

E.T.S. de Ingeniería Industrial, Informática y de  
Telecomunicación

# Diseño, Desarrollo y Fabricación de un generador de señales ECG para entornos clínicos.



Máster Universitario en  
Ingeniería Biomédica

Trabajo Fin de Máster

Juan Carlos Quizhpilema Cedeño

Jesús Daniel Trigo Vilaseca

Javier Rodríguez Falcez

Pamplona, junio del 2021





# Agradecimientos

Quiero agradecer a todos los educadores que han estado a lo largo de mi vida, porque gracias a sus conocimientos impartidos he logrado estar hoy en día aquí realizando un master. He de decir que gracias a ellos se ha despertado en mí esa curiosidad de investigación y creación que rodea a todas las cosas que me gustan.

Quiero agradecer a mis padres que son las principales personas que me han ayudado a conseguir mi carrera y mis objetivos a mediano plazo. Quiero agradecerles que nunca hayan perdido la fe en mí.

Quiero agradecer a muchas de las personas que me han ayudado a mi llegada y estancia a España y me han ayudado a culminar un objetivo más.



# Abstract

**Introduction:** Electrocardiographs are equipment used in hospitals for the identification of cardiac signs. It is important that these devices are calibrated to avoid misdiagnosis that may lead to inappropriate treatment. Calibration of digital electrocardiographs is performed with ECG simulators. ECG simulators reproduce a P-QRS-T complex with a pre-established number of pulses per minute, then a hospital monitor is used to observe whether this signal complies with the parameters sent by the ECG simulator.

**Objectives:** The general objective is to design and manufacture a low-cost device that simulates ECG signal for the calibration of three-electrode hospital monitors.

**Methodology:** design and development:

Several stages were performed for the development of the ECG simulator. Stage 1: standard ECG signals were found and downloaded (from the PhysioBank database). Stage 2: conditioning and subsequent storage of the "mV" signal at resolution levels. Step 3: programming of interrupt times in the microcontroller. Step 4: Sending of data at each interruption time. Step 5: reception of data in the analog digital converter. Step 6: reconstruction of the signal from resolution levels to "V". Step 7: reduction of the signal from "V" to "mV". Step 8: simulation of the prototype in Proteus. Step 9: assembly simulation. Step 10: construction of the prototype. Stage 11: verification of the prototype.

## Results:

*Simulation results:* the simulation of the equipment was successfully carried out in the Proteus program with its respective components. Using the Proteus oscilloscope, the signal of the P-QRS-T complex was observed with its amplitude and frequency entered.

*Prototyping:* A first prototype was made in which the simulated electrical circuit was reproduced on a protoboard. The second prototype was built considering the characteristics of the first one to translate them into an electronic board. Finally, a housing was built in which the electronic board and all its peripherals were inserted.

*Experimental results using the prototype:* The correct functioning of the final prototype was verified using the oscilloscope and the BIOPAC MP36 signal amplifier, certifying the correspondence of cardiac frequencies and amplitudes.

**Conclusions:** An ECG simulator capable of generating control signals to test the correct functioning of hospital electrocardiographs has been successfully designed and fabricated. The device can represent some arrhythmias and heart rate variation ranging from 50 BPM to 105 BPM. The ECG simulator has an approximate cost of 81 € and is therefore very economical compared to the equipment available on the market.

**Keywords:** Electrocardiogram, simulator, analog digital converter (ADC), digital analog converter (DAC), beats per minute, microcontroller, interruptions, calibration, analog, digital, timer2.



# Resumen

**Introducción:** Los electrocardiógrafos son equipos utilizados en hospitales para la identificación de signos cardiacos. Es importante que estos equipos estén calibrados para evitar diagnósticos erróneos que puedan llevar a tratamientos inadecuados. La calibración de electrocardiógrafos digitales se realiza con simuladores ECG. Los simuladores ECG reproducen un complejo P-QRS-T con un número de pulsos por minuto preestablecidos, posteriormente en un monitor hospitalario se observa si esta señal cumple con los parámetros enviados por el simulador de ECG.

**Objetivos:** El objetivo general es diseñar y fabricar un dispositivo de bajo costo que simule la señal ECG para la calibración de monitores hospitalarios de tres electrodos.

**Metodología: diseño y desarrollo:**

Para el desarrollo del simulador ECG se realizaron varias etapas. Etapa1: se encontraron y descargaron señales ECG patrón (de la base de datos PhysioBank). Etapa2: acondicionamiento y posterior almacenamiento de la señal de “mV” a niveles de resolución. Etapa3: programación de tiempos de interrupción en el microcontrolador. Etapa4: Envío de los datos en cada tiempo de interrupción. Etapa5: recepción de datos en el convertidor digital análogo. Etapa6: reconstrucción de la señal de niveles de resolución a “V”. Etapa7: reducción de la señal a de “V” a “mV”. Etapa8: simulación del prototipo en Proteus. Etapa9: simulación del ensamblaje. Etapa10: construcción del prototipo. Etapa11: verificación del prototipo.

**Resultados:**

*Resultados de la simulación:* Se realizó con éxito la simulación del equipo en el programa Proteus con sus respectivos componentes. Usando el osciloscopio de Proteus se observó la señal del complejo P-QRS-T con su amplitud y frecuencia ingresadas.

*Prototipado:* Se realizó un primer prototipo en el cual se reprodujo el circuito eléctrico simulado en un protoboard. El segundo prototipo se construyó tomando en cuenta las características del primero para plasmarlos en una placa electrónica. Finalmente se construyó una carcasa en la cual se ingresó la placa electrónica y todos sus periféricos.

*Resultados experimentales usando el prototipo:* El correcto funcionamiento del prototipo final se verificó utilizando el osciloscopio y el amplificador de señales BIOPAC MP36, certificando la correspondencia de frecuencias y amplitudes cardiacas.

**Conclusiones:** Se ha diseñado y fabricado con éxito un simulador ECG capaz de generar señales de control para testear el correcto funcionamiento de los electrocardiógrafos hospitalarios. El dispositivo es capaz de representar algunas arritmias y una variación de la frecuencia cardiaca que va desde los 50 BPM hasta los 105 BPM. El simulador ECG tiene un costo aproximado de 81 € y por tanto es muy económico en comparación a los equipos que existen en el mercado.

**Palabras clave:** Electrocardiograma, simulador, convertidor análogo digital (ADC), convertidor digital análogo (DAC), pulsaciones por minuto, microcontrolador, interrupciones, calibración, analógico, digital, timer2.



# Índice general

<b>1 Motivación, Objetivos y Contexto</b> .....	1
1.1 Motivación .....	1
1.2 Objetivo .....	3
1.3 Contexto .....	3
<b>2 Estado del arte</b> .....	5
2.1 PS410 de Fluke Biomedical .....	5
2.2 MiniSim 1000 .....	6
2.3 SECULIFE PS200 .....	7
<b>3 Metodología: diseño y desarrollo del simulador ECG</b> .....	10
3.1 Materiales y componentes utilizados .....	10
3.1.1 Componentes Hardware .....	10
3.1.2 Componentes Software .....	14
3.2 Diseño y desarrollo del simulador ECG .....	16
3.2.1 Codificación de la onda ECG .....	17
3.2.1.1 Obtener la forma de onda .....	17
3.2.1.1.1 Extracción de una onda ECG de una base de datos .....	18
3.2.1.1.2 Extracción de una onda ECG con taquicardia desde una base de datos .....	19
3.2.1.2 Selección del complejo para el almacenamiento .....	20
3.2.1.3 Tratamiento de datos .....	23
3.2.1.4 Almacenamiento de la matriz en el microcontrolador .....	25
3.2.2 Tratamiento y envío .....	26
3.2.2.1 Cálculo de la línea muerta .....	26

3.2.2.2	Variación de los BPM .....	27
3.2.2.3	Tiempo de envío de los datos .....	27
3.2.2.3.1	Configuración del Timer2 .....	28
3.2.2.3.2	Interrupción del timer2 .....	32
3.2.2.4	Envío de datos por protocolo SPI.....	33
3.2.3	Decodificación .....	35
3.2.3.1	Recepción de datos SPI en el DAC.....	35
3.2.3.2	Cálculo de resistencias .....	37
3.2.4	Diseño por ordenador (CAD) del prototipo y carcasa .....	39
<b>4</b>	<b>Resultados .....</b>	<b>45</b>
4.1	Resultados de la simulación.....	45
4.1.1	Algoritmo del microcontrolador .....	45
4.1.2	Resultados de la simulación.....	47
4.2	Prototipado y fabricación.....	50
4.2.1	Fabricación del simulador ECG.....	51
4.3	Resultados experimentales usando el prototipo.....	53
<b>5</b>	<b>Discusión.....</b>	<b>60</b>
<b>6</b>	<b>Conclusiones y líneas futuras.....</b>	<b>64</b>
6.1	Conclusiones .....	64
6.2	Líneas Futuras.....	65
	<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>66</b>



## Índice de tablas

Tabla 1. Comparación de equipos simuladores de señales ECG .....	8
Tabla 2. Características del microcontrolador BlunoMega 2560 .....	11
Tabla 3. Tabla de selección de componentes y su coste .....	43
Tabla 4. Problemas con sus respectivas soluciones y justificación .....	62
Tabla 5. Tabla de características más relevantes del simulador ECG .....	65



# Índice de figuras

Figura 1. ECG de onda sinusal normal .....	1
Figura 2. Costo de los simuladores ECG de pacientes. ....	2
Figura 3 Simulador cardiaco PS410 .....	6
Figura 4. Simulador de paciente MiniSim 1000. ....	7
Figura 5. Simulador SECULIFE PS200 .....	7
Figura 6. BlunoMega 2560 .....	11
Figura 7. Circuito integrado MCP4921 .....	12
Figura 8. LCD de fondo azul. ....	12
Figura 9. Modulo UART a SPI o I2C .....	13
Figura 10. BioPac Systems MP36 .....	13
Figura 11. Conectores ECG de tres electrodos .....	14
Figura 12. Arduino IDE .....	15
Figura 13. (Izquierda) Interfaz de desarrollo del esquema eléctrico, (Derecha) Interfaz de desarrollo del circuito impreso. ....	15
Figura 14. Esquema general del generador de señales .....	16
Figura 15. Complejo P-QRS-T en rango normal (60 BPM).....	17
Figura 16. Complejo P-QRS-T en rango acelerado (Taquicardia 180BPM).....	17
Figura 17. Datos de entrada de la base de datos en PhysioNet.....	18
Figura 18. Visualización de la onda a descargar .....	18
Figura 19. Cambio de parámetros para la descarga de datos.....	19
Figura 20. Datos de entrada para descargar valores que simulan la taquicardia en PhysioNet .....	20
Figura 21. Visualización de la onda a descargar .....	20
Figura 22. Gráfico de datos descargados de la base de datos para la onda normal ...	21

