo que valores superiores son considerados como fiebre y los inferiores como hipotermia. Para cubrir estos valores se estableció el rango de medición del módulo entre 30°C y 40°C .

En la medición de temperatura corporal se plantea usar un sensor NTC 10K. Este sensor es de tipo resistivo que varía su valor de acuerdo al cambio de temperatura en el ambiente en que es expuesto. Su rango de trabajo es de -40°C a 125°C y su valor de resistencia en condiciones ambientales (25°C) es de $10\text{ k}\Omega$ (Sensit, 2022).

En la Figura 18 se presenta el circuito de acondicionamiento planteado para el uso un sensor NTC en la medición de temperatura corporal. Se encuentra formado por un puente de Wheatstone y un amplificador operacional AD820. El primero permite establecer un sistema de resistencias en equilibrio cuando la temperatura se encuentra en el límite inferior deseado (30°C). Mientras que el segundo permite obtener el voltaje entre los ramales del sistema cuando existe una variación de temperatura.

Figura 18

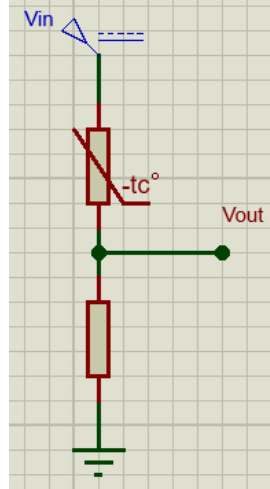
Circuito de acondicionamiento para sensor NTC



El primer paso para el diseño de esta etapa es considera que un sensor NTC tiene un comportamiento no lineal, pero puede lograrse la linealización mediante una configuración sencilla de divisor de voltaje, mostrada en la Figura 19. En el circuito, V_{in} representa el voltaje de entrada y V_{out} el voltaje linealizado.

Figura 19

Circuito de linealización para sensor NTC

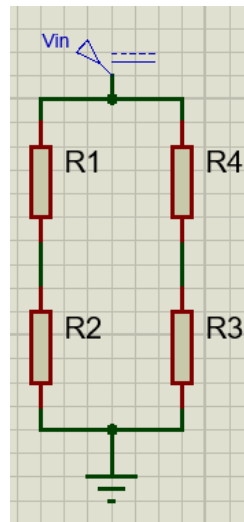


El siguiente paso es formar el puente de Wheatstone, en la Figura 20 se puede observar que está formado dos divisores de tensión en paralelo. Para que el puente de Wheatstone se encuentre equilibrado se debe lograr que los voltajes que caen en estos divisores sean iguales. Esta igualdad se logra con la siguiente relación entre sus resistencias:

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_3}{R_4}$$

Figura 20

Circuito de puente de Wheatstone

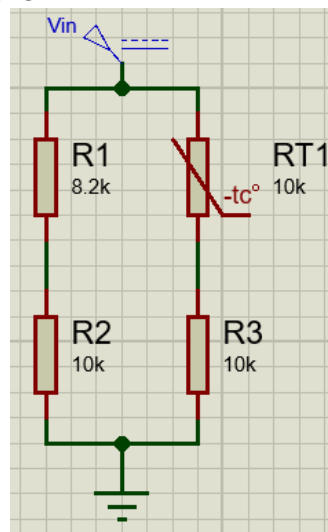


Si se ubica el sensor NTC en uno de los divisores de tensión del puente, por ejemplo, en R_4 y se asume que las resistencias R_2 y R_3 tienen un valor de $10k\Omega$, de acuerdo a la relación de equilibrio la

resistencia R_1 debe tomar el mismo valor que el sensor NTC en una temperatura determinada. El método usado para determinar este valor fue establecer una condición de temperatura a $30\text{ }^\circ\text{C}$, tomar como referencia la lectura de un termómetro comercial e identificar el valor de resistencia en el sensor NTC, mismo que fue de $8.3\text{ k}\Omega$.

Por tanto R_1 debe tener un valor de $8.3\text{ k}\Omega$, dado que no es un valor comercial se opta por uno existente de $8.2\text{ k}\Omega$. Así, la configuración final que toma el puente de Wheatstone es la mostrado en la Figura 21.

Figura 21
Configuración del puente de Wheatstone



Por tanto, la diferencia de voltajes entre los ramales cuando existe un cambio de temperatura queda expresado con la siguiente ecuación:

$$\Delta V_{T(^{\circ}\text{C})} = V_{in} \cdot \left(\frac{R_3}{R_3 + R_{NTC}} - \frac{R_2}{R_2 + R_1} \right)$$

Entonces cuando la temperatura es de $30\text{ }^\circ\text{C}$ y el sensor NTC tiene un valor de resistencia de $8.3\text{ k}\Omega$, la diferencia de voltaje entre los ramales será de -0.02 V . Mientras que, cuando la temperatura sea de $40\text{ }^\circ\text{C}$ y el sensor NTC tenga un valor de resistencia de $5.5\text{ k}\Omega$, la diferencia de voltaje entre los ramales será de 0.48 V .

El siguiente paso consiste en obtener la diferencia de voltaje y amplificarla, para ello se hace uso del amplificador de instrumentación AD620 que se caracteriza por un alto valor de ganancia dependiente de una única resistencia, bajo consumo de corriente, su bajo costo, entre otros (Analog Devices, 2011). La ganancia en la amplificación responde a la ecuación:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

Si R_G toma el valor de $10 \text{ k}\Omega$ se obtiene que la ganancia del sistema será de 6. Dado que el valor máximo de voltaje que se espera por cambio de temperatura es de 0.48 V , la ganancia permitiría obtener un máximo de 2.88 V que se encuentra dentro del rango de entrada en la tarjeta de control.

El paso final es la calibración del sensor de temperatura, esta se realiza a nivel de software desde el controlador. Para ello se procede a realizar pruebas a diferentes temperaturas dentro del rango establecido tomando los valores de voltaje que el sistema de medición de temperatura corporal entrega a su salida. Dicho proceso de calibración se realizó en cada uno de los dispositivos entregados. A manera de ejemplo se presenta la calibración realizada en uno de los dispositivos.

Tomando como referencia un termómetro comercial de mercurio, se ubica el sensor NTC en diferentes posiciones de la boca y axila en un sujeto de prueba. Se evita el contacto de las puntas del termómetro con el sensor para eliminar una posible interferencia debido al intercambio térmico entre ambos elementos. Con la ayuda de un voltímetro se realiza la medición de voltaje en el sistema ante el cambio de temperatura, cuando ya no se observa una variación en la lectura se procede a realizar el registro del valor de voltaje y de temperatura leído del termómetro, obteniendo la Tabla 5.

Tabla 5

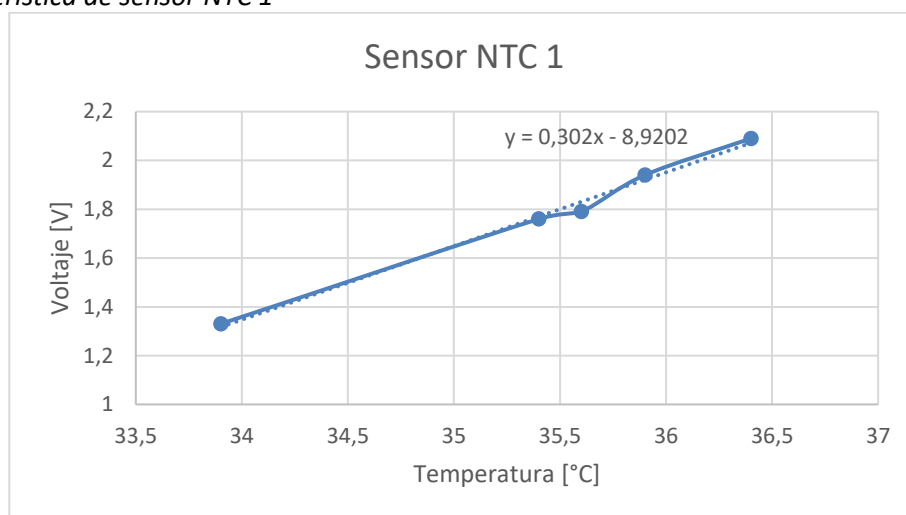
Datos para calibración del sensor NTC 1

Temp (°C)	Voltaje (V)
33,9	1,33
35,4	1,76
35,6	1,79
35,9	1,94
36,4	2,09

Finalmente, tras una representación gráfica de la información en la tabla 3 se procede a realizar el ajuste matemático lineal con la ayuda de herramientas de la hoja de cálculo de Excel, obtenido así la curva de calibración como se observa en la Figura 22. Dicha curva de calibración se presenta con la ecuación que la representa, misma que es usada en la programación del controlador para la lectura de temperatura.

Figura 22

Curva característica de sensor NTC 1



Etapa de adquisición de señales ambientales

Para obtener las señales ambientales de temperatura y humedad relativa en las salas UCI se propone el uso de la placa Si7021 de Adafruit, que basa su funcionamiento en el circuito integrado (CI) del mismo nombre. Dicho CI está formado por varios elementos como son el “sensor de temperatura y humedad, convertidor análogo a digital, procesador de señales, datos de calibración e interfaz I2C” (Silicon Labs, 2022).

La selección de este sensor se da basado en la implementación de plataformas multisensado donde su uso “demostró resultados con alta confiabilidad y precisión” (López & Mena, 2021). Su rango de medición de temperatura es -40°C a $+125^{\circ}\text{C}$ con un error de $\pm 0,4^{\circ}\text{C}$. Así mismo, el rango de humedad es de 0% a 100% con error de $\pm 3\%$. Una característica importante del circuito integrado

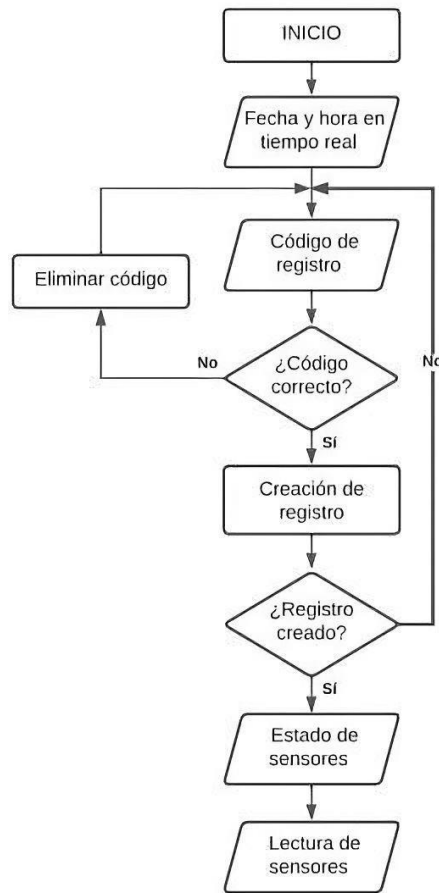
SI7021 es que no requiere calibración, puesto que esta es realizada en fábrica y los datos de calibración son guardados en una memoria no volátil incluida en el integrado, por lo que puede ser usado por un largo periodo de tiempo sin necesidad de recalibrarlo.

Etapas de visualización y registro de datos

En esta etapa se presenta información sobre el correcto funcionamiento del dispositivo, mediciones y código ingresado para la creación de los registros. Está formado por un teclado matricial de 4x4, un LCD de 128x64 con su backpack y la ranura para tarjetas microSD incorporado en la Teensy 4.1.

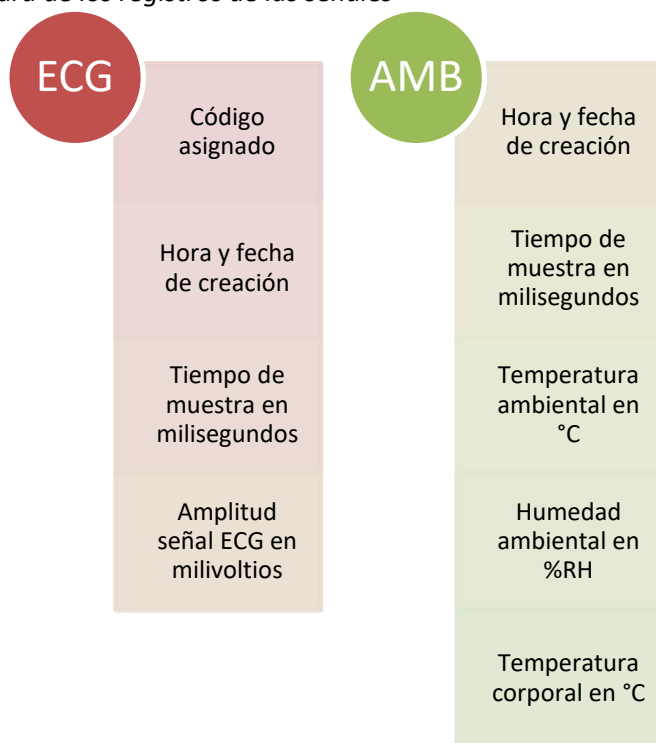
El teclado matricial permite al usuario el ingreso de un código de 6 dígitos para la creación del registro mediante la sección numérica (0 – 9), mientras que con los pulsadores alfabéticos “A” y “B” se realiza la confirmación o cancelación, respectivamente, del código ingresado. A través de la pantalla LCD se presenta información útil para el usuario como fecha y hora en tiempo real, el código ingresado mediante el teclado matricial, mensajes de confirmación y error durante el proceso de creación del registro, mensaje del estado de los sensores y su respectiva lectura.

En el esquema de la Figura 23 se puede observar el flujo de datos en esta etapa. El proceso inicia presentando la fecha y hora en tiempo real tras el encendido del dispositivo. Posteriormente se solicita el ingreso mediante el teclado matricial de un código para el registro y una confirmación de que se encuentre correctamente ingresado. El siguiente paso es la creación del registro y la respectiva verificación de este. Finalmente se presenta información del estado de los sensores de temperatura corporal, temperatura ambiental y humedad relativa, así como las lecturas realizadas por estos.

Figura 23*Flujo de datos en la etapa de visualización y registro*

El proceso de creación de registro consiste en la escritura de dos registros, el primero que contenga datos de la medición ECG a 128 Hz de frecuencia de muestreo y el segundo con datos sobre la temperatura corporal y condiciones ambientales muestreadas cada 3 segundos. El tipo de archivo que contiene los datos es .CSV (comma-separated values) o archivo de valores separados por comas, escogido por la facilidad al momento de importar los datos en el software de procesamiento matemático Matlab. El nombre de los archivos de registro se define por el ingreso de un código de 6 dígitos con la terminación “ECG” para identificar el registro ECG y “AMB” para el registro de temperatura corporal y condiciones ambientales. En la Figura 24 se presenta la información que es incluida en cada registro.

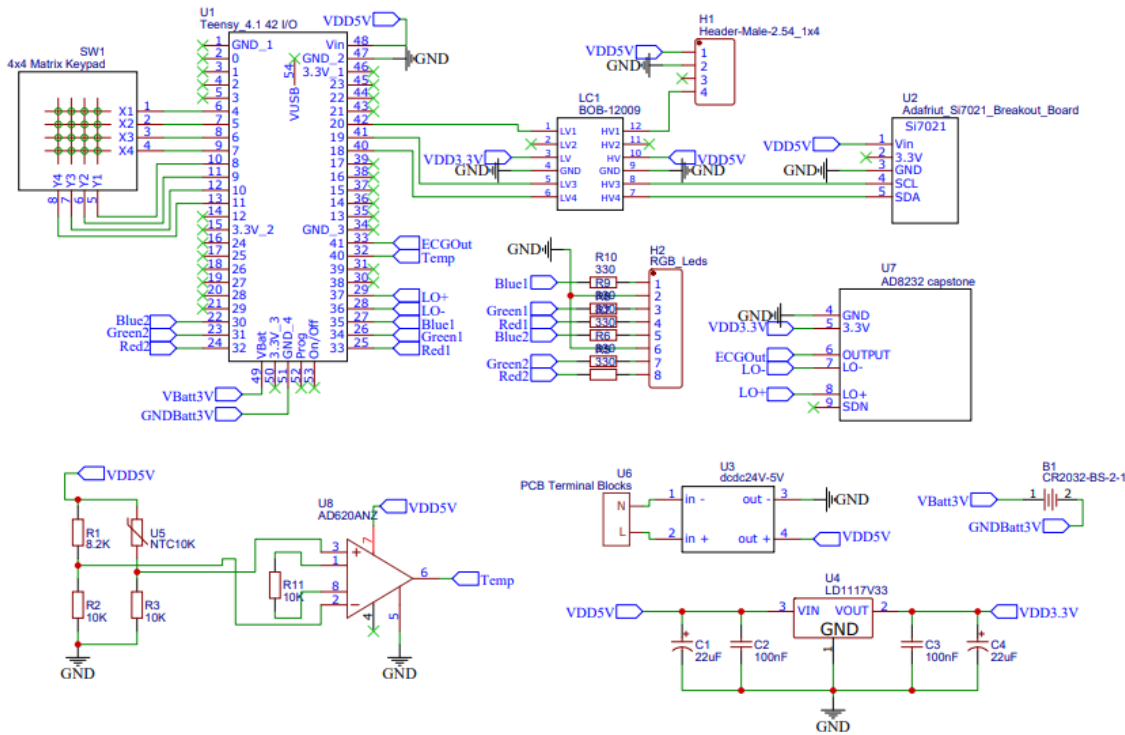
Figura 24
Estructura de los registros de las señales



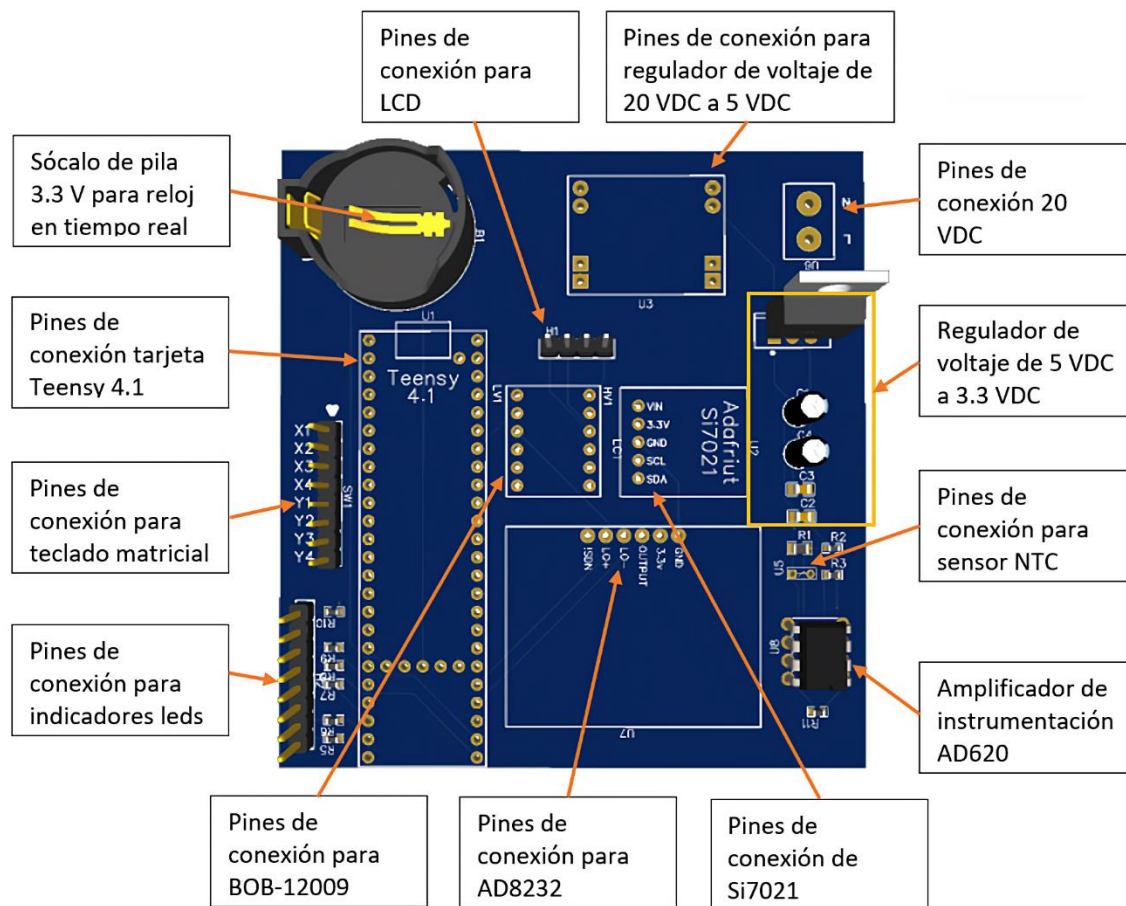
Prototipo de dispositivo para la adquisición de señales

En el esquema de la Figura 25 se presenta la conexión y distribución de pines del controlador, conversores de voltaje, teclado matricial, LCD, convertor lógico y sensores. Su implementación se lleva a cabo en el software EasyEDA que permite diseñar y simular circuitos, así como diseñar PCBs de forma gratuita para su posterior envío a producción (JLCPCB, 2022).

Figura 25
Diagrama de conexión de la plataforma



En base al esquema de distribución de pines se realiza el diseño e implementación de la PCB para el sistema como se muestra en la Figura 26, donde se integran las diferentes etapas de alimentación, control, sensado e ingreso y visualización de datos. Para el diseño se consideró el ancho de pista en 25 mm con un grosor de $1\text{ oz}/\text{ft}^2$ y el grosor de la placa de 2 mm como recomendación del programa usado basándose en el estándar IPC-2221A. Las dimensiones de la PCB son de $82.28\text{mm} \times 86.89\text{mm}$.

Figura 26*PCB diseñada para la plataforma*

Tras el montaje de los diferentes elementos, como se muestra en la Figura 27, se diseña una estructura que contenga la placa y elementos externos como entrada de alimentación, interruptor de encendido, jack para entrada de electrodos, indicadores luminosos, zócalo de microSD, teclado y pantalla LCD. La Figura 28 se presenta la vista frontal de la plataforma, mientras que en la Figura 29 se muestra la vista lateral izquierda y derecha.

