



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO

MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

**DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO DE
BAJO COSTO EN UNA PLATAFORMA OPEN SOURCE**

AUTOR:

ING. JUAN CARLOS LOPEZ CAÑARTE

**Trabajo de titulación previo a la obtención del grado de Magister en
Telecomunicaciones**

TUTOR:

MSc. Luis Córdova Rivadeneira

Guayaquil, a los 13 días del mes de septiembre del 2021



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por Juan Carlos López Cañarte como requerimiento parcial para la obtención del Título de Magíster en Telecomunicaciones.

TUTOR

MSc. Luis Córdoba Rivadeneira

DIRECTOR DEL PROGRAMA

MSc. Manuel Romero Paz

Guayaquil, a los 13 días del mes de septiembre del 2021



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, Juan Carlos López Cañarte

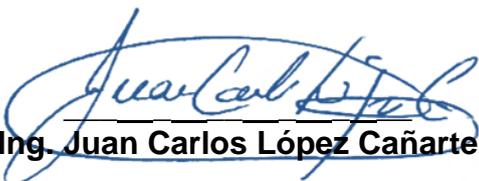
DECLARO QUE:

El trabajo de Titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO DE BAJO COSTO EN UNA PLATAFORMA OPEN SOURCE**” previa a la obtención del Título de **Magíster en Telecomunicaciones**, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

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

Guayaquil, a los 13 días del mes de septiembre del 2021

EL AUTOR



Ing. Juan Carlos López Cañarte



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

Yo, Juan Carlos López Cañarte

Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil a la **publicación**, en la biblioteca de la institución del Trabajo de Titulación, **“DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO DE BAJO COSTO EN UNA PLATAFORMA OPEN SOURCE”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 13 días del mes de septiembre del 2021

EL AUTOR

Ing. Juan Carlos López Cañarte

REPORTE URKUND

The screenshot displays the URKUND interface. On the left, a document metadata panel shows:

- Documento:** tesis maestrai telecom LOPEZ CAÑARTE 29 8.docx (D111947696)
- Presentado:** 2021-09-01 14:03 (-05:00)
- Presentado por:** Luis Córdova Rivadeneira ([cordovar@yahoo.com])
- Recibido:** luis.cordova.ucsg@analysis.urkund.com
- Mensaje:** TT Ing. López. [Mostrar el mensaje completo](#)

A yellow box indicates: 4% de estas 35 páginas, se componen de texto presente en 12 fuentes.

On the right, a 'Lista de fuentes' (List of sources) panel shows 12 entries:

- <http://www.mec.gov.ec/...>
- <http://201.159.223.180/bitstream/3317/10272/1/T-UCSG-PRE-TEC-HECA-83.pdf>
- <https://xdoc.mv/documents/universidad-de-el-salvador-5d61ebd4674fb>
- Paucar_Pablo_V1.docx
- https://www.uv.mx/veracruz/miaplicada/files/2021/07/Tesis_Eryan-Alexander-Aguil...
- MAR?_PREZ_DP47499_20210308_1402_c033.pdf

The main content area displays the following text:

SISTEMA DE POSGRADO

MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO DE BAJO COSTO EN UNA PLATAFORMA OPEN SOURCE

AUTOR:

ING. JUAN CARLOS LOPEZ CAÑARTE

Trabajo de titulación previo a

la obtención del grado de Magister en Telecomunicaciones

TUTOR:

MSc. Luis Córdova Rivadeneira

Guayaquil, a los 29 días del mes Agosto del año 2021

Dedicatoria

Esta tesis la dedico a mi madre que estuvo siempre a mi lado brindándome su mano amiga dándome a cada instante una palabra de aliento, a mi padre, por ser un ejemplo para seguir, a mi esposa Karina y mis tres hijos Gabriela, Gigi y Ricardo que son mi motivación

Agradecimientos

A la Universidad Católica Santiago de Guayaquil, al Sr. Decano y profesores que con su ejemplo supieron inculcar principios y virtudes



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

**SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES**

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. 
MSc. Luis Córdova Rivadeneira
TUTOR

f. 
MSc. Manuel Romero Paz
DIRECTOR DEL PROGRAMA

f. 
MSc. Edwin Palacios Melendez
REVISOR

f. 
MSc. Edgar Quezada Calle
REVISOR

RESUMEN

El presente proyecto comprende el diseño e implementación de un electrocardiógrafo construido a partir de un micro controlador Arduino con código de programación abierto en lenguaje C++, que permitirá registrar, almacenar y presentar la señal cardíaca representada por el complejo PQRST en una pantalla de 2.8 pulgadas y analizarla en un archivo u hoja impresa con la aplicación PLX DAQ en el entorno de desarrollo de Excel, considerando los parámetros para registrar y graficar en tiempo real bajo una plataforma de IoT (Internet de las cosas) denominada Ubidots, siempre y cuando la latencia del enlace lo permita, esto permitirá diagnosticar algún tipo de afección cardíaca por parte de un profesional de la salud. Por los costos reducidos de los componentes, el prototipo tiene como target la población de escasos recursos económicos, atendidos en centros médicos con poca asequibilidad de equipos biomédicos, o personal médico y proveedores de salud que no cuenten con estos equipos para el oportuno diagnóstico de enfermedades cardíacas. Esta investigación se encasilla como proyecto factible, utiliza una metodología descriptiva, analítico sintético y bibliográfica, con enfoque cuantitativa, cualitativa. El proceso comprende el diseño del prototipo de un electrocardiógrafo según los objetivos planteados, se desarrolla el controlador, la segunda etapa consiste en realizar calibración y pruebas. Para la implementación del proyecto se cuenta con los recursos necesarios: tarjetas electrónicas, micro controlador Arduino, tarjetas de adquisición de la señal cardíaca AD8232, conexión wifi a través del ESP8266 cuyos costos son accesibles, pudiendo conseguir localmente, el código para la programación es abierto y el acceso a la nube por Ubidots es abierta y de prueba.

Palabras clave:

OPEN SOURCE, PLX DAQ, UBIDOTS, ELECTROCARDIOGRAFO, BAJO COSTO

ABSTRACT

This project includes the design and implementation of an electrocardiograph built from an Arduino microcontroller with open programming code in C ++ language, this device will allow to record, store and present the cardiac signal represented by the PQRST complex on a 2.8 screen. inches and to be able to analyze it in a file or on a printed sheet, the PLX DAQ application will be used in the Excel development environment, in the same way it can be registered and stored under the lots platform (Internet of things) known as Ubidots, as long as When the latency of the link allows it, this will serve to diagnose some type of heart condition by a health professional. Due to the reduced costs of the components, the prototype is aimed at the population with limited economic resources, who are cared for in medical centers with little affordability of biomedical equipment, in the same way, medical personnel and health providers who do not have these equipment for the timely diagnosis of heart disease. This research is classified as a feasible project, the same one that uses a descriptive, synthetic analytical and bibliographic methodology, with a quantitative, qualitative approach. The process comprises first the design of the prototype of an electrocardiograph according to the objectives set, the controller is developed, the second stage consists of performing calibration and tests. The feasibility of the implementation of the project is based on the fact that it has the necessary resources: electronic cards, Arduino micro controller cards for the acquisition of the AD8232 cardiac signal, the connection with Wi-Fi through the ESP8266 whose costs are accessible, being able to obtain locally, the code for programming is open and access to the cloud by Ubidots is open and trial.

Keywords: OPEN SOURCE, PLX DAQ, UBIDOTS, ELECTROCARDIOGRAPH, LOW COST

ÍNDICE GENERAL

Índice de Figuras.....	xiii
Índice de Tablas.....	xii
Resumen.....	ix
Capítulo 1: Descripción General del Trabajo de Titulación.....	14
1.1 Introducción.....	14
1.2 Antecedentes.....	15
1.3 El Problema.....	16
1.3.1 Planteamiento del Problema.....	16
1.4 Objetivos.....	17
1.4.1 Objetivo General.....	17
1.4.2 Objetivos Específicos.....	17
1.5 Hipótesis.....	18
1.6 Metodología de la Investigación.....	19
Capítulo 2: Fundamentación Teórica.....	20
2.1 Estado del arte.....	20
2.1.1 Investigaciones previas.....	21
2.2 Fisiología y anatomía del corazón, el ciclo cardiaco.....	23
2.2.1 Potencial de acción, generación de la señal PQRST.....	24
2.3 El electrocardiograma, análisis de la onda PQRST.....	27
2.4 Adquisición de señales bioeléctricas.....	30
2.5 Estándares eléctricos para ECG.....	35
2.6 Sistemas embebidos.....	37
2.6.1 Arduino.....	37
2.6.2. Tipos de Arduinos.....	39

2.6.3	Procesamiento de la señal cardiaca.....	40
2.6.4	Modulo ESP8266.....	43
2.7	Pantalla TFT.....	44
2.8	NodeMCU ESP8266.....	45
2.9	Código de Arduino en el entorno de desarrollo IDE.....	47
2.10	Calibración y certificación de equipos biomédicos.....	48
2.11	Cloud Server Ubidots.....	51
2.12	Calidad del sistema de atención sanitaria.....	52
2.12.1	Accesibilidad a equipos médicos.....	52
Capítulo 3:	Diseño, implementación y resultados.....	55
3.1	Hardware.....	55
3.1.1	Conexiones del hardware con el Arduino Mega.....	55
3.1.2	Conexiones del hardware con el NodeMCU ESP8266.....	57
3.2	Software.....	58
3.2.1	Código en C++ con el Arduino Mega.....	58
3.2.2	Código en C++ con el NodeMCU ESP8266.....	61
3.3	Calibración y pruebas.....	63
3.4	PLX DAQ.....	65
3.5	Configuración y administración de Ubidots.....	68
3.6	Requisitos para la certificación.....	71
3.7	Análisis de Costos.....	72
3.8	Comparación con equipos de iguales características.....	73
3.9	Discusión y análisis de los resultados.....	76
Capítulo 4:	Conclusiones y recomendaciones.....	79
Anexos	80
Referencias Bibliográficas	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Evolución del electrocardiógrafo.....	22
Figura 2.2 Anatomía del corazón.....	23
Figura 2.3 Generación onda PQRST por la red de nervios del corazón.....	26
Figura 2.4 Componentes de la onda PQRST.....	28
Figura 2.5 Actividad eléctrica y mecánica del corazón.....	20
Figura 2.6. Triangulo de Eithoven.....	32
Figura 2.7 Derivaciones precordiales.....	33
Figura 2.8. Etapas del electrocardiógrafo.....	34
Figura 2.9 Arduino Mega.....	38
Figura 2.10 Pinout del Arduino Mega.....	39
Figura 2.11 Monitor cardiaco AD8232.....	40
Figura 2.12 Conexiones internas del AD8232.....	40
Figura 2.13 Circuito interno del AD8232.....	41
Figura 2.14 Conexiones internas del AD8232.....	42
Figura 2.15 Shield pantalla TFT 2.8 “.....	44
Figura 2.16. Circuitos internos del NodeMCU ESP8266.....	46
Figura 2.17 Conexiones de NodeMCU ESP8266.....	47
Figura 2.18 Entorno de desarrollo integrado (IDE).....	48
Figura 2.19 Las cuatro fases del ciclo de vida de los dispositivos médicos.....	54
Figura 3.1 Conexión Arduino con AD8232.....	55
Figura 3.2 Conexión Arduino con ESP8266.....	56
Figura 3.3. Conexiones NodeMCU ESP8266 con AD8232.....	57
Figura 3.4 Pruebas no calibrada con el pulso.....	64
Figura 3.5 Pruebas calibradas con el pulso.....	64
Figura 3.6 Prueba con NodeMECU ESP8266 puerto serial.....	65
Figura 3.7 Configuración del puerto y la velocidad del PLX DAQ.....	66

Figura 3.8	Adquisición de datos Hoja de cálculo con PLX DAQ.....	66
Figura 3.9	Grafico de la señal cardiaca del NodeMCU ESP 8266.....	67
Figura 3.10	Señal lista para imprimir.....	67
Figura 3.11	Detalle para el análisis.....	67
Figura 3.12	Creación de dispositivo en Ubidots.....	68
Figura 3.13	Configuración de dispositivo en Ubidots.....	69
Figura 3.14	Salida del dashboard de Ubidots.....	70
Figura 3.15	Salida por el número de muestras por segundo	71
Figura 3.16	Electrocardiógrafo ChoiceMMed.....	74
Figura 3.17	Electrocardiógrafo CIMICS.....	75
Figura 3.18	Electrocardiógrafo PioWay Medical.....	76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Evolución del electrocardiógrafo.....	21
Tabla 2.2 Estándares de la ANSI - AAMIEC11-1991.....	36
Tabla 2.3 Tipos de Arduino.....	39
Tabla 3.1 Conexiones pines Arduino y dispositivos.....	57
Tabla 3.2 Conexiones pines NodeMCU ESP8266 y dispositivos.....	58
Tabla 3.3 Requisitos para la certificación de un producto medico terminado.....	72
Tabla 3.4 Costos de los componentes opción Arduino Mega.....	73
Tabla 3.5 Costos de los componentes opción NodeMCU ESP8266.....	73
Tabla 3.6 Comparación con otros productos de similares características.....	78

CAPITULO 1

DESCRIPCION GENERAL DEL TRABAJO DE TITULACION

1.1 Introducción

El presente proyecto presenta el diseño e implementación de un prototipo de electrocardiógrafo, compuesto por un sistema de adquisición de señal cardiaca, que utiliza 3 canales conectados al paciente en una configuración conocida como triangulo de Eihoven, los electrodos son las entradas a la tarjeta AD8232 y está conectado a la tarjeta Arduino Mega y posteriormente visualizarla en una pantalla TFT LED de 2.8 pulgadas.

Se presenta también la configuración con la tarjeta NodeMCU ESP8266 y trabajar en dos modalidades la primera en sitio esto, es el prototipo permanece conectado al puerto serial del PC y de esta manera ejecutar un archivo de Excel que es una plataforma abierta PLX DAQ configurado previamente la velocidad y el puerto con la configuración del Arduino y de esta manera visualizar, exportar, imprimir la señal para el análisis posterior del profesional de la salud.

La otra modalidad consiste en proponer la presentación y análisis de la señal cardiaca en línea utilizando la conexión de WIFI a la plataforma de la nube conocida como Ubidot, que luego de configurar y crear los dispositivos virtuales poder visualizarla en cualquier lugar, realizando las consideraciones de latencia y muestreo de la señal para el análisis y diagnóstico respectivo.

La metodología de la investigación tiene enfoque de cuantitativa pues el desarrollo del prototipo utiliza el método científico, así también cualitativa considera las opiniones recopiladas de los usuarios y profesionales, bibliográfica, con fuentes primarias y secundarias y no experimental

Los beneficiarios de proyecto serán los profesionales médicos y

pacientes ubicados en los centros de salud que no cuenten con accesibilidad a los equipos médicos debido a sus costos el proyecto cuenta con la factibilidad técnica y económica, pues la plataforma de hardware y software son abiertas y de costos asequibles, así como las plataformas tecnológicas necesarias.

1.2 Antecedentes

Según datos publicados por La Organización Mundial de la Salud (OMS) en un informe reciente, se ha registrado el descenso de 17,7 millones de pacientes causada por enfermedades cardiovasculares, lo que representa el 31% del universo de todas las enfermedades mortales. Esto significa que las enfermedades de origen cardiovascular representan la principal causa de mortalidad.

En Ecuador, de acuerdo con las estadísticas publicadas por la OPS (Organización Panamericana de la Salud) y la OMS en el año 2014 el número de fallecidos por enfermedades cardiovasculares corresponde al 21% de todas las enfermedades y según este organismo se proyecta una meta en disminuir al 17 % hasta el año 2025

Por otro lado , la investigación y desarrollo de equipos biomédicos en las últimas décadas se concentran en los países del primer mundo, que ayudado con la convergencia digital ha contribuido en la aparición de dispositivos e-health, sobre todos en los últimos años y se han convertido en parte fundamental para el diagnóstico de enfermedades por parte de los proveedores de atención sanitaria.

Pero la realidad es diferente en países que están en vías de desarrollo, sobre todo en la población de bajos ingresos, donde no existen presupuestos para la investigación y desarrollo de equipos biomédicos, pues la mayoría de estos dispositivos son importados, aumentando el costo de estos. La industria de tecnología médica suele tener poco interés en invertir en la investigación de dispositivos médicos en estos países, pues su rentabilidad es casi nula.

A pesar de que la atención sanitaria es uno de los derechos plasmados en la Declaración Universal de Derechos Humanos, en la práctica la población no cuenta con acceso universal a la atención sanitaria. Como se ha señalado anteriormente, no se ha logrado la equidad en la atención sanitaria. En el Informe sobre la salud en el mundo 2008 se trató este problema en el contexto de la atención primaria de salud (Chan, 2008). “Las reformas de la atención primaria y la protección social dependen fundamentalmente de que se elijan políticas sanitarias —por ejemplo, en materia de medicamentos esenciales, recursos humanos o financiación— que respalden las reformas favorables a la equidad y la atención centrada en las personas”

Estas razones han determinado los objetivos estratégicos del Plan para 2008–2013 de la Organización Mundial de la Salud (OMS) es garantizar la mejora en el acceso a productos médicos. El Proyecto sobre DMP tiene como finalidad determinar los obstáculos que limitan el uso pleno como instrumentos de salud pública. Demostrando la existencia de una desigualdad entre los productos de alta tecnología desarrollados en países del primer mundo y la necesidad de dispositivos médicos resistentes y asequibles para países con escasos recursos.

Es necesario que la industria que fabrica dispositivos médicos deberá prestar atención, por medio de sus conocimientos, ingenio e impulso, a la búsqueda de un uso equitativo y costo eficaz de los recursos de la salud pública en todo el mundo. El presente proyecto se enfoca en la disponibilidad, la accesibilidad, la idoneidad y la asequibilidad de los productos biomédicos.

Las razones anteriores, justifican el desarrollo de la investigación del proyecto, pues la implementación de dispositivos ehealth en este caso un electrocardiógrafo a bajo costo podrán suplir las necesidades en nuestro medio sobre todo en las partes rurales en donde el acceso a estos dispositivos es deficiente.

1.3 Problema

1.3.1 Planteamiento del problema

En grandes sectores de la población de países en vías de desarrollo, un porcentaje del índice de mortalidad tiene como causa principal las enfermedades cerebrovasculares (ECV) , pues los pacientes no se benefician de programas de atención primaria y preventiva para la detección temprana de personas expuestas a factores de riesgo, esto se debe a que poco acceso a servicios de asistencia sanitaria , la gran mayoría de los habitantes de dichos países mueren a edad más temprana, y sobre todo en edad productiva, a causa de las ECV y otras enfermedades del sistema circulatorio, debido a que en los centros de salud no existen equipos para el correcto diagnostico preventivo de las enfermedades cardiovasculares.