Figura 23. Complejo seleccionado para representar la onda normal .....	21
Figura 24. Complejo P-QRS-T seleccionado para la onda normal.....	22
Figura 25. Gráfico de los datos descargados para representar una taquicardia .....	22
Figura 26. Complejo seleccionado para representar la taquicardia .....	23
Figura 27. Complejo P-QRS-T seleccionado para representar la taquicardia .....	23
Figura 28. Cambio de valores de mV a bits.....	25
Figura 29. Proceso de una subrutina (ISR) .....	27
Figura 30. Registro TIMSK.....	28
Figura 31. Registro TCCR2A y TCCR2B .....	29
Figura 32. Modos de funcionamiento de los registros TCCR2A-2B .....	29
Figura 33. Valores de los pre-escaladores disponibles .....	30
Figura 34. Registro ASSR .....	31
Figura 35. Representación gráfica del contador Timer2 pre-escalado a 128.....	31
Figura 36. Ingreso del valor de inicio del contador Timer2 pre-escalado .....	32
Figura 37. Máquina de estados dentro de ISR .....	33
Figura 38. Modos de envío de datos en el protocolo SPI .....	34
Figura 39. Envío de datos al DAC .....	35
Figura 40. Bits de configuración del DAC .....	35
Figura 41. Esquema eléctrico interno de un DAC .....	36
Figura 42. Circuito eléctrico divisor de voltaje .....	37
Figura 43. Circuito eléctrico en serie de 3 resistencias.....	38
Figura 44. Circuito eléctrico con 3 electrodos de salida.....	38
Figura 45. Componentes del generador de señales ECG de bajo costo.....	39
Figura 46. Esquema electrónico del generador de señales ECG .....	40

Figura 47. Diagrama de flujo del algoritmo del generador.....	46
Figura 48. Osciloscopio resultado de la simulación a 105BPM.....	47
Figura 49. Osciloscopio resultado de la simulación a 30BPM.....	48
Figura 50. Osciloscopio resultado de la simulación a 180 BPM.....	49
Figura 51. Prototipado del generador de señales ECG.....	50
Figura 52. Señal de salida del generador de ondas ECG (60BPM).....	50
Figura 53. Vista superior de la placa del equipo.....	51
Figura 54. Vista inferior de la placa del equipo.....	51
Figura 55. Prototipo generador de ondas ECG de bajo costo.....	52
Figura 56. Señal del generador de ondas ECG a 60 BPM.....	53
Figura 57. Señal del generador de ondas ECG a 105 BPM.....	54
Figura 58. Señal del generador de ondas ECG a 180 BPM.....	55
Figura 59. Señal del generador de ondas ECG a 30 BPM.....	56
Figura 60. Conexión de los 3 electrodos del generador al BIOPAC MP36.....	57
Figura 61. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 60 BPM...	57
Figura 62. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 105 BPM.	57
Figura 63. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 180 BPM.	58
Figura 64. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 30 BPM...	58
Figura 65. Todas las señales del generador obtenidas por BIOPAC M36.....	58



# 1

## Motivación, Objetivos y Contexto

### 1.1 Motivación

El electrocardiograma (ECG) mide la actividad eléctrica del corazón. La información obtenida del ECG se utiliza como diagnóstico e identificación de signos asociados con enfermedades cardíacas. El ECG describe mediante una gráfica la variación del voltaje que genera los latidos del corazón (eje de las ordenadas) respecto al tiempo (eje de las abscisas). Un latido sinusal tiene una onda P, un complejo QRS y una onda T los cuales representan la despolarización auricular (onda P), despolarización y repolarización ventricular (complejo QRS). La señal ECG tiene una línea base llamada línea isoelectrónica o línea muerta y se identifica como una línea horizontal al terminar la onda T y antes de empezar la onda P, como muestra la Figura 1. Los intervalos de tiempo para ser denominados ritmos sinusales normales deben mantenerse entre 560 a 640 ms desde el inicio de la onda P hasta el final de la onda T y en el intervalo QS alrededor de 80 a 100 ms[4].

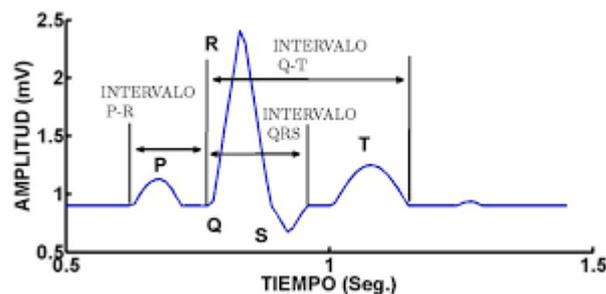


Figura 1. ECG de onda sinusal normal

Los equipos de monitorización hospitalaria son dispositivos electrónicos de ayuda que permiten recolectar información como presión, temperatura, pulso de pacientes. El

monitor multiparamétrico de signos vitales es uno de los equipos indispensables en las salas de cuidados intensivos de hospitalización o de urgencias[5]. El monitor multiparamétrico tiene incorporado un electrocardiógrafo por lo que es capaz de recolectar señales ECG además de respiración, temperatura, presión no invasiva y saturación de oxígeno. Una de las señales más importantes de este dispositivo es el ECG por lo que esta información puede indicar si se es propenso a padecer alguna enfermedad crónica o aguda relacionada con el corazón como: obstrucción de arterias, insuficiencia cardíaca y ataques al corazón[6].

Un electrocardiógrafo descalibrado puede presentar inconvenientes que pueden provocar el mal diagnóstico, provocando un tratamiento erróneo, daños graves en los pacientes que incluso pueden resultar ser mortales. Algunos de los problemas que se podrían inducir por este equipo al estar descalibrado son: enfermedades que no se hayan atendido a tiempo, malestares que empeoran, padecimiento de alto riesgo no detectado y pérdidas económicas por lo que estos se deberán realizar una vez más para confirmar si el tratamiento empleado es el correcto además del desgaste emocional que sufrirá el paciente y su familia.

Los electrocardiógrafos digitales son utilizados con más frecuencia que los analógicos debido a sus múltiples características como: acceso a la telemedicina, eliminación del uso de papel, es portátil y puede integrarse con otros equipos en un monitor hospitalario. Hoy en día para testear los equipos que tengan un electrocardiógrafo digital es necesario utilizar un simulador ECG. El simulador ECG envía una onda predefinida al monitor cardíaco, si la onda enviada se refleja en el monitor con los mismos valores de frecuencia cardíaca (Beats per minute, BPM), amplitud de la frecuencia cardíaca (mV) y misma forma de onda que el simulador se considera que el monitor está testeado. En el caso que el equipo esté descalibrado se debe realizar un mantenimiento correctivo, el equipo deberá quedar fuera de servicio y ser enviado al taller o de ser posible realizar la calibración en el lugar. Otro de los mantenimientos que se deben hacer en los equipos médicos es el mantenimiento preventivo, que se realiza cada determinado tiempo recomendado por el fabricante.

Los simuladores ECG que existen en el mercado están enfocados en la calibración de electrocardiógrafos utilizados en cardiología y quirófanos para navegación cardíaca. En estas áreas los dispositivos de electrocardiografía necesitan ser muy precisos en todas las



Figura 2. Costo de los simuladores ECG de pacientes.

derivaciones para evitar fallos en las intervenciones o diagnósticos que se realicen. Los simuladores ECG se muestran en la Figura 2., dependiendo de las derivaciones su precio varía desde los 430,00 dólares hasta los 2335,00 dólares.

En los talleres de empresas de mantenimiento de equipo médico existe la problemática de tener que comprar equipo de alto coste y con derivaciones innecesarias o exageradas que aumentan aún más el costo del equipo para realizar el debido mantenimiento a todos los monitores hospitalarios, en el día a día del taller de la empresa la demanda de simuladores es elevada por lo que existe una gran cantidad monitores hospitalarios por calibrar. A todo esto, nace la necesidad de diseñar y construir un equipo generador de ondas ECG de bajo coste que permita calibrar los monitores hospitalarios de forma rápida y barata sin tener que sacrificar la precisión de la onda de salida.

## 1.2 Objetivo

El objetivo general es diseñar y fabricar un dispositivo de bajo costo que simule la señal ECG para la calibración de monitores hospitalarios de tres electrodos.

Como objetivos específicos, destacamos:

- Simular y generar las ondas ECG normales y ondas con arritmias que se representaran en los monitores hospitalarios.
- Seleccionar los materiales que permitirán al dispositivo ser de bajo costo.
- Configurar las ondas ECG para que tengan una alta resolución a la salida del dispositivo.
- Configurar las ondas ECG de salida para lograr la visualización en equipos de tres electrodos.
- Realizar un dispositivo que sea integro a la salida como en sus indicadores.

## 1.3 Contexto

El simulador se desarrolló en el laboratorio de Proyectos, Teoría de la señal y Comunicaciones del Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Computación de la Universidad Pública de Navarra. Las pruebas de validación del simulador se realizaron utilizando el amplificador de bioseñales BIOPAC disponible en el laboratorio.



## 2 Estado del arte

Los dispositivos de simulación no solo son utilizados en el campo de calibración de equipos médicos sino también como ayuda a la enseñanza y formación profesional. En esta sección se presentan diferentes simuladores ECG que existen en el mercado, todos estos utilizados para la verificación de equipo hospitalario.

Los simuladores ECG reproducen una señal con cierto número de BPM, para luego verificar si el monitor cumple con los BPM enviados por el dispositivo.

En este trabajo se analizarán las características principales de los equipos existentes por lo que se escogerán equipos que mantengan una similitud con el dispositivo que se pretende diseñar y fabricar. Existen equipos de diferentes casas comerciales y estos a su vez tienen una amplia selección de modelos de los cuales se pueden escoger los siguientes:

### 2.1 PS410 de Fluke Biomedical

Este equipo de calibración pertenece a la casa comercial Fluke [8] y tiene un costo de 1250,00 dólares. El dispositivo de calibración de la Figura 3 es capaz de simular ECG de 12 derivaciones e incluso marcapasos. El dispositivo cuenta con diferentes botones que

permiten introducir códigos asociados a diferentes ritmos sinusales. Este dispositivo se puede usar para simular el ECG de pacientes adultos, niños y arritmias.



*Figura 3 Simulador cardiaco PS410*

El dispositivo de Fluke Biomedical es un dispositivo de mano, su reducido tamaño permite al técnico libre movilidad a la hora de realizar la calibración en el monitor hospitalario. El dispositivo cuenta con una simulación de ECG de 12 derivaciones existentes para el corazón, las bipolares, monopares y las precordiales.

El dispositivo cuenta con varias frecuencias cardiacas considerando como normal los 80 BPM, las frecuencias variables disponibles en el dispositivo van desde los 30 BPM hasta los 300 BPM aumentando progresivamente de forma no continua. Una comparativa de este equipo frente a los siguientes se encuentra en la Tabla 1.

## 2.2 MiniSim 1000

El dispositivo MiniSim 1000 [9] como se muestra en la Figura 4, es un dispositivo de la empresa NETECH y puede simular señales ECG, presión arterial, respiración y temperatura. La señal ECG entregada es de 12 derivaciones. La frecuencia cardiaca varia de 30 a 350 BPM con una precisión del 2%. Este dispositivo cuenta con una pantalla LCD y diferentes botones con las cuales se acceden a las diferentes funciones que dispone el dispositivo. Este equipo permite variar la amplitud de la señal de salida llegando a contar 14 variaciones de amplitud entre los diferentes electrodos disponibles. El dispositivo también genera señales cuadradas, senoidales y triangulares con velocidades de 0,1 a 100 Hz. El dispositivo puede ser alimentado por batería de 9 V que permitirá estar en funcionamiento por 40 horas continuas o corriente alterna debido a que cuenta con un convertidor de voltaje interno.