Figura 27
Elementos montados en PCB

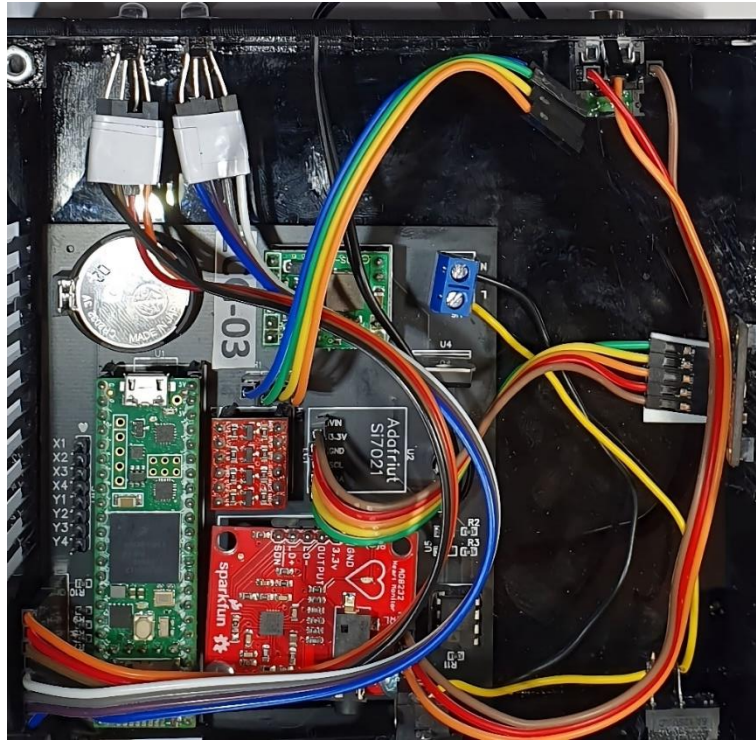


Figura 28
Vista frontal de la plataforma

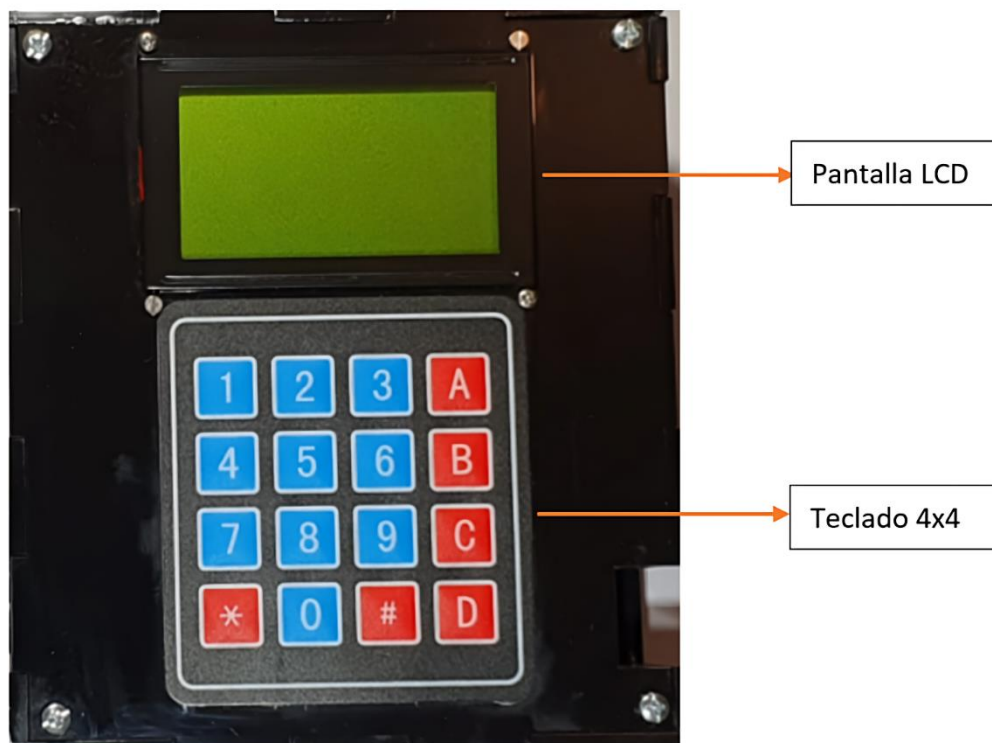


Figura 29

Vista lateral izquierda y derecha de la plataforma



Pruebas de funcionamiento del dispositivo

Parte fundamental en la creación del dispositivo de registro de señales ECG, es la validación de su correcto funcionamiento. En este contexto, se definen en primer lugar, los requerimientos que el equipo de investigadores y profesionales de la salud del proyecto adjunto plantean, así como también la oferta que el grupo de trabajo del presente proyecto ofrece.

Cabe destacar que debido a las medidas restrictivas que se declararon durante la pandemia por COVID-19, las pruebas de funcionamiento son realizadas por el equipo de trabajo del presente proyecto con la obtención de señales registradas en sujetos de prueba sanos, que no han sido ingresados a ninguna de las áreas hospitalarias. Además, para cada etapa de entrega de dispositivos de registro de señales, se solicita que únicamente los miembros de ambos proyectos manipulen los equipos y que, posterior a cada uso, estos sean correctamente esterilizados. Todo esto, con el objetivo de cumplir con las medidas de bioseguridad, salvaguardar la vida de todos los implicados y evitar la propagación del virus.

Primera fase de diseño

De acuerdo a las reuniones efectuadas con los investigadores y profesionales de la salud del proyecto adjunto. Dentro del Capítulo III, en su literal de criterios de diseño, se determinan los requerimientos generales y específicos que el dispositivo debe presentar. Adicionalmente, se evaluaron las restricciones asociadas al funcionamiento del dispositivo, los cuidados necesarios para asegurar su óptima vida útil, los manuales de usuario a entregarse y más.

Como primeros requerimientos se solicita un dispositivo de material resistente, de fácil esterilización, portable y de uso intuitivo para el personal de la salud previamente capacitado. El primer paso para el cumplimiento de estos requerimientos fue la elaboración de la estructura (ver Figuras 28 y 29), donde la distribución de los diferentes elementos de uso funcional y de apoyo visual fue pensada a detalle, estandarizada y correctamente etiquetada para facilitar su uso dentro de las unidades de salud.

En este contexto, el equipo de trabajo del presente proyecto realiza un primer prototipo que cuenta con una estructura simple con rendijas de ventilación para la obtención de señales ambientales y ranura de fácil acceso a la tarjeta microSD (donde se almacenan los registros). Este primer prototipo es denominado “Prototipo Versión 1” y cuenta con los requerimientos básicos para la obtención y registro de señales electrocardiográficas y ambientales dentro del área hospitalaria. Este prototipo se replica en dos dispositivos, los mismos que son puestos a prueba en diferentes escenarios.

La Tabla 6 describe el escenario, tiempo de registro de señal y tipo de conexión que se realiza en dos sujetos de prueba, los mismos que forman parte de este equipo de investigación y que son: “Sujeto de prueba 1” de sexo femenino de 26 años y “Sujeto de prueba 2” de sexo masculino de 25 años. Es importante destacar que, en base a los criterios de diseño previamente planteados, para cada caso, se obtiene la 2da derivada de la señal ECG.

Tabla 6

Pruebas de funcionamiento por dispositivo

	Sujeto de prueba 1	Sujeto de prueba 2
--	--------------------	--------------------

Tipo de conexión	Tiempo	Escenarios	Dispositivo ECG-01	Dispositivo ECG-02	Dispositivo ECG-01	Dispositivo ECG-02	
Extremidades	1h	Sentado, ningún movimiento	X			X	
		Sentado, movimientos leves	X			X	
	3 a 4 h	Sentado, ningún movimiento			X	X	
		Sentado, movimientos leves			X	X	
		Acostado, ningún movimiento			X	X	
		Acostado, movimientos leves			X	X	
	6 a 8 h	Acostado, ningún movimiento	X				X
		Acostado, movimientos leves	X				X
Torso supino	1h	Sentado, ningún movimiento	X			X	
		Sentado, movimientos leves	X			X	
	3 a 4 h	Acostado, ningún movimiento			X	X	
		Acostado, movimientos leves			X	X	
		Sentado, ningún movimiento			X	X	
		Sentado, movimientos leves			X	X	
		Acostado, ningún movimiento			X	X	
		Acostado, movimientos leves			X	X	
	6 a 8 h	Acostado, ningún movimiento	X				X
		Acostado, movimientos leves	X				X

El objetivo de las primeras pruebas de funcionamiento del dispositivo es comprobar que la información se almacene correctamente en cuanto a: nombre de archivo, información del paciente, tiempo de toma de muestra, tiempo de almacenamiento, tipo de archivo generado y obtención de la señal ECG.

El siguiente paso es la validación de la información obtenida, aquí se realiza el análisis cualitativo de la señal que es registrada por el dispositivo. Para ello se hace uso del ECG Médico profesional CardioExpress SL3, el cuál realiza el registro de la 2da derivada de la señal ECG de cada sujeto de prueba en simultaneo con cada dispositivo y bajo distintos escenarios. La Tabla 7 detalla el escenario, tipo de conexión de acuerdo al dispositivo ECG usado (ECG médico profesional solo permite conexión en extremidades) y el tiempo de toma de muestra.

Tabla 7

Pruebas de obtención de señal útil del ECG

ECG Médico		Dispositivo ECG		Sujeto de prueba 1		Sujeto de prueba 2	
Tipo de conexión	Tipo de conexión	Tiempo (min)	Escenarios	Dispositivo 1 y 2		Dispositivo 1 y 2	
Extremidades	Extremidades	3 a 5	Sentado, ningún movimiento	X	X		
			Sentado, movimientos leves	X	X		
			Acostado, ningún movimiento	X	X		
			Acostado, movimientos leves	X	X		
Extremidades	Torso supino	3 a 5	Sentado, ningún movimiento	X	X		
			Sentado, movimientos leves	X	X		
			Acostado, ningún movimiento	X	X		
			Acostado, movimientos leves	X	X		

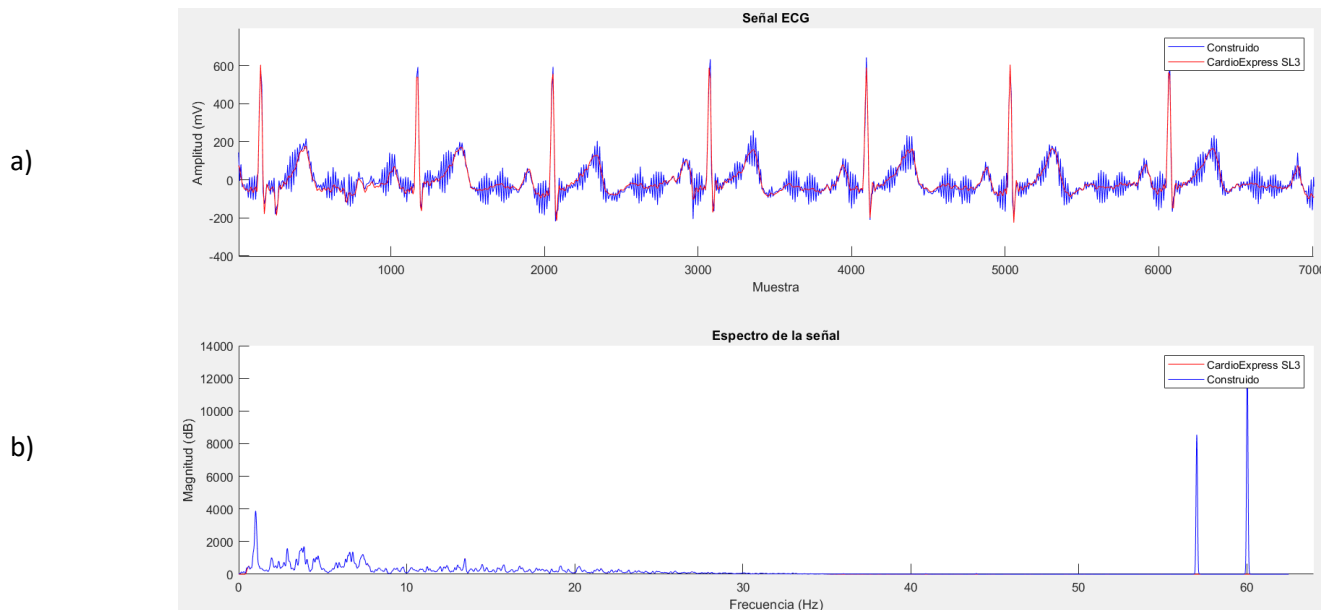
Como es posible notar, al ser estas pruebas de gran importancia para el análisis de funcionalidad de los dispositivos, se realizan en cada sujeto de prueba, con cada dispositivo de registro y para cada escenario planteado.

Para estas pruebas, se establece una señal que dará inicio a la obtención del registro ECG para su posterior análisis cualitativo. El análisis se realiza determinando el punto de inicio de la señal útil, descartando el primer tramo de señal que presente fluctuación y sobreponiendo las señales obtenidas de manera simultánea entre el dispositivo ECG y el electrocardiógrafo médico CardioExpress SL3. Además, para una mejor valoración, se realiza la comparativa del espectro de la señal, que determinará la frecuencia en la que se encuentra la señal y de existir ruido en la misma, se evaluará la fuente del ruido, generalmente proveniente de la red eléctrica.

La Figura 30 presenta: a) Las señales electrocardiográficas sobrepuestas y b) Las señales espectrales sobrepuestas. El análisis se realiza para el “Sujeto de prueba 1” donde: en rojo se encuentra la señal ECG obtenida con el electrocardiógrafo médico CardioExpress SL3 y en azul la señal obtenida por el dispositivo de registro ECG-02.

Figura 30

Análisis cualitativo sujeto 1, dispositivo ECG-02 – torso supino

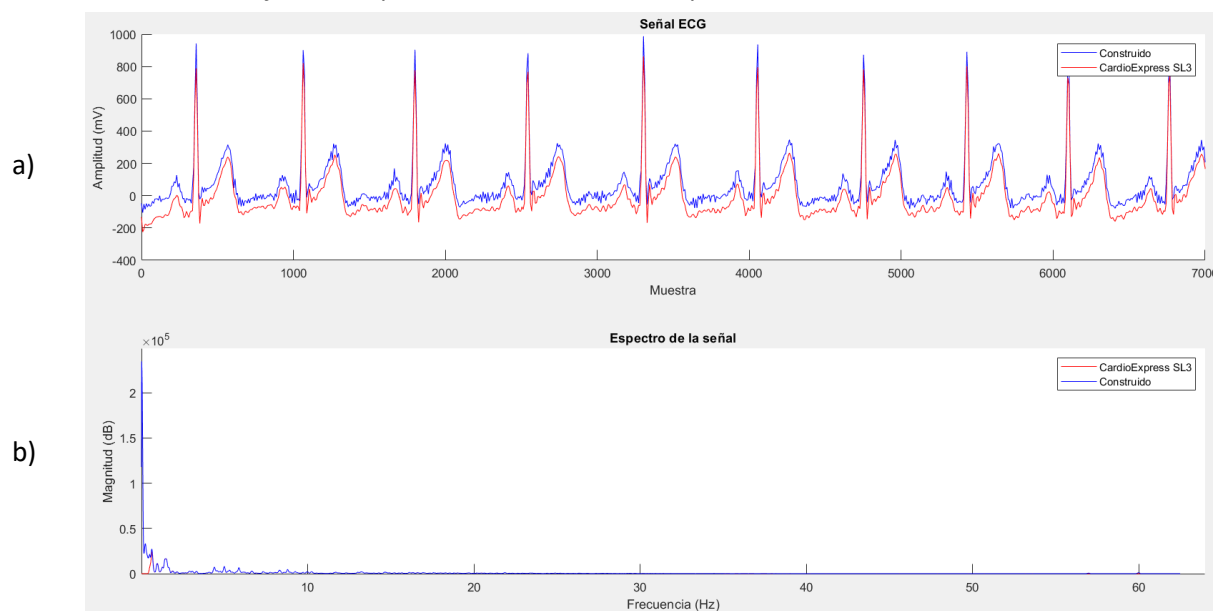


Como es posible notar en la Figura 30, las señales ECG tienen las mismas características en cuanto a forma del complejo QRS, distancias entre R-R y estimación del ritmo cardíaco, solo presentándose mayor cantidad de ruido en la adquisición de la señal del dispositivo de registro ECG-02.

Por otro lado, el análisis espectral muestra también un comportamiento similar, donde existen dos fuentes de ruido de alta frecuencia, la primera en 58 Hz y la segunda en 60 Hz. Debido al lugar en el que se realizan estas pruebas de funcionamiento y la conexión directa a la toma de energía eléctrica, se interpreta que este ruido es generado por la red eléctrica.

Por su parte, la Figura 31 presenta: a) Las señales electrocardiográficas superpuestas y b) Las señales espectrales superpuestas. El análisis se realiza para el “Sujeto de prueba 2” donde: de igual manera, en rojo se encuentra la señal ECG obtenida con el electrocardiógrafo médico CardioExpress SL3 y en azul la señal obtenida por el dispositivo ECG-01.

Figura 31
Análisis cualitativo sujeto 2, dispositivo ECG-01 – torso supino



En esta ocasión, se hace uso de un adaptador de carga de laptop original, que cuenta con salida de conexión a tierra, lo que hace que la frecuencia de 60 Hz casi desaparezca del espectro de la señal, derivando en una mayor similitud entre las señales ECG obtenidas por el dispositivo de registro ECG-01 y el electrocardiógrafo médico CardioExpress SL3. Cabe destacar, que estas pruebas se realizan en el mismo lugar, lo que hace que sea el accesorio de conexión a la red eléctrica, el que minimiza la influencia de esta frecuencia en la señal ECG obtenida. De la misma manera que en la figura anterior es

posible apreciar que la señal ECG del literal a) tiene las mismas características en cuanto a forma del complejo QRS, distancias entre R-R y por tanto, su estimación del ritmo cardíaco será la misma, lo que señala que el dispositivo se encuentra funcionando de manera correcta.

Una vez realizadas las pruebas de funcionamiento, se elabora el manual de usuario de la primera versión de este prototipo (ver Anexo 2) y se ofrece una capacitación adecuada al equipo de investigadores y personal médico del proyecto adjunto. Es importante destacar que esta capacitación se realizó en un área ventilada, amplia, correctamente esterilizada y con el cumplimiento de todas las medidas de bioseguridad vigentes a la fecha.

A continuación, se realiza la entrega al equipo de investigadores del proyecto adjunto de los primeros dos dispositivos con el fin de obtener las señales ECG de pacientes diagnosticados con COVID-19 y que permanecen internos en las unidades de cuidados intensivos e intermedios. Como parte del acuerdo de transmisión segura de la información, los archivos obtenidos de cada dispositivo, son subidos a una plataforma de alojamiento de archivos con acceso compartido solamente para los miembros de dichos equipos.

Los dos primeros dispositivos presentaron un correcto funcionamiento y entregaron al equipo de trabajo señales de interés para el desarrollo del software de procesamiento de señales y posteriormente, para el de visualización por ordenador de las mismas. Además, esta primera etapa de retroalimentación permitió conocer las necesidades del equipo de investigadores y marcar un protocolo en la elaboración de tres nuevos dispositivos.

Segunda fase de diseño

Una vez valorada la primera versión del dispositivo de obtención y registro de señal ECG, el equipo de investigadores del proyecto adjunto solicita la creación de indicadores visuales que señalen la correcta o incorrecta colocación de la tarjeta microSD y de la misma manera para la conexión de los electrodos al paciente. Estas dos luces indicadoras se colocan en el lateral izquierdo de la estructura y se

encenderán en verde cuando el paciente se encuentre correctamente conectado al dispositivo (primera luz desde abajo) y la tarjeta microSD para el registro de información esté en su lugar (siguiente luz hacia arriba), y en rojo al no cumplirse estos parámetros, la Figura 32 presenta esta incorporación.

Figura 32

Luces indicadoras para los Dispositivos Versión 2



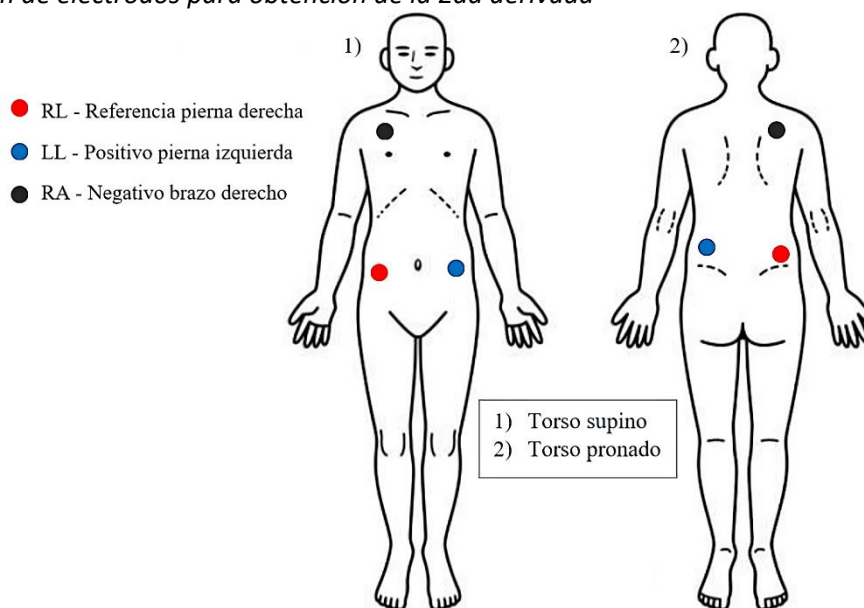
Un requerimiento importante es definido por el personal de la salud, que constata la necesidad de mantener al paciente en decúbito prono o boca abajo durante el registro. Esta técnica permite aumentar la cantidad de oxígeno que ingresa a los pulmones que en esta posición se expanden; y, además permitir un mayor flujo de sangre. Basados en que, la OMS recomienda que en pacientes adultos ingresados a UCI con dificultades respiratorias agudas (SDRA) sean conectados a ventilación mecánica en decúbito prono (Organización Mundial de la Salud, 2012).

La Tabla 8 detalla las modificaciones realizadas en el diseño de los dispositivos ECG, presentando una segunda versión de los mismos y definiendo la versión final en torno a la estandarización de los primeros dos dispositivos entregados en la primera etapa y los tres dispositivos creados en la segunda, bajo los requerimientos del equipo de investigadores y de salud del proyecto adjunto.

Tabla 8*Requerimientos establecidos de acuerdo a cada versión del prototipo*

Requerimientos	Prototipo Versión 1	Prototipo Versión 2	Prototipo Estandarizado Final
Cantidad de dispositivos	2	3	5
Color de la estructura	Negro	Negro	Negro
Cable extensor para electrodos	No	Si	Si
Luz indicadora conexión electrodos	No	Si	Si
Luz indicadora de tarjeta microSD	No	Si	Si
Rendijas de ventilación	Grandes	Pequeñas	Pequeñas
Ranura extracción microSD	Accesible al circuito	Cubierta, solo accesible a la microSD	Cubierta, solo accesible a la microSD
Tipo de conexión	Extremidades y torso supino	Extremidades, torso supino y torso pronado	Extremidades, torso supino y torso pronado

De acuerdo al requerimiento, la conexión de los electrodos se adapta a la posición de decúbito prono en la que el paciente se encuentra en UCI. Para lo cual, la Figura 33 muestra la posición de los electrodos en torso supino y pronado, ubica los mismos de acuerdo a los colores usados y que fueron entregados con los dispositivos ECG por el equipo de trabajo del presente proyecto.

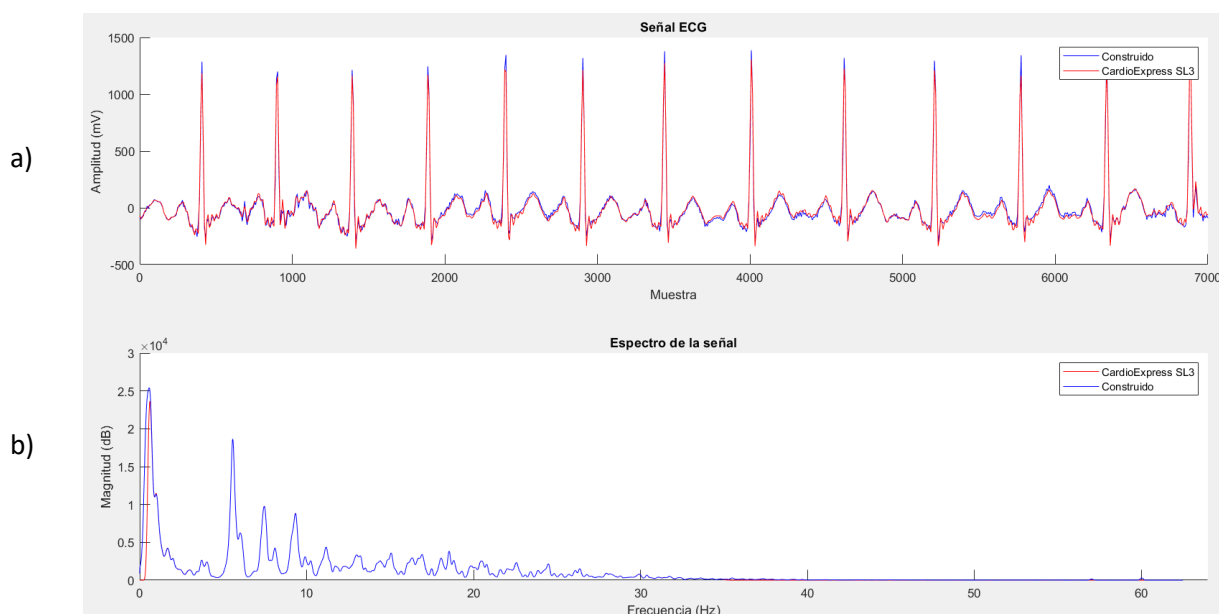
Figura 33*Tipo de conexión de electrodos para obtención de la 2da derivada*

Una vez determinada la ubicación de los electrodos en decúbito prono o torso pronado, se realizan nuevas pruebas de funcionamiento no solo de los nuevos tres dispositivos, sino también de los dos primeros dispositivos, devueltos al equipo de trabajo del presente proyecto, con el objetivo de ser repotenciados y estandarizados al diseño del prototipo versión 2 o prototipo final.