Desde el punto de vista económico, las ECV suponen una pesada carga para las economías de los países de ingresos bajos y medios. Se calcula que, debido a la muerte prematura de muchas personas, las enfermedades no transmisibles, en particular las ECV y la diabetes, pueden reducir el PIB hasta en un 6,77% en los países de ingresos bajos y medios con un crecimiento económico rápido.

Formulación del Problema de Investigación

¿Cuáles deben ser los parámetros de diseño que permitirán la implementación de un electrocardiógrafo con características de bajo costo considerando las certificaciones biomédicas y necesidades de la población?

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Implementar un electrocardiógrafo a partir de una plataforma open source para la optimización de atención medica en lugares de poca asequibilidad a equipos médicos.

1.4.2 Objetivos específicos

- Desarrollar el código bajo lenguaje C++ para un sistema embebido Arduino presentando la señal cardiaca de un paciente en una pantalla TFT.
- Graficar los datos de la señal utilizando la conexión Arduino Excel con la aplicación PLX DAQ para su posterior análisis por un profesional de la salud.
- Describir el proceso para la certificación del prototipo para su posterior uso como dispositivo biomédico.
- Realizar un análisis de los parámetros de graficación de la señal cardiaca en la aplicación de la nube Ubidots.

1.5 Hipótesis

El diseño optimizado de un electrocardiógrafo utilizando una plataforma open source, utilizando componentes de bajo costo y cumpliendo con los parámetros de certificación de un equipo biomédico mejorara los índices de atención medica en pacientes con bajos recursos y baja asequibilidad a equipos médicos.

Definición de las variables.

- Variable dependiente: Índice de atención médica.
- Variable independiente: Implementación electrocardiógrafo bajo costo.

1.6 Metodología de la investigación

La metodología del presente trabajo de investigación se encasilla en:

- Descriptiva: Se describe y explica puntualmente los hechos de acuerdo con la consideración del problema en el área a estudiar, esto ocurre al recopilar la información sobre los antecedentes del problema que consiste en el alto índice de afecciones relacionadas con patologías cardiacas.

- Cuantitativa: De acuerdo con las mediciones y el procesamiento de la información se utilizará un modelo cuantitativo cuyo propositivo es explicar utilizando valores numéricos utilizando el método científico.
- Cualitativa: También se utilizará el método cualitativo pues se considerará las opiniones recopiladas de usuarios y personal involucrado en los hechos descritos.
- No Experimental: No son alteradas las variables presentadas que son medidas en el diseño de la red del proyecto presentado, es decir se recopilara la información y no se cambiaran sin que exista algún experimento.
- Analítica-Sintética: Se realiza el estudio y factibilidad con el fin de brindar y señal de buena calidad en el cual se presenta un análisis de los factores que inciden con el fin de brindar una óptima señal y evadir la zona sombra.
- Bibliográfica: pues utilizar fuentes secundarias esto es investigaciones previas, opiniones, entrevistas de la población relacionada en la investigación.

CAPITULO 2

FUNDAMENTACION TEORICA

El Estado del Arte permite obtener el último conocimiento generado sobre un tema o problema de investigación científica y/o tecnológica, estableciendo hasta donde ha avanzado el mismo, cual es la frontera en un tiempo y espacio determinado, a continuación, se presenta la línea de tiempo y los últimos publicaciones generados sobre el tema específico.

2.1 Estado del arte

En la siguiente tabla se representa la línea de tiempo desde que aparecen los primeros trabajos e investigaciones para el desarrollo de los electrocardiógrafos hasta los dispositivos más actuales

Tabla 2.1 Evolución del electrocardiógrafo

AÑO	AUTOR	ACTIVIDAD
1842	Carlos Mateucci	Demostró la relación de corriente eléctrica y el latido cardiaco
1843	Emil Dubois Reymond	Demostró el potencial de acción de las células
1856	Rudolph von Koelliker y Heinrich Muller	Registro el potencial de acción
1872	Gabriel Lippmann	Invento el electrómetro capilar Consistía en un tubo de vidrio con una columna de mercurio bañada con ácido sulfúrico. El menisco del mercurio se mueve con las variaciones de los potenciales eléctricos y esto es observable a través del microscopio
1878	John Burden Sanderson y Frederick Pageo	Registran la corriente eléctrica del corazón con un electrómetro capilar
1895	Einthoven	Encontró cinco deflexiones a las cuáles él denomina con las letras P, Q, R, S y T.
1901	Einthoven	Desarrolla el galvanómetro para el electrocardiograma.
1905	Einthoven	Se registra el primer electrocardiograma

1910	Walter James y Horatio Williams	Se publica la primera revista americana de electrocardiografía.
1912	Einthoven	Describe un triángulo equilátero formado por las derivaciones estándar I, II y III; que posteriormente se conocerán como «triángulo de Einthoven» (EKG).
1924	Einthoven	Gana el premio Nobel por la invención del electrocardiógrafo.
1928	Frank Sanborn	Se desarrolla el primer electrocardiógrafo portátil.
1938	La Sociedad Americana de Cardiología y Sociedad Cardiológica de Gran Bretaña	Se definen las posiciones estándar y la colocación sobre el pecho de las derivaciones precordiales V1 a V6.
1942	Emanuel Goldberger	Se completan las 12 derivaciones que actualmente se utiliza y conoce. Inventó el monitor Holter, un dispositivo portátil de vigilar permanentemente la actividad eléctrica del corazón durante 24 horas o más. Holter donó los derechos de su invención a la medicina.
1963	Protocolo de Bruce	Electrocardiógrafo usando la prueba de esfuerzo Bruce
2000	GE Healthcare	Sistema de evaluación cardiaca para pruebas de esfuerzo
2003	Arturo Hernández Méndez de la Universidad Tecnológica De La Mixteca,	Electrocardiógrafo para pruebas de esfuerzo instrumentación virtual

Fuente: <https://www.timetoast.com/timelines/>

2.1.1 Investigaciones previas

Los trabajos es investigaciones académicas recientes son

- Diseño y construcción de electrocardiógrafo de 12 derivaciones en el 2012 realizado por Guillermo Eduardo Vega Picón de la Universidad Politécnica Salesiana en Cuenca Castilla, España. Se trata de un

diseño y construcción de un electrocardiógrafo de 12 derivaciones para el análisis de señales cardiacas con el cual puede monitorear el ritmo y frecuencia cardiaca en reposo y puede ser utilizado en una ambulancia por medio de una pantalla de cristal líquido, también tiene la función que se realice bajo pruebas de esfuerzo esta parte se realiza en la computadora

- Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de bajo costo realizados por Carlos A. Alva, Wilfredo Reaño, Joel O. Castillo Asesor: Ing. Javier Cieza , Curso: CE 608 Señales Biológicas 2011-01 EAP Ingeniería Electrónica, Facultad de Ingeniería, Universidad Ricardo Palma, Lima-Perú
- El siguiente tiene como título Prototipo de electrocardiógrafo bipolar para uso académico realizado por Leonardo Juan Ramírez López, Yohanna Patricia Rodríguez Ortega y Yuli Paola Cifuentes Sanabria Universidad Militar Nueva Granada
- De igual manera “Diseño, simulación y armado de electrocardiograma con interfaz en LABVIEW para monitoreo de ciclos cardiacos” Ingeniería Biomédica Presentado por: José Alfonso Verduzco Cruz Asesor: Mtro. Pedro de Jesús López Cacho.

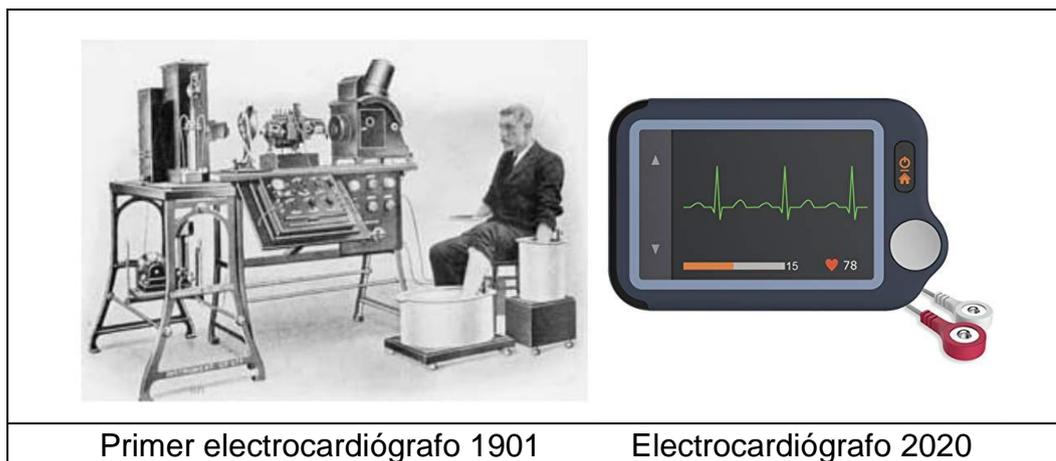


Figura 2.1 Evolución del electrocardiógrafo
Fuente: Elaborado por el autor

2.2 Fisiología y anatomía del corazón, el ciclo cardiaco

El corazón es definido como un órgano muscular, el cual funciona como una bomba, que sirve para mantener el flujo sanguíneo continuo y

con la presión correcta dentro del cuerpo humano, está conformado por cuatro cámaras: dos aurículas y dos ventrículos, llamadas aurícula izquierda, aurícula derecha, ventrículo izquierdo y ventrículo derecho. La aurícula derecha recibe la sangre venosa del cuerpo y la envía al ventrículo derecho el cual la bombea a los pulmones, donde se oxigena y libera dióxido de carbono y luego pasa a la aurícula izquierda. De aquí la sangre se envía al ventrículo izquierdo, de donde se distribuye, al contraerse éste, a todo el cuerpo y regresa a la aurícula derecha cerrando el ciclo cardíaco.

El ciclo cardíaco funciona como un sistema de estimulación y conducción eléctrica, debido a las fibras de músculo cardíaco llamada miocardio, estas son especializadas en la generación y transmisión de impulsos eléctricos. El sistema de conducción se inicia con la despolarización del nodo seno auricular y debe transmitir ese impulso eléctrico desde las aurículas hacia los ventrículos. Para ello se compone de los siguientes elementos: el nódulo seno auricular (o sinusal), el nódulo auriculoventricular, el haz de His, con sus ramas derecha e izquierda y las Fibras de Purkinje (San Mauro, 2013)

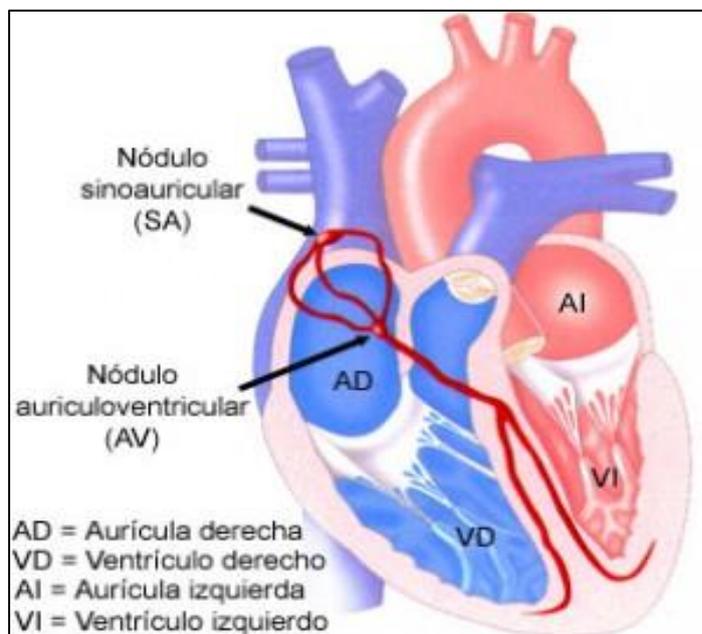


Figura 2.2 Anatomía del corazón
Fuente: (www.ritmocar.com)

En cada latido se distinguen cinco fases las cuales son:

1. Contracción ventricular isovolumétrica
2. Eyección
3. Relajación ventricular isovolumétrica
4. Llenado auricular pasivo
5. Llenado ventricular activo (sístole auricular)

Las dos primeras corresponden a la sístole (contracción miocárdica, durante la cual el corazón expulsa la sangre que hay en su interior) y las tres últimas a la diástole (relajación cardiaca, durante el cual el corazón se llena de sangre). La diástole es más larga que la sístole: aproximadamente dos tercios de la duración total del ciclo corresponden a la diástole y un tercio a la sístole (Ramirez, 2009).

2.2.1 Potencial de acción, generación de la señal PQRST

Se denomina potencial de acción a la manera de como una célula responde a un estímulo, en estado de reposo la membrana de la célula cardiaca registra un potencial de -90mV , en el exterior de la misma está cargada positivamente y en el interior negativamente, este potencial recibe el nombre de potencial de membrana de reposo, el cual se debe a un mecanismo de consumo de ATP gracias a la bomba de Na-K (Sodio-Potasio), la cual expulsa sodio fuera de la célula.

Las señales bioeléctricas son señales provenientes del cuerpo humano, producidas debido al desplazamiento de iones en disolución (portadores de carga en los fluidos orgánicos), especialmente los correspondientes al Na^+ , K^+ y Cl^- . Cuando salen tres iones de sodio fuera de la célula, entran dos iones de potasio, lo que provoca que el interior de la célula se vuelva negativo. El potencial de acción está compuesto por cinco fases las cuales se detalla continuación (Fajuri, 2009):

Fase 0 Despolarización Rápida: Corresponde a un estímulo eléctrico en la membrana celular, produciéndose un cambio en la permeabilidad de la membrana, lo cual permite que iones de sodio entren a la célula a través

de los canales rápidos de sodio, quedando la parte externa de la célula negativa y la interna positiva.

Fase 1 y 2 Repolarización rápida o fase de meseta: Corresponde a un ingreso de calcio a través de los canales lentos de calcio, lo cual produce un equilibrio entre la entrada de calcio y la salida de potasio.

Fase 3 Repolarización Rápida: Consiste en la salida rápida de potasio al exterior de la célula, mientras se reduce el flujo de entrada de calcio, regresando de este modo la célula a su estado de reposo

Fase 4 Es una fase de reposo característico en la mayoría de células, pero en las células marcapaso como las del corazón, se produce una despolarización debido a la entrada de calcio y potasio sin necesidad de un estímulo externo. Cuando la despolarización espontánea alcanza el umbral de -60mV se desencadena la despolarización rápida y todo el potencial de acción fenómeno llamado como automatismo.

Para simplificar el análisis se puede considerar que el miocardio fuera una sola célula con varios núcleos en lugar de células individuales separados por membranas como lo que realmente es, además se considera que los potenciales en sentido longitudinal serán más rápida que la de sentido transversal. La propagación de este potencial se da al mismo tiempo en diferentes puntos del corazón, formando una interfaz entre las zonas con potencial de acción y las que están en reposo llamada superficie isócrona.

La despolarización se realiza en forma muy rápida, luego el potencial permanece constante (zona denominada meseta) y desciende hasta el reposo. La repolarización tiene lugar cuando ya todo el músculo se haya contraído. Ahora el potencial de acción del corazón puede considerarse que se desplaza de manera similar al de una fibra.

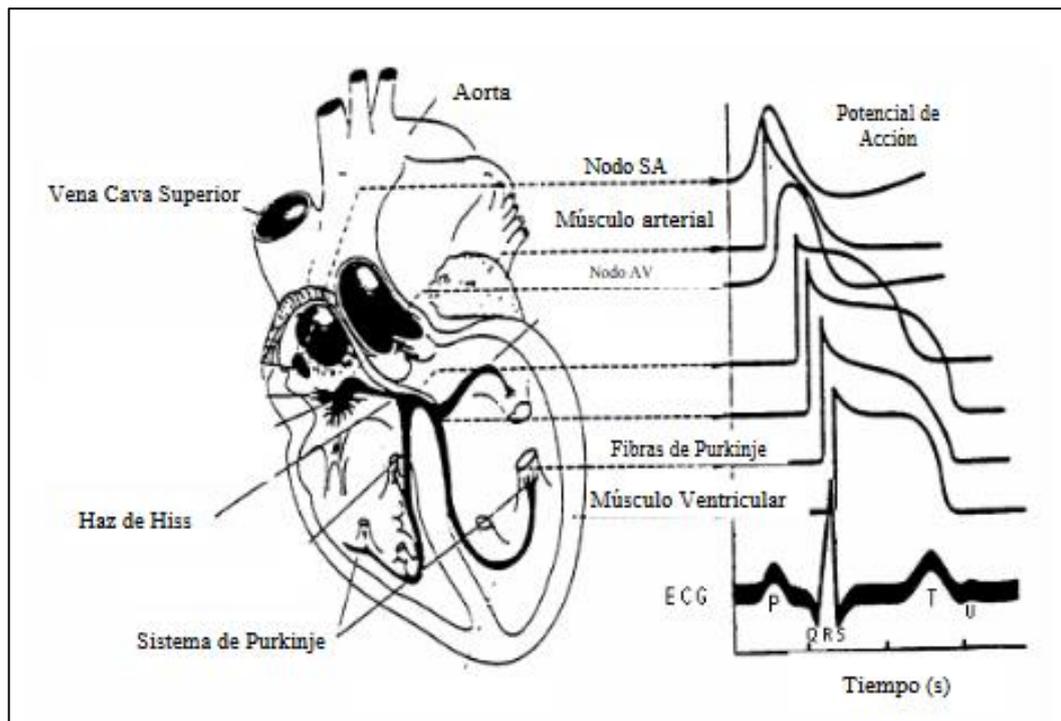


Figura 2.3 Generación onda PQRST por la red de nervios del corazón
Fuente: Lorena Álvarez Osorio, Univ. Pereira 2007

La onda P se produce debido a la sístole auricular. En el segmento P-R no se presenta actividad eléctrica cardíaca por el pequeño número de células involucradas en el proceso de repolarización auricular y comienzo de despolarización ventricular. La onda QRS se produce debido a la sístole ventricular. El periodo de meseta no registra ninguna actividad eléctrica cardíaca. Y por último la onda T, debido a la repolarización ventricular. Todo el electrocardiograma (ECG) está formado por una línea horizontal llamada línea base que corresponde a las fases isoeléctricas, que son aquellas donde no se presenta ninguna actividad eléctrica cardíaca.