Figura 4. Simulador de paciente MiniSim 1000.

### 2.3 SECULIFE PS200

SECULIFE PS200 [10] es un simulador de paciente que se observa en la Figura 5 y pertenece a la casa comercial GMC (Gossen Metrawatt Camille Bauer) este dispositivo puede ser comandado a distancia por el protocolo RS232 con un de sus componentes conectado en el auxiliar del simulador de pacientes. Este dispositivo es capaz de enviar ondas de arritmia de 3,5 y 12 derivaciones. El dispositivo es capaz de simular un ritmo fetal/maternal. A diferencia de los dispositivos mencionados, este permite observar gráficamente la señal de calibración debido al tamaño de su pantalla. Otra de las ventajas asociadas con la pantalla es que le permite al usuario navegar en el menú y elegir la onda ECG sin tener que introducir códigos.



Figura 5. Simulador SECULIFE PS200

Los anteriores equipos permiten la simulación de señales ECG además de tener varias características adicionales fuera del ECG del monitor multiparamétrico que no son de interés.

En la Tabla 1 se observa una comparación entre los equipos y sus características importantes.

	PS410	MINISIM 1000	SECULIFE PS200
Casa Comercial	FLUKE BIOMEDICAL	NETECH	GOSSEN METRAWATT
Simulación	ECG de 12 derivaciones	ECG de 12 derivaciones	ECG de 12 derivaciones
Pulsaciones por minuto (BPM)	30 a 300 BPM	30 a 350	30, 60, 80, 120, 180, 240 y 300 BPM
ECG amplitud [mV]	0,5, 1, y 2	0,15, 0,3, 0,5, 1,0, 2,0, 3,0, 4,0 y 5,0	1, 2, 2.5, 3
Dimensión [cm]	11,3 cm x 7 cm x 3,4 cm	13,9 x 8,9 x 3,8	28x26x11
Peso [kg]	0,4	0,3	0,9
Fuente	9V batería	9v batería/ AC	9Vx2 batería /AC
Precio [\$]	1250	875	

*Tabla 1. Comparación de equipos simuladores de señales ECG*

Como se observa en la tabla anterior los simuladores de paciente ECG, tiene frecuencias cardiacas parecidas que van desde las 30 BPM hasta las 300 BPM y cada una tiene pasos diferentes, todas disponen de las 12 derivaciones y mantienen diferencias entre las amplitudes unas más que otras. Respecto a las dimensiones de los equipos se encuentra que los dos primeros equipos son algo similares a comparación del último que mantiene unas dimensiones elevadas. Todos los equipos funcionan con una o dos baterías de 9V a diferencias de algunos que permiten como función extra la conexión al tomacorriente. Lo más relevante para este trabajo es comparar el precio que estos equipos mantienen entre sí, por lo que se observa en la tabla las especificaciones son muy parecidas, pero si se observan diferencias en los precios, aunque no se dispone de la información del último equipo se puede observar que los precios sobrepasan los 300 dólares.



# 3

## Metodología: diseño y desarrollo del simulador ECG

### 3.1 Materiales y componentes utilizados

Las señales reproducidas por el simulador se descargan de una base de datos de Physiobank, estas señales se someten a un pre-procesado mediante la herramienta de software de Matlab. Una vez obtenido el vector de datos de la señal se almacena en la memoria del microcontrolador ATmega2560, cada dato se envía por interrupciones de desbordamiento al DAC por el protocolo SPI. Se utiliza la herramienta de software Proteus para simular cada etapa del proyecto y reducir fallos en la fabricación del dispositivo simulador de ECG. Finalmente se verifica con el equipo de BIOPAC las señales enviadas. A continuación, se describen con detalle los materiales y componentes utilizados en el desarrollo del proyecto

#### 3.1.1 Componentes Hardware

En esta sección se describe todo el material físico empleado para la construcción del equipo seguido a esto en la Tabla 3 se observa una comparativa de los equipos.

#### **BlunoMega 2560**

Es una placa de desarrollo que tiene incorporada un microcontrolador ATmega2560 y una serie de periféricos que permiten darle soporte al microcontrolador esta placa se diferencia a todas las del mercado por lo que dispone de bluetooth 4.0 (BLE) incorporado. La placa se observa en la Figura 6 y dispone de pines digitales que funcionan como

entradas y salidas, las cuales son las indicadas para sensar o actuar dependiendo de la programación subida al microcontrolador. La placa dispone de varios protocolos de comunicación y convertidores de señal análogo a digital, en la Tabla 2 se observarán detalladamente los componentes de un BlunoMega.

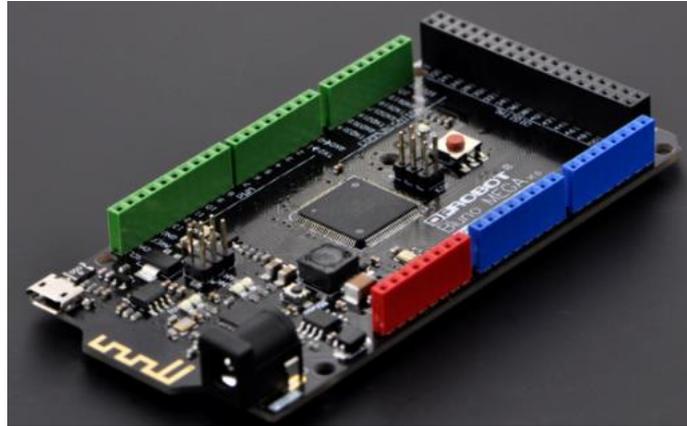


Figura 6. BlunoMega 2560

Esta placa en particular permite la actualización del archivo que se encuentra quemado en el microcontrolador mediante su dispositivo bluetooth, además de la opción ya disponible del micro USB (Universal Serial Bus). Permite la función de maestro esclavo y la modificación de comando AT para la configuración del bluetooth.

Características	Valor
Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje Operativo	5V
Voltaje de Entrada	7 – 12V
Voltaje de Entrada (limites)	6 – 20V
Pines digitales de Entrada / Salida	54
Pines con salida PWM	16
Pines UART	4
Pines I2C	2
Pines SPI	1
Corriente DC por cada pin Entrada / Salida	40mA
Corriente DC entregada en el pin 3.3V	50mA
Memoria Flash	256KB (4KB usados por el gestor de arranque)
SRAM	8KB
EEPROM	4KB
Frecuencia de reloj	16MHz
Puertos seriales	4
Chip BLE	TI CC2540
Distancia máxima de transmisión	30 metros

Tabla 2. Características del microcontrolador BlunoMega 2560

La placa se pone en funcionamiento al conectarle el microUSB al ordenador o al conectarlo a una fuente o batería. La placa sigue las indicaciones que hayan sido quemadas en el microcontrolador mediante el software Arduino o transferido por bluetooth.

### **Circuito integrado MCP4921**

El CI MCP4921 es un convertidor de señal digital a analógica y está encapsulado con 8 pines disponibles y es de la marca Microchip, el circuito integrado se muestra en la Figura 7 este tiene resolución de 12 bits en un solo canal y cuenta con interfaz SPI, este dispositivo ofrece alta precisión, bajo ruido y un bajo consumo de batería, este equipo es indicado para aplicaciones industriales, bajo consumo y para aplicaciones de calibración de sensores. El bajo consumo de energía del dispositivo se relaciona directamente al envío de pequeños paquetes de datos por esto es indicado para aplicaciones portátiles.

La comunicación en serie se ajusta a los modos 0 y 3 del protocolo SPI del ATmega2560, la codificación entre los dispositivos es binaria, al dispositivo se lo debe configurar al inicio del envío de cada dato.



*Figura 7. Circuito integrado MCP4921*

### **Pantalla LCD SPI**

La pantalla es LCD (Liquid Cristal Display) de 2 filas y 16 columnas con fondo azul esta pantalla permite visualizar las variaciones de los BPM ingresados o si se ingresa alguna arritmia la pantalla utilizada se muestra en la Figura 8 a esta pantalla se ha conectado un módulo de comunicación SPI que permite la comunicación mediante la transmisión de datos y la sincronización de reloj. El módulo se conectará a 5V, GND, el pin de datos DAT y el pin de reloj CLK.



*Figura 8. LCD de fondo azul.*

EL módulo utilizado para el cambio de comunicación UART a SPI es de la marca Adafruit como se muestra en la Figura 9, la pantalla debe estar conectada en los pines de la parte superior de la placa y los otros conectores al microcontrolador.

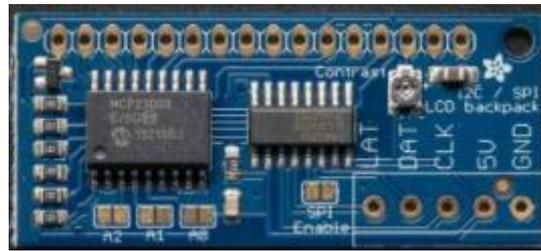


Figura 9. Modulo UART a SPI o I2C

El dispositivo puede pasar de un protocolo UART a dos protocolos implantados los cuales son I2C y el SPI, en este caso se utilizará el protocolo SPI por lo que este tiene superioridad en cuanto a la velocidad de transmisión que el protocolo I2C.

### Equipo de mediciones (BIOPAC MP36)

El BIOPAC MP36 es un sistema integrado de hardware y software para el registro de datos utilizado en el avance de investigaciones científicas por lo que es lo suficientemente fiable para utilizarlo como referencia para verificar el correcto funcionamiento del simulador ECG a construir, este sistema es un equipo con aplicaciones en ordenador donde se puede observar y procesar Electromiografía (EMG), ECG, Electroencefalograma (EEG), pulso, respiración, Respuesta galvánica de la piel (GSR), flujo, etc.

El hardware BIOPAC MP36 se observa en la Figura 10 y consta de cuatro canales de adquisición con amplificadores universales integrados, un estimulador, salida de audio, disparador externo y líneas de E/S digitales que se pre ajustan automáticamente según la configuración del software.

El conjunto dispone de diferentes electrodos dependiendo de la medición que se pretenda realizar los electrodos para realizar la medición de ECG se observan en la Figura 11.



Figura 10. BioPac Systems MP36

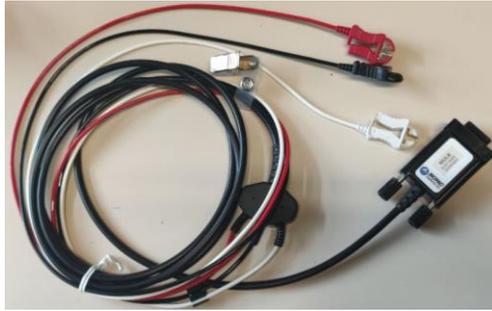


Figura 11. Conectores ECG de tres electrodos

## Potenciómetro

El potenciómetro es una resistencia variable, como se sabe la resistencia restringen el paso de la corriente eléctrica lo que provoca una caída de tensión. El potenciómetro permite variar el valor de la resistencia de forma mecánica al girar el eje central de este dispositivo.