A manera de ejemplo, se presentan a continuación, tres análisis cualitativos de: a) Las señales electrocardiográficas y b) Las señales espectrales de los tres nuevos dispositivos ECG, con la visualización de uno de los registros obtenidos en uno de los sujetos de prueba. En la sección de base de datos, se especificarán los registros realizados por cada sujeto de prueba, pero dentro de este análisis solo se muestra uno por dispositivo y se especifica el escenario en el que se realizó la obtención del registro.

Por ello, la Figura 34 presenta la comparativa a través de las señales sobrepuestas del “Sujeto de prueba 1”, ubicado en posición de decúbito prono. De la misma manera que en los análisis anteriores, en rojo se encuentra la señal ECG obtenida con el electrocardiógrafo médico CardioExpress SL3 y en azul la señal obtenida por el dispositivo ECG-03.

Figura 34
Análisis cualitativo sujeto 1, dispositivo ECG-03 – torso pronado

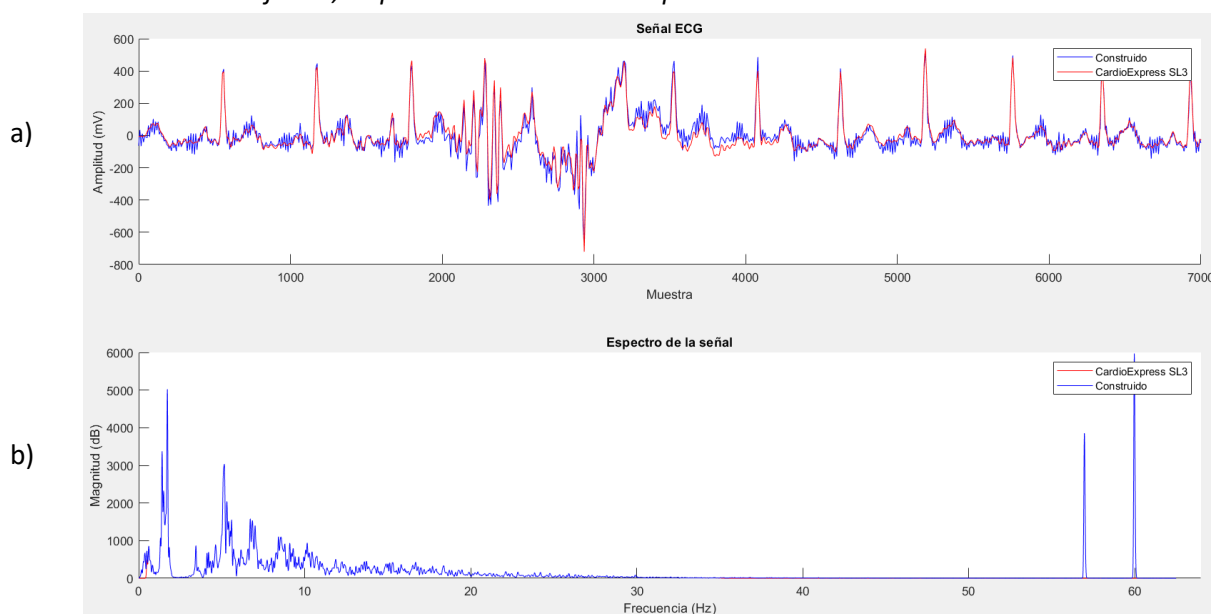


En esta comparativa es posible notar un mayor acercamiento de la señal ECG del “Sujeto de prueba 1” con la obtenida por el equipo médico CardioExpress SL3. Se evidencia que la distancia entre los picos R es la misma, lo que deriva en una estimación del ritmo cardíaco igual. Cabe destacar que, para esta prueba se conectó al dispositivo a un regulador de voltaje y no directamente a la toma de energía; lo que explicaría la conexión más estable del dispositivo a la red eléctrica y la disminución notable de la influencia de la frecuencia de 60 Hz en su análisis espectral.

Por su lado, la Figura 35 muestra la comparativa de las señales ECG y espectrales del registro obtenido por el ECG-04, conectado al “Sujeto de prueba 2” en posición de decúbito prono de manera simultánea con el equipo biomédico CardioExpress SL3. Esta prueba se realiza sin la conexión del regulador de voltaje.

Figura 35

Análisis cualitativo sujeto 2, dispositivo ECG-04 – torso pronado

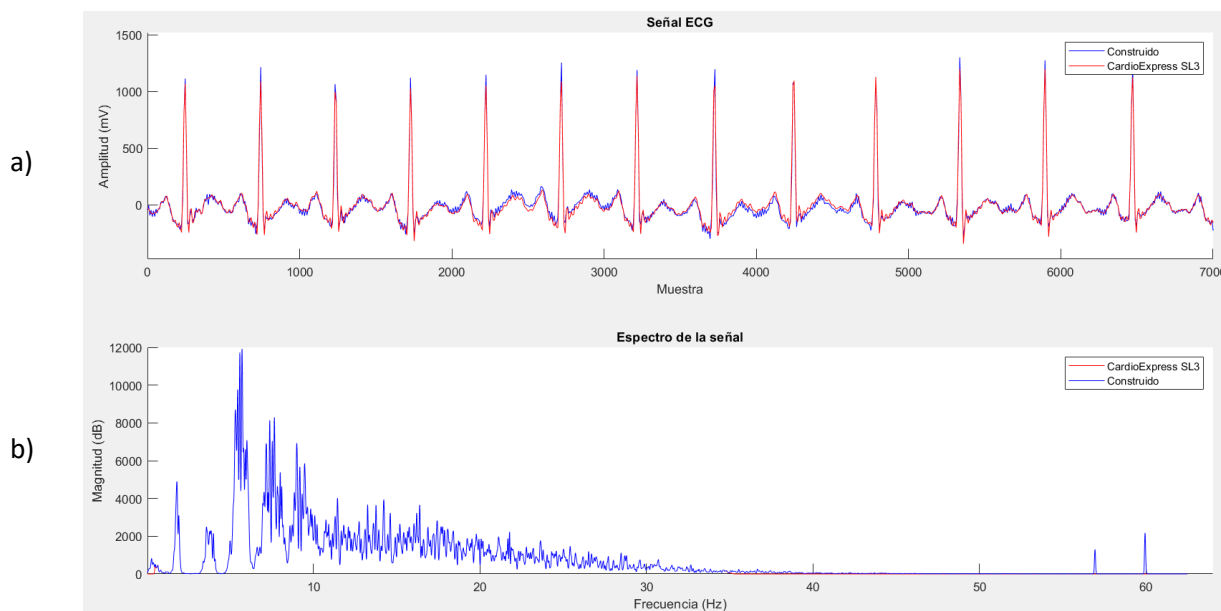


En esta ocasión, se hace evidente que, al no usar un regulador de voltaje, la influencia de la red eléctrica es fuerte, esto es notorio en la respuesta frecuencial del espectro de la señal, así como en la comparativa de la señal ECG, donde la señal del dispositivo de registro de señales (azul) muestra más

distorsión o ruido que la del electrocardiógrafo médico (roja). A pesar de ello, se evidencia una correcta estimación del ritmo cardíaco, al observarse gran similitud en la marcación del complejo QRS, en especial de los picos R.

Por último, la Figura 36 presenta una de las pruebas de funcionamiento realizada en el dispositivo de registro ECG-05, este registro es obtenido del “Sujeto de prueba 2”, en posición decúbito prono y con conexión en torso pronado. Además, en esta prueba no se hace uso del regulador de voltaje, por lo que se evidenciará mayor presencia de ruido.

Figura 36
Análisis cualitativo sujeto 2, dispositivo ECG-05 – torso pronado



En esta comparativa, se puede evidenciar una influencia de la red eléctrica que no deriva en un problema importante de ruido en la señal ECG obtenida a través del dispositivo de registro ECG-05, pero que es posible evidenciar en el análisis del espectro de la señal. Como en los casos anteriores, el

complejo QRS es el mismo, por lo que la estimación del ritmo cardíaco también es la misma y determina una correcta obtención de la señal fisiológica cardíaca en el “Sujeto de prueba 2”.

Realizadas las pruebas de funcionamiento, se procede a la generación de las bases de datos, en la que se especifica de manera más detallada las señales electrocardiográficas obtenidas de los sujetos de prueba, las etapas de obtención de estas señales de acuerdo a la entrega de dispositivos de registro de señales ECG y los diferentes escenarios en los que se obtuvieron los registros que servirán para la creación del software de visualización de las señales electrocardiográficas por ordenador.

La entrega de los cinco dispositivos de registro de señales ECG estandarizados, el manual de usuario actualizado (ver Anexo 3) y los accesorios completos, necesarios para su uso. Aportará al equipo de trabajo del presente proyecto, nuevos registros que serán a analizados en base a la información útil que cada uno presente y permitirá valorar el funcionamiento de cada dispositivo de acuerdo al uso que el equipo de investigadores y personal médico encargado del proyecto adjunto le dé a los mismos.

Es importante mencionar que si bien, la entrega y recepción de los dispositivos se hace de manera presencial, cada equipo de trabajo se asegura de esterilizar correctamente tanto los dispositivos de registro como sus accesorios. Con el objetivo de evitar mayor exposición al virus, las capacitaciones adicionales y consultas sobre cualquier temática se realizan de manera virtual. De la misma manera, la transmisión de la información de los registros ECG obtenidos por cada dispositivo, se mantiene compartida a través de una plataforma de alojamiento de archivos con acceso común únicamente para los miembros de ambos equipos.

Capítulo IV

Software de procesamiento digital de señales y visualización por ordenador

Introducción

Una vez diseñado el hardware y software del dispositivo para la adquisición de señales ECG, se procede con la etapa de registro, la creación de la base de datos y el procesamiento digital de señales, para posteriormente identificar las anomalías en las señales que resulten de arritmias cardíacas y crear el software de visualización por ordenador bajo los criterios de diseño marcados entre el grupo de trabajo del presente proyecto y el equipo de investigadores y profesionales de la salud del proyecto adjunto. Siendo estas señales fisiológicas provenientes de pacientes diagnosticados con COVID-19, ingresados a las unidades de cuidados intensivos e intermedios.

Este capítulo describe el algoritmo de procesamiento de las señales ECG, la estructura empleada para la creación de la base de datos, los criterios de diseño tanto para el software de procesamiento digital de señales como para el de visualización por ordenador y el diseño e implementación del software de visualización de intervalos de interés de las señales ECG obtenidas.

Base de datos de señales ECG

Se conforman dos bases de datos que permitieron la evaluación del algoritmo de procesamiento y la creación del software de visualización de señales por ordenador. El motivo de crear dos bases de datos, se debe a factores como: las etapas del proyecto en las que se recibieron los registros de interés, el tipo de registro realizado por el personal de la salud del proyecto adjunto y la responsabilidad del grupo de trabajo del presente proyecto de evaluar el correcto funcionamiento de cada dispositivo en cada entrega.

Como se explicó previamente, se realizó la entrega en dos etapas de un total de cinco dispositivos de registro de señales ECG por parte del equipo de trabajo del presente proyecto. En la primera etapa se entregaron dos dispositivos para los cuales se realizaron las respectivas pruebas de

funcionamiento, creando así la primera base de datos llamada “no médica”, donde los denominados “sujetos de prueba” conformaron dicha base de datos. La Tabla 9 presenta un total de 27 registros que conformarán la base de datos “no médica”, para los cuales se identifican los escenarios de registro, los sujetos de prueba definidos con anterioridad como: “Sujeto de prueba 1” de sexo femenino de 26 años y “Sujeto de prueba 2” de sexo masculino de 25 años, y el número de paciente ingresado de manera manual. Cabe aclarar que, en el contexto de la pandemia, todos los registros de la base de datos “no médica” se obtienen del equipo de trabajo del presente proyecto, de la misma manera que se manejaron las pruebas de funcionamiento.

Tabla 9

Base de datos “no médica” previo a la primera etapa de entrega de dispositivos

		Escenario 1	Escenario 2	Escenario 3	Escenario 4	
Registro		Diurno	Nocturno	Diurno	Diurno	Diurno
Posición paciente		Sentado	Acostado	Sentado	Sentado	Acostado
Tiempo aprox		15 min	4h a 7h	3 a 5 min	3 a 5 min	3 a 5 min
Derivada		2da	2da	2da	2da	2da
Posición electrodos		Supino	Supino	Supino	Supino	Supino
Electrodos		Extremidades Torso	Torso	Extremidades Torso	Extremidades Torso	Extremidades
Número de paciente	Sujeto 1	00005 - 00008	20000, 20020	00002, 00004, 00008, 00052	00043	00041
	Sujeto 2	00001 - 00004	00070, 12345	00001, 00005, 00007, 00060	00010, 00013, 00025, 00027	00040
Total de registros		8	4	8	5	2

En la segunda etapa de entrega de dispositivos de registro ECG; bajo un nuevo protocolo definido en base a los requerimientos del equipo de investigadores del proyecto adjunto, se realizan tres nuevos dispositivos y se reciben los primeros dos dispositivos, con el objetivo de estandarizar su diseño. Es por ello, que la Tabla 10 presenta un total de 27 registros generados previo a la entrega de los cinco dispositivos estandarizados donde, en base a nuevos escenarios, se toman los registros de los mismos sujetos de prueba.

Tabla 10*Base de datos “no médica” previo a la segunda etapa de entrega de dispositivos*

		Escenario 1	Escenario 2	Escenario 3		Escenario 4
Registro		Diurno	Nocturno	Diurno	Diurno	Nocturno
Posición paciente		Sentado	Acostado	Sentado	Acostado	Acostado
Tiempo aprox		3 a 5 min	3h a 6h	3 a 5 min	3 a 5 min	2h a 8h
Derivada		2da	2da	2da	2da	2da
Posición electrodos		Supino	Supino	Supino	Pronado	Pronado
Electrodos		Extremidades Torso	Extremidades Torso	Extremidades Torso	Torso	Torso
Número de paciente	Sujeto 1	90002, 80001, 80004, 80006	20001	00100	00112	20010, 12345
	Sujeto 2	90001, 80003, 80005, 80007	30001	00101 - 00104	00105 - 00111	20011, 20020
Total de registros		8	2	5	8	4

Por lo tanto, la base de datos “no médica”, se conforma de un total de 54 registros obtenidos de los dos “sujetos de prueba” en los diferentes escenarios marcados por diversos factores como: los requerimientos del equipo de trabajo del proyecto adjunto, los tiempos de registro necesarios, la colocación de los electrodos y la comparativa necesaria para las pruebas de funcionamiento previamente descritas.

La segunda base de datos, se crea a partir de los registros que el personal médico obtiene de diferentes pacientes ingresados a las unidades de cuidados intensivos e intermedios y que fueron diagnosticados con COVID-19. Se denomina a esta base de datos como “médica” y está conformada por “pacientes” que, al igual que en la base de datos “no médica” serán identificados por un número de 5 cifras, ingresado de manera manual. En este caso, el responsable del ingreso de la información del paciente, será el personal médico desde el dispositivo físico ECG.

Las dos etapas de entrega de dispositivos de registro, marcan un precedente crucial en la obtención de señales ECG para la base de datos “médica” ya que, dentro de cada etapa se reciben registros útiles y no útiles, debido a factores como el mal manejo de los dispositivos, desconexiones que

pasan desapercibidas, conexión de electrodos de manera incorrecta, ingreso de la información de registro erróneo, entre otras.

Cabe destacar que, a pesar de las capacitaciones, entrega de accesorios completos y creación de un manual de usuario; los dispositivos de registro de señales ECG fueron estropeados en varias ocasiones, sus accesorios se extraviaron o rompieron, las conexiones de los electrodos se realizaron de manera incorrecta e incluso se hizo caso omiso de las señales visuales de conexión. Por lo que, el equipo de trabajo tuvo que reparar dispositivos y comprar accesorios, lo que ocasionó retrasos en varios plazos de entrega y se obtuvo menor cantidad de registros de los esperados.

Por otro lado, posterior a la entrega de los 5 dispositivos ECG ofrecidos y al notar que transcurrido un tiempo razonable no se encontraban nuevos registros en la plataforma de transmisión de la información, el equipo de trabajo del presente proyecto realiza la solicitud y es ahí cuando se notifica, que al menos 3 de los 5 dispositivos de obtención y registro de señales ECG entraron en cuarentena, debido a la propagación de una fuerte bacteria en el área de UCI. Esto deriva en más y mayores daños en los equipos entregados, pérdidas y rupturas de los accesorios necesarios para su funcionamiento, que resultarían en la adquisición de nuevos accesorios, por lo que el equipo de investigadores vinculados al proyecto adjunto, toma la decisión de usar únicamente los dos dispositivos que le quedan, lo que resulta una gran disminución en la obtención de registros, en contraste al uso de los 5 dispositivos entregados.

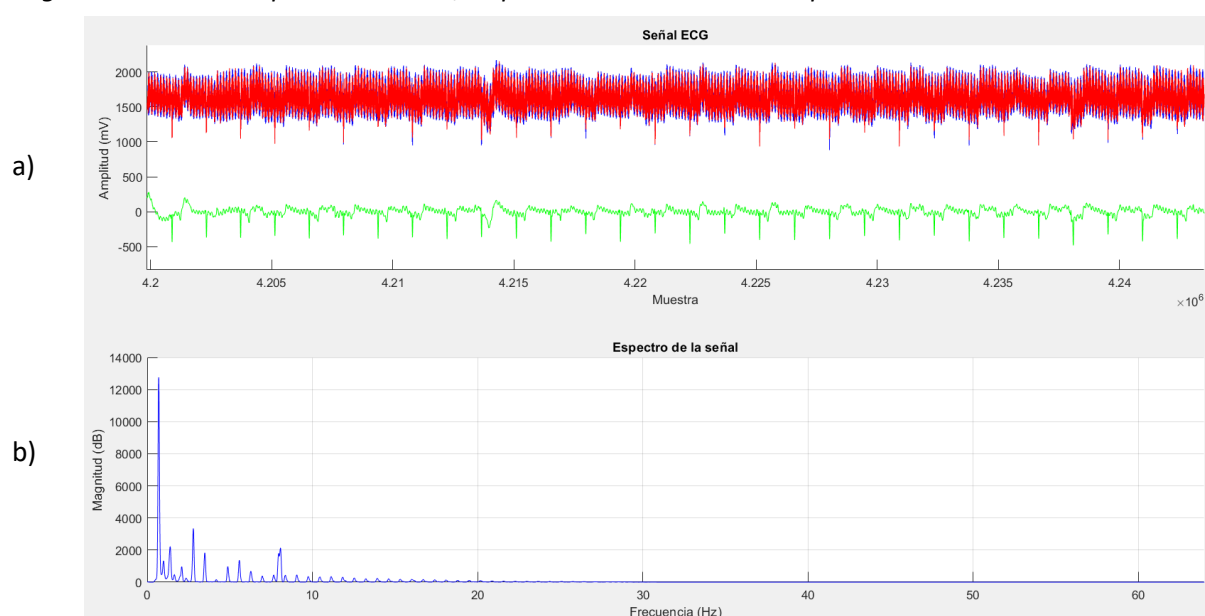
Por este motivo, la base de datos “médica” cuenta con un total de únicamente 5 registros útiles (de 74 registros obtenidos), es decir únicamente del 7% de los registros presentan una señal cardíaca que puede ser visualizada y analizada, del total de registros obtenidos de 19 pacientes, con los cinco dispositivos entregados.

En este contexto, la Figura 37 muestra la señal obtenida del paciente 00010 en el registro 05 con aproximadamente 20 horas de información donde, en a) se presenta en rojo la señal ECG obtenida por

el dispositivo ECG-02 y en verde la señal ECG procesada por el software, mientras que en b) el espectro de la señal. Como es posible apreciar, este registro muestra una señal ECG invertida, dando a notar una mala conexión de los electrodos al paciente. La obtención y registro de esta señal fue importante para el grupo de trabajo del presente proyecto, dado que permite afirmar que el dispositivo es capaz de registrar información por un tiempo prolongado sin ningún problema; pero también, resulta un registro no útil dada la señal invertida que presenta.

Figura 37

Registro obtenido del paciente 00010, dispositivo ECG-02 – torso supino

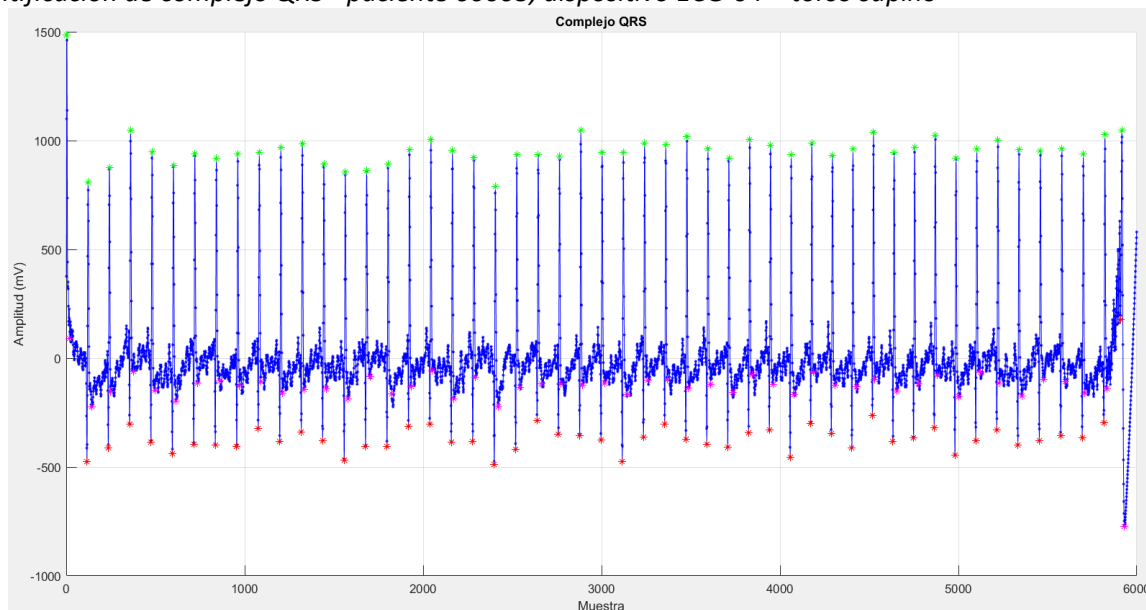


Por otro lado, la Figura 38 presenta una muestra de los primeros 30 segundos, de la segunda hora de la señal obtenida en el registro 19 del paciente 00003. Este registro es de aproximadamente 5 horas, donde solo la primera hora y 30 minutos cuentan con señal ECG útil, es decir, donde es posible identificar con facilidad el complejo QRS de la señal ECG obtenida. Esto sucede debido a una desconexión entre el paciente y el dispositivo ECG-04 que, generalmente, ocurre en los electrodos ubicados en el paciente, en los cables que conectan al dispositivo con los electrodos o incluso en la conexión del jack del cable extensor a la estructura.