El sistema de conducción del corazón consiste en cinco tejidos especializados:

- Nodo Sinusal (Nodo SA): 60-100 lpm
- Nodo auriculoventricular (nodo AV): 45-50 lpm
- Haz de his: 40-45 lpm
- Rama izquierda de haz de his (RIHH) y rama derecha (RDHH): 40-45 lpm

-Fibras de Purkinje: 35-40 lpm,

El rango de frecuencias de la señal se extiende desde 0.01Hz hasta los 150Hz. Y la amplitud típica en QRS es de 1mV. El ECG es útil para detectar problemas cardiacos, como defectos del miocardio, agrandamiento del corazón, defectos congénitos, enfermedades de válvula cardíaca, arritmias, taquicardia o bradicardia (frecuencia cardíaca demasiado rápida o demasiada lenta), enfermedades de la arteria coronaria, cambios en la cantidad de electrolitos (químicos en la sangre), etc. En el electrocardiograma se registra la actividad eléctrica y se observan ondas y complejos llamado el complejo PQRST.

2.3 El electrocardiograma, análisis de la onda PQRST

Onda P

El segmento P está relacionado con la despolarización auricular, corresponde a la suma de las etapas de la despolarización de la aurícula derecha (el inicio del segmento P) y de la aurícula izquierda (fin del segmento P). La repolarización del segmento P (conocida como segmento T auricular) no tiene mayor fuerza que la despolarización ventricular (en segmento QRS).

Los valores normales del segmento P no deben ser superior a 0,25 mV, de no ser así, se tiene una aurícula derecha agrandada, además el tiempo del segmento no debe ser mayor de 0,11 segundos, ya que si es mayor existe una aurícula izquierda agrandada, además esta onda debe no debe tener cambios abruptos, simétrica y sin puntas.

Complejo QRS

El segmento QRS corresponde al voltaje generado por la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo (despolarización ventricular), tiene más fuerza que las aurículas, para darle movimiento al musculo, en el electrocardiograma este segmento se muestra con una deflexión más pronunciada que los otros segmentos. Específicamente el segmento Q, tiene como origen la corriente horizontal (va de izquierda a derecha) debido al potencial de acción con trayectoria a través del septum

interventricular, los segmentos Q más anchos y profundos que no se deben a un origen septal, detectan que el miocardio tiene un infarto.

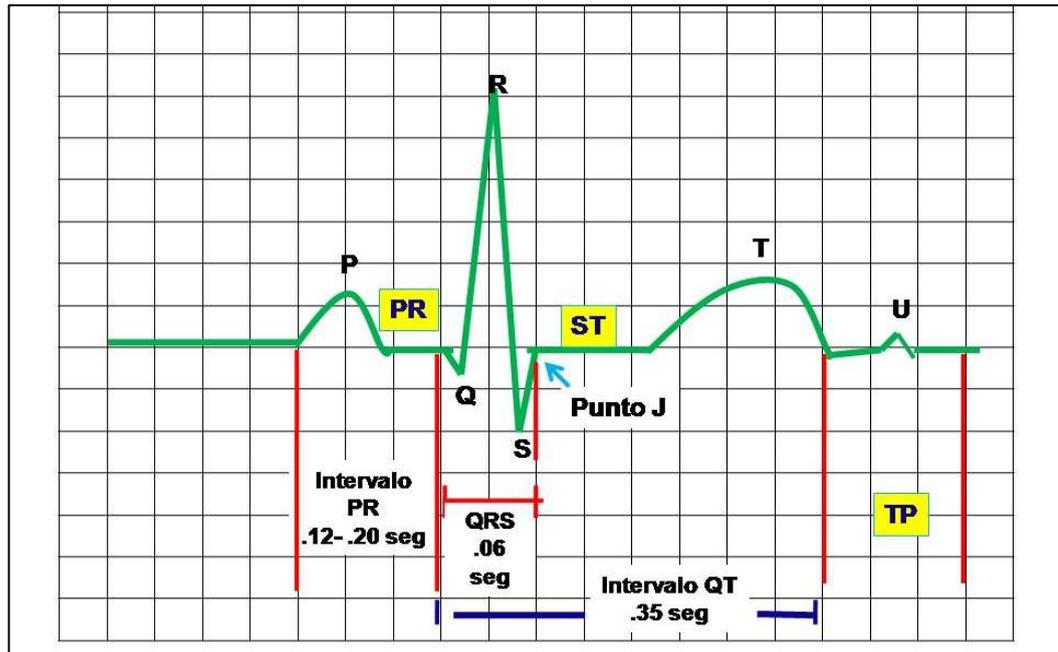


Figura 2.4 Componentes de la onda PQRST

Fuente: <http://isaverm.blogspot.com/2013/04/electrocardiograma.html>

Los segmentos R y S están relacionados con la contracción del miocardio, cuando se detectan anomalías en el segmento QRS se debe a que la rama está bloqueada (ocurre si es ancha), también por una taquicardia de origen ventricular, que el ventrículo tenga una hipertrofia y otro tipo de disfunciones en el ventrículo. Podría ser pericarditis si ocurren en los complejos pequeños, el segmento de tiempo debe estar entre 60 a 120 milisegundos. El segmento QRS está formado por tres vectores, de acuerdo con la nomenclatura utilizada por Willem Einthoven: En realidad el pico Q es negativo y antes del pico R y no indica nada en realidad, aunque es el pico más grande de los demás. El pico R, es la deflexión positiva ubicada primero que las demás del segmento QRS y se la identifica en el ECG, como la de mayor altura, el pico S, es negativo y sigue al pico R.

Onda T

El segmento T corresponde al tiempo en que los ventrículos se

repolarizan. En el segmento QRS, por lo general de igual manera sucede la repolarización de la aurícula que no se grafica el ECG normal, que es oculto por el segmento QRS. Desde el punto de vista eléctrico, las células del miocardio son como resortes comprimidos un pequeño impulso las dispara, despolarizan y se contraen. La recarga del resorte es la repolarización (conocida como potencial de acción). Casi siempre en las derivaciones, el segmento T es positiva. Pero si fueran negativas podrían indicar algún tipo de afección, aunque una onda T invertida es normal en aVR y a veces en V1 en personas de etnia negra). El segmento ST conecta con el complejo QRS y la onda T. Puede estar descendido en la isquemia y elevado en el infarto de miocardio. El tiempo de este segmento es menor o igual a 0,20 segundos de voltaje comprende de 0,2 a 0,3 mV.

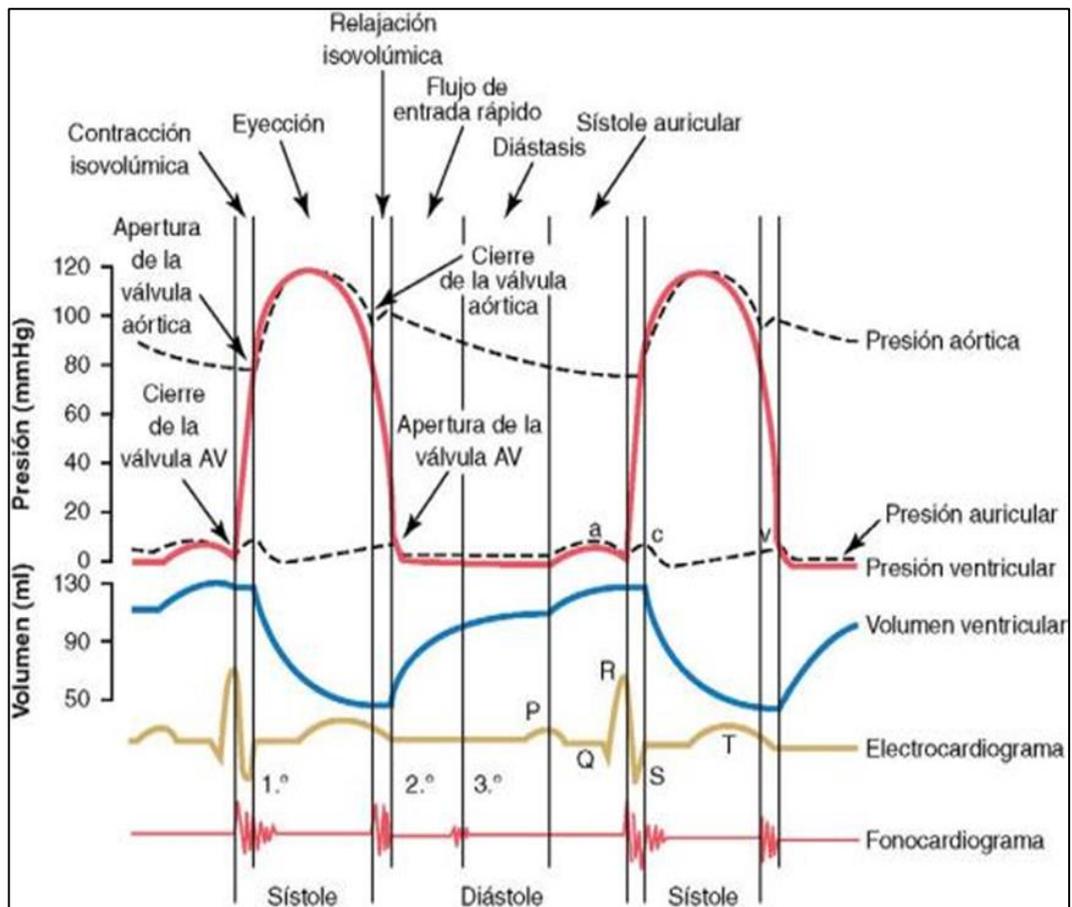


Figura 2.5 Actividad eléctrica y mecánica del corazón
Fuente: Depto. Fisiología, Facultad de Medicina, UNAM

Intervalo QT

El segmento QT ocurre cuando el ventrículo se despolariza y

repolariza, se origina desde complejo QRS hasta el final de la onda T. En este segmento se puede determinar si existe el síndrome de QT largo y síndrome de QT corto. Su duración varía según la frecuencia cardíaca y se han desarrollado varios factores de corrección para este intervalo.

Medidas de intervalo QT

Si el segmento QT está en los valores de 0.30 y 0.44 segundos (0.45 en mujeres) significa que está funcionando normalmente. Este segmento se lo puede medir de varias formas, uno de ellos es el método umbral en el que el final de la onda T está determinado por el punto en que se une a la línea base isoeletrica, otro es el método tangente en el que al final de la onda T es determinado por la intersección de una línea extrapolada en la línea isoeletrica y la línea tangente que toca la parte final de la onda T en el punto más inferior.

2.4 Adquisición de señales bioeléctricas

Electrodos

Los electrodos son transductores en donde ocurre el cambio de potencial iónico a potencial eléctrico, se encarga de captar la señal que se origina en el corazón y se transmite a través de la piel, la cual tienen una alta impedancia, además de adicionar una componente DC. Su impedancia de polarización tiene un rango de valores a bajas frecuencias a valores de altas frecuencias. Debido a este motivo se usa amplificadores de alta impedancia para que la señal no se distorsione.

Los electrodos pueden disminuir el CMRR de todo el sistema. Para poder eliminar la línea base se cuenta con un filtro pasa alto con una frecuencia de corte muy baja, de un valor de 0.1Hz, ubicado a la salida del amplificador de instrumentación. La impedancia de la piel/electrodo depende de muchos factores y pero debe ser menor a 10k Ω , y se puede obtener un modelo utilizando resistencias, capacitancias y fuentes de voltaje. El empleo del gel puede ayudar a disminuir la impedancia de la

interface y permite adherir los electrodos en un solo lugar.

El valor del límite de la impedancia es cercano a $86.5k\Omega$, de ser menor a este valor no es necesario que sea considerada en la respuesta de transferencia del amplificador seguidor del amplificador de instrumentación. De igual manera el límite más bajo de ruido en la medición de señales bioeléctricas se debe al ruido térmico por la impedancia de los electrodos, estos valores pueden disminuir con el número de electrodos y su disposición.

Derivaciones y conexiones en el cuerpo

Los electrodos son sensores pasivos que receptan la actividad eléctrica que sale del corazón a través del tórax, y serán colocados en distintos puntos de la superficie corporal, se pueden obtener hasta 12 derivaciones que registran la actividad simultáneamente, seis están en el plano frontal y seis en el horizontal

Plano frontal

Son las derivaciones ubicadas en las extremidades y son 3 bipolares y 3 mono polares, las bipolares tienen un electrodo positivo y otro negativo

DI: Potencial brazo izquierdo y brazo derecho (BI-BD)

DII: Potencial entre pierna izquierda y brazo derecho (PI-BD)

DIII: Potencial entre pierna y brazo izquierdos (PI-BI)

Triangulo de Eithoven

Según Eithoven el cuerpo humano comprende los tres ejes de las derivaciones bipolares y forman un triángulo equilátero, que equidistan del corazón donde todos los vectores que representan la actividad eléctrica tienen como centro el corazón

Derivaciones monopolares

AVR: brazo derecho

AVL: brazo izquierdo

AVF: pie izquierdo

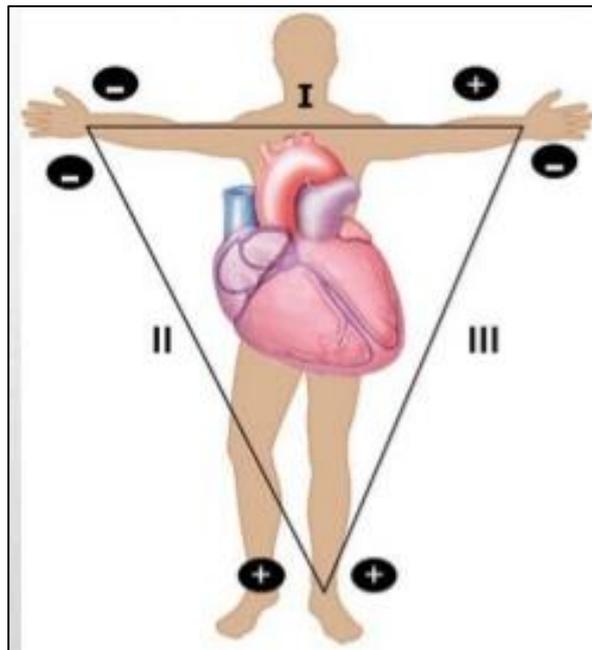


Figura 2.6. Triángulo de Eithoven
Fuente: <https://www.researchgate.net/figure/>

Los miembros mencionados corresponden al polo positivo mientras el negativo es la tierra eléctrica

Plano horizontal

Corresponden a las derivaciones precordiales, están ubicadas en la superficie anterior de tórax, son unipolares es decir captan la diferencia de potencial solo en un punto, es decir el polo negativo a tierra y el positivo en estos puntos

V1: borde derecho esternón

V2: borde izquierdo esternón

V3: entre V2 Y v4

V4: a nivel de la línea medio claviclar

V5: a nivel de la línea axilar anterior

V6: al nivel que V4 en la línea axilar media

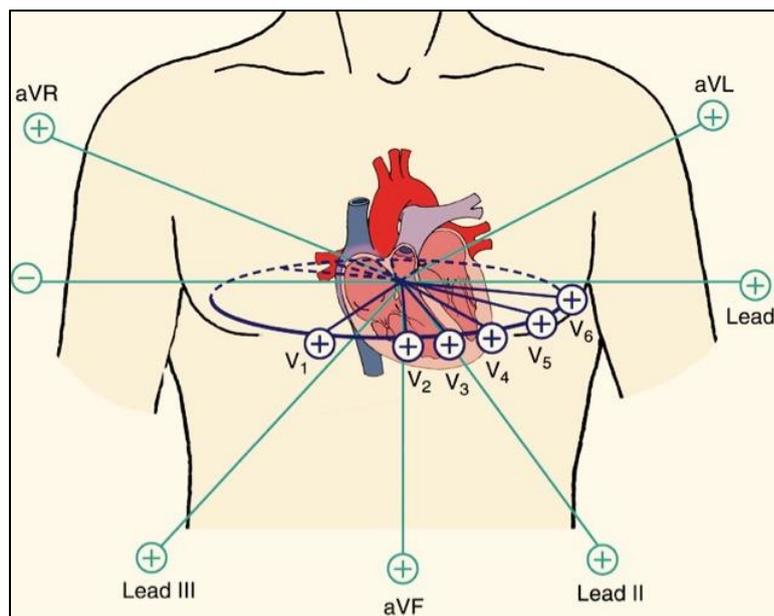


Figura 2.7 Derivaciones precordiales
 Fuente: <http://articulosdemedicina.com/electrocardiografia>

El electrocardiógrafo es un dispositivo electrónico que mide la señal eléctrica del corazón para poder diagnosticar algún tipo de enfermedad del corazón, el equipo puede tener hasta 12 derivaciones, las cuales son definidas como los voltajes entre los electrodos. Estos son denominados: BD, BI, PD, PI, V1, V2, V3, V4, V5 y V6, mientras que las derivaciones son: La derivación I sensa la diferencia de potencial entre el electrodo colocados en el brazo derecho y el izquierdo, de igual manera la derivación II, la ubicada entre el brazo derecho a la pierna izquierda. la derivación III, del brazo izquierdo a la pierna izquierda. Las otras nueve derivaciones miden el voltaje entre un punto imaginario V y cada uno de los electrodos (Vega, 2012). De esta manera se obtienen las derivaciones periféricas aumentadas (aVR, aVL y aVF) y de igual manera las seis derivaciones precordiales (V₁₋₆). Es decir existen doce derivaciones en su totalidad. Estas son las siguientes:

- Las ubicadas en la parte inferior (III y aVF) determinan la diferencia de potencial entre el punto superior de la región inferior (pared) del corazón. Esta es la cúspide del ventrículo izquierdo.
- Las que se encuentran en forma lateral (I, II, aVL, V₅ y V₆)

corresponden a la diferencia de potencial desde el punto superior de la pared lateral del corazón, que es la pared lateral del ventrículo izquierdo.

- Las localizada en la parte anterior, V_1 a V_6 están en la pared anterior del corazón o la pared frontal del ventrículo izquierdo.
- aVR solo en ciertos casos se emplea en la información diagnóstica, también sirve para saber si se han colocado de forma correcta los electrodos en el paciente.

Las patologías que se pueden detectar con la señal del ECG son las siguientes.

- Deterioro del miocardio.
- Arritmias.
- Desequilibrios en la cantidad de calcio, potasio u otras sustancias en la sangre.
- Cardiopatía congénita.
- Aumento de volumen del corazón.
- Secuelas tras una parada cardíaca pasada.
- Parada cardíaca en el momento.
- Escaso riego sanguíneo en las arterias.

Diagrama de bloques del ECG: Amplificación Filtrado de señal bioeléctricas

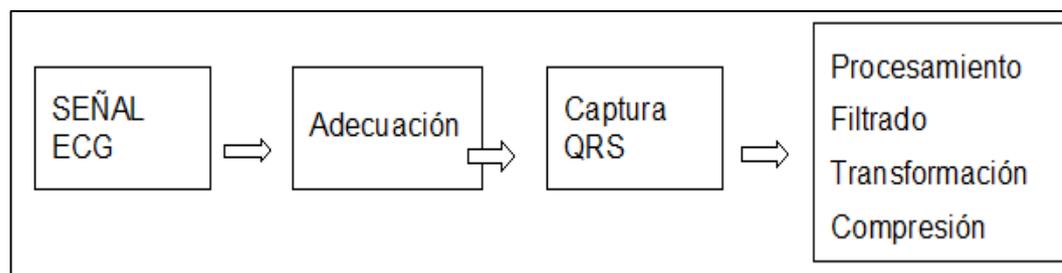


Figura 2.8. Etapas del electrocardiógrafo

Fuente: Compresión de señales transformada de wavelet, La Serena, 2018

A continuación, se verá las partes de este instrumento para realizar electrocardiogramas.