## Botones

Dispositivos que al ejercer presión sobre estos producen un efecto determinado, por lo general son presionado por los dedos y son capaces de dar una señal eléctrica, al estar conectados pueden dar pulsos de voltaje y con estos pulsos las tarjetas pueden interpretar cierta información.

### 3.1.2 Componentes Software

En esta sección se describe todo el material software empleado para obtención, procesamiento y envío de la señal desde el microcontrolador al monitor cardiaco.

## Arduino

El software Arduino es un entorno de desarrollo integrado (IDE), un entorno de programación en el que consta un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica. Además de tener incorporadas herramientas para cargar el programa ya compilado en la memoria flash del hardware.

En la Figura 12 se observa la interfaz gráfica en el cual se debe agregar el código que se desea cargar en el microcontrolador, luego de haber compilado el código.

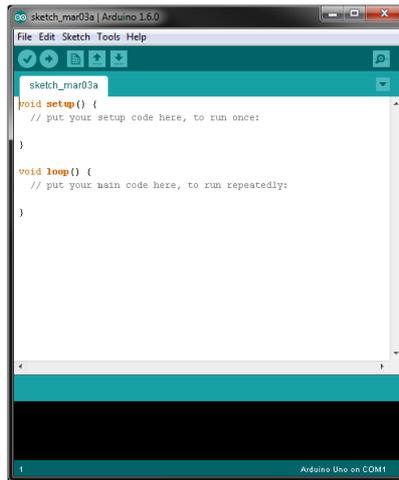


Figura 12. Arduino IDE

## Proteus

Es un software que permite la ejecución de proyectos eléctricos en varias etapas: diseño de esquemas electrónicos, programación de software, construcción de la placa de circuito impreso, simulación de todo el conjunto terminado, depuración de errores y documentación. Algunas de las interfaces que se utilizan para la simulación del generador se muestran en la Figura 13. En estas interfaces se colocan diferentes elementos que se encuentran en sus librerías y estos elementos deberán ser conectados de acuerdo con el proyecto.

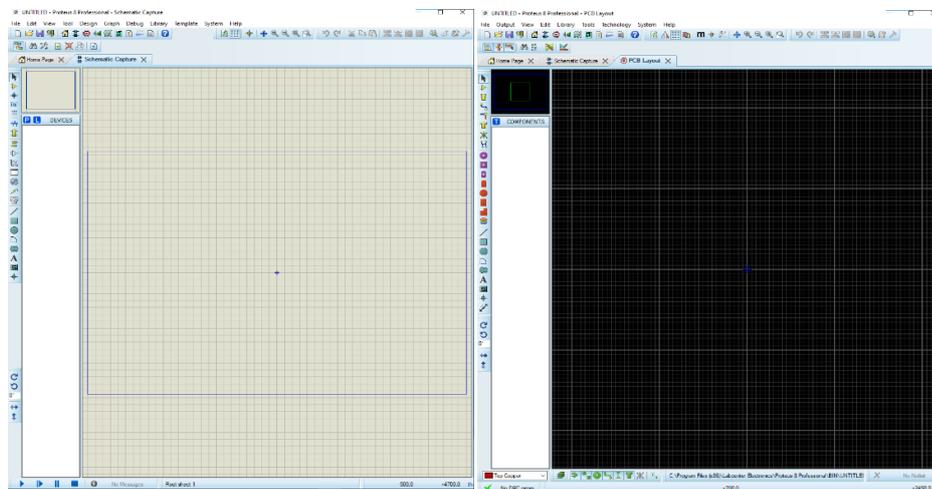


Figura 13. (Izquierda) Interfaz de desarrollo del esquema eléctrico, (Derecha) Interfaz de desarrollo del circuito impreso.

## SolidWorks

Es un software de diseño CAD (Diseño asistido por computadora) 3D el cual permite modelar piezas y ensamblajes en 3 dimensiones y planos en 2 dimensiones. Este da la posibilidad de crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar datos de proceso del diseño que se esté desarrollando.

### 3.2 Diseño y desarrollo del simulador ECG

De forma general el generador de señales ECG está constituido de tres etapas, la primera es la codificación de la señal electrocardiográfica por lo que a esta se le realiza una serie de tratamientos necesarios para transformar y almacenar en la memoria del microcontrolador. La siguiente etapa se encuentra en el microcontrolador el cual utiliza los datos y los envía cada determinado tiempo, en esta etapa también se controla el tiempo entre complejos, la línea que une los complejos se llama línea muerta (deathline) y la duración de esta línea determina los pulsos por minuto que se desean simular; por último esta la tercera etapa que consta de una decodificación de la señal por medio de un DAC (Digital Analog Converter) en este caso el circuito integrado MCP4921, este circuito integrado permite tener una resolución de salida al microcontrolador para representarlo en una mejor señal física (12bits), además de que con sus resistencias consecutivas se podrá bajar su voltaje y simular el ritmo de un paciente. Al final de este proceso se tendrá la señal lista para ser observada por el monitor hospitalario.

A continuación, en la Figura 14 se observa el esquema general del procesamiento de la señal desde que se tiene las coordenadas hasta el final donde se puede observar directamente en el monitor hospitalario.

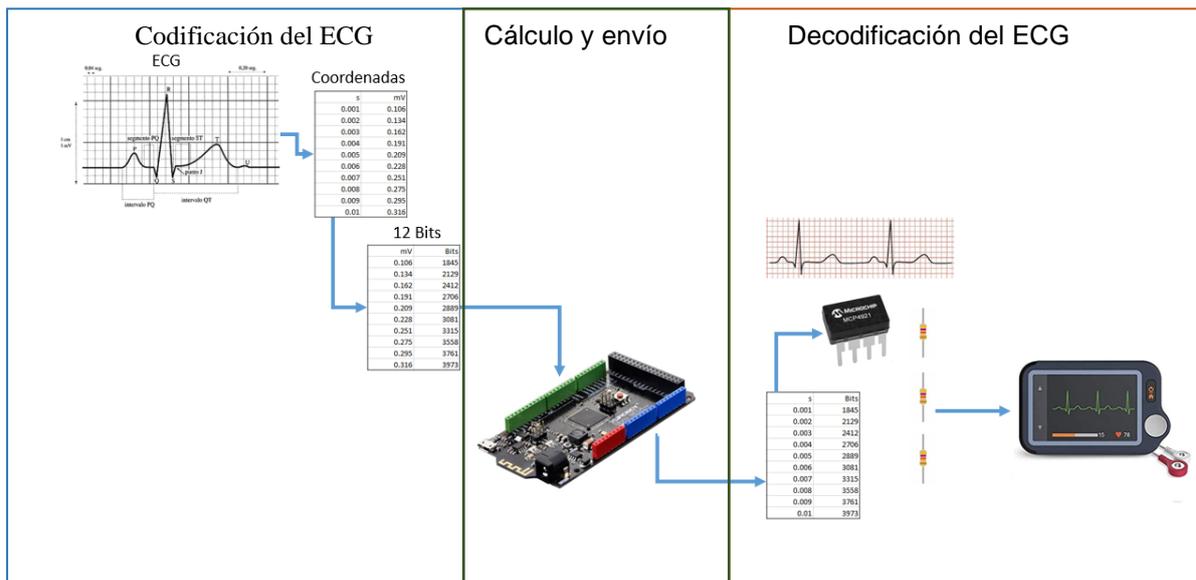


Figura 14. Esquema general del generador de señales

Este es el esquema general que se seguirá para la construcción del equipo y lograr tener buenos resultados.

A continuación, se detalla las diferentes etapas antes mencionadas.

### 3.2.1 Codificación de la onda ECG

Como primer requisito se necesita obtener la forma de onda del complejo P-QRS-T que se va a repetir a lo largo del tiempo por lo que la onda se debe encontrar en un valor normal, un valor normal es considerado en 60 BPM o 1 complejo cada 1000 milisegundos. En la Figura 15 se observa un complejo dentro de los 1000 ms, tomando en cuenta el tamaño del complejo es de 570 ms aproximadamente, el tiempo que sobra es la línea muerta (deathline) o línea isoelectrica.

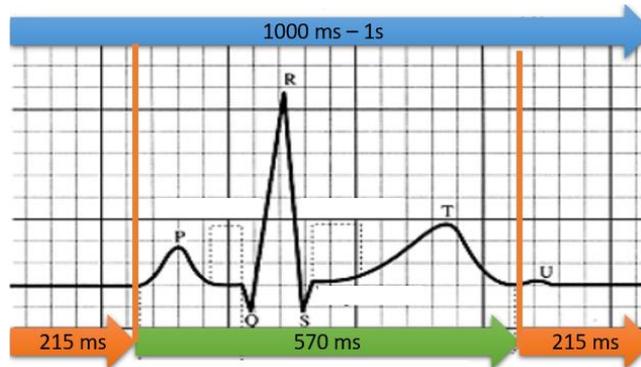


Figura 15. Complejo P-QRS-T en rango normal (60 BPM)

Se debe considerar que también se quiere simular la forma de onda de un ritmo cardiaco con taquicardia como se observa en la Figura 16, se debe realizar cambios en los tiempos en el que ocurre la onda. Se estableció simular una taquicardia muy visible por lo que se fijaron valores de 180 BPM.

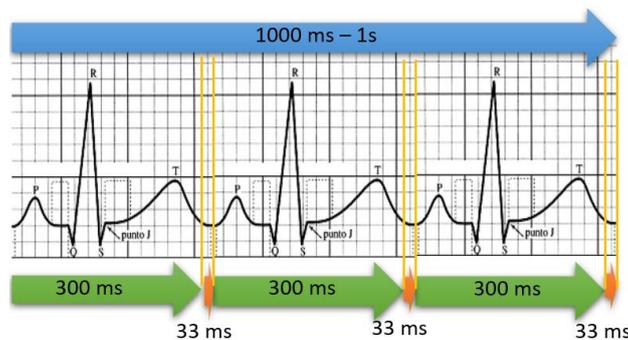


Figura 16. Complejo P-QRS-T en rango acelerado (Taquicardia 180BPM)

Los 180 BPM dan como resultado 3 complejos completos dentro de los 1000 ms, cada uno demora alrededor de los 300 ms con deathline de 33 ms, por lo que aún es posible aumentar los BPM.

#### 3.2.1.1 Obtener la forma de onda

Es necesario tener una fuente de donde se puedan extraer las señales, se pueden obtener de la parametrización de imágenes ECG, bases de datos y hasta se pueden generar en

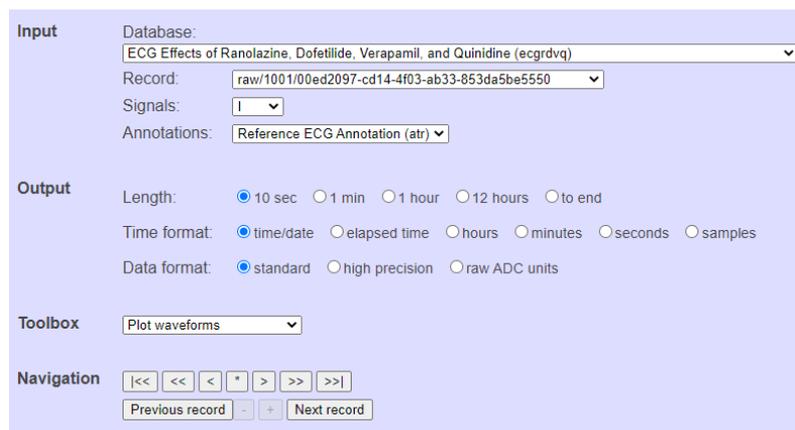
Matlab. En este trabajo se hablará de solo una de las opciones para obtener la onda normal y la onda con taquicardia, esta opción consta en extraer la señal de una base de datos.