Independientemente del motivo de la desconexión, este prototipo cuenta con luces indicadoras donde, una de ellas señala problemas en la conexión para la obtención de la señal ECG, pero esta luz no fue verificada lo que ocasionó la pérdida de aproximadamente un 70% de la información registrada.

Figura 38

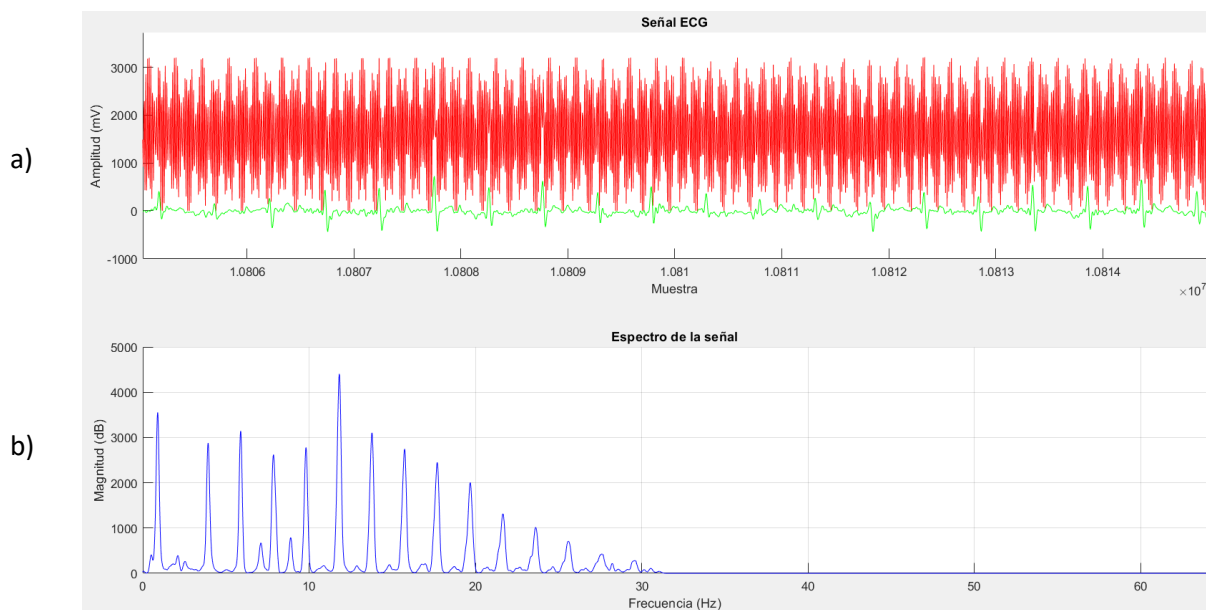
Identificación de complejo QRS - paciente 00003, dispositivo ECG-04 – torso supino



Finalmente, la Figura 39 muestra en a) la señal ECG obtenida por el dispositivo ECG-05 (rojo) y la señal ECG procesada por el software (verde), mientras que en b) el espectro de la señal; esta información es obtenida del registro 02 de paciente 00011, que cuenta con aproximadamente 17 horas de información, con un 90% de información útil.

Figura 39

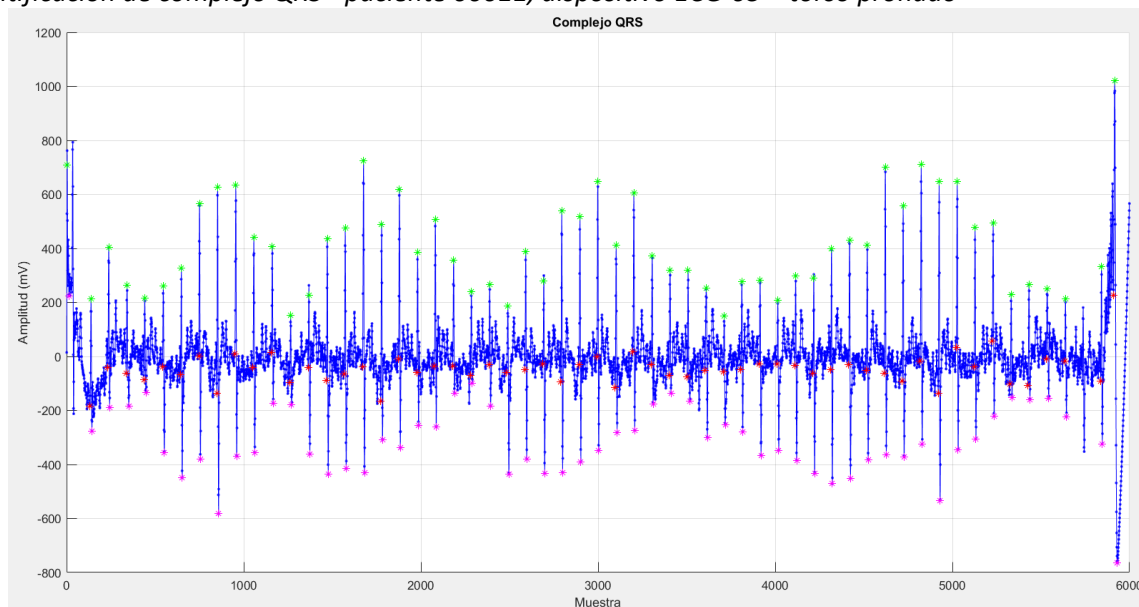
Registro obtenido del paciente 00011, dispositivo ECG-05 – torso pronado



En un análisis cualitativo, es posible notar que la magnitud de las frecuencias bajas en el espectro de la señal es alta, esto deriva en visualizar a la señal sin procesar (rojo) envuelta en ruido. A pesar de ello, al procesar la señal (verde), es posible encontrar la señal ECG correctamente obtenida por el dispositivo ECG-05. Esta señal permitió una correcta estimación del ritmo cardíaco, ya que es posible identificar su complejo QRS, a pesar de presentar pequeñas desconexiones y movimientos. Para ello, se presenta la Figura 40, donde se toma una muestra de los primeros 30 segundos de la tercera hora de la señal obtenida.

Figura 40

Identificación de complejo QRS - paciente 00011, dispositivo ECG-05 – torso pronado



De esta manera, la Tabla 11 presenta la base de datos “médica” con el total de registros útiles, así como los principales problemas presentados en los registros considerados no útiles.

Tabla 11

Base de datos “médica”

Detalle	Registros útiles		Registros no útiles	
	Registro	Paciente	Registro	Paciente
Señales cardíacas cuyas características permiten análisis y visualización	19	00003		
	02	00004		
	05	00010		
	02	00011		
	19	00011		
Dispositivo con averías por golpes			01-09, 13, 25-31	00004
			13 y 15	00010
			Todos	00014, 00016 - 00019
Desconexiones largas			09, 12, 15-17, 20-24	00004
Sin señal			Todos	00015, 00020
Registro pequeño			27-31	00013
Formato erróneo			Todos	00002, 00005, 00006
Total de registros	5		69	

Es importante destacar que los dispositivos fueron capaces de obtener 74 registros, a pesar de que las señales obtenidas no resultaron útiles, esta información permite valorar otros factores como tiempos de funcionamiento de los dispositivos, así como el registro de información de acuerdo a la frecuencia de muestreo planteada en el diseño.

En este contexto, se determina a la primera etapa de entrega de los dos prototipos versión 1, como la que permitió la mayor retroalimentación de señales ECG útiles para análisis, procesamiento y visualización. A pesar de que, en la segunda etapa se hace entrega del total de cinco dispositivos de obtención y registro de señal ECG. Esto se da, debido a la pérdida de tres dispositivos, que como se explicó previamente, ingresaron a cuarentena debido a la propagación de una fuerte bacteria en el área hospitalaria y que, posterior a una debida esterilización, fueron recuperados por los investigadores y profesionales de la salud del proyecto adjunto, en muy mal estado, impidiendo su correcto funcionamiento y limitando la obtención de registros a dos dispositivos en funcionamiento. Esto sumado, a los errores generados por el propio personal, en la conexión de electrodos y poca atención a las señales visuales y manuales de usuario; derivan en la obtención de solo un 7% de registros útiles de la base de datos “médica”.

Por último, es importante conocer que a pesar de que el equipo de investigadores y personal de la salud del proyecto adjunto, no hace uso de la información que los sensores ambientales generan, la información sigue almacenándose en archivos .CSV (al igual que los registros electrocardiográficos) con el mismo número de paciente y con el indicativo AMB al final del nombre de archivo, a diferencia de los registros electrocardiográficos que terminan con el indicativo ECG.

Algoritmo de procesamiento de señales ECG

El procesamiento de la ECG consiste en el filtrado, amplificación y aplicación de técnicas matemáticas que permitan determinar sus características temporales y frecuenciales. Se han definido dos etapas, la primera consiste en filtrar la señal ECG original para eliminar el ruido y esta pueda ser

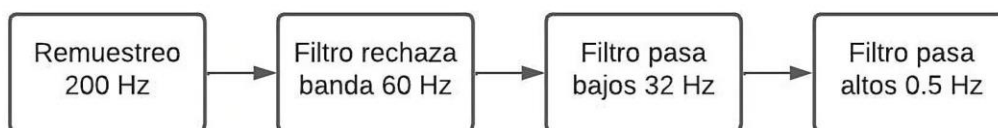
presentada al usuario en un software de visualización, mientras que la segunda aplica un algoritmo de identificación de los complejos QRS para determinar el ritmo cardiaco (de interés para el usuario) y las características temporales y frecuencias de la señal ECG.

Preprocesamiento

La etapa de preprocesamiento de la señal ECG consiste en la aplicación de filtros digitales para la eliminación de ruido presente durante la adquisición. En la Figura 41 se presenta un algoritmo cuya señal resultante será registrada en un archivo .CSV para posteriormente ser cargado en un software de visualización.

Figura 41

Diagrama de bloques del preprocesamiento de la señal ECG

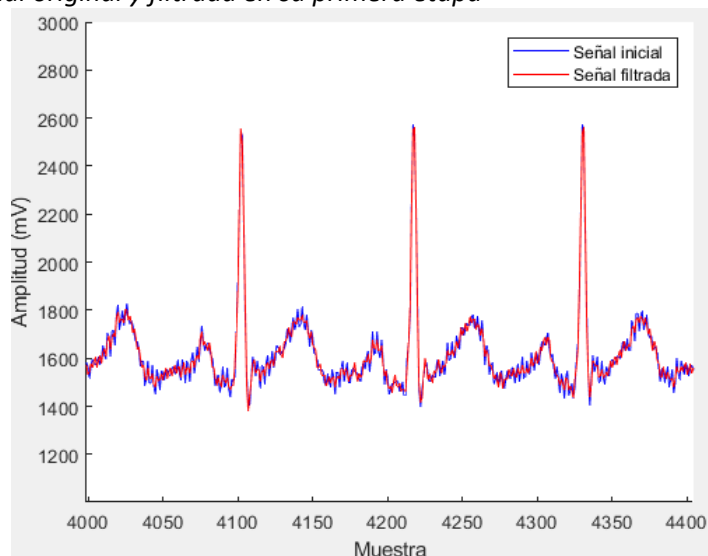


El primer paso del preprocesamiento consiste en realizar una interpolación o remuestreo de la señal ECG a una frecuencia de 200 Hz. Esto es importante debido a que si bien el hardware de adquisición realiza la lectura de la señal ECG a una frecuencia de muestreo de 128 Hz (cada 7.812 ms), el registro del tiempo de lectura no se puede realizar en tipo flotante, perdiendo así la exactitud durante el proceso. El método de interpolación usado es el spline cúbico debido a que este “proporciona un excelente ajuste y su cálculo no es excesivamente complejo” (Diaz, 1998).

Una vez aplicado el remuestreo, el siguiente paso es realizar la primera etapa de filtrado que consiste en eliminar la presencia del ruido provocado por la red eléctrica, cuya frecuencia es de 60 Hz. Para ello se diseña un filtro rechaza banda cuyas frecuencias de corte inferior y superior se ubican en 59.5 Hz y 60.5, respectivamente, con una ganancia unitaria. Para aumentar la exactitud del filtrado se realiza un doble paso de la señal por este filtro, obteniendo un resultado temporal como el mostrado en la Figura 42.

Figura 42

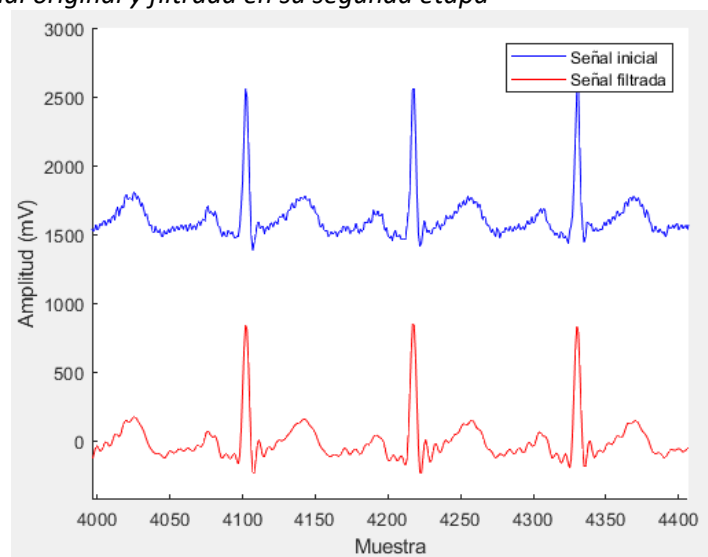
Comparativa de la señal original y filtrada en su primera etapa



Para la eliminación de altas frecuencias se diseña un filtro pasa bajos con frecuencia de corte en 32 Hz, seguido de un filtro pasa altos de 0.5 Hz. La señal es ingresada en tres ocasiones al filtro pasa altos, con la finalidad de garantizar la eliminación de la componente DC. Ambos filtros tienen una ganancia unitaria y su resultado temporal se puede observar en la Figura 43.

Figura 43

Comparativa de la señal original y filtrada en su segunda etapa

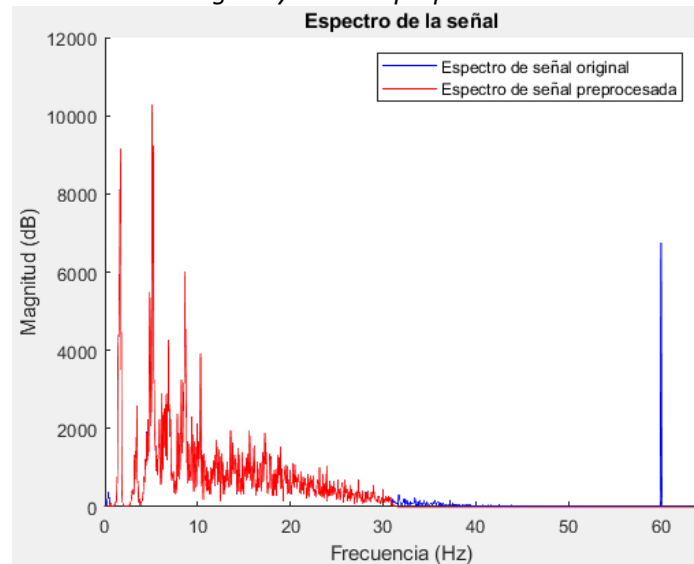


En la Figura 44 se observa el diagrama de la estimación de densidad espectral de potencia de una señal previo y posterior al ingreso de la etapa de preprocesamiento. De color azul se encuentra la

señal original con una fuerte presencia de 60 Hz, un rango de altas frecuencias que va desde los 32 Hz hasta aproximadamente 40 Hz y otra frecuencia cercana a 0.3 Hz, mismas que son eliminadas por la etapa de preprocesamiento y se evidencian en el espectro de color rojo.

Figura 44

Comparativa del espectro de la señal original y la señal preprocesada



Identificación de complejo QRS

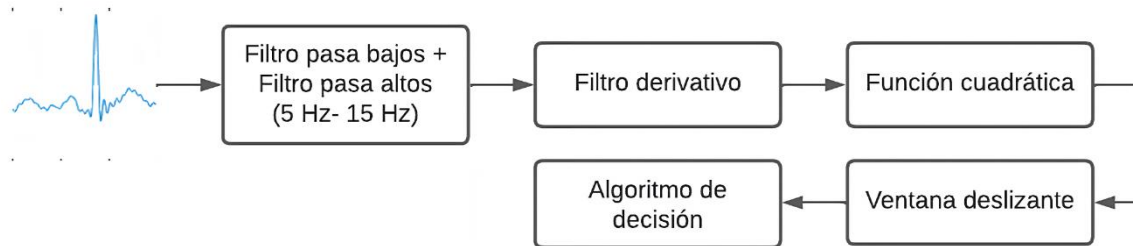
Las arritmias cardíacas son problemas con el ritmo cardíaco (NIH, 2022) que se presentan cuando los latidos son irregulares (ectópico), inferiores a los 60 BPM (bradicardia) o superiores a los 100 BPM (taquicardia). Para determinar la frecuencia cardíaca o ritmo cardíaco es necesario conocer el número de veces que el corazón a latido durante un minuto y este valor puede obtenerse conociendo la duración de los intervalos R-R, o tiempo transcurrido entre complejos QRS sucesivos ya que esta “es la forma de onda más llamativa dentro de la señal ECG” (Feifei, 2018).

En la presente etapa de procesamiento de la señal ECG se propone el uso del algoritmo de Pan Tompkins para la detección de todos los complejos QRS de una señal. Estudios como el de (Casas, 2021) determinan a este algoritmo como el más completo para la “detección eficiente de complejos QRS” debido a su sensibilidad al ruido, baja carga computacional y precisión. El algoritmo de Pan Tompkins se presenta en la Figura 45, está formado por un filtro pasa-bajos y otro pasa-altos en cascada (formando

un filtro pasa-banda) entre 5 Hz y 15 Hz debido a que en este rango de frecuencia el complejo QRS presenta su valor máximo de energía, seguido de un filtro derivativo para la determinación de los cambios rápidos de pendiente de la señal (coincide con el complejo QRS), posteriormente la señal atraviesa una función cuadrática previo a su ingreso a un filtro integrador de ventana deslizante para finalmente atravesar un algoritmo de decisión para identificar los tiempos donde se originan los picos R de la señal (Pan, 1985). Para la implementación se proponen 2 métodos cuya principal variación se encuentra en el algoritmo de decisión.

Figura 45

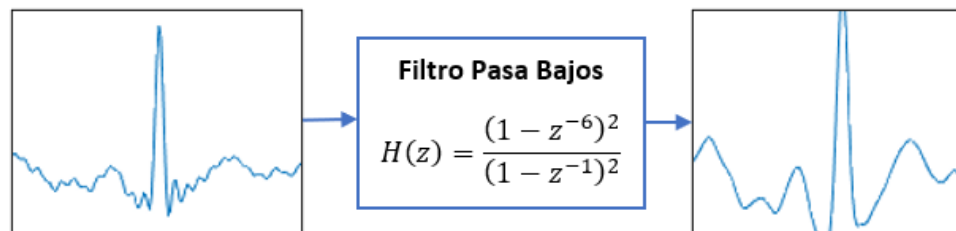
Algoritmo de Pan Tompkins para la detección del complejo QRS



La etapa de filtrado inicia con el ingreso de la señal ECG a un filtro pasa-bajos de segundo orden ubicando la frecuencia de corte en 11 Hz. La Figura 46 presenta la señal ECG a la entrada del filtro, su función de transferencia y la respuesta temporal a la salida del filtro.

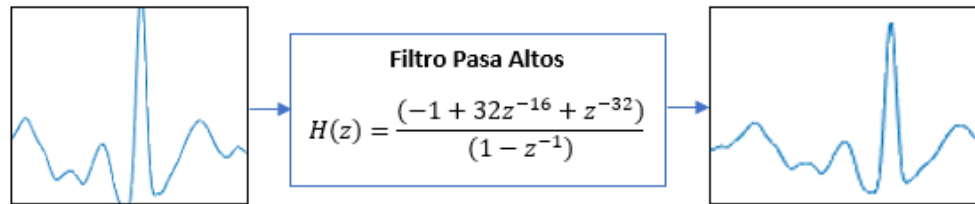
Figura 46

Etapa de filtro pasa-bajos Pan Tompkins



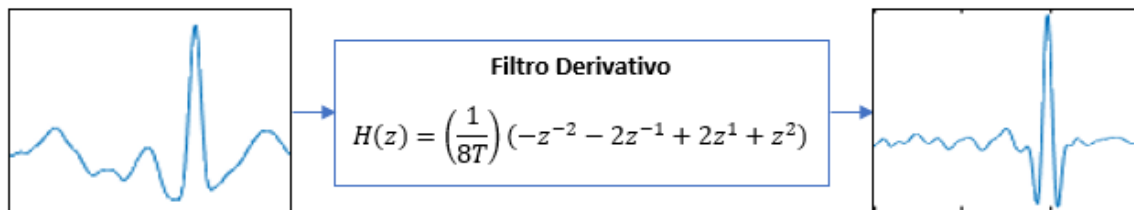
El filtrado continúa con el ingreso de la señal a un filtro pasa-altos de primer orden cuya frecuencia de corte se ubica en 5 Hz. La Figura 47 presenta la señal de entrada, su función de transferencia y la respuesta temporal a la salida del filtro.

Figura 47
Etapa de filtro pasa-bajos Pan Tompkins



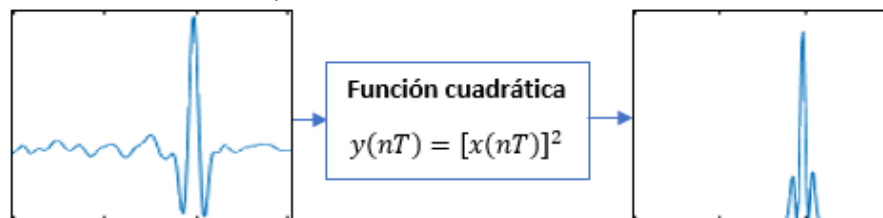
La siguiente etapa en el algoritmo de Pan Tompkins es el filtrado derivativo, este permite realzar las transiciones presentadas en la señal con el fin de identificar de mejor manera la onda R debido a que esta tiene una mayor pendiente que el resto de ondas. En la Figura 48 se presenta la señal de entrada, su función de transferencia (filtro de 5 puntos) y la respuesta temporal del filtro.

Figura 48
Etapa de filtro derivativo Pan Tompkins



La etapa de función cuadrática tiene como fin que todos los valores de la señal resultante del filtro derivativo tomen valores positivos, además de que amplifica las señales de frecuencias más altas perteneciente a la señal ECG. En la Figura 49 se puede observar la señal a la entrada de la etapa, la función y la señal a la salida de la etapa.