Circuito de protección, señal de calibración, preamplificador, circuito de

aislamiento y amplificador manejador: estas cinco partes corresponden a un amplificador de biopotenciales.

Circuito de pierna derecha: crea una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito en la pierna derecha del paciente con el objetivo de reducir los voltajes que recibe, y en consiguiente aumentar su seguridad. Esto se consigue reduciendo la impedancia del electrodo de tierra.

Selector de derivaciones: se trata de un módulo que se coloca de manera fácil a un sistema de amplificación de biopotenciales. El módulo pondera la contribución de cada electrodo a través de resistencias, logrando la derivación de interés.

Sistema de memoria: se trata de una memoria donde se almacena la señal antes de imprimirse junto con los datos que se introducen manualmente a través de un teclado digital. Se utiliza un convertidor analógico digital encargado de convertir la señal.

Microcontrolador: este componente controla cada uno de los procedimientos que realiza el electrocardiógrafo. El profesional tiene varios modos de operación con procedimientos predeterminados. Un ejemplo sería poder registrar doce derivaciones con cuatro latidos en cada una o por segmentos de tiempo fijados.

Registrador: es el encargado de imprimir la señal que captan los electrodos, es decir, el resultado del electrocardiograma. Para ello utiliza plumillas y papel térmico continuo o inyección de tinta.

Con respecto a lo tipos de electrocardiógrafos

Electrocardiógrafos mono canales

Estos captan y reflejan en el papel los impulsos eléctricos cardíacos de doce derivaciones por registro. Son registradas mediante una secuencia seleccionada o de forma automática. Reflejan el resultado de varios latidos, no solo uno.

Electrocardiógrafos multicanales

Estos pueden ser de 3, 6 o 12 canales, permitiendo registrar 3, 6 o 12

derivaciones al mismo tiempo. A diferencia de los mono cañales, la tremenda ventaja de estos electrocardiógrafos es que permiten comparar los registros de las varias derivaciones durante el mismo latido cardíaco, permitiendo la realización de una mejor interpretación y diagnóstico.

2.5 Estándares eléctricos para ECG

De acuerdo con los estándares de la ANSI - AAMIEC11-1991 para el funcionamiento correcto del electrocardiógrafo se debe tener los parámetros:

Tabla 2.2 Estándares de la ANSI - AAMIEC11-1991

Parámetros electrónicos	Valores requeridos
Rango dinámico de entrada	+/-5mVde señal y tolerancia para offsets dc de +/-300mV.
Rango Dinámico de Entrada	+/- 5% para selecciones de control de ganancia de 20mm/mV, 10mm/mV y 5mm/mV.
Error del sistema	Para señales de entrada limitadas a +/-5mVy un Slow Rate de 125mV /s, el error máximo permitido es +/-10%.
Respuesta en la Frecuencia	Relativo a la respuesta de 10Hz de un número de señales de prueba. HA recomienda un ancho de banda de 0.05Hz a 100Hz (+0.5dB, -3dB)
Respuesta al pulso	Responde a un impulso de 10mm, con un sobresalto (overshoot) permitido de 10% y una constante de tiempo de decaída ≥ 3 en la medición de los primeros 320ms.
Impedancia de entrada	Una impedancia de entrada de una sola entrada (single ended) de por lo menos 2M ohms a 10Hz.
Corrientes Directas	0.2m A en todas las conexiones de los electrodos del paciente.
Ruido del sistema	40mV con todas las entradas conectadas
Corrientes de riesgo del Paciente	10mA en el evento de fallas de la red de alimentación principal
Corrientes de interferencia del Paciente	10 μ A. Bajo condiciones de falla simple este puede alcanzar hasta 50mA.

Corrientes de interferencia de Tierra	500 μ A desde la alimentación a la tierra
Aislamiento	>3500V AC entre el paciente y la toma principal del dispositivo.
Corriente Enclaustrada	100 μ A desde cualquier parte asequible al operador o al paciente.
Voltaje offset dc	+/-300mVmáximo:
Respuesta en Frecuencia	0.05-300Hz
Filtro paso Alto	0.05 y 0.5Hz de selección en software
Filtro paso Bajo	40, 100, 300Hz de selección en software
Sensibilidad:	2.44mV•CMRR:>110dB a 50/60 Hz

Fuente: Diagnostic electrocardiographic device

2.6 Sistemas embebidos

Es un sistema de computación que sirve para dar soluciones en tiempo real, a diferencia de un computador, se lo llama así ya que tiene todos los componentes electrónicos “embebidos” o empotrados en la placa base. Se programa en código de lenguaje ensamblador del microcontrolador, pero también con compiladores adecuados como C++; python, Java.

Están conectados a sensores y actuadores, manejando señales analógicas o digitales, los cuales son “aquellos que están en interacción continua con su entorno y su ejecución es a un ritmo determinado por ese entorno” (Bergé, 1995). Además, cuentan con una cantidad limitada de funciones predefinidas para actuar, tienen una fuente de alimentación limitada y una administración de energía efectiva. Se utiliza para optimizar costos y confiabilidad, de igual manera incorpora consideraciones de seguridad, incluyendo funciones y protocolos criptográficos que protejan la información durante todas las fases.

Funcionan con procesadores con registros de 8 o 16 bits, utilizan memoria orientada a controlar un tipo determinado de aplicación. Las entradas y salidas (I/O) se comunican con sensores y actuadores del equipo que se va a controlar..

2.6.1 Arduino

Es una tarjeta electrónica embebida compuesta por un micro controlador y con sus entradas y salidas dispuestas en forma de pines que mediante un código de programación permite interactuar con el entorno a través de sensores como entradas y actuadores electrónicos. (Arduino) Un micro controlador es un circuito integrado que se puede programar con comandos y datos guardados en, el arduino utiliza la marca ATMEL, y el modelo de micro controlador depende del tipo de tarjeta, Existen dos tipos de entrada dependiendo del tipo de señal, estas son digitales y analógicas

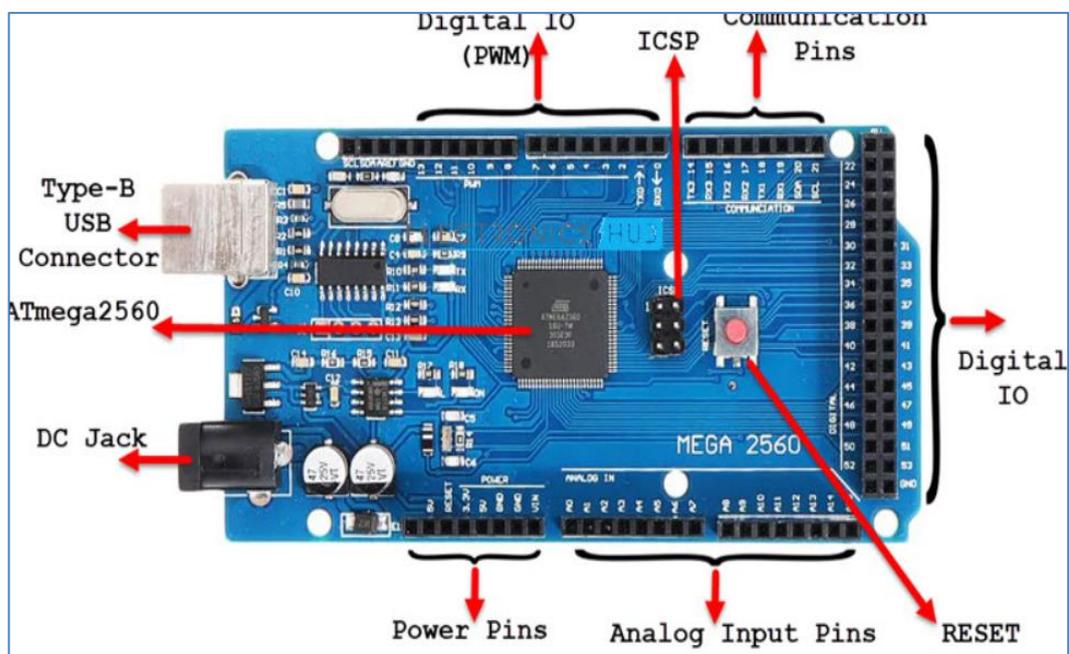


Figura 2.9 Arduino Mega
Fuente: Arduino Fórum

Las principales características de un Arduino son:

- Microcontrolador: ATmega328
- Voltaje Operativo: 5v
- Voltaje de Entrada (Recomendado): 7 – 12 v
- Pines de Entradas/Salidas Digital: 14 (De las cuales 6 son salidas PWM)

- Pines de Entradas Análogas: 6
- Memoria Flash: 32 KB (ATmega328) de los cuales 0,5 KB es usado por Bootloader.
- SRAM: 2 KB (ATmega328)
- EEPROM: 1 KB (ATmega328)
- Velocidad del Reloj: 16 MHZ.

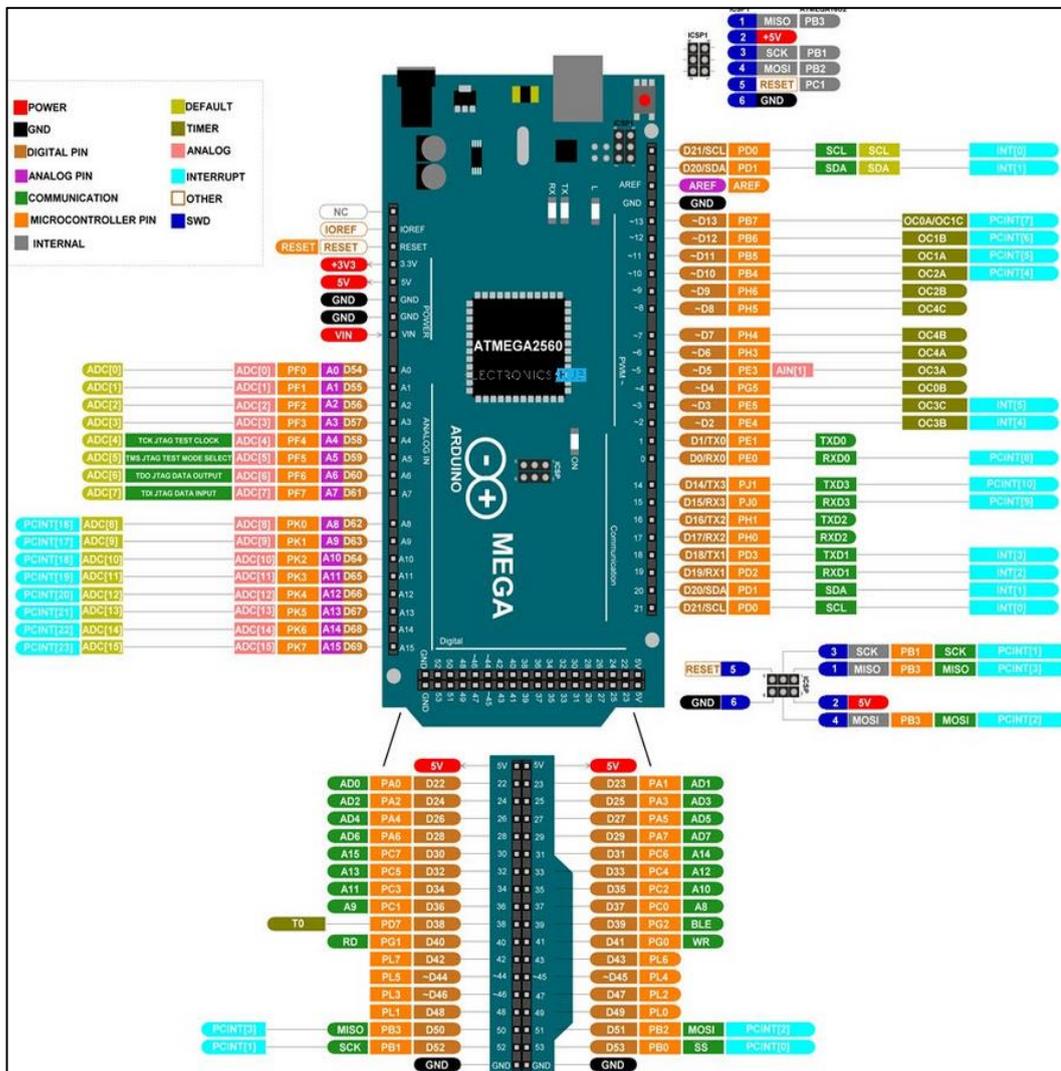


Figura 2.10 Pinout del Arduino Mega
Fuente: Electronic Hub

2.6.2 Tipos de arduinos

Tabla 2.3 Tipos de arduino

Tipo de Arduino	Procesador	# I/O	# entradas ADC	FLASH/RAM KB	Mhz	Voltaje (VDC)
Arduino UNO R3	ATmega328p	14	6	32 / 2	16	5
Arduino MEGA R3	ATmega2560	54	16	256 / 8	16	5
Arduino NANO	ATmega328p	14	6	32 / 2	16	5/3.3
Arduino Leonardo	ATmega32u4	14	6	28 / 2.5	16	5
Arduino DUE	AT91SAM3X8E	54	12	512 / 96	84	3.3

Fuente: <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/que-es-arduino/>
:

2.6.3 Procesamiento de la señal del corazón

Modulo monitor cardiaco AD8232



Figura 2.11 Monitor cardiaco AD8232
Fuente: Sparkfun

frecuencia cardíaca. Consiste en un amplificador de instrumentación especializado (IA), un amplificador operacional (A1), un amplificador de impulso de la pierna derecha (A2) y un búfer de referencia de suministro medio (A3).

Además, el AD8232 incluye un circuito de detección de cables y un circuito de restauración rápida automática que devuelve la señal poco después de que se vuelvan a conectar los cables.

El AD8232 está compuesto de un amplificador de instrumentación especializado ya que amplifica la señal de ECG mientras rechaza el potencial de media celda del electrodo en la misma etapa. Esto lo realiza con una retroalimentación de corriente indirecta, que reduce el tamaño y la potencia en comparación los circuitos tradicionales.

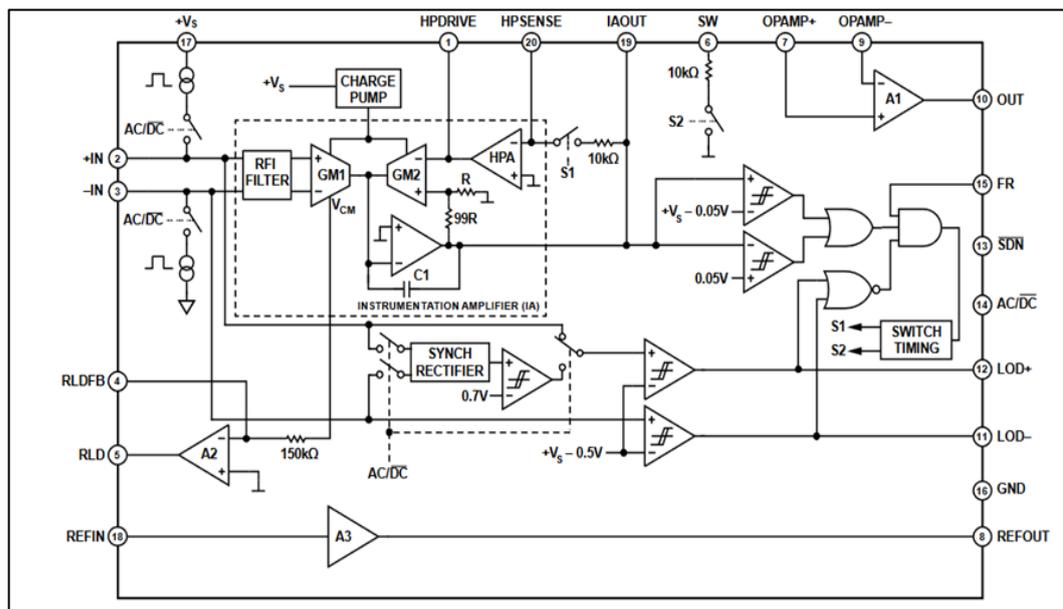


Figura 2.14 conexiones internas del AD8232
Fuente: www.alldatashet.com

El amplificador de instrumentación se muestra en la Figura 45 compuesto por dos amplificadores de transconductancia bien emparejados (GM1 y GM2), el amplificador de bloqueo de CC (HPA) y un integrador formado por C1 y un amplificador operacional. El amplificador de transconductancia, GM1, genera una corriente que es proporcional al

voltaje presente en sus entradas. Cuando se satisface la retroalimentación, aparece un voltaje igual en las entradas del amplificador de transconductancia, GM2, igualando así la corriente generada por GM1. La diferencia genera una corriente de error que se integra a través del condensador C1. El voltaje resultante aparece en la salida del amplificador de instrumentación.

La retroalimentación del amplificador se aplica a través de GM2 a través de dos rutas separadas: las dos resistencias dividen la señal de salida para establecer una ganancia general de 100, mientras que el amplificador de bloqueo de CC integra cualquier desviación del nivel de referencia. En consecuencia, compensaciones de CC tan grandes como ± 300 mV en las entradas del GM1 aparecen invertidas y con la misma magnitud en las entradas del GM2, todo sin saturar la señal de interés.

Para aumentar el rango de voltaje de modo común del amplificador de instrumentación, una bomba de carga aumenta la tensión de alimentación de los dos amplificadores de transconductancia. Esto evita además la saturación del amplificador en presencia de grandes señales de modo común, como la interferencia de línea. La bomba de carga funciona con un oscilador interno, cuya frecuencia se establece alrededor de 500 kHz.

2.6.4 Modulo ESP8266

Está basado en el SoC (System on Chip) ESP8266, un chip altamente integrado, diseñado para las necesidades de un mundo conectado. Integra un potente procesador con Arquitectura de 32 bits (más potente que el Arduino Due) y conectividad Wifi. Ofrece una completa y autocontenida solución Wifi Networking, permitiéndole trabajar como host de aplicaciones o reducir la carga de Wifi Networking de otro procesador. El módulo puede trabajar en 2 modos: como estación Wifi (Wifi Station) o como Punto de Acceso (Access Point), al trabajar como estación el módulo se conecta a la red Wifi presente en nuestro hogar. El modo Access Point se usa si se quiere crear una red propia en el chip y así conectarse directamente.