### 3.2.1.1.1 Extracción de una onda ECG de una base de datos

La opción más indicada que permite representar mejor el ECG es descargar las señales de la base de datos estas señales son reales y no creadas, una base de datos muy conocida es PhysioNet.org específicamente en PhysioBank ATM para obtener la señal.

En la Figura 17 se muestran los parámetros a ingresar para acceder a una base de datos donde figuran estudios respecto al corazón, en la entrada se selecciona la base de datos de la cual queremos extraer la onda P-QRS-T, en este caso se selecciona una base de datos donde se estudia el efecto de diferentes fármacos en el ritmo cardiaco normal [11]. En el estudio primero se toma electrocardiogramas de personas sanas esto significa que estas personas mantienen un ritmo cardiaco inicial normal antes de ser sometido a los ensayos.

Se tomarán los primeros electrocardiogramas los que son ritmos normales, además de que son continuos y la frecuencia de muestreo es de 1KHz, esto quiere decir que tendremos una muestra cada 0.001s.



The screenshot shows the PhysioNet interface with the following settings:

- Input:**
  - Database: ECG Effects of Ranolazine, Dofetilide, Verapamil, and Quinidine (ecgrdvq)
  - Record: raw/1001/00ed2097-cd14-4f03-ab33-853da5be5550
  - Signals: I
  - Annotations: Reference ECG Annotation (atr)
- Output:**
  - Length: 10 sec (selected), 1 min, 1 hour, 12 hours, to end
  - Time format: time/date (selected), elapsed time, hours, minutes, seconds, samples
  - Data format: standard (selected), high precision, raw ADC units
- Toolbox:** Plot waveforms (selected)
- Navigation:** Includes buttons for first, previous, next, last, and record navigation.

Figura 17. Datos de entrada de la base de datos en PhysioNet

Para lograr observar el electrocardiograma se debe seleccionar “Plot waveforms” en la lista del toolbox, se tendrá un resultado como se muestra en la Figura 18.

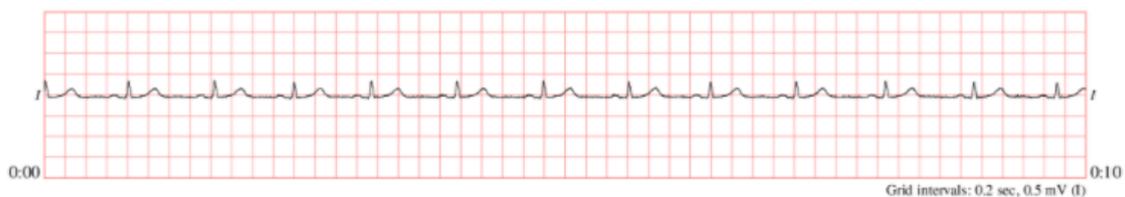


Figura 18. Visualización de la onda a descargar

Se busca una señal que se parezca más a un complejo P-QRS-T normal, si cumple con esto el siguiente paso es descargar los datos. Mantenemos los datos ingresados y se

cambiara la opción en el toolbox a “Export signals as CSV” como muestra la Figura 19, se da clic en el hipervínculo [samples.csv](#) para obtener el archivo.

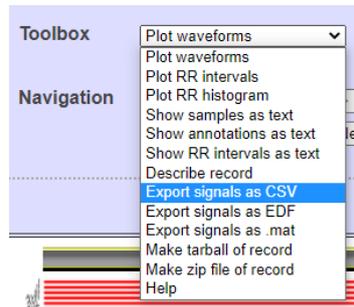


Figura 19. Cambio de parámetros para la descarga de datos

Realizado el paso anterior se descarga un archivo de datos separados por comas, en el cual se encuentra el valor en milivoltios de la onda y su respectivo tiempo.

#### 3.2.1.1.2 Extracción de una onda ECG con taquicardia desde una base de datos

Al hablar de una taquicardia se dice que los latidos ocurren de forma más rápida de lo normal por lo que es necesario reducir la línea muerta del complejo para tener más complejos en el mismo tiempo, al tener un complejo completo dentro de un segundo se obtiene una simulación del complejo normal, pero al querer simular una taquicardia se debe aumentar los complejos por cada segundo, es por esto por lo que también se debe reducir la ventana de tiempo en la que sucede el complejo P-QRS-T. Esto se puede solucionar al modificar el tiempo de envío de datos o en el tiempo de muestreo de la señal.

Se puede utilizar cualquiera de los métodos antes mencionados, para el presente trabajo se utilizará el método en el que se descargaran las ondas de una base de datos, pero se deberá tener en cuenta el tiempo de muestreo ya que debe ser menor para simular la taquicardia.

Tal como se extrajo la anterior onda se debe ingresar los parámetros de la base de datos necesaria. En Input se ingresó un estudio que consta de 310 ECG obtenidos de 90 personas con ritmo cardíaco normal, el estudio trata de la detección automática de complejos P-QRS-T aplicando diferentes métodos de tratamiento y detección de puntos [11]. Las señales están grabadas por 20 segundos y están digitalizados a 500Hz con 12-bits de resolución.

Se selecciona la base de datos “ECG-ID Database (ecgidb) y los parámetros como se muestran en la Figura 20.

The screenshot shows the PhysioNet interface with the following settings:

- Input:**
  - Database: ECG-ID Database (ecgiddb)
  - Record: Person\_01/rec\_1
  - Signals: all
  - Annotations: unaudited R- and T-wave peaks annotations from an automated detector (atr)
- Output:**
  - Length:  10 sec  1 min  1 hour  12 hours  to end
  - Time format:  time/date  elapsed time  hours  minutes  seconds  samples
  - Data format:  standard  high precision  raw ADC units
- Toolbox:** Plot waveforms
- Navigation:**
  - Buttons: <<< << < \* > >> >>>
  - Buttons: Previous record - + Next record
  - Buttons: Help About ATM

Figura 20. Datos de entrada para descargar valores que simulan la taquicardia en PhysioNet

En la selección de Toolbox, como primer paso seleccionaremos “Plot waveforms” esto con el fin de observar la onda como se muestra en la Figura 21.



Figura 21. Visualización de la onda a descargar

Se busca una señal que se parezca más a un complejo P-QRS-T normal, si cumple con esto el siguiente paso es descargar los datos. Mantenemos los datos ingresados y solo se cambia el toolbox a la opción “Export signals as CSV” se da clic en samples.csv con esto se obtiene un archivo .csv.

Realizado el paso anterior se descarga un archivo de datos separados por comas, en el cual se encuentra el valor en milivoltios de la onda y su respectivo tiempo.

### 3.2.1.2 Selección del complejo para el almacenamiento

En este apartado se realizará la selección del complejo que se almacenará posteriormente en el microcontrolador todo esto a partir de la obtención de las ondas que se realizó anteriormente. Como se mencionó anteriormente se utilizarán las ondas extraídas de las bases de datos tanto para la onda normal como para la onda tomada para simular la taquicardia.

Como primer paso se debe abrir un documento de Excel, en la pestaña de Datos se selecciona la opción de obtener datos desde un archivo CSV luego se importa el archivo descargado. A esto se presentará otra pestaña, en la cual nos permite elegir el delimitador

o separador de los datos posterior a esto se selecciona punto y coma y por último se le da a cargar.

Se creará una hoja donde se encuentran los datos, ahora ya separados en diferentes columnas de las cuales nos interesan el tiempo y la amplitud, esta última se encuentra en milivoltios. La Figura 22 es el resultado gráfico de los datos descargados para la onda normal en estos se observarán los valores de la amplitud y el tiempo.

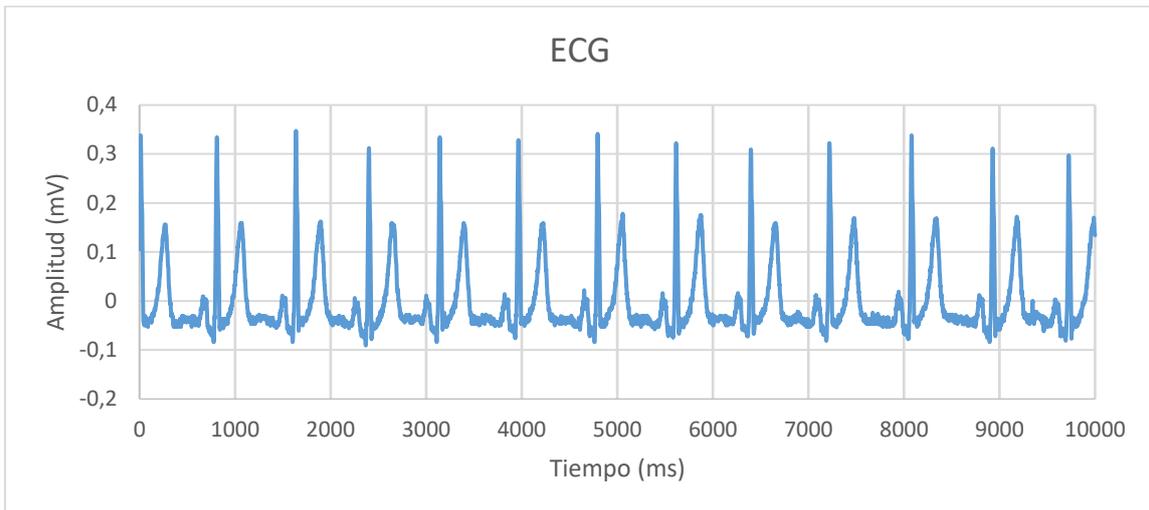


Figura 22. Gráfico de datos descargados de la base de datos para la onda normal

Se selecciona la onda que se desea representar en este caso todas las ondas se encuentran bien por lo que se procederá a escoger un complejo y se ha escogido el complejo que se encuentra entre los tiempos 3780 ms y 4345 ms como se observa en la Figura 23.