Figura 49
Etapa de función cuadrática Pan Tompkins

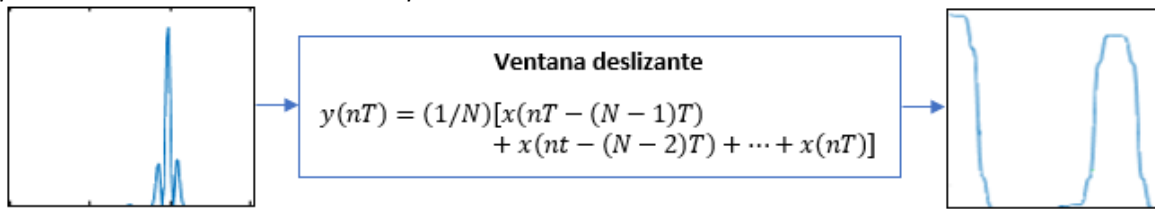


Debido a que a la salida de la función cuadrática se tiene una señal con múltiples picos, la etapa de filtro integrador de ventana deslizante se encarga de realizar una suavización de la señal como se

presenta en la Figura 50, haciendo un análisis en ventanas de un número determinado de muestras. El número de muestras debe aproximarse al ancho del complejo QRS caso contrario podría provocar la fusión de complejos QRS o la generación de varios picos. Por lo que, el tamaño de la ventana (en número de muestras) es un valor empírico sin embargo se recomienda que, para una frecuencia de muestreo de 200 Hz, el número de muestras sea de 30.

Figura 50

Etapa de ventana deslizante Pan Tompkins



Previo a ingresar a la etapa de decisión, se debe considerar que la señal obtenida hasta este punto ha sufrido un delay como consecuencia de su paso a través de filtros como se observa en la figura 6 donde a la salida de la ventana deslizante se puede notar la aparición de dos picos QRS (con una separación prudente entre ellos). El número de muestras que han sufrido un delay son 6 debido al filtro pasa-bajos, 16 debido al filtro pasa-altos y 2 por el filtro derivativo.

Finalmente, el algoritmo de decisión se basa en dos umbrales que varían de acuerdo a los picos presentes en la señal obtenida de la integración de ventana deslizante. El umbral más alto se considera para la estimación actual (THRESHOLD I1), mientras que el umbral más bajo se considera en una etapa de regresión en la señal en búsqueda de un posible complejo QRS (THRESHOLD I2). El pico SPKI (estimación actual del pico de la señal) es un pico que el algoritmo ha definido como complejo QRS y NPKI (estimación actual del pico de ruido) es cualquier pico que no se considera QRS. Los umbrales son:

$$SPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 SPKI$$

$$NPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 NPKI$$

$$THRESHOLD I1 = NPKI + 0.25 (SPKI - NPKI)$$

$$THRESHOLD I2 = 0.5 THRESHOLD I1$$

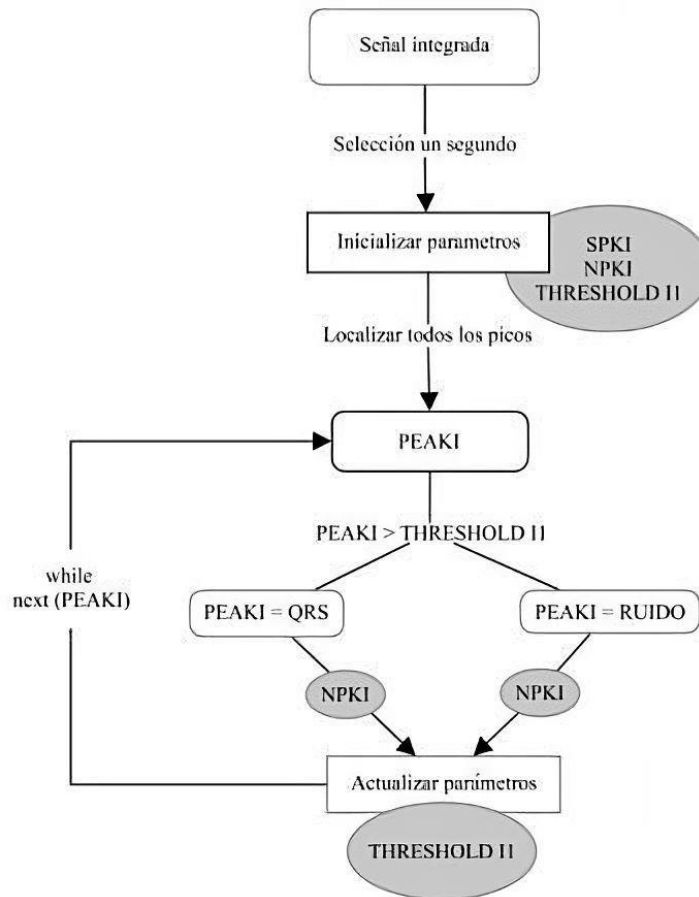
Los valores de los índices de cada umbral son los recomendados por (Pan, 1985) sin embargo estos pueden ser ajustados de acuerdo a la percepción de quien lo aplica.

Para la implementación del algoritmo de Pan Tompkins se propone dos métodos similares al original, el primero basado en (Nissrin, 2020) para la identificación del pico R y el segundo basado en una implementación previa de (Hooman, 2014) para la detección del complejo QRS. La primera implementación realiza un mínimo cambio en el algoritmo de decisión que considera adecuado para una aproximación. Mientras que la segunda implementa pequeñas modificaciones en los filtros y añade reglas en el algoritmo de decisión de Pan Tompkins.

El primer método implementado hace uso únicamente de los umbrales SPKI, NPKI y THRESHOLD I1 planteados por Pan Tompkins, siguiendo el algoritmo mostrado en la Figura 51. Donde, inicialmente se detecta la amplitud del pico presente en el primer segundo de la señal ECG y lo toma como referencia en la inicialización de parámetros. Posteriormente se realiza la detección de todos los posibles picos (QRS y ruido) y se comparan con THRESHOLD I1, si el valor del pico es mayor al umbral se considera un complejo QRS, caso contrario se considera ruido. (Nissrin, 2020) concluye que este método es adecuado para la identificación de complejos QRS cuya amplitud se mantenga relativamente constante, puesto que, ante la disminución abrupta de esta, el método implementado no tiene la capacidad de adaptarse rápidamente.

Figura 51

Algoritmo de método 1 implementado - Pan Tompkins



Nota: Algoritmo de decisión para Pan Tompkins tomado de *Procesamiento de Complejo QRS*

Característica del Electrocardiograma de (Nissrin, 2020).

En la Figura 52 se presenta la aplicación del método 1 en los 3 primeros segundos de una señal cuya frecuencia de muestreo es 200 Hz. Se representa la señal a la entrada de la implementación (“Señal original”) y su paso a través de cada una de las etapas. En la gráfica de “ventana deslizante” se puede observar círculos rojos que representan la detección del pico R con el método implementado. Mientras que en la Figura 53 se puede observar la sobreposición de los picos encontrados en la señal original.

Figura 52
Aplicación del método 1 - Pan Tompkins

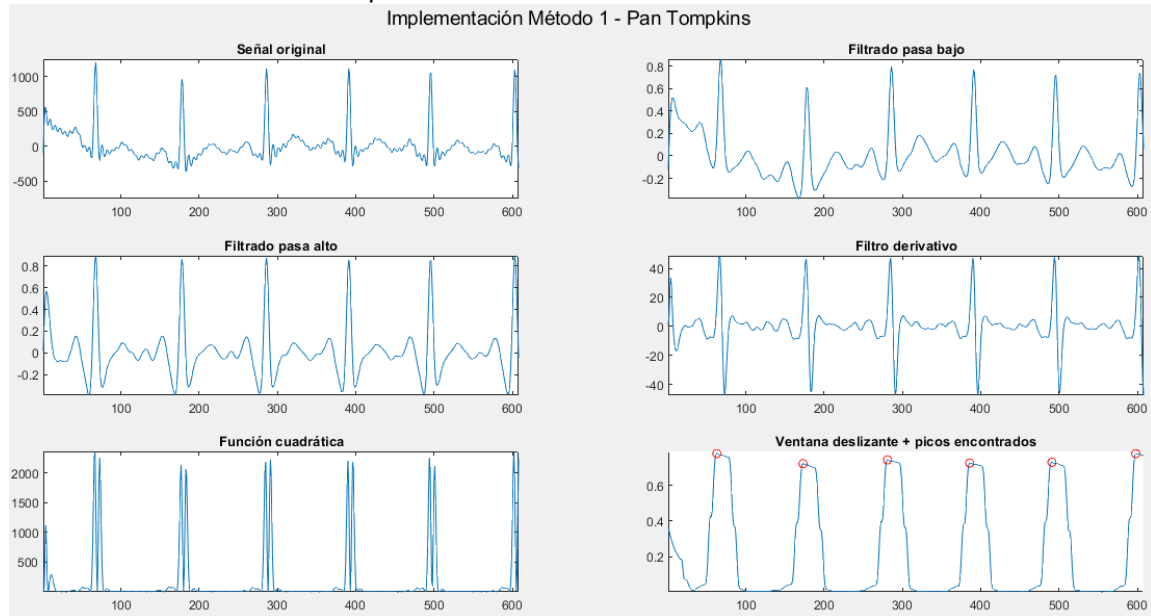
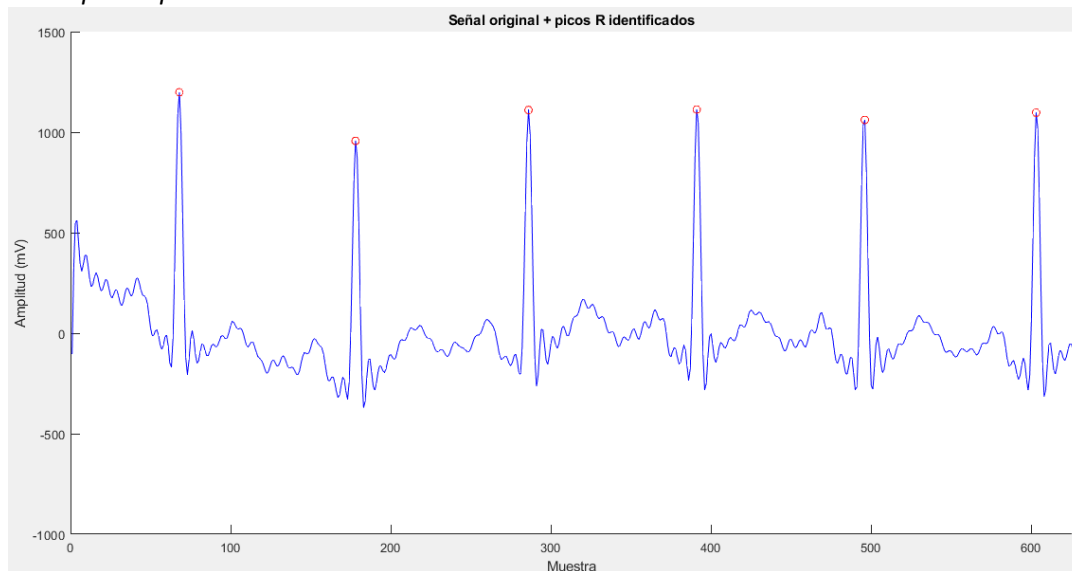


Figura 53
Detección de pico R por método 1

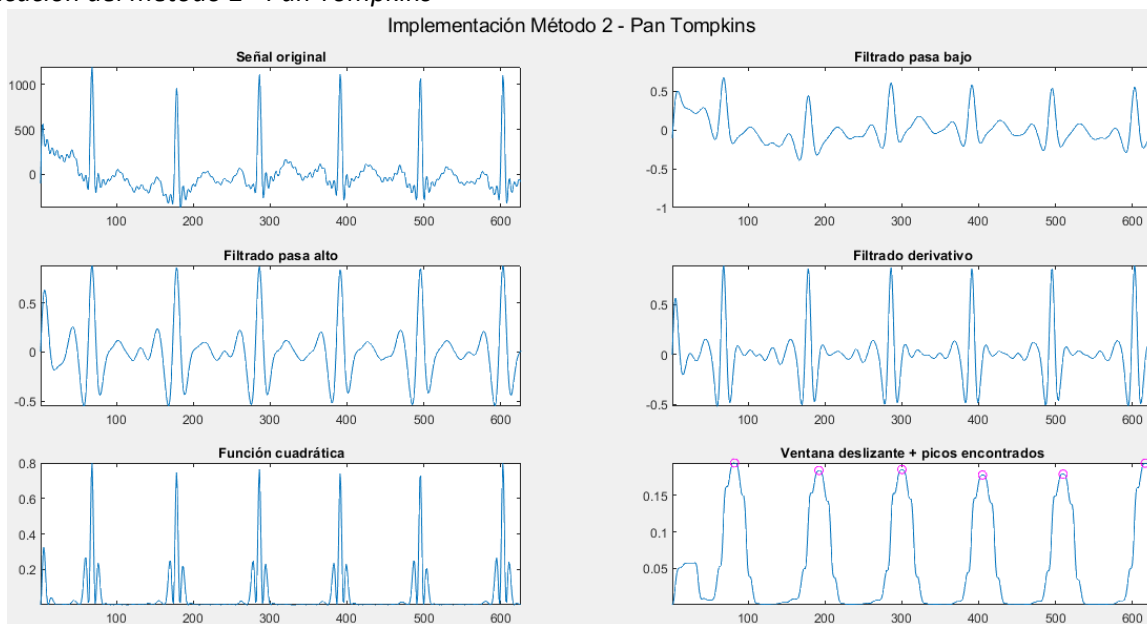


El segundo método implementado realiza pequeñas modificaciones en las etapas de filtrado del algoritmo que varían de acuerdo a la frecuencia de muestreo de la señal ECG (Hooman, 2014), con la finalidad de mejorar sus características. Para la etapa del algoritmo de decisión se consideran los umbrales planteados por (Pan, 1985), sin embargo, se añade reglas adicionales como que si pasado un tiempo (1.66 veces el intervalo RR actual) sin la detección de un pico entonces el algoritmo considera

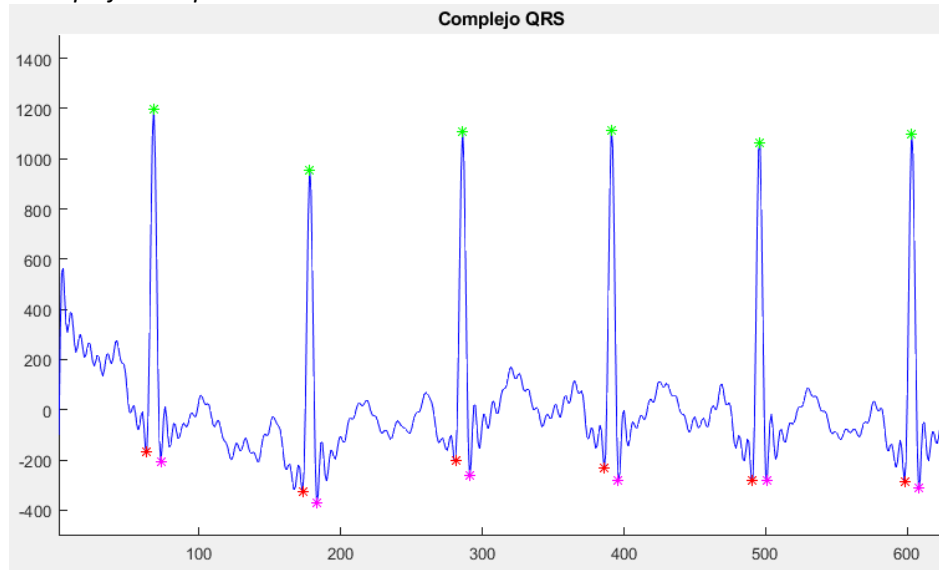
que se ha perdido un complejo QRS y realiza una búsqueda retroactiva, si se detecta un complejo QRS en los 200 ms posteriores a una detección entonces el algoritmo lo asume como un falso positivo, y finalmente, si se detecta un complejo QRS entre los 200 ms y 360 ms posteriores a una detección entonces el algoritmo determina si se trata de un complejo QRS genuino.

En la Figura 54 se presenta la aplicación del algoritmo de Pan Tompkins por el segundo método. Se representa una señal registrada con el dispositivo de adquisición, cuyos 3 primeros segundos de señal preprocesada (cuya frecuencia de remuestreo es de 200 Hz) se muestran en la gráfica Señal original, y esta avanza a través de las diferentes etapas de filtrado pasa bajos, filtrado pasa altos, filtrado derivativo, la aplicación de la función cuadrática, en ventana deslizante se pueden observar círculos rosados que representan la detección de los picos R mediante el algoritmo de decisión.

Figura 54
Aplicación del método 2 - Pan Tompkins



En la Figura 55 se presenta la señal ECG original preprocesada con la sobreposición de asteriscos verde que representan la ubicación de los picos R detectados para una verificación visual del correcto funcionamiento del método implementado. Además, se observa la ubicación de las ondas Q y S en los asteriscos rojos y rosados, respectivamente.

Figura 55*Detección del complejo QRS por método 2*

Para determinar qué método es el más eficaz en la detección de los picos R se realiza un cálculo de estadístico. Donde se toman diferentes ventanas de 1 minuto en 50 señales registradas y se calcula el error absoluto entre el número de picos R que se observa y los identificados por cada método, obteniendo un total de 1.54% para el primero y 0.19% para el segundo. Los errores en la detección se presentan en segmentos de señal obtenidos durante posibles movimientos del paciente (debido a la forma de la señal), donde el primer método detecta picos erróneos que se ajustan al umbral o no detecta picos reales cuyo valor se encuentra bajo el umbral adaptativo, mientras que el segundo método detecta todos los picos reales sobre o bajo el umbral, sin embargo, eventualmente presenta picos erróneos. De acuerdo al porcentaje de error en la detección de picos R, el segundo método es el escogido para continuar con el presente trabajo.

Una vez determinado los picos R, el segundo paso es la construcción del tacograma, que es una representación de la secuencia de intervalos R-R que permite determinar un ritmo cardiaco base y la variación respecto a este valor (Parra F. , 2015) también conocido como HRV (Heart Rate Variability). En la Figura 56 se presenta un algoritmo diseñado para el análisis espectral del tacograma, donde se inicia con la obtención de los intervalos R-R y su gráfica, seguido de la eliminación de intervalos incoherentes,

un posterior remuestreo de la señal obtenida, su paso por una etapa de filtrado y finalmente el análisis espectral.

Figura 56

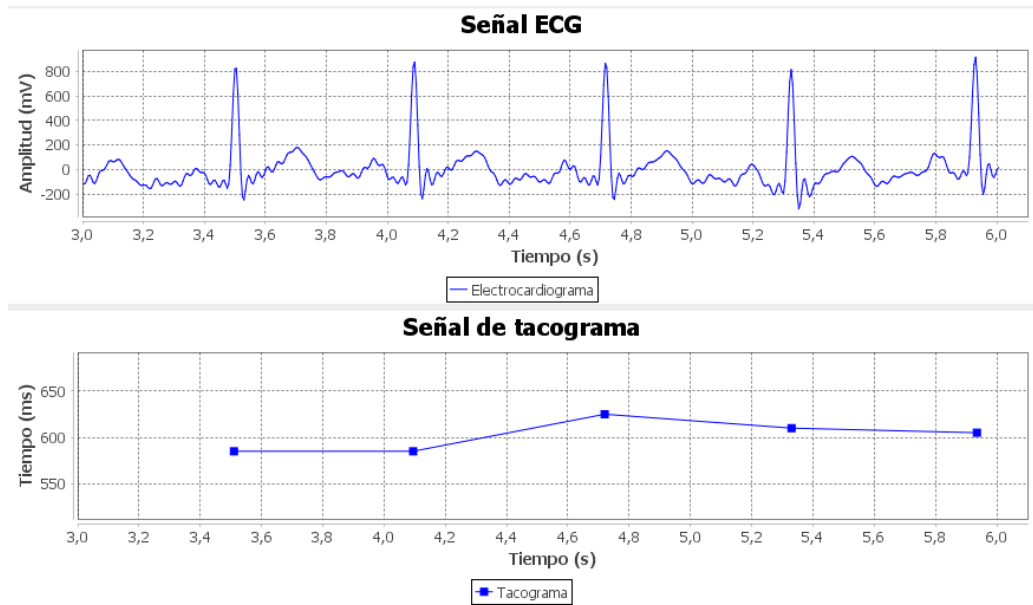
Algoritmo para análisis espectral del tacograma



El primer paso del algoritmo consiste en determinar los intervalos R-R de la señal ECG y posteriormente graficarlos para construir el tacograma (observar Figura 57), para ello se toman las ubicaciones de los picos R identificados y se calcula la diferencia entre ellos siguiendo la fórmula:

$$Tacograma(n + 1) = \sum_1^{n-1} (R_{n+1} - R_n)$$

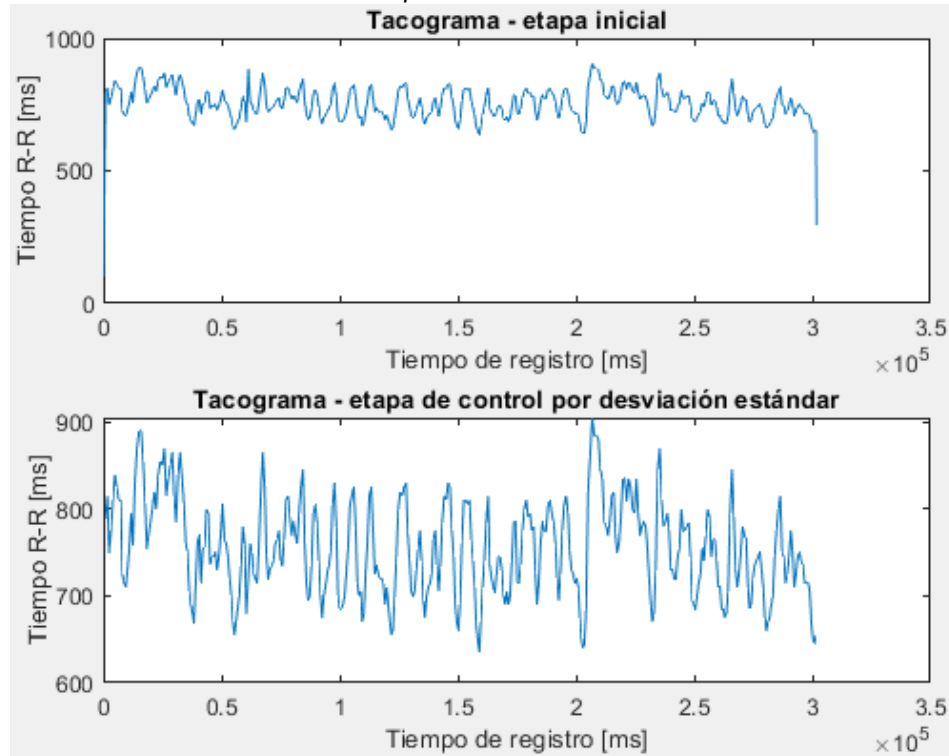
Figura 57
Tacograma de una señal ECG



La siguiente etapa consiste en la eliminación de posibles intervalos R-R obtenidos como consecuencia de un error en la identificación de los picos R. Para ello se plantea el uso del método de control estadístico similar a las gráficas XR donde se obtiene la media de todas las muestras (intervalos R-R), se calcula la desviación estándar y se aplica un límite superior e inferior de 3 veces la desviación, siendo eliminada toda muestra que se encuentre fuera de estos límites. Este análisis se realiza en un ventaneado de 30 muestras que avanza una muestra a la vez. En la Figura 58 se presenta un tacograma y su resultado tras el paso por esta etapa, donde se puede notar la eliminación de muestras que tenían aumentos o descensos exagerados.