El módulo ESP-01 v permite conectar un Arduino a wifi utilizando comandos AT. Es posible cambiar el firmware (flashear) permitiendo trabajar el módulo de forma independiente (sin un Arduino) y usar toda su capacidad como microcontrolador de 32bits a 80Mhz. Para flasher el chip es necesario utilizar un módulo conversor USB a serial TTL como el Módulo CP2102. Se puede utilizar en forma independiente y desarrollar programas en los lenguajes Arduino y Lua. Trabajar dentro del entorno Arduino permite utilizar un lenguaje que ya se conoce y hacer uso de un IDE fácil de utilizar, además de hacer uso de toda la información sobre proyectos y librerías disponibles para Arduino. El módulo trabaja a 3.3V.

Características:

Voltaje de Alimentación: 3.3V DC.

Voltaje de Entradas/Salidas: 3.3V DC.

CPU: Tensilica Xtensa LX3 (32 bit).

Frecuencia de Reloj: 80MHz/160MHz.

Instruction RAM: 32KB.

Data RAM: 96KB.

Memoria Flash Externa: 4MB.

Pines Digitales GPIO: 4.

802.11 b/g/n.

Wi-Fi Direct (P2P), soft-AP.

Stack de Protocolo TCP/IP integrado.

PLLs, reguladores, DCXO y manejo de poder integrados.

Potencia de salida de +19.5dBm en modo 802.11b.

El procesador integrado de 32-bit puede ser utilizado como procesador de aplicación.

2.7 Pantalla TFT Shield

Las pantallas shield TFT son pantallas LCD TFT LCD (Thin Film Transistor-Liquid Crystal Display) es una variante de pantalla de cristal líquido (LCD) que usa tecnología de transistor de película delgada para

mejorar su calidad de imagen. son un tipo de LCD de matriz activa. Se trata de una tecnología basada en transistores de efecto de campo, esto es, se coloca sobre una placa de cristal un electrodo (lamina que conduce electricidad), sobre la cual se colocan capas delgadas, y al activarse por medio del electrodo cada una, se van activando los colores, formándose de esta forma cada píxel.



Figura 2.15 Shield de pantalla TFT 2.8 “
Fuente: <https://didacticaselectronicas.com/>

2.8 NodeMCU ESP8266

El NodeMCU ESP8266 es un microcontrolador con un módulo Wifi integrado. Es muy utilizado en IoT. El transmisor y la antena Wifi integrados en el microcontrolador permiten la conexión a Internet. Gracias a esto, es posible crear un servidor que aloja una página web que permite controlar el microcontrolador de forma remota. Esta página puede ser utilizada para mostrar los valores medidos por el NodeMCU o para controlar las entradas/salidas del microcontrolador.

La placa NodeMCU ESP8266 contiene un módulo ESP-12E que contiene un microprocesador de 32 bits. Integra un transceptor Wifi que le permite conectarse a las redes existentes o crear su propia red. La red Wifi es una red de radio que funciona en las frecuencias de 2,45 GHz y 5 GHz.

Diagrama bloques funcionales esp8266 CPU

Este microcontrolador es de 32-bit por lo tanto está en la posibilidad de ejecutar operaciones con cifras de ese tamaño (de 0 a 4.294.967.295 o de -2.147.483.648 a 2.147.483.647). Pero las MCU más utilizadas son de 8-bit tal como utiliza el Arduino UNO el ATmega328P.

Estos circuitos ejecutan operaciones con números de 8-bit (de 0 a 255 o de -128 a 127). En caso de realizar operaciones con números mayores de debe es necesario subdividir la operación en distintas partes para ejecutarlas.

Funcionan con una velocidad de 80MHz y en algunos casos puede llegar a los 160MHZ. Los primeros PC trabajaban a esa velocidad, esto indica la frecuencia con la que la MCU ejecuta las instrucciones.

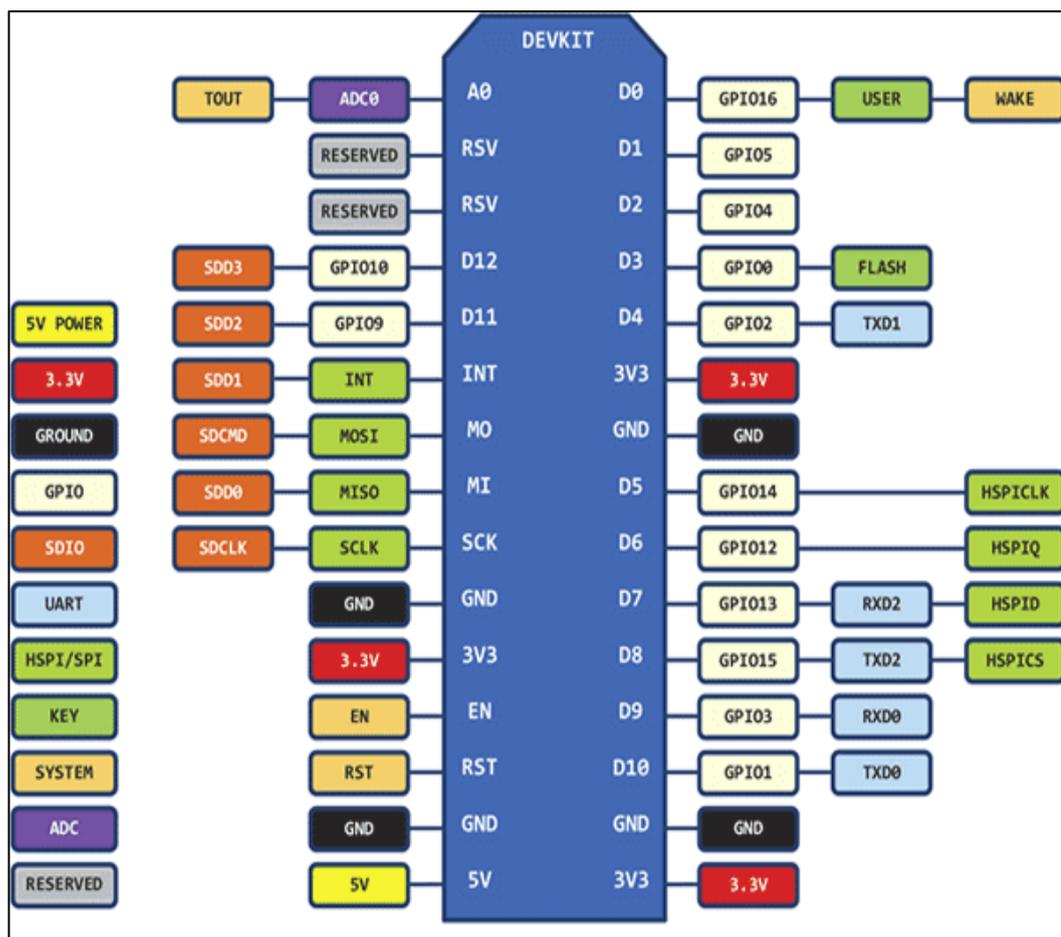


Figura 2.17 Conexiones del NodeMCU ESP8266

2.9 El código de arduino en el entorno de desarrollo integrado (IDE)

Arduino es una placa basada en un microcontrolador ATMEL. Se trata de una plataforma de hardware libre. Donde se pueden grabar instrucciones. A su vez, estas instrucciones se escriben usando un lenguaje de programación que permite al usuario establecer programas que interactúan con circuitos electrónicos. El lenguaje de programación de Arduino está basado en C++ y aunque la referencia para el lenguaje de programación de Arduino está en <http://arduino.cc/en/Reference/HomePage>, también es posible usar comandos estándar de C++ en la programación de Arduino. (Peña, 2017)

El IDE (entorno de desarrollo integrado) es un programa informático compuesto por un conjunto de herramientas de programación. Puede dedicarse en exclusiva a un solo lenguaje de programación o bien puede utilizarse para varios, además es un entorno de programación que ha sido empaquetado como un programa de aplicación, es decir, que consiste en un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica (GUI). Además, en el caso de Arduino incorpora las herramientas para cargar el programa ya compilado en la memoria flash del hardware a través del puerto serie.

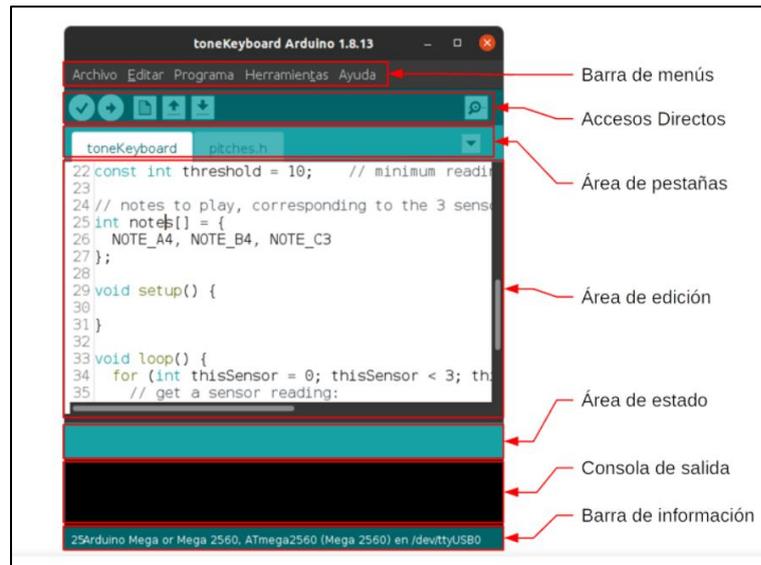


Figura 2.18 Entorno de desarrollo integrado (IDE)
Fuente: Programa ergo sum

2.10 Calibración y certificación de equipos biomédicos

La Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI) es una organización para promover el desarrollo y el uso seguro y eficaz de la tecnología médica. Creada en 1965 por Robert D. Hall Jr. y Robert J. Allen, presidente y vicepresidente respectivamente de Tech / Repts, Inc. una empresa de marketing de instrumentación médica localizada en Needham, Massachusetts. AAMI fue creado para el desarrollo de equipos médicos de última generación estableciendo estándares de seguridad necesarios para la fabricación y el uso de estos equipos (Association for the Advancemnte of Medical Instrumentation).

Debido a la complejidad en la fabricación de los electrocardiógrafos modernos, para su debida calibración, se debe contar con la conexión de un equipo simulador de paciente o de un simulador de señal de ECG. De esa manera se puede realizar la caracterización y evaluación cuantitativa de la señal adquirida. Un equipo simulador de señal de ECG es un dispositivo electrónico que mediante la simulación de parámetros determinados y bajo ciertas condiciones, permite ensayar, verificar y calibrar equipamiento de diagnóstico médico.

Las señales que se generan los simuladores están de acuerdo con las normas internacionales que rigen el funcionamiento de la instrumentación de electrocardiografía. El estándar IEC 60601-2-51 indica que se debe utilizar señales de calibración que simulen ECG con distintas morfologías, amplitudes y duración de las ondas, para evaluar el comportamiento del amplificador desde un punto de vista paramétrico, estas señales recomendadas para la calibración son conocidas como «latidos artificiales» o CAL para ECG.

Las señales CAL deben ser generadas de tal manera que simulen todos los segmentos e intervalos de un ECG (P, Q, R, S y T). Son parecidas una onda real de ECG, pero sin las irregularidades que aparecen en un paciente. Se utilizarán las señales sinusoidales y pasos de escalón para la exactitud de la exactitud de las señales de ECG a partir del circuito de adquisición y acondicionamiento.

De acuerdo con las bases del proyecto europeo CTS-ECG (del inglés, Conformance Testing Services For Computerized Electrocardiography) se determinan claramente los protocolos para los servicios de prueba y calibración de electrocardiógrafos. Las señales CAL se dividen en «Calibration CTS Test Atlas ECG waveforms», y se almacenan en un PC en un solo ciclo, es decir, un solo latido. La adquisición y generación clásica de señales se desarrolla en base a un diseño con componentes discretas.

El empleo de esta variante requiere de una adecuada selección de cada uno de los elementos del circuito electrónico diseñado. (Bistel , Fajardo , & Valdes, 2013)

Los parámetros más importantes para las componentes activas son:

- Impedancia de entrada.
- Tensión de *offset*.
- Ganancia de lazo abierto.
- Relación de Rechazo al Modo Común.

- Relación de Rechazo a Variaciones de la Fuente.
- Ruido interno.
- Derivas térmicas y temporales.

De cumplirse estas especificaciones, se garantizará el correcto funcionamiento de los canales analógicos de acondicionamiento de la señal esto es la amplificación, el filtrado, el acople de impedancias y desplazamiento y/o acople de niveles. Por otro lado, la fabricación de variantes a por medio de elementos digitales minimiza los errores, sobre todo los relacionados con el ruido.

Estos simuladores son construidos por micro controladores ya que aportan con las opciones óptimas para la verificación de los parámetros de funcionamiento, también utilizan pantallas de cristal líquido, elementos para alarmas visuales y/o auditivas.

La norma ISO 13485 es el modelo internacionalmente más aceptado que un fabricante de dispositivos médicos puede utilizar para la demostración del cumplimiento con las leyes y regulaciones en la industria de dispositivos médicos. También es la norma aceptada para la marca CE para dispositivos médicos bajo Directivas Europeas, esta norma está siendo aplicada como apoyo a las regulaciones de manera global, sobre todo con el programa Health Canadá Canadian Medical Device Regulations (CMDCAS).

Cabe destacar que la ISO 13485 en realidad no es una exigencia directa para la marca CE de dispositivos médicos bajo las Directivas Europeas de Dispositivos Médicos. Esto significa que el cumplimiento con ISO 13485 proporciona una presunción de conformidad con los requisitos de aseguramiento de la calidad de la Unión Europea (UE) para el mercado CE (se aplican requisitos adicionales de la UE). (nqa)BSI, como uno de los principales Organismos Notificados para la marca CE, ayuda a guiar a los fabricantes de dispositivos médicos en la selección de las rutas de auditorías de conformidad más eficientes para lograr la marca CE

La norma ISO 13485, con su actualización ISO 13485:2016 como

sistemas de gestión de calidad de dispositivos médicos, comprende los requisitos para fines reglamentarios y define la base de un sistema de gestión de la calidad para las empresas que se dedican a la fabricación y mantenimiento de equipo médico por lo que están involucradas en el ciclo de vida de un dispositivo médico. El hecho de contar con la certificación determina el compromiso para satisfacer las necesidades de sus clientes de acuerdo con los lineamientos de la seguridad.

2.11 Cloud server Ubidots

Computación en la nube comprende el almacenamiento de datos y la capacidad de cómputo y la ubicuidad, sin una gestión activa directa por parte del usuario, se lo relaciona con una reducción de costos, minimización de vulnerabilidad y disponibilidad

En la arquitectura de la plataforma Ubidots, la que integra los flujos de datos en un entorno de computación en la nube, para crear aplicaciones que capturan información del mundo real. Ubidots provee una clave API a cada usuario que se utiliza como identificador de autenticación cuando se transmite los datos de los sensores a la nube. Esta permite registrar hasta 30.000 datos de forma gratuita por mes, si se requiere registrar más datos al mes, se puede optar por pagar un plan de servicio que ofrece esta plataforma según sea necesario

Las principales características de la plataforma Ubidots son:

Capacidad para publicar los datos del dispositivo.

- Flexibilidad, ya que permite a sus usuarios mezclar diferentes flujos de datos y presentarlos en esta plataforma.
- Disponibilidad ubicua, debido a que está basado en la nube.
- Seguridad basada en mecanismos incorporados en la plataforma de Ubidots (autenticación mediante API o tokens).

2.12 Calidad del sistema de atención sanitaria

Una forma de medir la calidad de la atención médica es por medio

de la observación de los síntomas, el proceso del diagnóstico y por resultados obtenidos. El análisis de las características se hace por el método de trabajo de grupo y se califica mediante la asignación de puntos para conocer el estado de la institución.

El aporte del enfoque de Thomas Peters con respecto a los perfiles de las empresas, pero le agrega un sexto elemento que es la falta de motivación de los trabajadores por diferentes factores. Por tanto, la calidad del servicio se puede inferir por los síntomas, pero se mide por los resultados y se estudian las causas de los problemas en el proceso de atención médica; de lo contrario, no existe control de calidad, a esto último se le llama enfoque integral. En resumen, no se puede hablar de control de calidad sin incluir el proceso de atención de salud, pero no se puede conocer la calidad sin medir los resultados.

Esto significa que cuando se identifiquen problemas de calidad por los síntomas o por incumplimientos en el proceso, deben ser eliminados actuando de forma preventiva, si se detectan problemas en los resultados hay que verificaren el proceso que, es donde se encuentran las causas o factores causales que deben ser corregidos y a esta concepción se le denomina enfoque integral de localidad.

2.12.1 Accesibilidad a equipos médicos

Uno de los objetivos estratégicos de la OMS es “asegurar la mejora del acceso, la calidad y el uso de productos médicos y tecnologías sanitarias”. Este objetivo, junto con la resolución de la Asamblea Mundial de la Salud, sirvió de base para el establecimiento de la Iniciativa mundial sobre tecnologías sanitarias (GIHT), (OMS, 2012) financiada por la Fundación Bill y Melinda Gates, donde se tiene como objetivo que las tecnologías en el campo de la salud básicas estén disponibles a precios asequibles, sobre todo en las comunidades con pocos recursos.

Se busca alentar a la comunidad internacional a establecer un marco para el desarrollo de programas nacionales de tecnología sanitaria básica que tengan efectos positivos sobre la carga de morbilidad y garantizar la

utilización eficaz de los recursos.

Los sistemas de salud sólidos son aquellos que se basan en seis componentes fundamentales: la financiación, los recursos humanos, la información, la prestación de servicios, la gobernanza, y los productos médicos, vacunas y tecnologías. Dadas las múltiples relaciones e interacciones entre ellos, estos componentes constituyen un sistema. Si falta cualquiera de ellos, el sistema de salud no puede funcionar con el nivel necesario para mejorar la salud de la población.

Cada componente fundamental presenta sus propios retos específicos en cuanto a sistemas organizativos y de políticas. Los sistemas de salud dependen de las tecnologías sanitarias para proporcionar los resultados sanitarios deseados. Es de crucial importancia planificar los programas de dispositivos médicos de acuerdo con políticas y protocolos que den lugar a un acceso equitativo a dispositivos médicos seguros, adecuados y de alta calidad.

Es de crucial importancia planificar los programas de dispositivos médicos de acuerdo con políticas y protocolos que den lugar a un acceso equitativo a dispositivos médicos seguros, adecuados y de alta calidad. Los dispositivos médicos son vitales para la prestación de asistencia sanitaria y la mejora de la salud de las poblaciones.