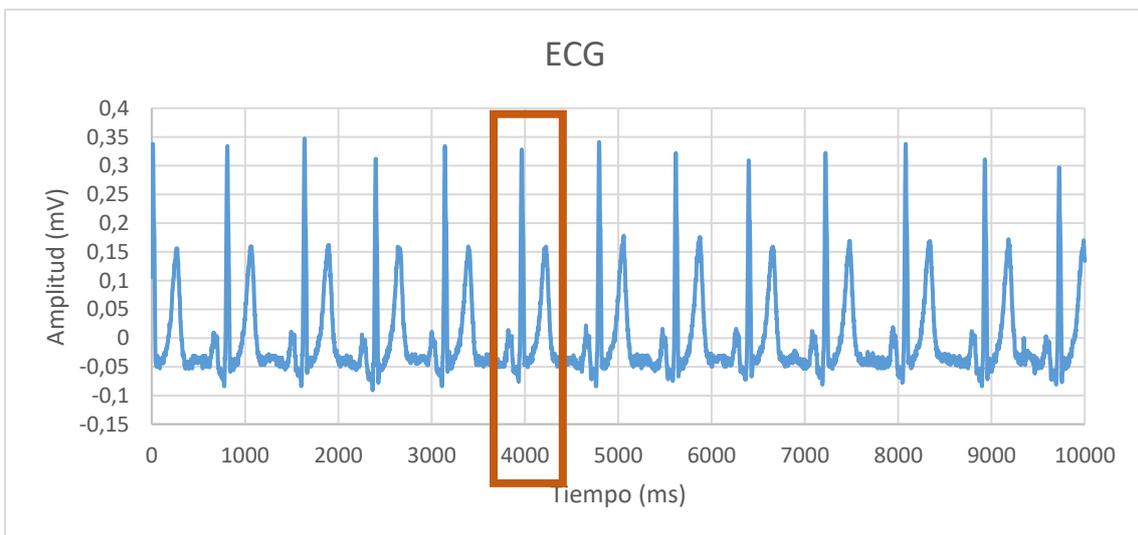


Figura 23. Complejo seleccionado para representar la onda normal

Se recortan los datos antes mencionados y se realiza la representación gráfica de estos para observar de cerca el complejo como se muestra en la Figura 24. En la figura siguiente es posible observar las ondas que comprenden un complejo P-QRS-T, esta señal está

comprendida por 565 muestras que si se recuerda la frecuencia de muestreo de la señal es de 1KHz por lo que cada muestra dura 0.56 s del 1 s en total.

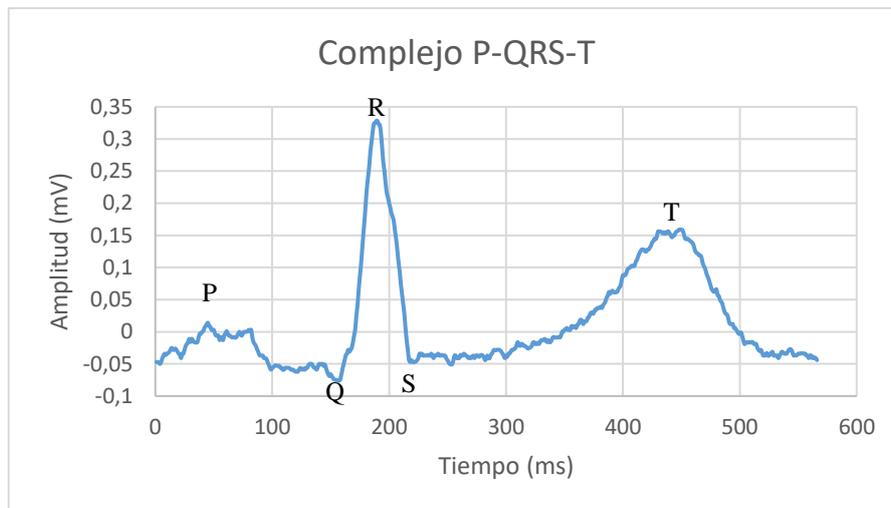


Figura 24. Complejo P-QRS-T seleccionado para la onda normal

También se representarán los datos para la onda de taquicardia, el archivo descargado anteriormente se divide en 3 columnas, la primera columna consta del tiempo de muestreo y está dado por el formato horas, minutos, segundos, milisegundos. La segunda columna contiene los datos del ECG sin filtros esto dado en mV y por último en la tercera columna el ECG filtrado de igual forma en mV. La representación gráfica de los datos se observa en la Figura 25 y es realizado por los datos del número de muestras y los milivoltios de la señal ECG.

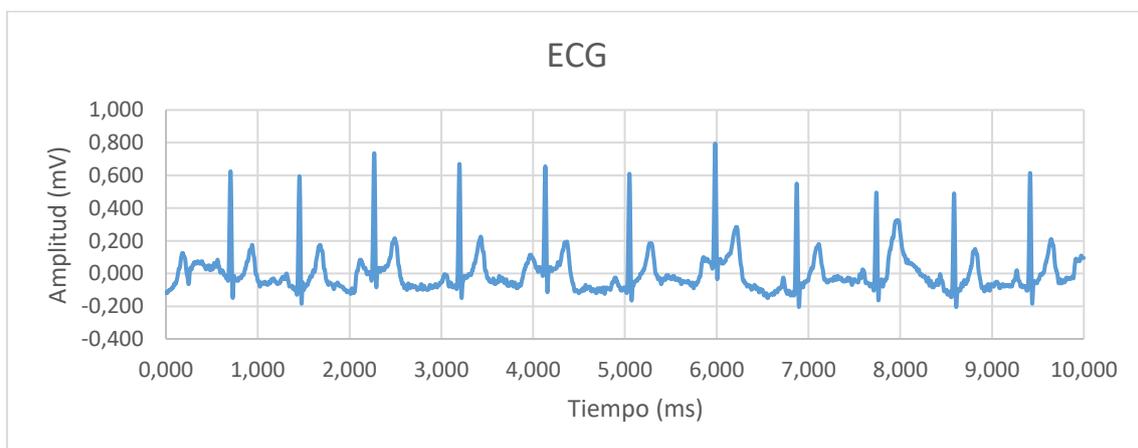


Figura 25. Gráfico de los datos descargados para representar una taquicardia

Se debe seleccionar un complejo del grafico el cual será el que se observará en los monitores por lo que se ha seleccionado la onda que se encuentra entre los 6600 hasta los 7200 milisegundos como se muestra en la Figura 26 en un rectángulo de color rojo.

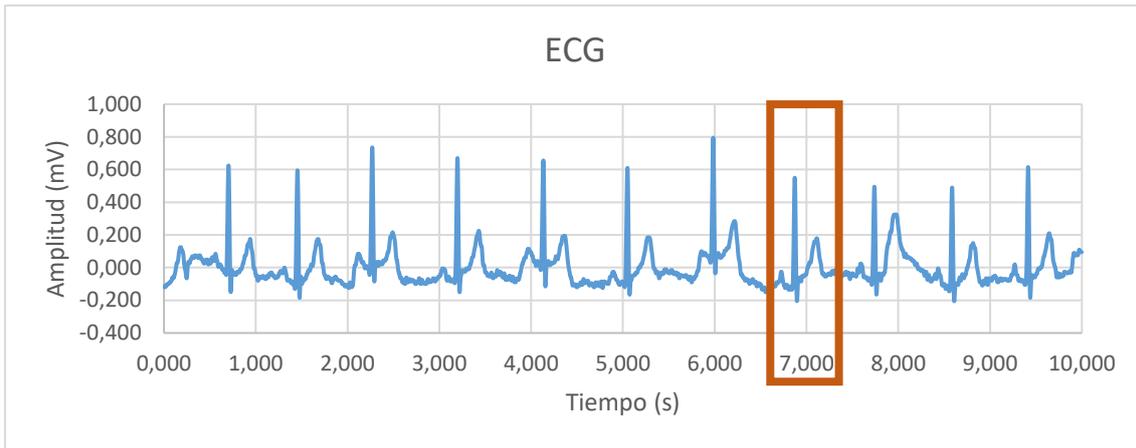


Figura 26. Complejo seleccionado para representar la taquicardia

Se recortan los datos y se realiza la representación gráfica, en esta señal se utiliza una frecuencia de muestreo de 500Hz por lo que cada muestra es tomada en 0.002 segundos o cada 2 ms, el doble de tiempo que la onda anterior, la representación se observa en la Figura 27.

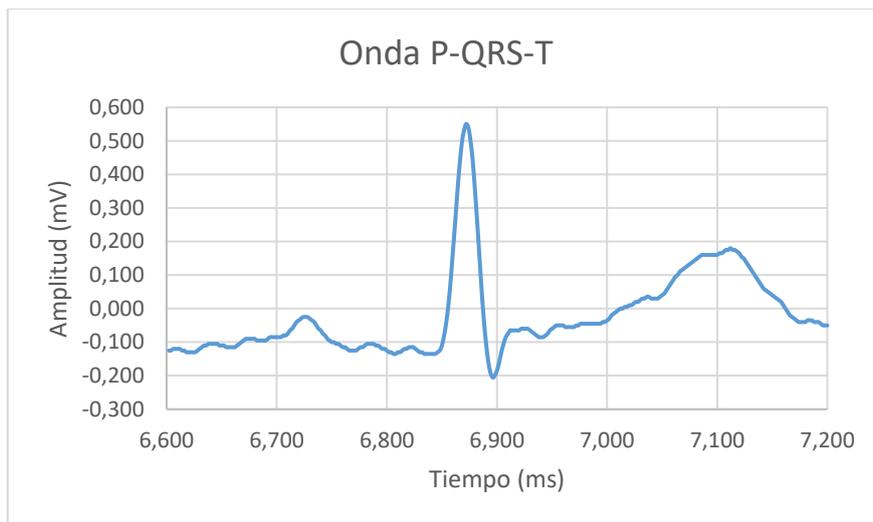


Figura 27. Complejo P-QRS-T seleccionado para representar la taquicardia

En la representación anterior es posible observar claramente las ondas P-QRS-T, se trabajará con estos datos por lo que se asume una onda normal. El número de muestras obtenidas desde el inicio de la onda P al final de la onda T son 300 muestras aproximadamente la mitad de la onda anterior.

### 3.2.1.3 Tratamiento de datos

El tratamiento de los datos responde en este caso a los datos a los que se les realizará una serie de transformaciones para lograr obtener el formato indicado y luego almacenar estos en la memoria del microcontrolador.

El BlunoMega 2560 no dispone de salidas analógicas por defecto, es por esto que es necesario utilizar un dispositivo DAC que ayude en esta etapa, así que, se adecuaran los datos al protocolo de este dispositivo.

Una señal analógica es cualquier señal que se represente con valores continuos es decir que admite valores sucesivos dentro de un rango de tiempo y el digital es un sistema que se rige por dígitos y valores discretos. La resolución que tiene el BlunoMega 2560 al tener incorporado un microcontrolador ATmega2560 es de 10 bits en la entrada, lo que quiere decir que, de 0 a 5 voltios va a variar de 0 a 1023 niveles.

El dispositivo DAC recibe la señal digital del BlunoMega 2560 y la transforma a señal analógica para después enviarla al monitor cardiaco. La señal analógica tiene una resolución de 12 bits, el valor de su resolución se muestra a continuación.

$$R = \frac{5v}{2^{12} - 1} = \frac{5v}{4095} = 1,22 \text{ mV}$$

El valor de  $2^{12}$  es 4096 niveles y contando desde 0 este llegara a los 4095. Se observa que la resolución es muy pequeña esto es bueno por lo que se podrá tener más detalle de la señal.

Por último, se deben cambiar los datos de voltaje de la señal obtenida en los apartados anteriores por niveles en bits para poder almacenarlos y enviarlos al DAC en sus tiempos determinados.