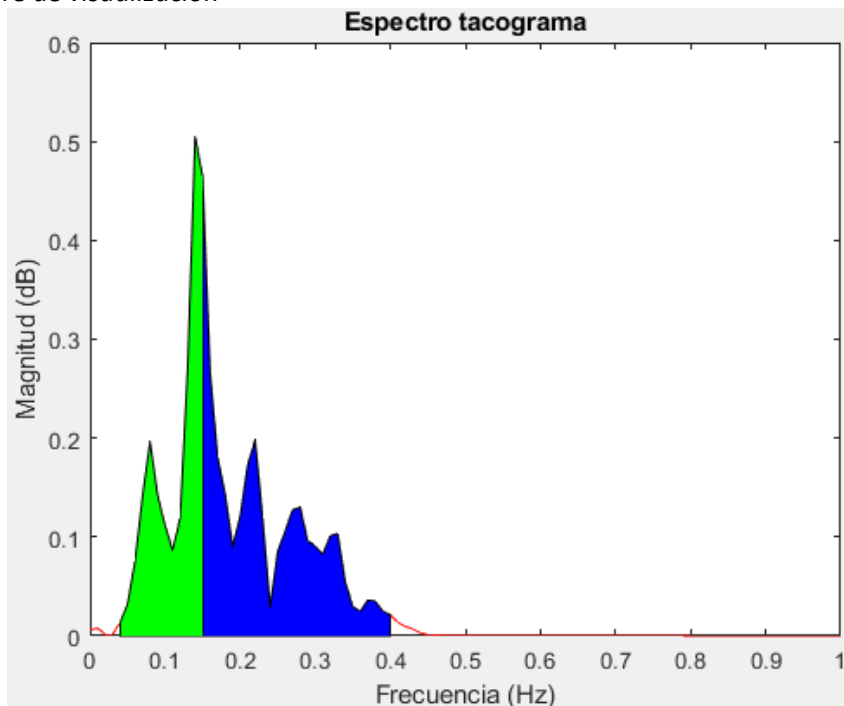
Figura 58

Tacograma resultante tras análisis de control por desviación estándar



Una vez construido el tacograma, previo al ingreso de la etapa de filtrado, es necesario realizar una interpolación o remuestreo. Esto se debe a que la señal no se genera a una frecuencia específica, puesto que, los intervalos de tiempo entre la aparición de los picos R no son constantes. Para ello se hace uso de la técnica de spline cúbico (Sörnmo, 2005) a una frecuencia de 2 Hz. Posteriormente, la señal atraviesa un filtro pasa banda entre 0.005 Hz y 0.8 Hz con la finalidad de eliminar tendencia lineal alguna (Arcentales, 2015).

Finalmente, en la señal filtrada del tacograma se aplica el método de Welch para obtener la estimación de la densidad espectral y se define la densidad espectral de potencia (PSD), como se observa en la Figura 59, para la banda de 0.4 Hz a 0.15 Hz (low frequency) con color verde y de 0.15 Hz a 0.4 Hz (high frequency) con color azul. Así mismo, se calcula el ratio entre las potencias de baja y alta frecuencia.

Figura 59*Algoritmo de software de visualización***Software de visualización de señales por ordenador**

Tras el procesamiento de las señales ECG registradas surge la necesidad, por parte del personal médico, de visualizar su comportamiento temporal para analizar la aparición de posibles arritmias cardíacas. Para ello, se propone el diseño e implementación de un software de visualización de señales ECG basado en la plataforma de desarrollo de programación Java de (Oracle, 2022). Así mismo, el software presenta datos de las características temporales de la señal como BPM (latidos por minuto), y variabilidad del ritmo cardíaco por SDNN y RMSSD, para facilitar al usuario el análisis de las señales en intervalos temporales determinados. Finalmente, permite ingresar y registrar comentarios u observaciones del personal médico. El registro de la señal ECG preprocesada y la ubicación de los picos R en dicha señal es el requisito principal para la ejecución del software de visualización.

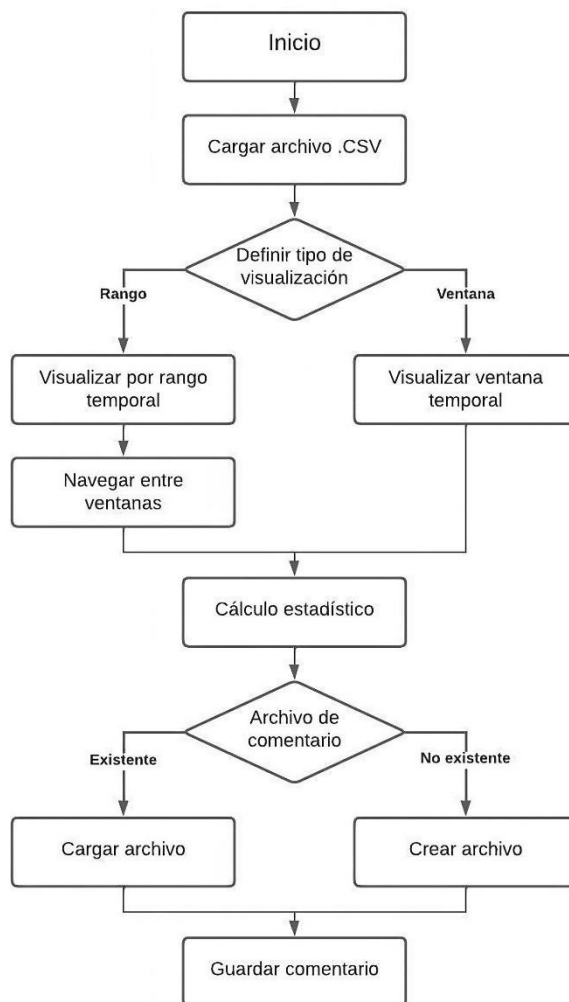
Conceptos de diseño

Para cumplir con las necesidades de usuario se propone una interfaz gráfica basada en el algoritmo presentado en la Figura 60. La interfaz debe poseer características que no afecten la

comodidad del usuario tales como: no presentar una carga excesiva de información, permitir una fácil navegación, usar mensajes descriptivos, su diseño debe ser orientado al usuario, entre otras.

Figura 60

Algoritmo de software de visualización



El proceso inicia solicitando el ingreso de un archivo .CSV con los datos de la señal ECG procesada y su respectivo tacograma, para ello el usuario deberá navegar entre las carpetas del ordenador y ubicar el archivo a cargar. El siguiente paso es definir el tipo de visualización, el tipo “Rango” permite visualizar las señales en ventanas de un tiempo definido en segundos (por ejemplo, ventanas de 10, 20, 30 o 60 segundos) y navegar entre ellas, mientras que el tipo “Ventana” permite visualizar las señales en una única ventana definida por un tiempo inicial y un tiempo final (por ejemplo,

una ventana entre 10 y 20 segundos). Para cada ventana presentada se realiza el cálculo estadístico de BPM, SDNN y RMSSD. Finalmente, para el ingreso de comentarios se requiere conocer si previamente se ha creado un archivo (formato .txt) de comentarios, en caso de que sí se deberá cargar para continuar realizando su registro, en caso de que no exista el archivo deberá ser creado.

Para la implementación de la interfaz gráfica se propone el uso de la plataforma de programación Java debido a su popularidad en el desarrollo de aplicaciones para ordenador, la existencia de una gran variedad de librerías y herramientas, su facilidad de ejecución en diferentes sistemas operativos y principalmente a la gratuidad de su licencia de uso (tanto para desarrollo como para ejecución de programas). Siendo el JDK (Java Development Kit) el kit de desarrollo otorgado por (Oracle, 2022) que incluye “el intérprete de Java, clases Java y compilador, depurador, generador de archivos y documentación” (IBM, 2015).

La IDE usada para el desarrollo de la interfaz gráfica, la escritura de código y su compilación es Netbeans de (The Apache Software Foundation, 2022) ya que este encuentra orientado a la programación en Java y presta facilidades en la creación de programas gracias a la estructuración de un árbol de carpetas (pertenecientes a un mismo proyecto), facilidad en la reconstrucción de la relación entre clases del programa y la importación de librerías, entre otras. La selección de esta IDE se debe a que posibilita la creación de interfaces gráficas de una manera fácil e intuitiva, sin necesidad de conocer profundamente conceptos de diseño, ya que permite modificar la ubicación y propiedades de los diferentes elementos de control (botones, barras de desplazamiento, editores de texto), contenedores y menús, mismos que se encuentran disponibles en una paleta de diseño.

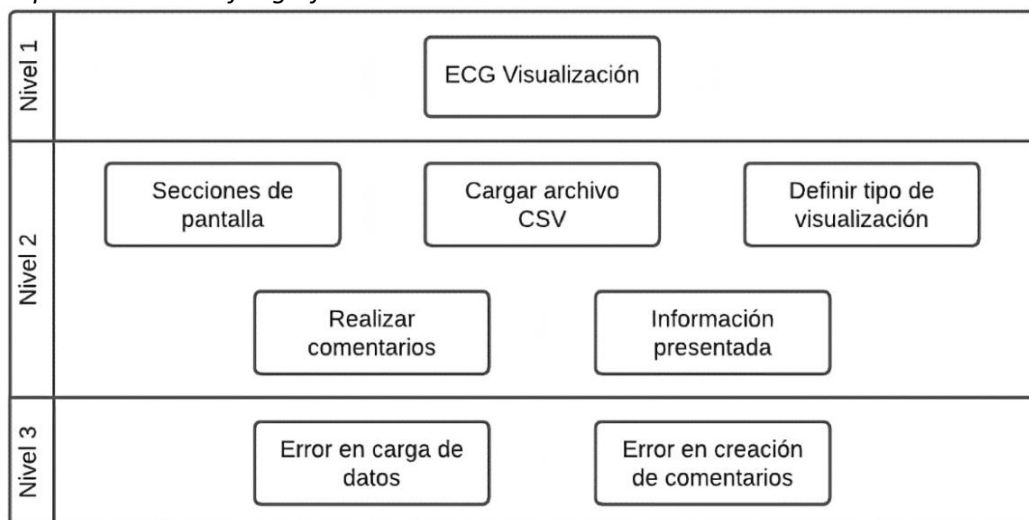
Diseño de software

Para el diseño de la interfaz gráfica se inicia determinando el número de pantallas y la información incluida en cada una de ellas. Así, se plantea 3 niveles de pantalla como se observa en la

Figura 61, donde el primer nivel incluye toda la información operativa requerida por el usuario, el segundo nivel contiene información detallada y en el tercer nivel se encuentra pantallas auxiliares.

Figura 61

Niveles de pantalla en interfaz gráfica

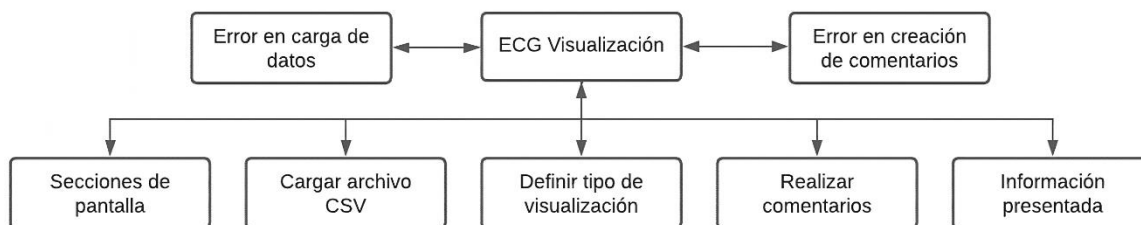


La pantalla operativa denominada “ECG Visualización” contiene toda la información que el usuario requiere manipular y visualizar, tales como la carga de datos de las señales procesadas, la selección de tipos de visualización, gráficos de las señales, datos estadísticos, realización de comentarios. Las 5 pantallas incluidas en el nivel 2 presentan al usuario una guía para el manejo correcto de la interfaz gráfica tales como las secciones presentes en la pantalla operativa, cómo cargar archivos CSV, cómo definir el tipo de visualización de las señales, cómo realizar comentarios y una descripción de la información presentada en la pantalla operativa. Finalmente, en el nivel 3 se presentan pantallas auxiliares que indican el error en la carga de datos tras la selección del archivo y el error en la creación de comentarios debido al ingreso erróneo de caracteres o falta de información en los parámetros de ingreso.

Un aspecto importante para la comodidad del usuario es que la navegación entre pantallas sea intuitiva, como menciona (Rodríguez, 2005) “es el eje del proyecto ya que define la forma en la que el usuario ve y accede a la información”. Para ello se propone un estilo de navegación ramificada, como se

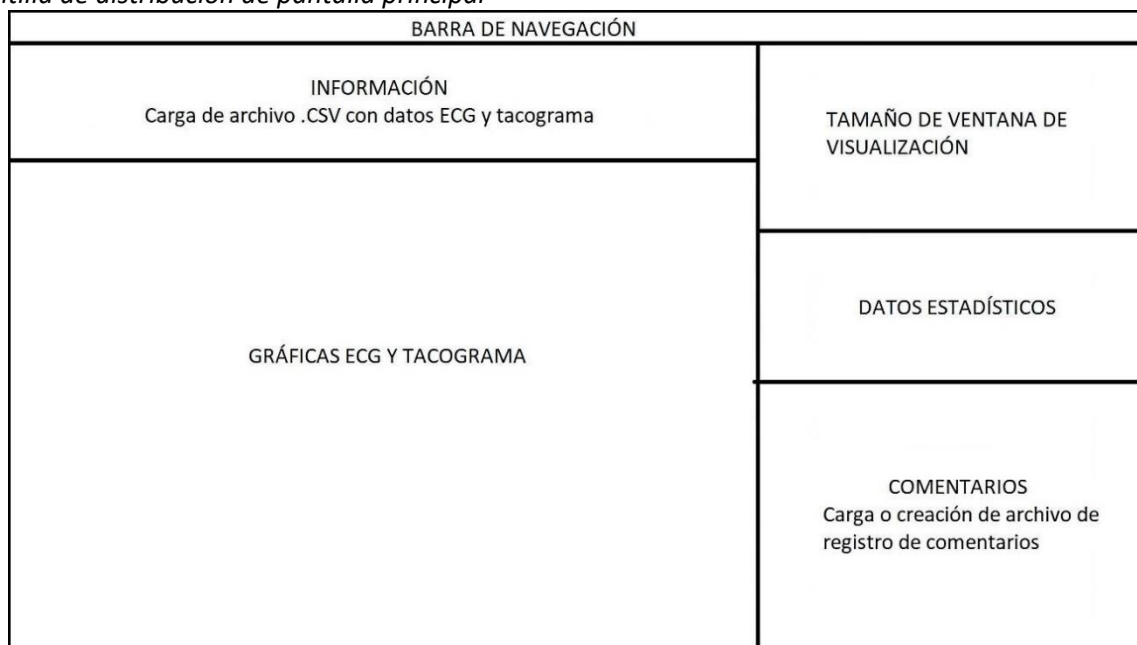
observa en la Figura 62, donde se requiere retornar al temario (pantalla principal) para ingresar a otra rama temática, aminorando así la cantidad de acciones que el usuario debe ejecutar para acceder a cada pantalla.

Figura 62
Navegación entre pantallas



El estudio de (Parra P. , 2014) recomienda que el contenido principal siempre debe aparecer en la primera pantalla, por ello, tras la ejecución de inicio de la aplicación se presenta la pantalla operativa misma que incluirá una barra de navegación que permite ingresar a las pantallas de segundo nivel, mientras que las pantallas de tercer nivel aparecerán siempre que exista un error en las acciones ejecutadas por el programa.

El siguiente paso en el diseño de la interfaz gráfica consiste en definir la plantilla de cada tipo de pantalla, los elementos que la conforman y la agrupación de información contenida en ellas. La pantalla principal denominada “ECG Visualización” se encuentra formada por diferentes secciones: la barra de navegación, una sección para cargar datos de las señales, otra para definir el tamaño de las ventanas de visualización, la sección donde se presentan los gráficos de las señales, otra para datos estadísticos y finalmente una para el ingreso de comentarios. La distribución de estas secciones se presenta en la Figura 63. Por defecto, las dimensiones de la pantalla serán de 1366x768, sin embargo, su tamaño podrá ser modificado a gusto del usuario.

Figura 63*Plantilla de distribución de pantalla principal*

La sección “Información” se encuentra formado por un botón que permite acceder al explorador de Windows para la búsqueda del archivo a cargar, esta acción inicia con el uso de un botón. Tras la carga del archivo presenta información sobre la correcta ejecución, nombre del archivo, fecha en la que se realizó el registro en el paciente y la hora de inicio del registro.

La siguiente sección denominada “Tamaño de ventana de visualización” permite al usuario seleccionar, mediante un Button Group, el tipo de visualización de los gráficos de las señales. Si se selecciona el primer tipo de visualización, “Tamaño de ventana”, se deberá permitir el ingreso de un valor numérico que represente los segundos en que serán divididas las ventanas. Si se selecciona el tipo “Rango de visualización” se deberá ingresar dos valores numéricos que definen el tamaño de la ventana, tiempo inicial y tiempo final. Una vez definidos los parámetros de visualización, mediante un botón se confirma la selección y se procede a generar los gráficos. Esta sección será habilitada únicamente tras la carga del archivo .CSV con los datos procesados.

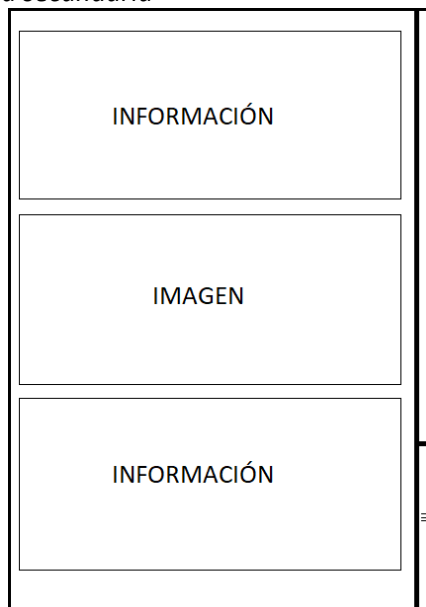
En la sección de pantalla “Gráficas ECG y Tacograma” se deberá presentar los gráficos de las señales mencionadas. Ambos gráficos presentan las leyendas respectivas a amplitud y eje temporal. Así

mismo, para el caso en que se selecciona el tipo de visualización “Tamaño de ventana” se incluye una herramienta que indica el número de ventanas existentes, la ventana actual, permite el ingreso de la ventana deseada y botones para la navegación entre ellas. Mientras que la sección “Datos estadísticos” presenta los valores respectivos de BPM, SDNN y RMSSD analizados en cada ventana graficada.

La sección “Comentarios” se habilitará una vez que se ha definido el tipo de visualización y permite el ingreso de comentarios mediante una tabla editable cuyos parámetros son “Tiempo” en el que ocurre el evento e “Información” donde se describe el evento. Previo al ingreso de comentarios, el usuario deberá indicar si existe un registro de comentarios mediante la carga de un archivo .txt donde se encuentran guardados, caso contrario se deberá crear un archivo de registro de comentarios. Así mismo, se incluirá la opción de visualización de comentarios previamente guardados. Esta sección se encuentra estructurada principalmente por botones y tablas.

Finalmente, la sección “Barra de navegación” se estructura con el contenedor de menús Menu Bar, Menu que permite adherir un menú de ítems al contenedor y el elemento Menu Item. El contenedor se conforma de dos menús, el primero denominado “Archivo” que posee ítems para carga de archivos .CSV y para finalización de la ejecución de la interfaz, mientras que el segundo menú denominado “Ayuda” contiene ítems de acceso a las pantallas de segundo nivel.

En la Figura 64 se presenta la plantilla de las pantallas de segundo nivel cuyo tamaño varía de acorde al tipo de información contenida y se encuentran formadas por un botón para su respectivo cierre, imágenes y una barra de desplazamiento para poder visualizar la información completa. Mientras que las pantallas auxiliares serán generadas con la función JOptionPane.

Figura 64*Plantilla de distribución de pantalla secundaria*

El paso final en el diseño es definir el estilo de la interfaz. La Tabla 12 contiene los colores usados en los diferentes elementos que conforman a las pantallas. Cualquier información general presentada en forma de texto será del tipo de letra Segoe UI con tamaño de 12 puntos, mientras que los títulos de sección ocuparán el tipo de letra Tahoma Bold de tamaño 12 puntos.

Tabla 12*Estilo de colores de la interfaz gráfica*

Elemento	Color	Muestra
Background	Gris claro [242,242,242]	
Background de secciones	Azul claro [204,204,255]	
Letras	Negro [0,0,0]	
Background de gráficos	Blanco [255,255,255]	
Líneas de gráficos	Azul [0,255,0]	
BPM normal	Verde [0,0,255]	
BPM anormal	Rojo [255,0,0]	

Visualización de señales procesadas

En la Figura 65 se presenta la implementación de la pantalla principal de la interfaz gráfica tras iniciar la ejecución del programa, mientras que en la Figura 66 se muestran todas las herramientas habilitadas posterior a cargar el archivo .CSV y definir el tipo de visualización.

Figura 65
Implementación de pantalla principal

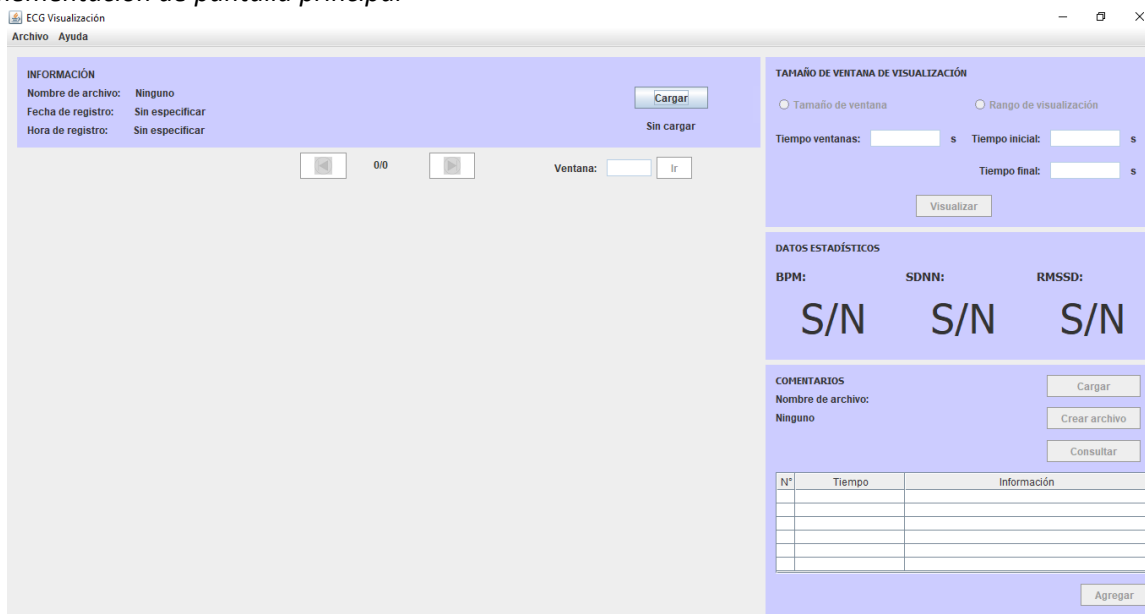
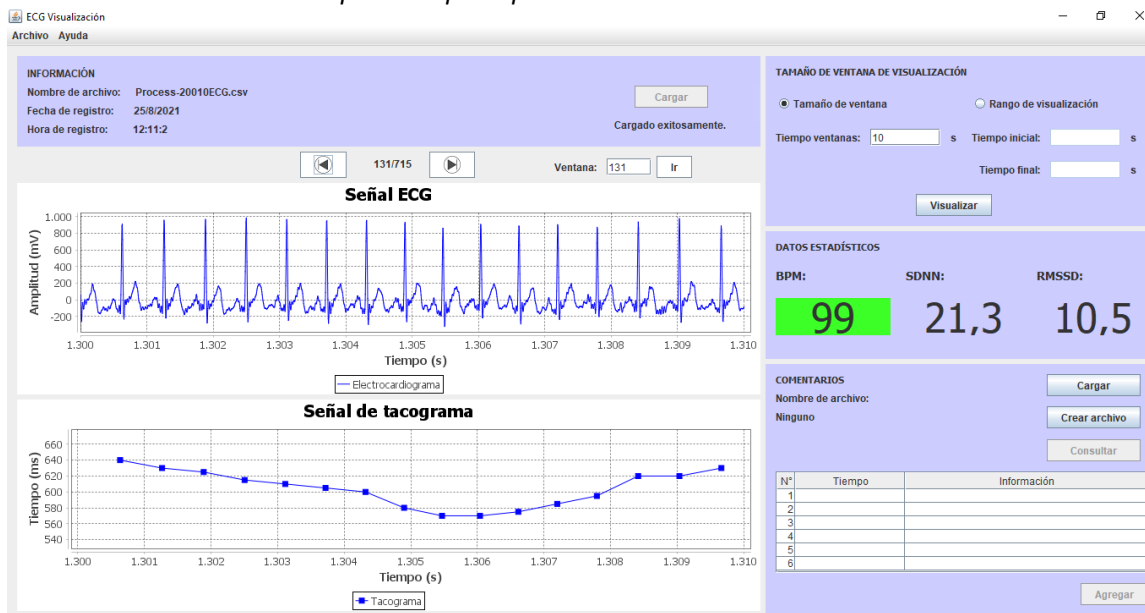


Figura 66
Visualización de señales ECG en pantalla principal



En la Figura 67 se puede observar una pantalla de segundo nivel que presenta información sobre las diferentes secciones de la pantalla principal, esta incluye texto, imágenes, hipervínculos y su respectiva barra de desplazamiento. Mientras que la Figura 68 presenta una pantalla auxiliar con un mensaje de error en la carga del archivo .CSV.