Desde la fase de innovación a la de sustitución, un programa para dispositivos médicos debe abordar cuatro características cruciales: la disponibilidad, la accesibilidad, la idoneidad y la asequibilidad. Estos cuatro componentes ayudan a ampliar el alcance del programa de dispositivos médicos de modo que no solo se centre en el aspecto preliminar que supone la labor de innovación sino también en elegir qué dispositivos médicos adquirir de modo racional y adecuado y asegurarse de que se usen eficaz y equitativamente.

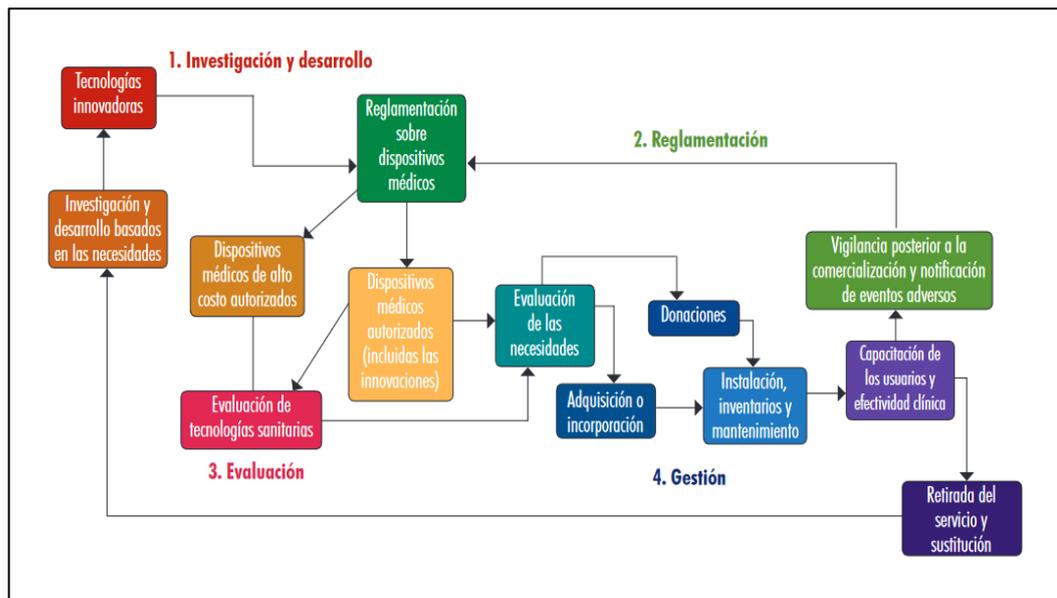


Figura 2.19 Las cuatro fases del ciclo de vida de los dispositivos médicos
 Autor: (OMS, 2012)

Generalmente, la investigación y el desarrollo se llevan a cabo en instituciones de investigación de alto nivel, como institutos nacionales de salud, o en el sector académico, por medio de redes de universidades. En la mayoría de los casos un consejo científico o de investigación de ámbito nacional se ocupa de la coordinación. Para responder eficazmente a las necesidades nacionales, es muy importante vincular las estrategias académicas y de investigación a las prioridades de la población en materia de salud

CAPITULO 3

DISEÑO, IMPLEMENTACION Y RESULTADOS

El presente capitulo presenta los detalles hardware la conexión entre las tarjetas, el código que se carga en el Arduino y los procesos de pruebas, calibración y certificación del dispositivo.

3.1 HARDWARE

3.1.1 Conexiones en el hardware con Arduino MEGA

Las tarjetas que se utilizarán serán las siguientes

- Arduino MEGA microcontrolador
- AD238 captación de señal de los electodos
- ESP8266
- TFT pantalla táctil

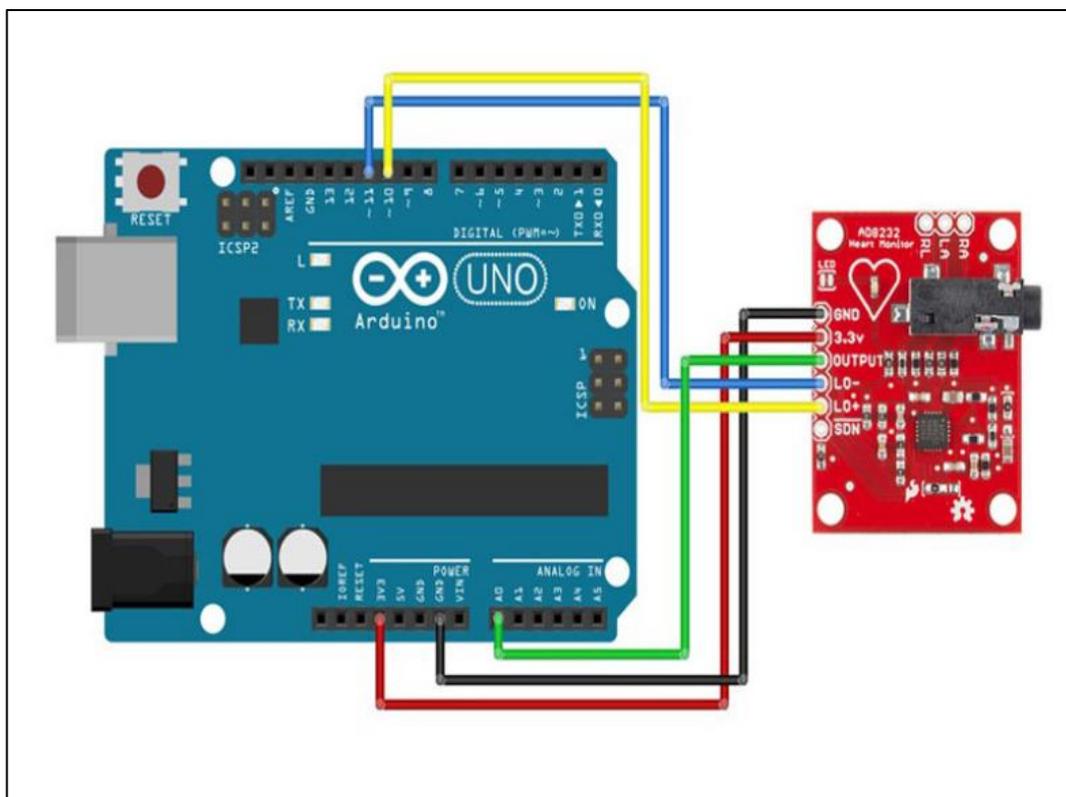


Figura 3.1 Conexión arduino con AD8232
Fuente: Elaborado por el autor

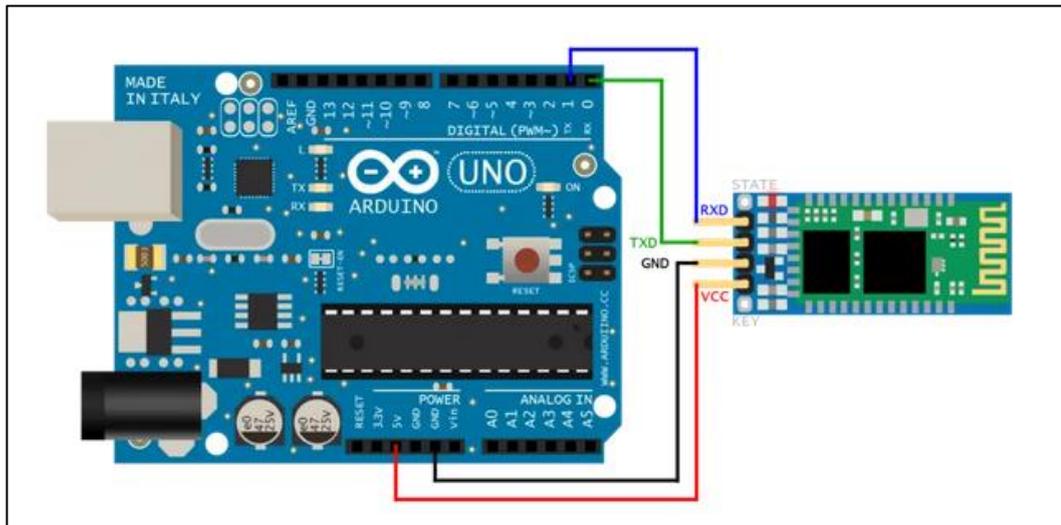


Figura 3.2 Conexión Arduino con ESP8266
Fuente: Elaborado por el autor

Se presenta la tabla de conexiones de los pines del Arduino con el monitor cardíaco AD8232, el dispositivo ESP8266 y el shield que contiene la tarjeta tft de 2.8”

Tabla 3.1 Conexiones pines Arduino MEGA con dispositivos

ARDUINO	AD8232	ESP8266	TFT 2.8
15	OUTPUT		
GND	GND	GND	GND
10	LO-		
11	LO+		
3.3V	3.3V	3.3. V	3.3 V
TX		RX	
RX		TX	
5V			5V
A0			RD
A1			WR
A2			RS

A3			CS
A4			RST
DIGITALES			DIGITALES

Fuente: Elaborado por el autor
3.1.2 Conexiones con NodeMCU ESP8266

En esta configuración solo se utilizarán las tarjetas NodeMECU ESP8266 y la AD8232

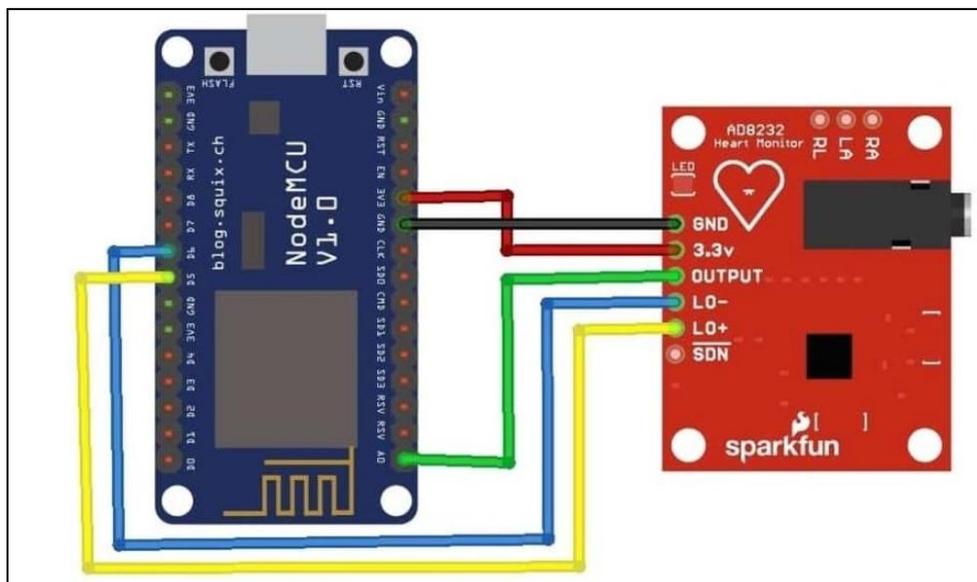


Figura 3.3 Conexión NodeMCU ESP8266 con AD8232
Fuente: Elaborado por el autor

Tabla 3.2 Conexiones pines NodeMCU ESP8266 y dispositivos

NodeMCU	AD8232
15	OUTPUT
GND	GND
10	LO-
11	LO+
3.3V	3.3V
TX	

RX	
5V	
A0	
A1	
A2	
A3	
A4	
DIGITALES	

Fuente: Elaborado por el autor

3.2 SOFTWARE

Para el desarrollo del código se utilizará el algoritmo que consiste en declarar las variables que se van a usar, presentar texto y valores en la pantalla y presentar también en la pantalla la señal del pin analógico 15 que envía el monitor cardiaco.

3.2.1 Código en C++ con el Arduino mega

A continuación, se presenta el código en lenguaje C++ para la tarjeta Arduino en donde se mostrará la señal cardiaca en la pantalla TFT LCD 2.8.

```
int y1[235];
int x1;
#include <SPI.h>          // f.k. for Arduino-1.5.2
#include "Adafruit_GFX.h"// Hardware-specific library
#include <MCUFRIEND_kbv.h>
MCUFRIEND_kbv tft;
#define LCD_CS A3
#define LCD_CD A2
#define LCD_WR A1
#define LCD_RD A0
#define LCD_RESET A4
#define BLACK 0x0000
#define BLUE 0x001F
#define RED 0xF800
```

```

#define GREEN 0x07E0
#define CYAN 0x07FF
#define MAGENTA 0xF81F
#define YELLOW 0xFFE0
#define WHITE 0xFFFF
#define Dv1 50.935
#define VREF 3.3
float V1 = {0.00};
void setup()
{
  Serial.begin (9600);
  pinMode(10, INPUT); // Configuración para la detección LO +
  pinMode(11, INPUT); // Configuración para la detección LO -
  Serial.println(F("Using Adafruit 2.8\" TFT Breakout Board Pinout"));
  Serial. Print("TFT size is "); Serial.print(tft.width()); Serial.print("x");
  Serial.println(tft.height());
  tft.reset();
  uint16_t identifier = tft.readID();
  deterring(identifier);
  tft.fillScreen(BLACK); // clear screen
}
void loop()
{
  tft.fillScreen(BLACK);
  tft.drawRect(5, 5, 235,315, RED);
  tft.setTextColor(WHITE);
  tft.setTextSize(2);
  tft.setCursor(20,10);
  tft.println("ELECTROCAR. UCSG");
  tft.setTextColor(RED);
  //tft.setCursor(0,100);
  //tft.println(" Precaución no es un dispositivo médico");
  V1= analogRead(15);
  tft.drawLine(5, 30, tft.width()-1, 30, RED);
  tft.drawLine(5, 130, tft.width()-1, 130, RED);
  tft.setTextColor(YELLOW,BLACK);
  tft.setTextSize(2);
  tft.setCursor(45, 40);
  tft.println(" PULSO ");
  tft.setCursor(40, 80);
  tft.setTextSize(3);
  tft.setTextColor(RED,BLACK );
  tft.print((((V1*VREF) / 1023)) * Dv1, 2);
  tft.setTextColor(YELLOW,BLACK);
  tft.print(" BPM ");
  while ( x1 < 235 ){
    y1[x1]= analogRead(15);
    Serial.println(x1);
    Serial.println(y1[x1]);
    y1[x1] = map(y1[x1], 0, 1023, 0, 120);

```

```

    tft.drawLine( x1+5, y1[x1]+180,x1+5,y1[x1 +1]+180,WHITE);
    x1 ++;
    delay(10);
}
x1=0;
}

```

Descripción del código

PRIMER BLOQUE

se declaran las variables Y1 X1 que se las utilizará para graficar la onda PQRST en la pantalla TFT

Se declaran las librerías SPI, Adafruit GFX, MCFIREND kbv , LCD, las cuales sirven para manejar la tarjeta LCD TFT

Y las variables Dv1, VFREF, V1 para calibrar los BPM (latidos por minuto)

BLOQUE void setup

Se definen los pines entrada, serial

BLOQUE void loop

Se define el fondo de pantalla, colores de líneas de los marcos, letras, señal así como el grafico de la señal

3.2.2 Código en C++ en el NodeMCU ESP8266

Se presente el código para verificar el funcionamiento en el puerto serial del módulo. Con este código solo se valida el pin 10, 14 y 12 y se verifica la salida en el puerto serial

```

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(14, INPUT);
  pinMode(12, INPUT);
}

void loop() {

  if((digitalRead(10) == 1)||digitalRead(11) == 1)){
    Serial.println('!');
  }
  else{

```

```

Serial.println(analogRead(A0));
}
delay(10);
}

```

Se presenta el código completo que permite comunicarse con la plataforma Ubidots

```

#include <ESP8266WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>

#define WIFISSID "USUARIO"
#define PASSWORD "0909440679"
#define TOKEN "BBFF-KIBkpbPnyaoOwMwKu14RvDnAq8VOI6"
#define MQTT_CLIENT_NAME "myecgsensor"
#define VARIABLE_LABEL "myecg"
#define DEVICE_LABEL "esp8266"
#define SENSOR A0

char mqttBroker[] = "industrial.api.ubidots.com";
char payload[100];
char topic[150];
char str_sensor[10];

WiFiClient ubidots;
PubSubClient client(ubidots);
void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
  char p[length + 1];
  memcpy(p, payload, length);
  p[length] = NULL;
  Serial.write(payload, length);
  Serial.println(topic);
}

void reconnect() {
  while (!client.connected()) {
    Serial.println("Intentando conexión MQTT ...");
    if (client.connect(MQTT_CLIENT_NAME, TOKEN, "")) {
      Serial.println("Conectado");
    } else {
      Serial.print("Fallida, rc=");
      Serial.print(client.state());
      Serial.println(" Intentalo de nuevo en 2 segundos");
      delay(2000);
    }
  }
}

void setup() {

```

```

Serial.begin(115200);
WiFi.begin(WIFISSID, PASSWORD);
pinMode(SENSOR, INPUT);
Serial.println();
Serial.print("Esperando WiFi ...");
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
  Serial.print(".");
  delay(500);
}

Serial.println("");
Serial.println("WiFi Connected");
Serial.println("IP address: ");
Serial.println(WiFi.localIP());
client.setServer(mqttBroker, 1883);
client.setCallback(callback);
}

void loop() {
  if (!client.connected()) {
    reconnect();
  }
  sprintf(topic, "%s%s", "/v1.6/devices/", DEVICE_LABEL);
  sprintf(payload, "%s", "");
  sprintf(payload, "{\"%s\":\"", VARIABLE_LABEL);
  float myecg = analogRead(SENSOR);
  dtostrf(myecg, 4, 2, str_sensor);
  sprintf(payload, "%s {\"value\": %s}", payload, str_sensor);
  Serial.println("Publicar datos en Ubidots Cloud");
  client.publish(topic, payload);
  client.loop();
  delay(10);
}

```

Código de adquisición de datos al Arduino en Excel

```

int lectura;
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("LABEL,hora,lectura");
  pinMode(14, INPUT);
  pinMode(12, INPUT);
}

void loop() {

  if((digitalRead(10) == 1)||((digitalRead(11) == 1)){

```

```

Serial.println('!');
}
else{
Serial.println(analogRead(A0));
lectura = analogRead(A0);
Serial.print("DATA,TIME,");
Serial.println(lectura);

}
delay(10);
}

```

3.3 Calibración y pruebas

Para la calibración, se conecta a la entrada del dispositivo el simulador de onda PQRST una señal estándar, en donde se verifica la forma en el display, de igual manera en el celular y el servidor, la señal registrada en el servidor es la que será analizada por el cardiólogo para determinar las anomalías en la forma de onda, ya que en los otros dispositivos no se pueden analizar detenidamente.