Estos datos pueden ser tratados por diferentes programas como lo son Python, Matlab, Excel o incluso el mismo Arduino, esta última consumirá más recursos de la tarjeta y es por esta razón que no se recomienda.

Se utilizará Matlab para hacer el tratamiento de los datos, en el siguiente código se utiliza la función map de Arduino. La función map sirve para mapear un valor que va dentro de un rango a otro valor que está en otro rango, siempre y cuando el rango sea lineal. La función se obtiene de la ecuación de la recta y la ecuación de la pendiente como se muestra a continuación.

$$M = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$Y - y_1 = M * (X - x_1)$$

Reemplazando

$$Y = \frac{(X - x_1) * (y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1) + y_1}$$

$$Map = \frac{(X - in_{min}) * (out_{max} - out_{min})}{(in_{max} - in_{min}) + out_{min}}$$

Donde:

$Map$ : el número a mapear.

$in_{min}$ : el límite inferior del rango actual del valor.

$in_{max}$ : el límite superior del rango actual del valor.

$out_{min}$ : el límite inferior del rango objetivo del valor.

$out_{max}$ : el límite superior del rango objetivo del valor.

Con la función anterior solo será posible obtener valores enteros por lo que los valores decimales no se pueden representar en binario, así que los valores serán forzados a ser valores enteros, al tener una resolución tan grande no es problemático que se los fuerce ya que estos serán difíciles de apreciar en el monitor. En la Figura 28 se observa el proceso que se realiza para obtener los datos en bits.

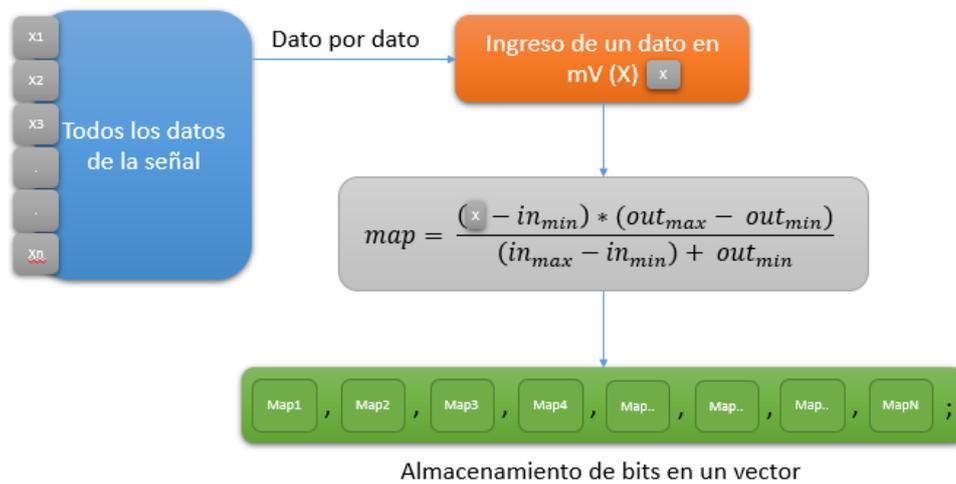


Figura 28. Cambio de valores de mV a bits

Describiendo la figura anterior se observa en la parte izquierda que se tiene todos los datos almacenados de la señal, los cuales serán tratados uno por uno. Dato por dato se ingresa a la función de mapeo y se obtendrá un resultado, por cada uno de estos. Los resultados se ingresarán en un vector separado por comas que es necesario para que el software de Arduino interprete.

#### 3.2.1.4 Almacenamiento de la matriz en el microcontrolador

Como se indica anteriormente en las características del BlunoMega 2560, dispone de tres tipos de memorias. La memoria flash del microcontrolador es de 256kbytes, es en esta parte de la memoria donde se almacenan los sketches compilados y se podría decir que es el disco duro del microcontrolador. Alrededor de 8kbytes son tomados de la memoria

para poner a funcionar el cargador de arranque este entra en funcionamiento antes de iniciarse los sketches.

La memoria SRAM es la memoria que leerá las variables locales y datos parciales. Es como un banco de registros con memoria volátil y es en esta memoria donde se crean y manipulan variables cuando se ejecuta el sketch almacenado en la memoria flash, solo se tiene disponible 8Kbytes de esta memoria por lo que se debe cuidar de los procesos para no afectar los tiempos de cálculo.

Por último, el microcontrolador dispone de una memoria EEPROM de 4kbytes que es en donde mantendremos los datos de la onda P-QRS-T, esta es una memoria no volátil que mantiene los datos luego de un reset en el microcontrolador, esta memoria solo se puede acceder byte a byte.

### 3.2.2 Tratamiento y envío

#### 3.2.2.1 Cálculo de la línea muerta

La línea muerta se encuentra al final de la onda T e inicio de la onda P, esta define la cantidad de tiempo antes de enviar el siguiente pulso. En este apartado se calcula la cantidad de datos iguales a 0 que se envían al terminar el pulso cardíaco.

En las ecuaciones siguientes se puede observar el cálculo del número de muestras de la línea muerta que se utiliza para obtener los diferentes BPM que se requieren. Para simular el rango del ritmo cardíaco normal se coloca el inicio y fin del rango 60 y 105 BPM respectivamente. Se puede observar que los 60 BPM tiene una línea muerta de 430 muestras los cuales son la diferencia del número de muestras del complejo y el número de muestras en 1 segundo. También se observa que lo máximo que se podrá simular sin sobreponer las ondas es de 105 BPM por lo que la línea muerta solo tiene 1.42 muestras hasta que empiece el siguiente complejo. La bradicardia a 30 BPM no tiene inconvenientes ya que se extiende más la línea muerta por lo que no presenta problemas.

$$\text{línea muerta} = \frac{60000 \text{ ms}}{\text{BPM}} - \#\text{muestras}$$

$$\text{Linea muerta}_{normal} = \frac{60000}{60} - 570 = 430 \text{ muestras}$$

$$\text{Linea muerta}_{normal} = \frac{60000}{105} - 570 = 1,42 \text{ muestras}$$

$$\text{Linea muerta}_{bradicardia} = \frac{60000}{30} - 570 = 1570 \text{ muestras}$$

$$\text{Linea muerta}_{taquicardia} = \frac{60000}{180} - 300 = 33 \text{ muestras}$$

Para calcular la línea muerta de la taquicardia se debe cambiar el valor del número de muestras que tiene el complejo, este complejo consta de solo 300 muestras por lo que nos

permitirá tener más complejos en menos tiempo, con relación a las ondas con ritmos normales en este caso para la línea muerta se calculó 33 muestras entre complejos.

### 3.2.2.2 Variación de los BPM

Para realizar la variación de los BPM en este sistema se utiliza un conjunto de selectores, este conjunto consta de 3 botones y un potenciómetro. Describiendo los componentes del conjunto se tiene que uno de los tres botones permite acceder a la variación del rango normal, una vez dentro del rango se puede variar con el potenciómetro los BPM requeridos desde los 60 BPM hasta los 105 BPM, el siguiente botón permite acceder a una bradicardia donde la misma onda anterior se simulará ahora en 30 BPM y por último el botón que nos da acceso a una taquicardia con este botón se simulará una onda con un número de muestras más bajo y permitirá llegar a los 180 BPM.

### 3.2.2.3 Tiempo de envío de los datos

Para lograr la simulación de las ondas es necesario poder controlar los tiempos en los que se envían los datos por lo que se configura al microcontrolador a enviar un dato cada 1 ms. Para lograr estos tiempos de envío es necesario acceder al reloj del microcontrolador y no depender de funciones de tiempo como lo es `delay()`, `millis()` y `micro()` dentro del sketch de Arduino. En el sketch de Arduino las instrucciones funcionan de forma continua, es decir que funcionan de forma secuencial por lo que si un proceso o instrucción demora cierto tiempo y luego de este tiempo entra en funcionamiento un retraso (`millis`, `micro` y `delay`) el tiempo se va a ir desplazando, esto claramente no es algo que se quiera para la generación de las ondas.

Para darle solución a este inconveniente se ingresa por medio de interrupciones al reloj del microcontrolador, esta interrupción es por medio del Timer2 que se encuentra disponible en el microcontrolador ATmega2560. Las interrupciones son mecanismos que permiten asociar una función a la ocurrencia de un determinado evento, esta función se denomina ISR (Interruption Service Rutine). Cuando ocurre el evento esperado el procesador sale inmediatamente del flujo normal del sketch y entra en una subrutina asociada al evento ocurrido (ISR), deteniendo el flujo del sketch, cuando termina la subrutina ISR el procesador vuelve al flujo del sketch justo en el mismo punto donde había sido interrumpido como se muestra en la Figura 29.

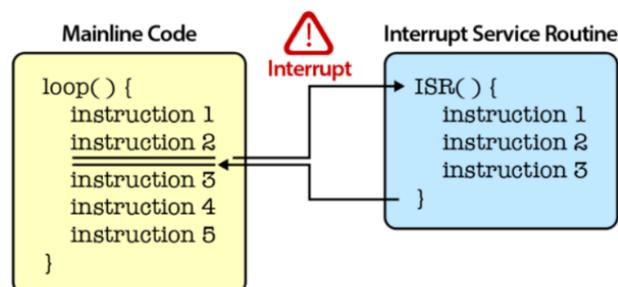


Figura 29. Proceso de una subrutina (ISR)

Los Timer son módulos internos del microcontrolador en los cuales se pueden generar una señal periódica a una frecuencia configurada, por lo que su principal función es la de

contar automáticamente a la velocidad de su frecuencia. El BlunoMega tiene disponible 6 timers esto gracias a su microcontrolador incorporado que permiten realizar interrupciones Timer0, Timer1, Timer2, Timer3, 4, 5. EL Timer0 es un contador de 8 bits y es utilizado para algunas funciones de tiempo dentro del Arduino, el Timer1, 3, 4 y 5 son contadores de 16 bits de los cuales solo el Timer1 tiene funciones de control de tiempo de los servos dentro del Arduino y por último el Timer2 que también es un contador de 8 bits y controla la función tone dentro de Arduino. El Timer2 es el indicado para realizar las interrupciones en este caso, por lo que sus 8 bits son más que suficientes para calcular los tiempos de 1ms y es el contador con menos funciones dentro de Arduino.

La interrupción Timer2 tiene 3 configuraciones las dos primeras sirven para hacer una comparación de tiempos y la tercera es una interrupción por desbordamiento. La función de interés es la interrupción por desbordamiento, este consiste en desbordar el temporizador alcanzando un valor límite y cuando esto sucede se efectúa una interrupción y el temporizador se reinicia y vuela a realizar el conteo.

### 3.2.2.3.1 Configuración del Timer2

La configuración del Timer2 depende de los cambios en los registros y también depende del cristal oscilador utilizado en el microcontrolador (Frecuencia del reloj). En el BlunoMega 2560 se tiene disponible un cristal oscilador de 16MHz. A continuación, se realizará la configuración de los registros del Timer2.

#### Registro TIMSK2

Este registro se muestra en la Figura 30, es una máscara de interrupción del temporizador donde se habilita la interrupción por desbordamiento del temporizador (TOIE2).