Figura 67
Implementación de pantalla de segundo nivel

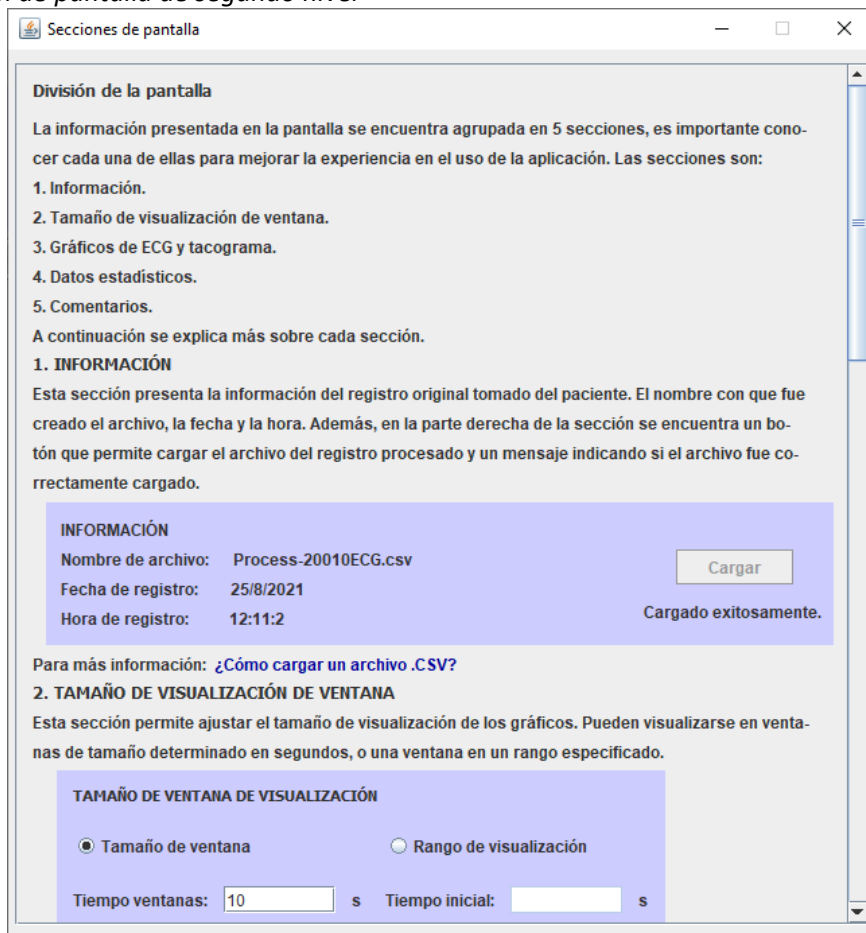
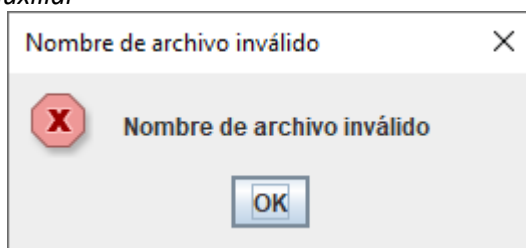


Figura 68
Implementación de pantalla auxiliar



Información adicional de cada pantalla, así como su modo de funcionamiento se encuentran detalladas en el manual de usuario del software de visualización en el Anexo 4 del presente documento.

Capítulo V

Conclusiones y Recomendaciones

En el presente trabajo de investigación, tras proponerse la caracterización de señales ECG en pacientes con COVID-19 para el análisis e identificación de arritmias cardíacas, se realizaron las actividades necesarias para el cumplimiento de los objetivos planteados para el proyecto, las mismas que permitieron la obtención de las conclusiones y recomendaciones presentadas a continuación.

Se presenta inicialmente el estado del arte enfocado en el COVID-19, sus implicaciones médicas, los tipos de tratamiento de acuerdo a la gravedad de la enfermedad, así como los equipos biomédicos con los que las unidades de cuidados intensivos e intermedios cuentan. Esta sección permitió comprender la importancia de la maquinaria hospitalaria en la atención a la emergencia y aportó al equipo de trabajo información sobre las variables de interés para el desarrollo del dispositivo de registro de señal ECG propuesto. Además, permitió al equipo de trabajo entender el funcionamiento de los dispositivos biomédicos para marcar protocolos adecuados en cuanto a la técnica de obtención de información y la manera de registro más óptima de acuerdo al objetivo planteado.

Cabe destacar, que para este proyecto se obtuvo información de manera progresiva debido a la actualización constante de los estudios e investigaciones sobre el COVID-19 y las implicaciones médicas que relacionan al virus con las enfermedades cardíacas que representaron el objetivo principal de este estudio.

En función del estado del arte desarrollado, se implementó una plataforma que permite la adquisición y registro de señales de electrocardiograma (ECG), así como de temperatura corporal, temperatura ambiental y humedad relativa. Posteriormente, se aplicó el algoritmo de Pan Tompkins para la identificación de picos R en la señal con la finalidad de determinar el ritmo cardíaco, mismo que, según su variación permite identificar la presencia de una arritmia. Para finalmente presentar la señal ECG, tacograma y valores estadísticos de interés en un software de visualización de fácil uso.

Hardware

El diseño de la plataforma para la adquisición y registro de las señales de interés está formado por 5 etapas: de alimentación, de control, de medición en el paciente, de medición de variables ambientales y, de ingreso y visualización de información. Inicialmente se implementaron 2 dispositivos que tras realizar pruebas y verificar su correcto funcionamiento, fueron entregados a los médicos. Posteriormente, se realizó una repotenciación de estos y la implementación de 3 dispositivos adicionales, haciendo un total de 5 dispositivos entregados, que funcionando a la vez en diferentes pacientes permitirían obtener una mayor cantidad de registros para la base de datos.

La primera etapa está compuesta por la fuente de poder en el ingreso del sistema y dos regulaciones de voltaje a 5 VDC y 3.3 VDC para alimentar a los elementos que funcionan a distintos niveles de voltaje. Inicialmente, la fuente de poder usada se centró en cargadores de teléfonos de 5 VDC, sin embargo, durante las pruebas realizadas respecto al funcionamiento del sistema se determinó que la presencia de ruido excesivo debido a la red eléctrica se daba principalmente a la falta de conexión a tierra por parte de dichas fuentes de poder, es así que se planteó el uso de cargadores de ordenador portátil que sí cuentan con esta protección y cuyo voltaje mínimo proporcionado es de 20 VDC. Por ello, se requirió la regulación a 5 VDC, donde se usó el módulo reductor MP1584EN que cuenta con diferentes protecciones, voltaje de salida estable y su tamaño es reducido. Mientras que para obtener 3.3 VDC se implementó una configuración de elementos pasivos con el regulador de voltaje AMS1117-3.3 cuya alimentación de entrada fueron 5 VDC. Esta etapa permitió entregar el voltaje de alimentación requerido para cada uno de los elementos que conforman la plataforma de adquisición y registro, teniendo como resultado el correcto funcionamiento de los mismos.

Para la adquisición y registro de las señales de interés se hizo uso de la tarjeta Teensy 4.1 debido a características específicas que la volvían adecuada para la implementación de la plataforma, estas son: mayor velocidad de reloj que otros microcontroladores disponibles en el mercado, incorporación de una

ranura de tarjeta microSD donde se realizarían los registros de las señales adquiridas y la inclusión de un reloj en tiempo real que permitiría determinar el tiempo en que iniciaba un registro. Respecto a la programación de la tarjeta, esta puede realizarse desde la IDE de Arduino (software libre) con una gran cantidad de librerías probadas para diferentes módulos, entre ellos los usados en la implementación de la plataforma. Estas características a nivel de hardware y software, y las satisfactorias pruebas realizadas con la tarjeta, de forma independiente para cada módulo de la plataforma, permitieron determinar a la Teensy 4.1 como la mejor elección para el desarrollo del presente trabajo.

La etapa de medición en el paciente está formada por dos módulos, uno para la señal ECG y otro para la temperatura corporal. Para el primer módulo se planteó el uso de un circuito de acondicionamiento formado por el amplificador de instrumentación INA 128 cuyas características lo vuelven apropiado para la medición de señales de biopotencial, sin embargo, la configuración usada no permitió la eliminación de bajas frecuencias por lo que en determinados periodos de tiempo la señal ECG tomaba valores negativos, pese a que sí contaba con una etapa de desplazamiento de señal, mismos que no podían ser leídos por el microcontrolador, así mismo, de acuerdo a la contextura del paciente, su postura, edad o género, la amplitud de la señal variaba y esta no podía ser modificada. Estas deficiencias encontradas pudieron ser suplidas por el monitor de frecuencia cardiaca de Sparkfun basado en el chip AD8232, que demostró un mejor rechazo de altas y bajas frecuencias, una mayor tolerancia al ruido, adaptación de la amplitud de salida respecto a la variación en la entrada y mejor detección de la señal ECG ante movimientos repentinos realizados por el sujeto de prueba. Para la medición de la temperatura corporal en el rango de 30°C a 40°C se planteó el uso de un sensor NTC10K, cuyo circuito de acondicionamiento se basó en su incorporación a un puente de Wheanstone y la determinación de la diferencia de voltajes, cuando el puente de disequilibra, con la ayuda de un amplificador de instrumentación AD620, mientras que la calibración para cada sensor NTC usado se realizó tomando medidas directamente de un sujeto de prueba usando como referencia un termómetro

comercial de mercurio. Tras la implementación de esta etapa, se realizaron pruebas tomando en consideración patrones de dispositivos comerciales como un electrocardiógrafo comercial y termómetro digital, estas pruebas permitieron verificar el correcto funcionamiento de la etapa y concluir que su inclusión en la plataforma de adquisición y registro permitiría cumplir con las necesidades de los usuarios.

El sensor seleccionado para la etapa de medición de variables ambientales, temperatura y humedad relativa, fue el Si7021 de Adafruit debido a que sus rangos de medición son de -40°C a $+125^{\circ}\text{C}$ para la temperatura ambiental y de 0% a 100% en la humedad relativa, con errores aceptables de $\pm 0.4^{\circ}\text{C}$ y $\pm 3\%$, respectivamente. Adicionalmente, una característica importante es que este sensor ya incluye una calibración realizada en fábrica y no requiere realizarse tras el paso del tiempo dado que el módulo incluye una memoria donde se guardan datos de calibración.

Finalmente, para la etapa de ingreso y visualización de información, se tomó en consideración la comodidad del usuario al incluir una baja cantidad de interacciones directas con el dispositivo, mensajes claros y concisos, y presentar indicaciones directas por posibles fallos en el uso del dispositivo. Para el ingreso de datos se usó un teclado matricial de 4x4 con el cuál el usuario podría determinar un código para la creación del registro, formado por 5 dígitos, y la confirmación o eliminación de dicho código. Mientras que para la visualización se determinó que un LCD de 168x64 cumplía con la cantidad de pixeles adecuados para la presentación de la información necesaria dentro de la misma pantalla, siendo esta: fecha y hora, solicitud de ingreso de código, visualización de código ingresado y confirmación del mismo; confirmación del nombre y creación del registro; información del estado de los sensores y valores medidos por estos. Además, se consideró adecuado el uso indicadores luminosos (leds) que sirvan como notificación al usuario de que tanto los electrodos usados para la medición ECG como la tarjeta microSD se encuentran correctamente colocados. Se pudo determinar la correcta implementación de esta etapa tras verificar el fácil entendimiento del manejo de datos por parte de los

médicos, durante la entrega realizada, mismos que fueron capaces de crear registros y visualizar las variables fácilmente.

Por otro lado, se realizó el diseño de una estructura que resguarde los diferentes componentes del dispositivo. Este diseño fue planteado por el equipo de trabajo del presente proyecto y evaluado en torno a la literatura respecto a los equipos biomédicos presentes en el área hospitalaria, así como a los requerimientos que lo investigadores y personal de la salud del proyecto adjunto realizaron. Esta estructura presentó el tamaño adecuado para ser ubicada en los laterales de las camas en el área de UCI, su limpieza y desinfección fue sencilla de realizar y los componentes pudieron ser identificados fácilmente debido al uso de etiquetas. Cabe destacar que, para cada prototipo, se entregó el respectivo manual de usuario, cuyo diseño se basó en el de un equipo biomédico profesional y que resultó de gran utilidad para el personal sanitario que hizo uso del mismo.

Una vez realizados los dispositivos repotenciados, se desarrollaron pruebas de funcionamiento en varios escenarios cuyo objetivo fue comprobar que los dispositivos registren información por períodos de tiempo prolongados, esta información se almacene correctamente y las señales obtenidas sean útiles para la determinación de arritmias cardíacas. El resultado de estas pruebas fue favorable, obteniendo registros de varias horas de información, con señales ECG que pudieron ser procesadas y analizadas por la plataforma de adquisición y registro de señales y que puedan ser almacenados para la posterior creación de una base de datos.

Es importante mencionar que la valorativa de la señal ECG se realizó en torno a un análisis cualitativo de las señales que obtiene el dispositivo de registro y un dispositivo médico certificado, usado generalmente para este objetivo. En esta comparativa, las señales sobrepuestas presentan gran similitud en sus características temporales y frecuenciales, lo que permite determinar que el dispositivo obtiene y almacena señales ECG de manera correcta y que las mismas pueden ser analizadas. En conclusión, se determina que el dispositivo implementado es adecuado para la adquisición de señales

ECG en pacientes diagnosticados e ingresados en el área de UCI, debido a las rigurosas pruebas a las que fue sometido el diseño inicial y que permitió obtener un prototipo final que puede ser usado de forma segura dentro del área hospitalaria, así como también, al análisis cualitativo temporal y frecuencial obtenido a partir de las pruebas de funcionamiento dentro de los diferentes escenarios, que determinó que las señales obtenidas por el dispositivo de registro ECG son comparables a las obtenidas por un dispositivo médico profesional y útiles para los fines planteados.

Software de procesamiento y visualización por ordenador

Si bien la medición de la temperatura corporal, así como de variables ambientales, fue planteado inicialmente para buscar una posible relación entre ellas y la aparición de arritmias cardiacas, durante el proceso de desarrollo del presente proyecto fueron descartadas, no obstante, para el momento en que se fue notificado el hardware ya había sido implementado. Es por ello que el software de procesamiento y de visualización por ordenador se centra únicamente en la señal ECG y sus características.

Como se detalló previamente, se realizaron distintas pruebas de funcionamiento, las mismas que permitieron la conformación de la primera base de datos denominada “no médica” y que obtuvo un total de 52 registros útiles para el equipo de trabajo. Estos registros se obtuvieron de dos “sujetos de prueba” sanos de sexo masculino y femenino de 25 y 26 años respectivamente, la duración de cada registro varió de acuerdo al análisis al que se sometería a la información, pero su promedio en señales cortas fue de 5 minutos; mientras que, en señales largas fue de 6 horas y 30 minutos.

Por otra parte, la base de datos “médica” fue conformada por 5 registros considerados útiles, es decir que presentaron señales cardíacas que pudieron ser analizadas y visualizadas; a pesar de haberse obtenido 74 registros de un total de 19 pacientes diagnosticados con COVID-19 e ingresados al área de UCI. La gran cantidad de registros “no útiles” se debió al manejo descuidado de los dispositivos médicos entregados, la incorrecta colocación de electrodos en el paciente y la falta de verificación de las señales

visuales ubicadas en el lateral izquierdo de la estructura. Cabe destacar que la información sobre el cuidado de los dispositivos, posición de electrodos en paciente y de luces indicadoras de conexión; fue entregada al equipo de investigadores y profesionales de la salud del proyecto adjunto, tanto de manera personal a través de una capacitación presencial y de manera escrita a través de un manual de usuario.

Además, con base en la entrega de un total de 5 dispositivos de obtención y registro de señales ECG, se esperaba contar con más de los 74 registros obtenidos. La problemática en este contexto, se dio debido a la propagación de una fuerte bacteria dentro del área de UCI, que ocasionó que los dispositivos entraran a cuarentena y posteriormente varios de ellos se encontraran rotos y sus accesorios se hubieran dañado o extraviado. A pesar de ello, la información de ambas bases de datos, permitieron el análisis de señales en distintos escenarios, demostrando el correcto funcionamiento del dispositivo de acuerdo a los criterios de diseño planteados y aportando información visual útil para el desarrollo del software de visualización por ordenador.

Para el análisis de las señales obtenidas por el dispositivo, el primer paso del procesamiento fue aplicar filtros para la eliminación de frecuencias que no aportan información relevante, el rango usado para el filtrado fue de 0.5 Hz a 32 Hz. Para ello, inicialmente se implementó un filtro Notch para eliminar lo más posible la frecuencia de 60 Hz que se encontraba notablemente presente en las diferentes señales registradas. Adicionalmente, se implementó un filtro pasa altos con frecuencia de corte en 0.5 Hz y otro pasa bajos de 32 Hz en cascada, en ambos casos la señal fue ingresada 2 veces a cada filtro con la finalidad de obtener una mejor respuesta del filtrado. Este proceso permitió obtener una señal ECG adecuada para continuar con la obtención de las características temporales y frecuencias, además de ser mostrada posteriormente en el software de visualización.

Posteriormente, se utilizó el algoritmo de Pan Tompkins para la detección de los picos R donde se planteó dos algoritmos de decisión distintos, basados en el algoritmo original. El primero suprimía una de las 4 reglas para la detección, mientras que el segundo añadía reglas adicionales. En ambos casos

se inicia el procesamiento con un filtrado pasa banda entre 5 Hz y, 12 o 15 Hz, seguido de una etapa de filtrado derivativo que permite marcar ampliamente las ondas con mayor pendiente (siendo la onda R la que cumple con esta característica en la señal ECG), para posteriormente ingresar a una etapa de positivización de la señal aplicando la función cuadrática, seguido de la aplicación de una ventana deslizante. Hasta este punto del algoritmo, se obtiene una señal formada por unos pocos picos en la zona de la onda QRS de la señal original. Es entonces que el algoritmo de decisión que se implemente permite identificar qué picos corresponden a los picos R, donde el método para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo es montar los picos identificados sobre la señal original y visualizar la existencia de errores. De los dos algoritmos de decisión implementados, se determinó que el segundo tenía un porcentaje menor de errores de detección, es por ello que se eligió ese método para continuar con la adquisición de las características temporales.

La identificación de las características temporales como latidos por minutos (BPM) y parámetros de variabilidad de la frecuencia cardiaca (SDNN y RMSSD) se basan en el cálculo de los intervalos R-R, sin embargo, este se realiza directamente en el software de visualización puesto que son de interés directo para los usuarios. No obstante, previo a entregar estos picos R identificados, se realizó la eliminación de posibles errores de identificación con la aplicación de un método estadístico similar a las gráficas de control, determinando límites superiores e inferiores que permitirían excluir variaciones exageradas en los intervalos R-R. Mientras que para la determinación de características frecuenciales se aplica el método de Welch para obtener la estimación de la densidad espectral y posteriormente la PSD de Low Frequency (LF) y High Frequency (HF), así como el ratio entre ellas. Esta etapa permitió eliminar puntos de la señal del tacograma, cuyos valores eran exageradamente bajos o altos como consecuencia de la incorrecta identificación de picos R debido a la desconexión de los electrodos o exceso de movimiento del paciente; así como entregar los datos necesarios para determinar las características temporales y frecuenciales de la señal ECG.

La implementación del software de visualización se realizó siguiendo conceptos de diseño basados en la comodidad del usuario tales como la presentación de información específica y clara, distribución adecuada de la información, cantidad mínima de interacciones para la presentación de resultados y uso de colores que no afecten la atención del usuario tras el uso constante del programa. Se basa en la plataforma de programación Java, presente en la mayoría de ordenadores, debido a que para la ejecución de programas no se requiere licencia y tiene una gran popularidad en diferentes sistemas operativos. El software presenta información del registro de la señal ECG tal como el nombre del registro, fecha y hora de creación. Permite al usuario determinar el tipo de visualización que desea en los gráficos de la señal ECG e intervalos R-R, además de la identificación de las características temporales para cada gráfico presentado en la pantalla. Presenta una alerta gráfica cada que el programa determina una posible arritmia cardíaca y el usuario deberá validarla mediante el ingreso de comentarios en una herramienta incluida en el software que permite crear y cargar comentarios previos. Todas las características de interés de los registros y de las señales fueron presentadas en el software de visualización, además, su fácil manejo y el estilo de presentación de información permitió concluir que el software es adecuado para servir de soporte en el estudio de la aparición de arritmias cardíacas en los pacientes con COVID-19.

Finalmente, debido a los resultados favorables que el uso del dispositivo de adquisición y registro de la señal ECG presentó y dadas las limitantes de obtención de información presentes en los equipos generalmente usados dentro del área de UCI como lo son los monitores de signos vitales. Resulta adecuado el uso del dispositivo ECG creado, sobre todo con fines investigativos. Ya que, obtenida y registrada la información cardíaca, posteriormente procesada y presentada en un software de visualización por ordenador; será posible analizar la evolución del virus, así como su relación con enfermedades cardíacas. Todo esto, durante la estadía completa de un paciente dentro de la UCI y no

solo basado en información sobre alarmas que el equipo común de monitoreo es capaz de registrar y entregar.

Por otro lado, si bien este proyecto investigativo centró su atención en la actual pandemia generada por el COVID-19, el algoritmo de procesamiento que identifica las arritmias cardíacas en las señales ECG obtenidas por el dispositivo de registro, puede servir para relacionar otras enfermedades con la generación de arritmias, e inclusive la reacción de los pacientes a ciertos fármacos durante y después del tratamiento de una enfermedad específica.