Pruebas de funcionamiento con Arduino Mega

Son prueba de primera línea que serán realizadas en dispositivo con el módulo de Arduino para ser visualizados en la pantalla tft



Figura 3.4. Pruebas no calibradas pulso
Fuente: Elaborada por el autor

Se procede con la verificación de los BPM, latidos por minuto, con un patrón como un pulsímetro y se modifica la variable Dv1 hasta que coincidan lo valores

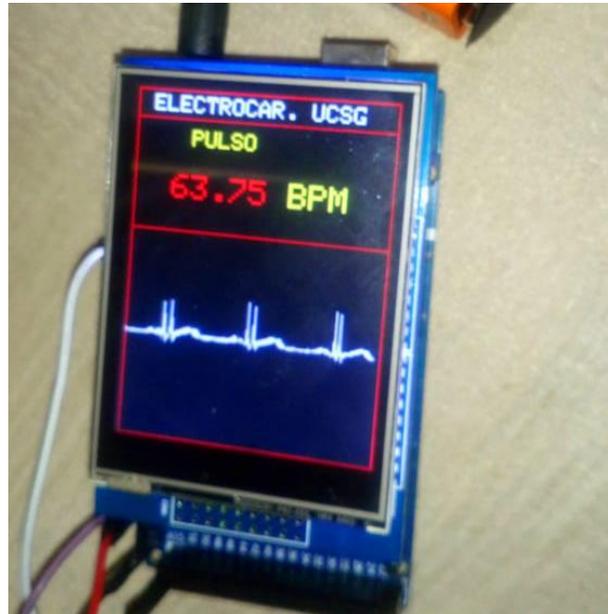


Figura 3.5 Pruebas calibrada con el pulso
Fuente: Elaborado por el autor

Pruebas de funcionamiento con el NodeMECU ESP8266 puerto serial

Se puede observar la señal del complejo PQRST configurada con una velocidad de 9600 bps para el posterior análisis de muestras por segundo

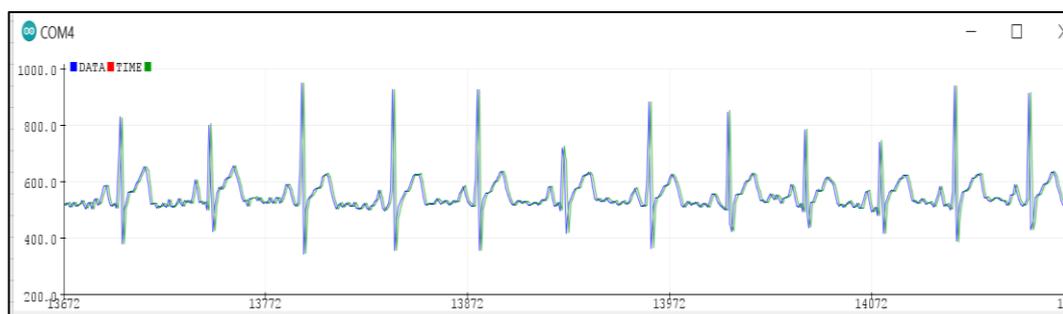


Figura 3.6 Prueba con NodeMECU ESP8266 puerto serial
Fuente: Elaborado por el autor

3.4 PLX DAQ

Para la adquisición y análisis de la señal en sitio se utilizó la aplicación Paraleja **Data Acquisition** herramienta (**PLX-DAQ**) que a partir de un complemento de Microsoft Excel PLX-DAQ permite exportar los datos generados por el código de Arduino a una hoja de cálculo y de esa manera graficarla, imprimirla y analizarla.

Luego de descargar e instalar la aplicación, se configura con el mismo puerto COM y velocidad del puerto serial declarado en el código. En este caso en particular tal como se puede verificar en la figura 3.7, la conexión del Arduino a la hoja de Excel utilizando PLX-DAQ, que es puerto COM 4 y 9600 baudios de velocidad del puerto serial.

En el gráfico de la hoja de cálculo, tal como se puede apreciar en la figura 3.10 el eje vertical corresponde a la amplitud de la señal teniendo como máximo 1 mV, se observa que son valores entre 0 y 1000, esto será cada 1 micro V, y el horizontal corresponde a la variable número de muestras que se la puede relacionar con el tiempo en milisegundo, que con la ayuda de un cardiólogo se puede interpretar las lecturas ya que cada cuadrado equivale a una longitud determinada de tiempo.



Figura 3.7 Configuración del puerto y la velocidad del PLX DAQ

Fuente: Elaborado por el autor

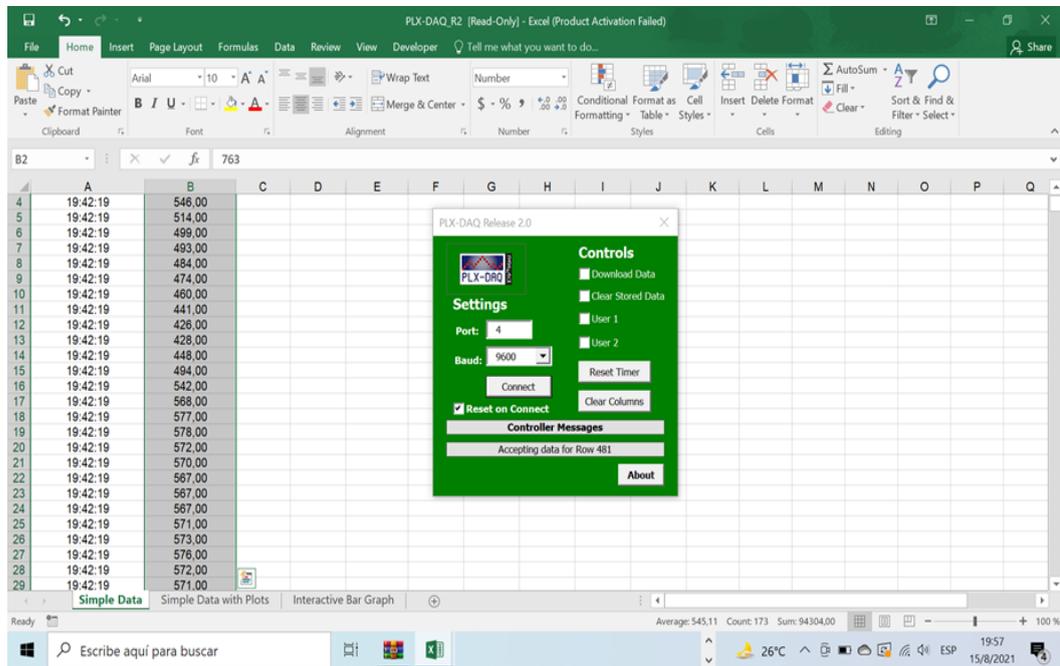


Figura 3.8 Adquisición de datos Hoja de cálculo con PLX DAQ
Fuente: Elaborado por el autor

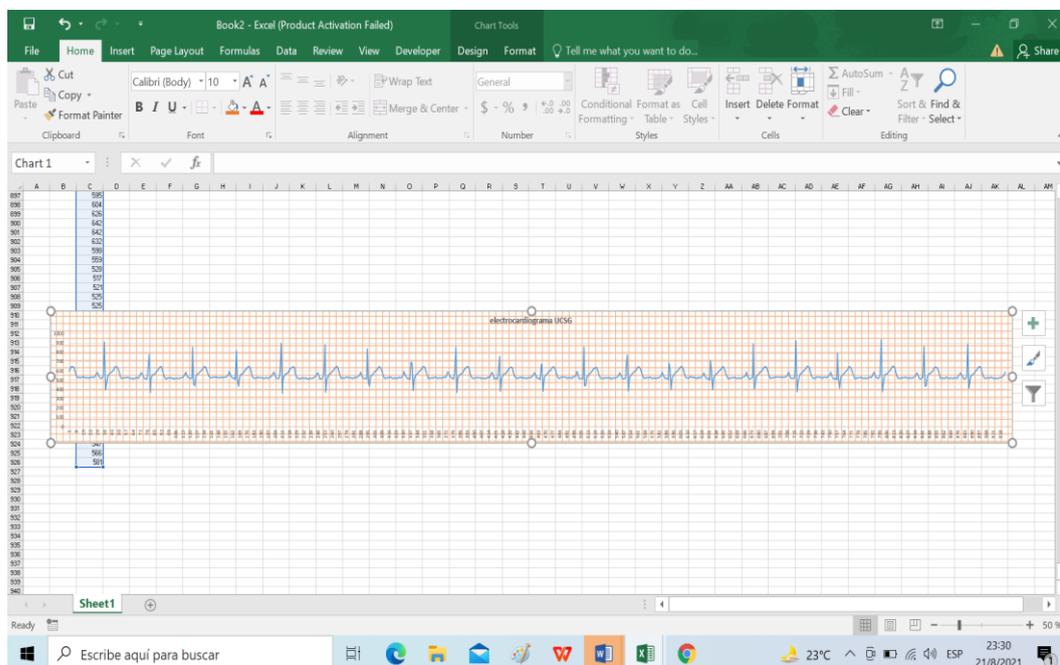


Figura 3.9 Grafico de la señal cardiaca del NodeMCU ESP 8266 en Excel
Fuente: Elaborado por el autor

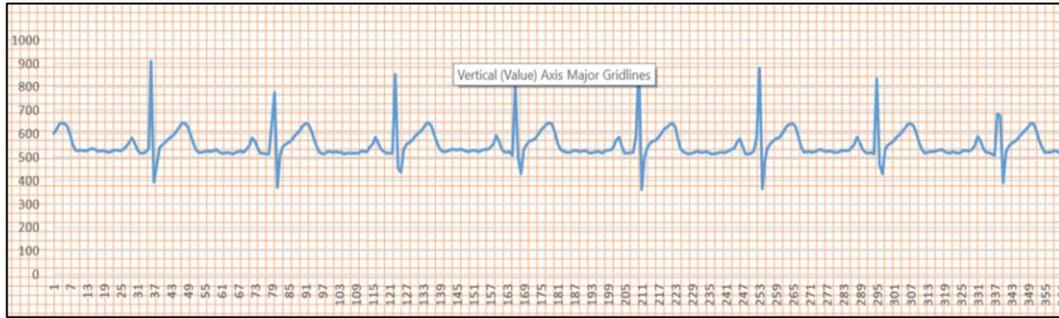


Figura 3.10 Señal lista para imprimir
Fuente: Elaborado por el autor

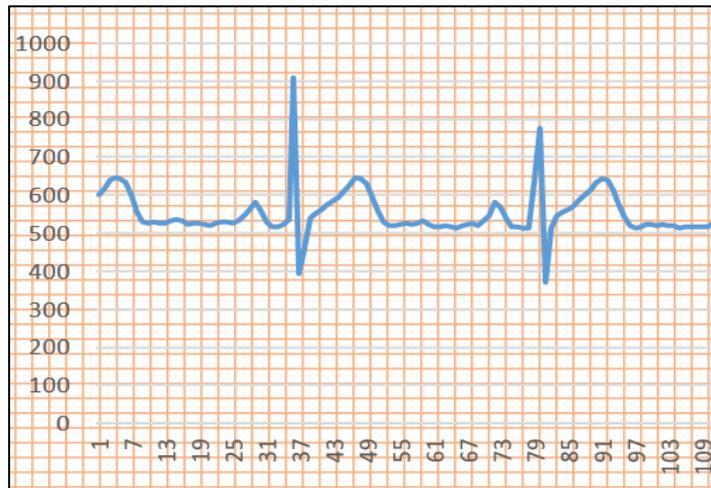


Figura 3.11 Detalle para el análisis
Fuente: Elaborado por el autor

Tal como se presenta en la figura 3.11 se verifican las divisiones, observando el número de muestras en el eje del tiempo, donde corresponden a 40 ms por cuadrícula, en el eje vertical que es el voltaje cada cuadrícula es 0.1 mV.

De esta forma se pueden determinar los tiempos entre cada pico de señal para determinar la frecuencia cardíaca y saber si están en los valores correctos y detectar alguna taquicardia o bradicardia.

3.5 Configuración y administración Ubidots

Ubidots es una plataforma de IoT (Internet de las cosas) que permite enviar datos de sensores a la nube, configurar tableros y alertas, conectarse con otras plataformas, usar herramientas de analítica y arrojar mapas de datos en tiempo real. Para acceder a la plataforma primero se

crea un usuario con los datos que solicitan como usuario, contraseña y un correo para verificar automáticamente el sistema crea un token el cual es necesario para ingresar dentro del código en la parte de conexión a la red y conexión a la plataforma

Se debe crear

Dispositivo: esp8622

Variable: myecg

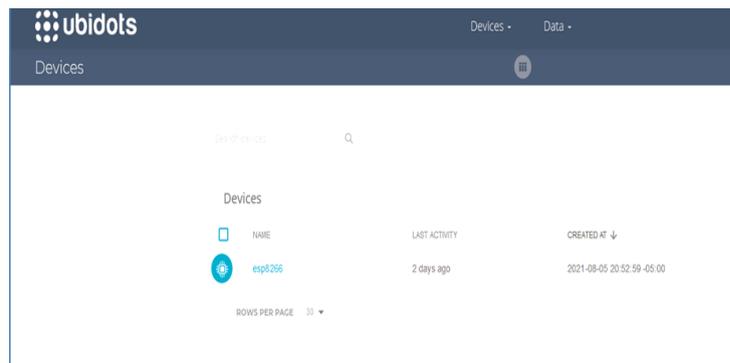


Figura 3.12 Creación de dispositivo en Ubidots
Fuente: Elaborado por el autor

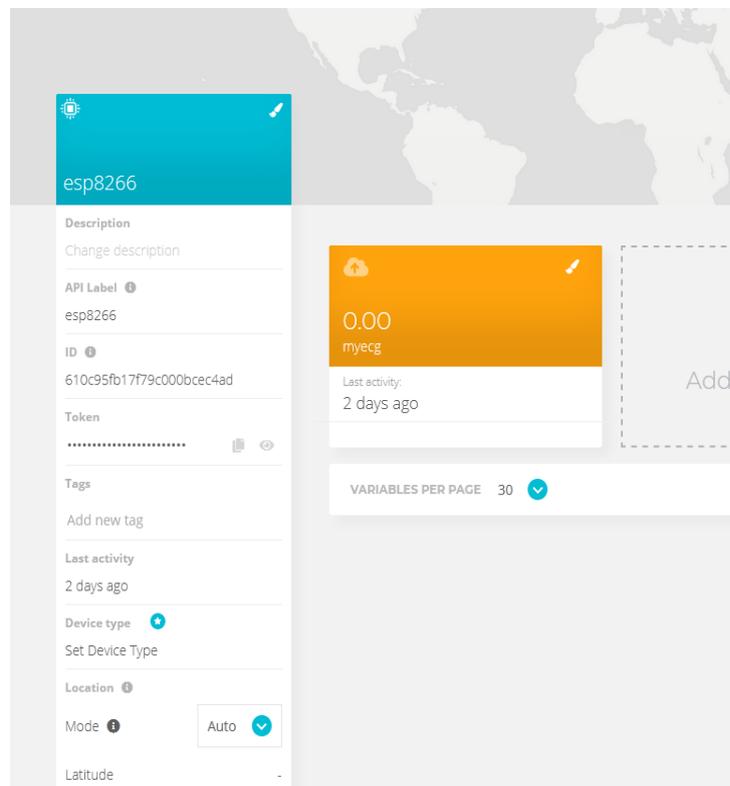


Figura 3.13 Configuración de dispositivo en Ubidots
Fuente: Elaborado por el autor

Debido a que la plataforma utiliza el protocolo MQTT, el cual es un protocolo de mensajería de publicación / suscripción (Publish/Suscribe), extremadamente simple y ligero, trabajando en redes de bajo ancho de banda, alta latencia o no confiables. Los principios de diseño de este protocolo son minimizar el ancho de banda de la red y los requerimientos de recursos del dispositivo, al tiempo que también intenta asegurar la confiabilidad y cierto grado de seguridad de la entrega.

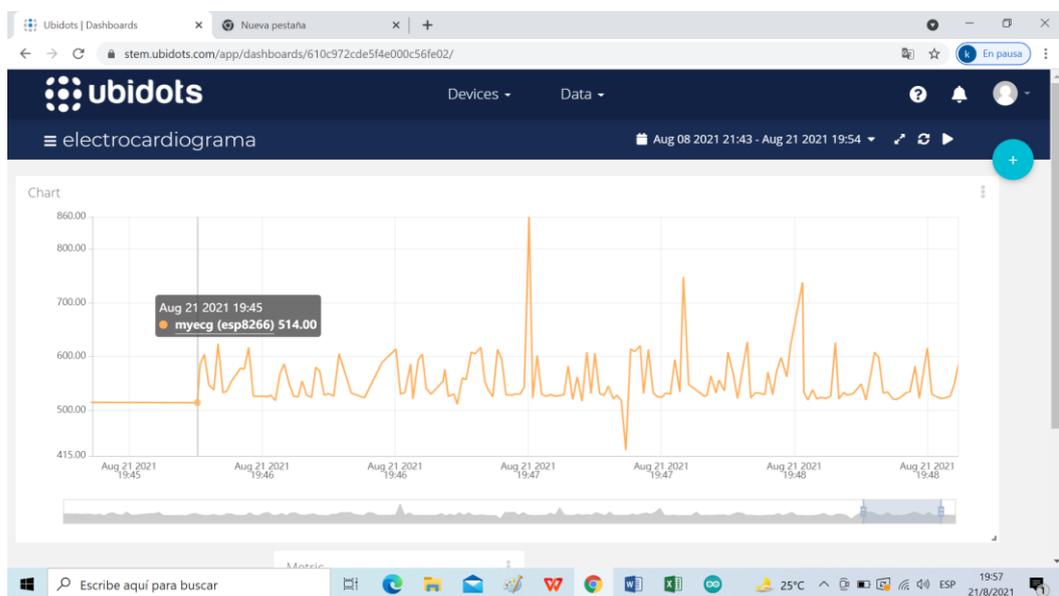


Figura 3.14 Salida del dashboard de Ubidots
Fuente: Elaborado por el autor

Luego de realizar lecturas y pruebas en la plataforma se determinó, que esta realiza de 1 a 2 muestras por segundo dependiendo de la velocidad del enlace, esto se debe a que Ubidots utiliza el protocolo MQTT, diseñado originalmente para sensores y dispositivos que puedan soportar cierta latencia en la red, pero para seguir la forma de la señal cardiaca se necesitan más muestras o lecturas por segundo, esto es aproximadamente 20 muestras por segundo.

Estas razones determinan el tipo de grafico en la plataforma no sigue fielmente a la señal del sensor, por lo que es necesario un análisis de la posibilidad que la señal se guarde y luego se ralentice y de

esa manera poder enviarla ya no en tiempo real, sino almacenada por un intervalo de tiempo, luego ralentizada para que se puedan efectuar el muestreo de por lo menos 20 puntos por segundo .

De acuerdo con el grafico 3.11 en el eje horizontal se presentan el número de lecturas del NodeMcu, que aproximadamente son 45 muestras por cada latido o por segundo, por esa razón el grafico es casi exacto , mientras que el protocolo MQTT en la plataforma en el mejor de los casos si la velocidad de proveedor es alta, y no hay saturación será de 3 muestras por latido o por segundo, de acuerdo con las pruebas realizadas.

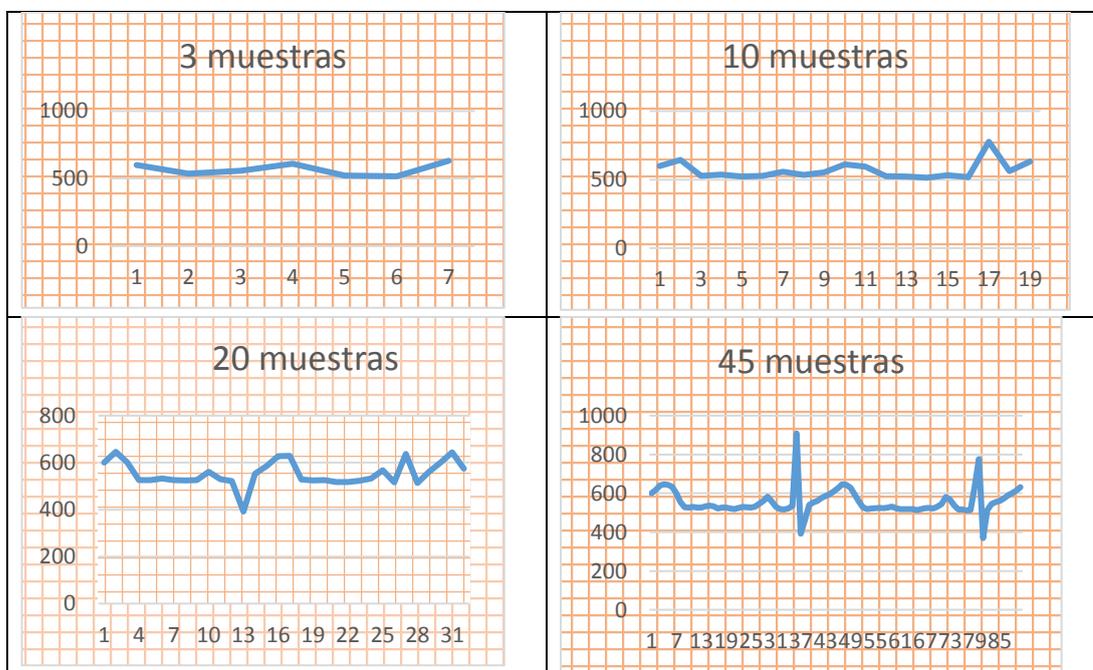


Figura 3.15 Salida por el número de muestras por segundo
Fuente: Elaborado por el autor

El alcance del presente trabajo de investigación se enfoca a la construcción del prototipo para que funcione en sitio y lo que respecta a la administración de la señal en tiempo real se propone almacenar la señal en un buffer y luego enviarla ralentizada.

3.6 Requisitos para la certificación

Para la certificación del equipo médico según el art. 15, en la tabla apartado b y c capítulo IV de la resolución de la Agencia Nacional de

RESOLUCION ARCSA 026-2016-YMIH

A continuación, se indica que se deben adjuntar los requisitos para demostrar la seguridad del producto terminado

Tabla 3.3 Requisitos para la certificación de un producto medico terminado

b. Requisito para demostrar la seguridad del producto terminado:				
Certificado de cumplimiento de la Norma ISO 10993, o Estudios de Biocompatibilidad (Basado en la Norma ISO 10993).	SI, para Riesgo III, IV	SI, para Riesgo III, IV	SI, para Riesgo III, IV	NO
c. Requisito para demostrar la eficacia del producto terminado, según corresponda:				
1. Estudios de biofuncionalidad.	NO	SI, para Riesgo	SI, para Riesgo	SI
2. Estudios clínicos específicos para la tecnología médica o meta análisis de artículos científicos de evidencias clínicas sobre el dispositivo.		III, IV	III, IV	
3. Estudios aplicables a agentes de diagnóstico in vitro, según corresponda: A. Estudios de precisión / reproducibilidad B. Estudios de sensibilidad C. Estudios de especificidad				

Fuente: Agencia Nacional de Regulación Control y Vigilancia Sanitaria (ARCSA)

Por lo tanto, para contar con la certificación es indispensable el cumplimiento de la certificación de la NORMA ISO 10993 y de los Estándares de la ANSI - AAMIEC11-1991 por parte de alguna institución pública o privada que se dedique a realizar las pruebas de:

- Biocompatibilidad
- Biofuncionalidad
- Evidencias clínicas del dispositivo a certificar
- Estudios de precisión reproducibilidad
- Estudios de sensibilidad
- Estudios de especificidad

3.7 Análisis de Costos

En la siguiente tabla se indican los costos unitarios de cada elemento y el costo total para el prototipo de electrocardiógrafo.

Tabla 3.4 Costos de los componentes opción Arduino Mega

TARJETA	COSTO POR UNIDAD
ARDUINO MEGA	20
SHIELD TFT 2.8"	20
AD8232	22
CABLES Y CONECTORES	6
ESP8266	4
CUBIERTA	8
TOTAL	80

Fuente: Elaborado por el autor
 Tabla 3.5 Costos de los componentes opción NodeMCU ESP8266

TARJETA	COSTO POR UNIDAD
NodeMCU ESP8266	7
AD8232	22
CABLES Y CONECTORES	3
CUBIERTA	8
TOTAL	40

Fuente: Elaborado por el autor

Se debe contar con una conexión Wifi y servicio de proveedor de Internet que no es parte del costo del prototipo.

3.8 Comparación con otros dispositivos de iguales características

Se comparan con equipos de 3 canales y de bajo costo

Electrocardiógrafo ChoiceMMed



Figura 3.16 Electrocardiógrafo ChoiceMMed

Fuente: <https://tecnomed2000.com/producto/electrocardiografo-portatil-1-canal/>

Precio: 250 USD

Electrocardiógrafo ECG portátil de 1 canal, que permite la vigilancia y registro de eventos cardíacos por el propio paciente en sólo 30 segundos sin necesidad de consumibles, sin cables ni electrodos.

Características Técnicas:

Tamaño reducido – Portátil -Fácil uso – Interpretación del ECG

Compacto y robusto – 100 gramos sin 2 x baterías AAA

Dimensiones: 130mm x 84mm x 21mm

Display LCD retroiluminado de 1 canal. 160 x 240 puntos. Área de la pantalla para visualización de la curva: 57mm x 27mm

Señal ECG (curva) – Frecuencia cardíaca – Diagnóstico y Estado de la Batería en pantalla

Adquisición del ECG en sólo 30 segundos

Frecuencia cardíaca desde 30 a 240 lpm

Exactitud: 30-100 lpm ± 2 lpm / 101-240 lpm ± 4 lpm

Almacenamiento de 200 ECG's, cada registro contiene 30 segundos de curva de ECG y análisis

Ancho de banda de la señal: 0,5Hz. a 75Hz.

Rango de muestreo: 250Hz

Alimentación: 2 pilas alcalinas AAA

Conexión a PC mediante cable USB

Suministrado con bolsa de transporte

Autonomía: hasta 500 ECG

Apagado automático en 30 segundos

Temperatura funcionamiento: 5°C – 40°C

Adquisición ECG aplicando el equipo en la palma de la mano

Marcado CE

Electrocardiógrafo CIMICS



Figura 3.17 Electrocardiógrafo CIMICS
Fuente: <https://es.made-in-china.com/>

Precio: US \$ 280,00

Clasificación: Funciones Fisiológicas de Diagnóstico y Equipos para el Monitoreo

Tipo: EEG/ECG/EKG/EMG/VCG Digital

Certificación: ISO13485

Electrocardiógrafo PioWay Medical



Figura 3.18 Electrocardiógrafo PioWay Medical
Fuente: <https://es.made-in-china.com/>

Precio: US \$ 350,00

Clasificación: Aparato Bioquímico

Tipo: EEG/ECG/EKG/EMG/VCG Digital

Certificación: CE, CEE, MSDS, ISO13485

Tipo regulador de dispositivos médicos: Tipo 2

Estándar: CE, ISO, TUV

3.9 Discusión y análisis de los resultados

En la investigación previa se determinó que los sistemas de salud sólidos son aquellos que se basan en seis componentes fundamentales: la financiación, los recursos humanos, la información, la prestación de servicios, la gobernanza, y los productos médicos, vacunas y tecnologías. Desde la fase de innovación a la de sustitución, un programa para dispositivos médicos debe abordar cuatro características cruciales: la disponibilidad, la accesibilidad, la idoneidad y la asequibilidad

La accesibilidad y asequibilidad de los equipos médicos están determinados por dos parámetros estos son la certificación y el precio, para la implantación del prototipo se determinó dos alternativas dependiendo del escenario, el primero es el caso que se necesita la graficación de la señal cardiaca en sitio y en una impresión para el análisis correspondiente, en este caso el precio de fabricación es de 80 dólares, ya que los componentes serán el Arduino, la pantalla TFT 2.8 el sensor cardiaco AD8232 y la hoja de cálculo con PLX DAQ, mientras que el segundo caso que no se presente la señal en la pantalla pero si en la plataforma Ubidots donde el costo es de 40 dólares, ya que solo contara con el NodeMCU 8266 y el AD8232, sin embargo como la plataforma en su versión básica está orientada productos en la industria y no en la salud, depende de la calidad del enlace.

Para utilizar la plataforma Ubidots con el protocolo mqtt, se determina las razones por la que no es posible reproducirla a menos que se realicen más de diez muestras por segundo, podrán monitorizar otro tipo de señal de preferencia métricas, como temperatura, presión arterial, etc.,

Por lo tanto el diagnostico de alguna patología cardiaca no se puede

realizar a menos que se cuente con una red de alta velocidad con latencias menores a 10 ms, de acuerdo con su respectivo protocolo de comunicación, por lo tanto se propone en el código almacenar la señal cardiaca en un minuto en un buffer y luego ralentizarla utilizando valores tomados y finalmente enviarla por la línea Client publish a la plataforma.

Finalmente en la revisión de los costos se presentaron tres electrocardiógrafos con precios entre 250 hasta 350 dólares, que tienen como característica su debida certificación y en unos casos permite imprimir el electrocardiograma, cabe resaltar que al costo es necesario aumentar el rubro de mano de obra y de investigación por lo que se tiene una margen de utilidad que dependerá de investigaciones de mercado futuras mediante un presupuesto de inversión.

Tabla 3.6 Comparación con otros productos de similares características

Marca	Estado	Precio USD	fabricante	Origen	certificación
NodeME CU ESP8266	En desarrollo	Costo:40 Precio:100	El autor	Ecuador	Factible
Arduino Mega	En desarrollo	Costo:80 Precio:150	El autor	Ecuador	Factible
ChoiceM Med	En venta	250	Tecnomed	Madrid España	CE
CIMICS	En venta	280	CIMICS Medical Instrumental	Guangdog China	ISO13485
PioWay	En venta	350	Pio Way Medical	JianSug China	ISO13485

Fuente: Elaborado por el autor

Conclusiones

1. Se desarrolló el código en lenguaje C++ que permite captar, digitalizar y presentar la onda del complejo PQRST por medio del monitor cardiaco para su posterior procesamiento en el Arduino Mega proyectándose en la pantalla TFT 2.8
2. Se analizó el procedimiento para presenta la onda del complejo PQRST para a la nube por medio del NodeMCU ESP8266 en la plataforma Ubidots para su posterior análisis y diagnóstico por parte de un profesional de la salud
3. Se describió el proceso para la obtención de la certificación por parte del ARCSA para el uso posterior del prototipo en los centros de atención medica
4. Se graficaron y analizaron la señal en sitio por medio de la aplicación de Excel PLX DAQ sin conectarse a la red .
5. Se implementó el prototipo que es un electrocardiógrafo de bajo costo bajo plataforma y diseño de arquitectura abierta como es Arduino, lenguaje C++ Ubidots.

Recomendaciones

1. Utilizar el prototipo para en el área de la educación para que los futuros médicos se permitan familiarizar con el complejo PQRST
2. Emplear el dispositivo para la atención en centros de atención primaria en donde no cuenten con EKG como recurso de los profesionales de la salud
3. Analizar la señal del complejo PQRST con un lenguaje de IA o con las fórmulas de la hoja de cálculo, para poder diagnosticar afecciones cardiacas directamente desde el dispositivo biomédico.
4. Desarrollar un código de lenguaje de programación en la propuesta de nuevas líneas de investigación para que la señal cardiaca se pueda graficar en la plataforma abierta de Ubidots.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- Arduino, S. o. (s.f.). *Arduino*. Recuperado el 12 de 07 de 2021, de <https://arduino.cl/que-es-arduino/>
- Association for the Advancemnte of Medical Instrumentation. (s.f.). Recuperado el 10 de 07 de 2021, de AAMI: <https://www.ami.org>
- Bistel , R., Fajardo , A., & Valdes, E. (2013). *Diseño de un instrumento virtual para la calibraicon de Sistemas Electrocardiograficos*. La Habana: scielo.
- Blasco, N. (2017). *EndoG influye en el crecimiento y la proliferación celular con impacto en el desarrollode tejidos y la progresión tumora*. Barcelona: Universidad de Lleida.
- Fajuri, A. (2009). *Manual de arritmias*. Recuperado el 12 de 07 de 2021, de manual de arritmias: https://medicina.uc.cl/wp-content/uploads/2018/06/Arritmias_1.pdf
- Gomez, M. (4 de abril de 2018). *MARCO TEORICO*. Recuperado el 4 de Mayo de 2021, de <https://www.marcoteorico.com/curso/50/definicion-de-marco-teorico>
- IESALC. (2020). *Covid 19 y educacion, los efectos inmediatos del dia despues*. Caracas: IESALC.
- Martinez, E. (2018). *Tipo, alcance y diseño de la investigacion*. Recuperado el 4 de mayo de 2021, de https://www.uaeh.edu.mx/docencia/VI_Lectura/maestria/documentos/LECT85.pdf
- nqa. (s.f.). *Organismo de Certificacion Global*. Recuperado el 12 de 7 de 2021, de <https://www.nqa.com/es-mx/certification/standards/iso-13485>
- OMS. (2012). *Evaluacion de las necesidades de dispositivos medicos*. Recuperado el 14 de 07 de 2021, de http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/44816/9789243501383_spa.pdf%3Bjsessionid%3D3F81F1D9F849671C224833C26F52F701?sequence=1
- Peña, C. (2017). *Arduino, de cero a experto*. Buenos Aires: Six Ediciones.
- Ramirez, F. (2009). Fisiología cardiaca. *Revista Medica*, pag. 1.
- San Mauro, M. (2013). *Anatomía cardiaca, una manera intetral de estudiar las estrucutras del corazon y los grandes vasos*. La Plata. Argentina: Universidad de la Plata. Editorial de la Univesidad de la Plata.
- Vega, G. (2012). *Diseño y construccion de un electrocardiografo de 12 derivaciones para el analisis de señales cardiacas*. Cuenca: UPS.

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Juan Carlos López Cañarte**, con C.C: # **0909440679** autor/a del trabajo de titulación: **DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO DE BAJO COSTO EN UNA PLATAFORMA OPEN SOURCE**, previo a la obtención del título de **Magíster en Telecomunicaciones** en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

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

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

Guayaquil, a los 13 días del mes de septiembre del 2021



Juan Carlos López Cañarte

C.C: 0909440679



Presidencia
de la República
del Ecuador



Plan Nacional
de Ciencia, Tecnología,
Innovación y Saberes



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

REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGIA

FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN

TÍTULO Y SUBTÍTULO:	Diseño e implementación de un electrocardiógrafo de bajo costo en una plataforma Open Source	
AUTOR(ES)	Juan Carlos López Cañarte	
REVISOR(ES)/TUTOR	MSc. Edgar Quezada Calle; MSc. Edwin Palacios Meléndez / MSc. Luis Córdova Rivadeneira	
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil	
FACULTAD:	Sistema de Posgrado	
PROGRAMA:	Maestría en Telecomunicaciones	
TITULO OBTENIDO:	Magister en Telecomunicaciones	
FECHA DE PUBLICACIÓN:	13 septiembre del 2021	No. DE PÁGINAS: 84
ÁREAS TEMÁTICAS:	Comunicaciones Ópticas Inalámbricas, Sistemas FSO, Espectro Electromagnético, Comunicaciones Luz Visible, Comunicaciones Ópticas en el espacio Libre, Modulación Óptica	
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	Fisiología y anatomía del corazón, el ciclo cardiaco, señal PQRST, electrocardiograma, señales bioeléctricas, Sistemas embebidos	
RESUMEN/ABSTRACT:	<p>El presente proyecto comprende el diseño e implementación de un electrocardiógrafo construido a partir de un micro controlador Arduino con código de programación abierto en lenguaje C++, que permitirá registrar, almacenar y presentar la señal cardiaca representada por el complejo PQRST en una pantalla de 2.8 pulgadas y analizarla en un archivo u hoja impresa con la aplicación PLX DAQ en el entorno de desarrollo de Excel, considerando los parámetros para registrar y graficar en tiempo real bajo una plataforma de IoT (Internet de las cosas) denominada Ubidots, siempre y cuando la latencia del enlace lo permita, esto permitirá diagnosticar algún tipo de afección cardiaca por parte de un profesional de la salud. Por los costos reducidos de los componentes, el prototipo tiene como target la población de escasos recursos económicos, atendidos en centros médicos con poca asequibilidad de equipos biomédicos, o personal médico y proveedores de salud que no cuenten con estos equipos para el oportuno diagnóstico de enfermedades cardiacas. Esta investigación se encasilla como proyecto factible, utiliza una metodología descriptiva, analítico sintético y bibliográfica, con enfoque cuantitativa, cualitativa. El proceso comprende el diseño del prototipo de un electrocardiógrafo según los objetivos planteados, se desarrolla el controlador, la segunda etapa consiste en realizar calibración y pruebas. Para la implementación del proyecto se cuenta con los recursos necesarios: tarjetas electrónicas, micro controlador Arduino, tarjetas de adquisición de la señal cardiaca AD8232, conexión wifi a través del ESP8266 cuyos costos son accesibles, pudiendo conseguir localmente, el código para la programación es abierto y el acceso a la nube por Ubidots es abierta y de prueba.</p>	
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO
CONTACTO AUTOR/ES:	Teléfono: +593-996997587	E-mail: jclc123456789@gmail.com
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN (COORDINADOR DEL PROCESO UTE):	Nombre: Romero Paz Manuel de Jesús	
	Teléfono: +593-994606932	
	E-mail: manuel.romero@cu.ucsg.edu.ec	
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA		
Nº. DE REGISTRO (en base a datos):		
Nº. DE CLASIFICACIÓN:		
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):		