Por último, en este específico caso, el dispositivo fue usado únicamente para la obtención y registro de señales ECG, a pesar de ser capaz de obtener y registrar señales de temperatura corporal, temperatura ambiental y humedad relativa. Por ello, se recomienda que, en el ámbito investigativo se haga uso de toda la información que se almacena, para plantear distintos escenarios y relacionar las diferentes enfermedades cardiovasculares con las señales adicionales obtenidas. En este contexto, el software de visualización, puede adaptarse para presentar la información obtenida por los sensores mencionados, lo que haría posible una mayor y más completa presentación de la información, incrementando las variables de análisis de acuerdo a la investigación que se plantee.

Bibliografía

- Aguirre, E. (2021). *Nivel de conocimiento sobre reanimación cardiopulmonar y manejo del desfibrilador del enfermero (a) del programa de segunda especialización*. Facultad de Enfermería. Trujillo: Universidad Nacional de Trujillo. Obtenido de <http://dspace.unitru.edu.pe/handle/UNITRU/16949>
- Analog Devices. (2011). *Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620*.
- Analog Devices. (2022). *AD8232*. Obtenido de AD8232 Datasheet and Product Info: <https://www.analog.com/en/index.html>
- Arcentales, A. (2015). *Análisis de la interacción cardíaca y respiratoria en pacientes con cardiomiopatía y pacientes en proceso de extubación*. Barcelona.
- Asensio, E., Acunzo, R., Uribe, W., Saad, E. B., & Sáenz, L. C. (Enero de 2020). Recomendaciones para la medición del intervalo QT durante el uso de medicamentos en el tratamiento de infección por COVID-19. *Sociedad Latinoamericana de Ritmo Cardíaco (LAHRS)*, 8.
- Balas, M., Vasilevskis, E., Olsen, K., Schmid, K., Shostrom, V., Cohen, M., . . . Burke, W. (2014). Effectiveness and Safety of the Awakening and Breathing Coordination, Delirium Monitoring/Management, and Early Exercise/Mobility (ABCDE) Bundle. *Critical Care Medicine*, 42(5), 1024-1036. doi:10.1097/CCM.000000000000129
- Ballesteros, M., Hernández-Tejedor, A., Estella, Á., Jiménez, J., González de Molina, F., Sandiumenge, A., . . . SEMICYUC. (2020). Recomendaciones de «hacer» y «no hacer» en el tratamiento de los pacientes críticos ante la pandemia por coronavirus causante de COVID-19 de los Grupos de Trabajo de la Sociedad Española de Medicina Intensiva, Crítica y Unidades Coronarias (SEMICYUC). *Medicina Intensiva*, 44(6), 371-388. doi:10.1016/j.medin.2020.04.001
- Bansal, M. (2020). Cardiovascular disease and COVID-19. *Diabetes Metab Syndr*. doi:10.1016/j.dsx.2020.03.013

- Benavides, N., & Lastre, M. (2014). *Manejo de equipo biomédico - Monitor de signos vitales*. Bogotá: E.S.E. San Cristóbal.
- Betancourt, C., & Yépez, I. (2018). *Diseño e implementación de una plataforma multisensado para el monitoreo de sujetos sanos sometidos a un test de inducción de estrés*. Sangolquí.
- Bonnevie, T., Villiot-Danger, J., Gravier, F., Dupuis, J., Prieur, G., & Médrinal, C. (2015). Inspiratory muscles training is used in some intensive care units, but many training methods have uncertain efficacy : a survey of french physiotherapists. *Journal of Physiotherapy*, 61(4), 204-209.
doi:10.1016/j.jphys.2015.08.003
- Bouadma, L., Lescure, F., Lucet, J., Yazdanpanah, Y., & Timsit, J. (2020). Severe SARS-CoV-2 infections: practical considerations and management strategy for intensivists. *Intensive Care Medicine*, 46, 579-582. doi:10.1007/s00134-020-05967-x
- Casas, L. (2021). *Aplicación Para La Detección De Arritmias Basado En Los Algoritmos De Pan Tompkins, Elgendi y Boomperm*. Lima.
- Castillo, P., Castro, H., Pinedo, C., & Velasco, J. (2005). *Diseño de un Microsistema para Adquisición de Señales Cardiacas Usando FPAA's*. Cali: EIEE, Universidad del Valle.
- CENETEC. (20 de Agosto de 2019). *Biomedica y otras cosas*. Obtenido de <https://miblogdebiomedica.home.blog/2019/08/20/monitor-de-signos-vitales/>
- CENETEC, SALUD. (2005). *Guía Tecnológica No. 13: Monitor de Signos Vitales*. México: Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud.
- Chen, N., Zhou, M., Dong, X., Qu, J., Gong, F., Han, Y., . . . Zhang, L. (2020). Epidemiological and clinical characteristics of 99 cases of 2019 novel coronavirus pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study. *The Lancet*, 395, 507-513. doi:10.1016/S0140-6736(20)30211-7
- Clavero, N., Linares, B., Glez, E., Rodriguez, O., García, S., Martínez, A., . . . Pérez, M. (2013). *Equipamiento y Aparataje en UCI*. Asturias: Servicio de Salud del Principado de Asturias.

- Colegio Mexicano de Medicina Crítica - COMMEC. (2020). Guía COVID-19 para la atención del paciente crítico con infección por SARS-CoV-2. *Medicina Crítica*, 34(1), 7-42. doi:10.35366/93279
- Corral, R., Corral, M., Juárez, M., & Ochoa, M. (2006). Signos vitales: conocimiento y cumplimiento de técnicas de medición. *Revista de enfermería del Instituto Mexicano del Seguro Social*, 14(2), 97-100.
- Costa, D., White, M., Ginier, E., Manojlovich, M., Govindan, S., Iwashyna, T., & Sales, A. (2017). Identifying barriers to delivering the ABCDE bundle to minimize adverse outcomes for mechanically ventilated patients: A systematic review. *CHEST*, 152(2), 304-311. doi:10.1016/j.chest.2017.03.054
- Cuevas, D. (2018). *Diseño y prototipo de un sistema ECG portátil utilizando el microchip AD8232 y plataforma de código abierto*. Mexicali.
- Diaz, W. (1998). *Universitat de Valencia*. Obtenido de Splines Cúbicos: <https://www.uv.es/~diaz/mn/node40.html>
- Dirección General de Medicamentos, Insumos y Drogas. (2009). *Ley N° 29459: Ley de los Productos Farmacéuticos, Dispositivos Médicos y Productos Sanitarios*. Lima: Congreso de la República.
- Dres, M., & Demoule, A. (2018). Diaphragm dysfunction during weaning from mechanical ventilation: an underestimated phenomenon with clinical implications. *Critical Care*, 22(1), 73. doi:10.1186/s13054-018-1992-2
- ECRI Institute. (2007). ECG artifact from devices with roller pumps. *Health Devices*, 36(11), 368-371.
- Elliott, M., & Coventry, A. (2012). Critical care: the eight vital signs of patient monitoring. *British Journal of Nursing*, 21(10), 621-625. doi:10.12968/bjon.2012.21.10.621
- Espinosa, J. (2021). *Sistema de monitoreo cardiaco portátil de una terminación para atención primaria o control médico remoto de pacientes con anomalías cardíacas*. Cuenca.

- Feifei, L. C. (2018). *Performance Analysis of Ten Common QRS Detectors on Different ECG Application Cases*. Jinan: Journal of Healthcare Engineering.
- Figueroa, F., Salas, D., Cabrera, J., Alvarado, C., & Buitrago, A. (2020). COVID-19 y enfermedad cardiovascular. *Revista Colombiana de Cardiología*. doi:10.1016/j.rccar.2020.04.004
- Franco, A., Arbillaga, A., Lista, A., & Martínez, A. (2020). Aportaciones de la fisioterapia respiratoria como terapia adyuvante en pacientes con COVID-19 ingresados en UCI; una oportunidad de desarrollo. *Gaceta Médica de Bilbao*, *117*(2), 168-173.
- Gil, A., Martínez, S., Flores, P., Moyano, C., Sánchez, P., Andrés, M., . . . García, M. (2021). Valoración de la cultura de seguridad del paciente en la UCI de un hospital de segundo nivel al finalizar la tercera oleada de COVID-19. *Enfermería Intensiva*. doi:10.1016/j.enfi.2021.09.006
- Grace, K. (1998). The Ventilator: Selection of Mechanical Ventilators. *Critical Care Clinics*, *14*(4), 563-580. doi:10.1016/S0749-0704(05)70021-X
- Guo, Y., Cao, Q., Hong, Z., Tan, Y., Chen, S., Jin, H., . . . Yan, Y. (2020). The origin, transmission and clinical therapies on coronavirus disease 2019 (COVID-19) outbreak - an update on the status. *Military Medical Research*, *7*, 11. doi:10.1186/s40779-020-00240-0
- Gutiérrez, A., Cruz, M., Mengana, A., Castañeda, O., Martínez, F., & Falcón, R. (2020). Arritmias cardíacas en pacientes con la COVID-19. Escenarios y tratamiento. *Revista Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular*, *26*(3), 1-12. Obtenido de <https://www.medigraphic.com/pdfs/cubcar/ccc-2020/ccc203l.pdf>
- Gutierrez, F. (2011). Ventilación mecánica. *Acta Médica Peruana*, *28*(2), 87-104. Obtenido de http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-59172011000200006&lng=es&tlng=es
- Guzik, T., Mohiddin, S., Dimarco, A., Patel, V., Savvatis, K., Marelli-Berg, F., . . . Sagliocco, O. (2020). COVID-19 and the cardiovascular system: implications for risk assessment, diagnosis, and

- treatment options. *European Society of Cardiology - Cardiovascular Research*.
doi:doi:10.1093/cvr/cvaa106
- Haines, K., & Berney, S. (2020). Physiotherapists during COVID-19: usual business, in unusual times. *Journal of Physiotherapy*, 66(2), 67-69. doi:10.1016/j.jphys.2020.03.012
- Hongde, H., Fenglian, M., Xin, W., & Yuan, F. (2020). Coronavirus fulminant myocarditis saved with glucocorticoid and human immunoglobulin. *Eur Heart Journal*, 190-202.
doi:10.1093/eurheartj/ehaa19
- Hooman, S. (2014). *Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS detector*. Milan.
- Huang, C., Wang, Y., Li, X., Ren, L., Zhao, J., Hu, Y., . . . Cao, B. (2020). Clinical features of patients infected with 2019 novel coronavirus in Wuhan, China. *Lancet*, 395(10223), 497-506.
doi:10.1016/S0140-6736(20)30183-5
- IBM. (2015). *IBM*. Obtenido de Java Development Kit: <https://www.ibm.com/mx-es>
- JLPCB. (2022). *Surface Mount (SMT) PCB Assembly*. Obtenido de <https://jlcpcb.com/>
- Kellett, J., & Sebat, F. (2017). Make vital signs great again - A call for action. *European Journal of Internal Medicine*, 45, 13-19. doi:10.1016/j.ejim.2017.09.018
- Kellett, J., De Vita, M., Hillman, K., Bellomo, R., & Jones, D. (2017). The Assessment and Interpretation of Vital Signs. En M. DeVita, K. Hilman, R. Bellomo, M. Odell, D. Jones, B. Winters, & G. Lighthall, *Textbook of Rapid Response Systems: Concept and Implementation* (págs. 63-85). Switzerland: Springer International Publishing.
- Kirchhof, P., Benussi, S., Kotecha, D., Ahlsson, A., Atar, D., Casadei, B., . . . Vardas, P. (2016). 2016 ESC Guidelines for the Management of Atrial Fibrillation Developed in Collaboration With EACTS. *European Heart Journal*, 37, 2893-2962. doi:10.1093/eurheartj/ehw210

- Kozier, B., Erb, G., & Blais, K. (2002). Valores de los signos vitales. En B. Kozier, G. Erb, & K. Blais, *Fundamentos de enfermería: conceptos, proceso y práctica* (5ta ed., págs. 456-489). Barcelona: McGraw-Hill Interamericana.
- Li, B., Yang, J., Zhao, F., Zhi, L., Wang, X., Liu, L., . . . Zhao, Y. (2020). Prevalence and impact of cardiovascular metabolic diseases on COVID-19 in China. *Clinical research in cardiology: official journal of the German Cardiac Society*, *109*(5), 531-538. doi:10.1007/s00392-020-01626-9
- Lisa, V. (1998). Papel del médico de familia en las urgencias hospitalarias. *Atención Primaria*, *21*(8), 509-510.
- López, D., & Mena, E. (2021). *Diseño e implementación de una red de sensores inalámbricos fijos y móviles para la monitorización de la calidad de aire y condiciones ambientales en espacios interiores*. Sangolquí.
- Lynn, P. (2012). Acciones básicas del cuidado de enfermería. En P. Lynn, *Enfermería Clínica de Taylor. Cuidados básicos del paciente* (3ra ed., Vol. II, págs. 12-34). Wolters Kluwer Health.
- Mahbbob, K., Carvache, J., & Aguilar, A. (2020). UCI, Protocolos efectivos en tiempos de COVID-19. *RECIMUNDO: Revista Científica Mundo de la Investigación y el Conocimiento*, *4*(4), 346-354. doi:10.26820/recimundo/4.(4).noviembre.2020.346-354
- Malviya, A. (Abril de 2020). Ventricular Arrhythmia Risk Due to Chloroquine / Hydroxychloroquine Treatment For COVID-19: should it be given. *Indian Heart Journal*, *72*(2), 131-132. doi:https://doi.org/10.1016/j.ihj.2020.04.006
- Manrique, S., Sánchez, A., Fernández, C., Calvo, M., Carrillo, Á., & Sanjurjo, M. (2016). Administración segura de medicamentos intravenosos en pediatría: 5 años de experiencia de una Unidad de Cuidados Intensivos Pediátricos con bombas de infusión inteligentes. *Medicina Intensiva*, *40*(7), 411-421. doi:10.1016/j.medin.2016.01.011

- Marra, A., Ely, E., Pandharipande, P., & Patel, M. (2017). The ABCDEF Bundle in Critical Care. *Critical Care Clinics*, 33(2), 225-243. doi:10.1016/j.ccc.2016.12.005
- Méndez, A. (2003). *Electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo basado en instrumentación virtual*. Oaxaca, México: Universidad Tecnológica de la Mixteca.
- Ministerio de Salud Pública. (2015). *Entrenamiento de bomba de infusión*. Chone: Hospital General Napoleón Dávila Córdova.
- Ministerio de Salud Pública de Cuba. (2020). *Protocolo de Actuación Nacional para la COVID-19*. La Habana: Ministeriode Salud Pública.
- Ministerio de Sanidad del Gobierno de España. (2020). *Manejo Clínico del COVID-19: Atención Hospitalaria*. Madrid: Dirección General de Salud Pública, Calidad e Innovación.
- Monares, E., Rodríguez, J., Valles, A., Galindo, C., Corrales, E., & Suárez, A. (2016). Validación de la «escala evaluación de fallo orgánico secuencial» (SOFA) con modificación del componente cardiovascular en la Unidad de Terapia Intensiva del Hospital San Ángel Inn Universidad. *Medicina Crítica (Colegio Mexicano de Medicina Crítica)*, 30(5), 319-323. Obtenido de <https://www.scielo.org.mx/pdf/mccmmc/v30n5/2448-8909-mccmmc-30-05-319.pdf>
- Mora, G. (04 de Mayo de 2020). COVID-19 y arritmias: relación y riesgo. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27(3), 153-159. doi:<https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.05.004>.
- National Institute for Health and Care Excellence. (2020). *COVID-19 rapid guideline: critical care in adults*. UK: NICE. Obtenido de <https://www.nice.org.uk/guidance/ng159>
- NIH. (2022). *National Heart, Lung and Blood Institute*. Obtenido de Arritmia - ¿Qué es una arritmia? : <https://www.nhlbi.nih.gov/>
- Nissrin, E. (2020). *Procesamiento del complejo QRS característico del electrocardiograma (ECG)*. Málaga.
- Niubó, J., & Cruz, Á. (2001). Evaluación de un monitor de paciente. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 20(2), 128-135.

- Noria, S., Bachini, J. P., & Ramos, M. V. (2020). Coronavirus y sistema cardiovascular. *Revista Uruguaya de Cardiología*, 193-208. doi:10.29277/cardio.35.2.13
- Ochoa, Y. (2013). *Bombas de Infusión*. Facultad de Ciencia y Tecnología. Cuenca: Universidad del Azuay. Obtenido de <http://dspace.uazuay.edu.ec/handle/datos/2194>
- Oracle. (2022). *Java*. Obtenido de Java | Oracle: <https://www.java.com/es/>
- Oracle. (2022). *Oracle*. Obtenido de Java Downloads: <https://www.oracle.com/>
- Organización Mundial de la Salud. (2012). *OMS*. Obtenido de Introducción al programa de mantenimiento de equipos médicos: <https://apps.who.int/iris/rest/bitstreams/53374/retrieve>
- Pan, J. T. (1985). *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. IEEE Transactions On Biomedical Engineering.
- Parra, F. (2015). *Desarrollo y validación de algoritmos para el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en adultos mayores*. Cuenca.
- Parra, P. (2014). *Diseño de interfaces Web Responsive para periódicos digitales*. Cuenca.
- Pavón, A., Cisnero, L., Escalona, S., Rojas, O., & Pérez, C. (2021). Complicaciones cardiovasculares en pacientes con la COVID-19. *Revista Cubana de Medicina Militar*, 50(3).
- PJRC. (2022). *Electronic Projects Components Available Worldwide*. Obtenido de Placa de desarrollo Teensy® 4.1: <https://www.pjrc.com/store/teensy41.html>
- Protocolos de enfermería. (30 de Noviembre de 2018). *Biomedidas: Frecuencia Cardíaca*. Obtenido de Protocolos de enfermería: <http://bloginformaticaprotocolosdeenfermeria.blogspot.com/2018/11/biomedidas-frecuencia-cardiaca.html>
- Rascado, P., Ballesteros, M., Bodí, M., Carrasco, L., Castellanos, A., Catalán, M., . . . SEEIUC. (2020). Plan de contingencia para los servicios de medicina intensiva frente a la pandemia COVID-19. *Medicina Intensiva*, 44(6), 363-370. doi:10.1016/j.medin.2020.03.006
- Rivera, T. (2006). *Monitoreo de signos vitales a través de Internet*. Puebla: Universidad de las Américas.

- Rodríguez, A. (2005). *El Diseño de Interfaz gráfica para cursos en línea*. Ciudad de México.
- Rubio, O., Estella, A., Cabre, L., Saralegui-Reta, I., Martin, M., Zapata, L., . . . Amblas, J. (2020). Recomendaciones éticas para la toma de decisiones difíciles en las unidades de cuidados intensivos ante la situación excepcional de crisis por la pandemia por COVID-19: revisión rápida y consenso de expertos. *Medicina Intensiva*, *44(7)*, 439-445. doi:10.1016/j.medin.2020.04.006
- Salas, E., Matamoros, L., García, J., & Simbaña, P. (2022). Prevalencia de enfermedades del sistema cardiovascular asociadas al covid 19. *RECIMUNDO*, *6(2)*, 558-565. doi:10.26820/recimundo/6.(2).abr.2022.558-565
- Secretaría de Salud de la Alcaldía de Bogotá - Colombia. (2020). *Consenso de recomendaciones sobre criterios de ingreso y egreso de pacientes adultos a la unidad de cuidado intensivo e intermedio de Bogotá D.C.* Bogotá: Guía Clínica, Secretaría de Salud.
- Sensit. (2022). *SENSIT*. Obtenido de Sensores de temperatura, sondas y sensores: <https://www.sensit.cz/>
- Shetty, A. (2020). Mesenchymal Stem Cell Infusion Shows Promise for Combating Coronavirus (COVID-19)- Induced Pneumonia. *Aging and Disease*, *11(2)*, 462-464. doi:10.14336/ad.2020.0301
- Silicon Labs. (2022). *Si7021-A20-GM*. Obtenido de Relative Humidity and Temperature Sensors: <https://www.silabs.com/>
- Smeltzer, S., Bare, B., Hinkle, J., & Cheever, K. (2013). *Brunner y Suddarth. Enfermería medicoquirúrgica* (12va ed.). Pennsylvania: Wolters Kluwer Health.
- Smith, J., Lee, A., Zeleznik, H., Coffey, J., Fatima, A., Needham, D., & Ohtake, P. (2020). Home and Community-Based Physical Therapist Management of Adults With Post-Intensive Care Syndrome. *Physical Therapy*, *100(7)*. doi:10.1093/ptj/pzaa059
- Sörnmo, L. L. (2005). *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press.

SparkFun. (2022). *Sparkfun Start Something*. Obtenido de SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor -

AD8232: <https://www.sparkfun.com/>

Tan, W., & Aboulhosn, J. (2020). The cardiovascular burden of coronavirus disease 2019 (COVID-19) with

a focus on congenital heart disease. *Inter J Cardiol*. doi:10.1016/j.ijcard.2020.03.063

Texas Instruments. (2022). *INA128*. Obtenido de Precision, 130-dB CMRR, 700- μ A, Low-Power,

Instrumentation Amplifier: <https://www.ti.com/>

Thakkar, A., Tea, I., & Al-Mallah, M. (2020). Cardiovascular Implications of COVID-19 Infections.

Methodist Debaque Cardiovasc J, 16(2), 146-155. doi:10.14797/mdcj-16-2-146

The Apache Software Foundation. (2022). *Apache Netbeans*. Obtenido de Welcome to Apache Netbeans:

<https://netbeans.apache.org/>

Tintín, E. (2015). *Diseño y elaboración de un prototipo de monitor de signos vitales aplicando métodos no*

invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles. Carrera de Ingeniería Electrónica.

Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana. Obtenido de

<http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/7982>

Torres, P. (2001). El centenario del electrocardiograma de Einthoven. Parte II. *Archivos de cardiología de*

México, 71(2), 167-171.

United States. Centers for Disease Control and Prevention. (2020). *Organización Panamericana de la*

Salud. Obtenido de Requerimientos para uso de equipos de protección personal (EPP) para el nuevo coronavirus (2019-nCoV) en establecimientos de salud:

<https://www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov/hcp/clinical-criteria.html>

Varela, I. (2021). *Análisis de la correlación de estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema*

cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Sangolquí.

Vidal, C., & Gatica, V. (2010). Design and implementation of a digital electrocardiographic system.

Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia(55), 99-107. doi:0120-6230

- Wang, L., He, W., Yu, X., Hu, D., Bao, M., Liu, H., . . . Jiang, H. (2020). Coronavirus disease 2019 in elderly patients: Characteristics and prognostic factors based on 4-week follow-up. *Journal of Infection*, *80*(6), 639-645. doi:10.1016/j.jinf.2020.03.019
- West, J. (2007). *Fisiología respiratoria* (7ma ed.). Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana.
- WHO. (2000). The World Health report: 200: Health Systems: Improving Performance. *World Health Organization*. Obtenido de <https://apps.who.int/iris/handle/10665/42281>
- Wilaeba Electronica. (2017). *Wilaeba Electronica*. Obtenido de <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-bajos-activo-de-2do-orden-sallen-key.html>
- Zambrano, Z., Meza, A., Valencia, R., Beltrán, C., Moreira, S., & Tóala, M. (2019). Manejo adecuado de ventiladores mecánicos en la UCI. *RECIAMUC*, *3*(3), 1214-1226. Obtenido de <https://reciamuc.com/index.php/RECIAMUC/article/view/378/391>
- Zheng, Y., Ma, Y., Zhang, J., & Xie, X. (2020). COVID-19 and the cardiovascular system. *Nature Reviews Cardiology*, *17*, 259-260. doi:10.1038/s41569-020-0360-5

Apéndices