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	OCIE2	TOIE2	TICIE1	OCIE1A	OCIE1B	TOIE1	OCIE0	TOIE0	TIMSK
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 30. Registro TIMSK

Por lo que en el registro TIMSK se debe establece el valor de 1 en el bit 6 para habilitar el desbordamiento del Timer2 y el valor de 0 en el bit 7 para deshabilitar la interrupción por comparación del Timer2.

#### Registro TCCR2A/B

Este es uno de los registros de control encargado de la configuración del contador, el registro se lo observa en la Figura 31, mediante dos bits se puede configurar a uno de los cuatro modos de funcionamiento del Timer2, los modos de funcionamiento se observan en la Figura 32.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0xB0)	COM2A1	COM2A0	COM2B1	COM2B0	–	–	WGM21	WGM20	TCCR2A
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	
Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0xB1)	FOC2A	FOC2B	–	–	WGM22	CS22	CS21	CS20	TCCR2B
Read/Write	W	W	R	R	R	R	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 31. Registro TCCR2A y TCCR2B

Mode	WGM21 (CTC2)	WGM20 (PWM2)	Timer/Counter Mode of Operation	TOP	Update of OCR2	TOV2 Flag Set on
0	0	0	Normal	0xFF	Immediate	MAX
1	0	1	PWM, Phase Correct	0xFF	TOP	BOTTOM
2	1	0	CTC	OCR2	Immediate	MAX
3	1	1	Fast PWM	0xFF	BOTTOM	MAX

Figura 32. Modos de funcionamiento de los registros TCCR2A-2B

De los cuatro modos disponibles se trabajará en el modo normal, por lo que se va a realizar un conteo y no es necesario obtener ningún ancho de pulso (PWM) ni comparar valores (CTC), a esto se coloca el valor de 0 en el bit 0 y en el bit 1 del registro TCCR2A y otro 0 en el bit 3 del registro TCCR2B.

En este registro también se configura el reloj por lo que va de la mano con el cristal oscilador, como se mencionó anteriormente el cristal oscilador es de 16MHz lo que significa que cada tictac del reloj del microcontrolador se da cada 62.5 nanosegundos.

$$T_{tictac} = \frac{1}{16000000} = 62.5 \text{ ns}$$

$$T_{overflow} = \frac{(2^{\#bits} - 1) * pre - scaler}{f_{reloj}} = \frac{255 * 1}{16000000} = 0,016 \text{ ms}$$

Si no se modifica el pre-escalador el desbordamiento se realizará cada 0,016 ms, este es un tiempo muy pequeño por lo que se debe pre-escalar para llegar a los milisegundos necesarios, la placa utilizada se basa en tecnología AVR por lo que solo se podrán pre-escalar en 8, 32, 64, 128, 256, 1024. A continuación, se realizan los diferentes cálculos con los pre-escaladores disponibles.

$$T_{overflow} = \frac{255 * 8}{16000000} = 0,000128 \text{ s} = 0,128 \text{ ms}$$

$$T_{overflow} = \frac{255 * 32}{16000000} = 0,000512 \text{ s} = 0,512 \text{ ms}$$

$$T_{overflow} = \frac{255 * 64}{16000000} = 0,001024 \text{ s} = 1,024 \text{ ms}$$

$$T_{overflow} = \frac{255 * 128}{16000000} = 0,002048 s = 2,048 ms$$

$$T_{overflow} = \frac{255 * 256}{16000000} = 0,004096 s = 4,096 ms$$

$$T_{overflow} = \frac{255 * 1024}{16000000} = 0,016384 s = 16,384 ms$$

En los cálculos anteriores se puede observar el tiempo para desbordar los contadores y lograr una interrupción, también se observa que desde un pre-escalador de 64 se puede satisfacer el tiempo deseado. El pre-escalador de 64 da como resultado un tiempo muy justo a 1 milisegundo por lo que se escogerá el siguiente escalador de 128 para dar un poco de holgura.

En la Figura 33 se observa la configuración que se debe tomar para seleccionar los diferentes pre-escaladores disponibles por lo que con esto se deberán colocar los siguientes valores en el registro. En el registro TCCR2B queda con 1 en el bit 2, 0 en el bit 1 y 1 en el bit 0.

CS22	CS21	CS20	Description
0	0	0	No clock source (Timer/Counter stopped).
0	0	1	clk <sub>T2S</sub> /(No prescaling)
0	1	0	clk <sub>T2S</sub> /8 (From prescaler)
0	1	1	clk <sub>T2S</sub> /32 (From prescaler)
1	0	0	clk <sub>T2S</sub> /64 (From prescaler)
1	0	1	clk <sub>T2S</sub> /128 (From prescaler)
1	1	0	clk <sub>T2S</sub> /256 (From prescaler)
1	1	1	clk <sub>T2S</sub> /1024 (From prescaler)

Figura 33. Valores de los pre-escaladores disponibles

### Registro ASSR

Este registro se observa en la Figura 34 y se encarga de configurar al Timer2 en modo asíncrono cuando está habilitada el Timer2 trabaja con un cristal externo de 32KHz para el presente trabajo se mantendrá trabajando en modo síncrono es decir los 16Mhz de la placa. Por lo que el registro ASSR tendrá un valor de 0 en el bit 3.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	ASSR
	-	-	-	-	AS2	TCN2UB	OCR2UB	TCR2UB	
Read/Write	R	R	R	R	R/W	R	R	R	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 34. Registro ASSR

## Registro TCNT2

En este registro se debe colocar el valor real del temporizador en el cual va a empezar a contar.

En la Figura 35 se observa un esquema del Timer2 en el constan los valores de inicio y final, al ser un contador de 8 bits este empieza en 0 y termina en 255, cada tictac del reloj pre-escalado del Timer2 se ha configurado en 8 microsegundos por lo que al llegar a los 255 habrán pasado 2040 microsegundos (2,04 ms).

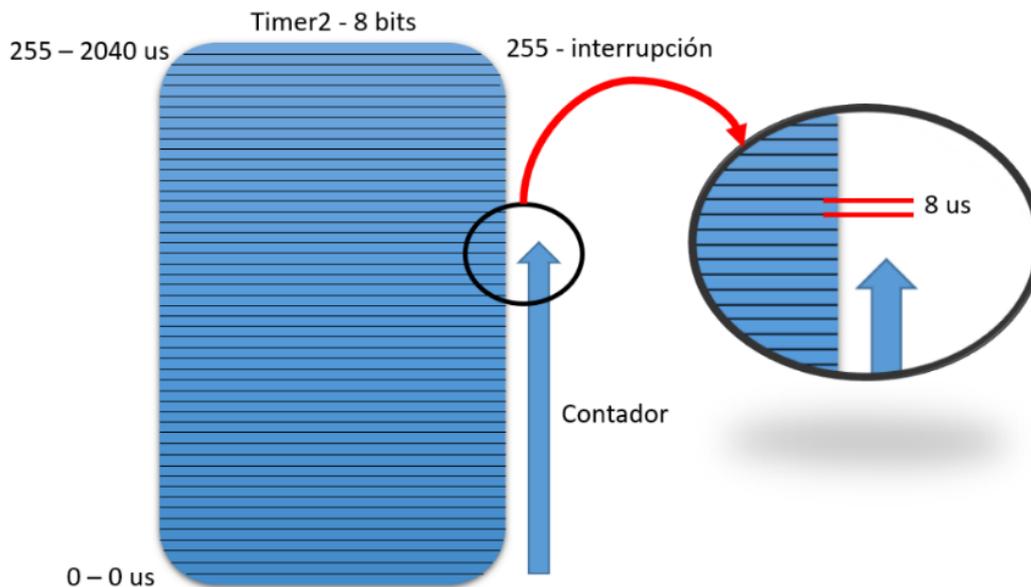


Figura 35. Representación gráfica del contador Timer2 pre-escalado a 128

Para lograr establecer el tiempo deseado, se colocará un valor en el cual empezará a contar en lugar de empezar a contar desde 0. Para encontrar el valor en el cual el contador empezara a contar se divide el tiempo deseado para los 8 us.

$$\text{valor de inicio del conteo} = \frac{1000 \text{ us}}{8 \text{ us}} = 125$$

El cálculo anterior indica que para obtener 1 ms se debe tener 125 de los 256 que se tiene al ser de 8 bits por lo que al realizar la resta de los 256 definidos menos los 125 obtenidos da un valor de 131 este es el valor en el que el contador deberá empezar a contar, por lo tanto, el registro TCNT2 estará inicialmente definido con 131. En la Figura 36 se observa de forma esquemática el funcionamiento de las interrupciones que se realizaran cada 1ms.

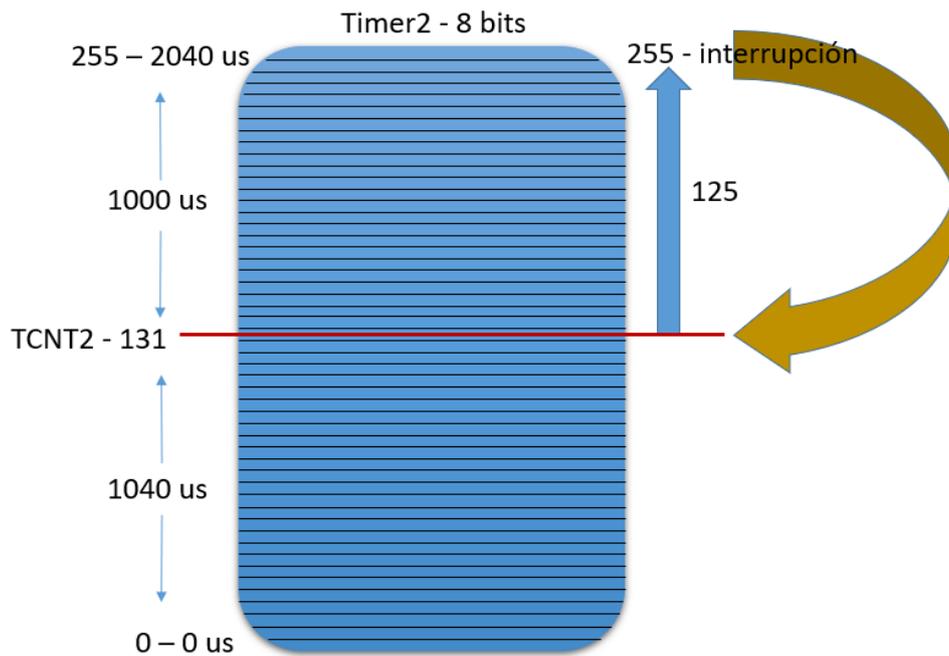


Figura 36. Ingreso del valor de inicio del contador Timer2 pre-escalado

Se debe tener en cuenta que en cada milisegundo se realizara una interrupción por lo que él envío del dato debe realizarse dentro de este tiempo. Esto indica que el programa ISR de la interrupción tiene que ser corto y de bajo procesamiento.

### 3.2.2.3.2 Interrupción del timer2

El pseudocódigo que se ejecuta en la interrupción ISR provocada cada 1ms se muestra en la Figura 37. La interrupción aloja el valor TCNT2 y una máquina de 3 estados las cuales son las encargadas de construir el complejo y la línea muerta que se requiera.

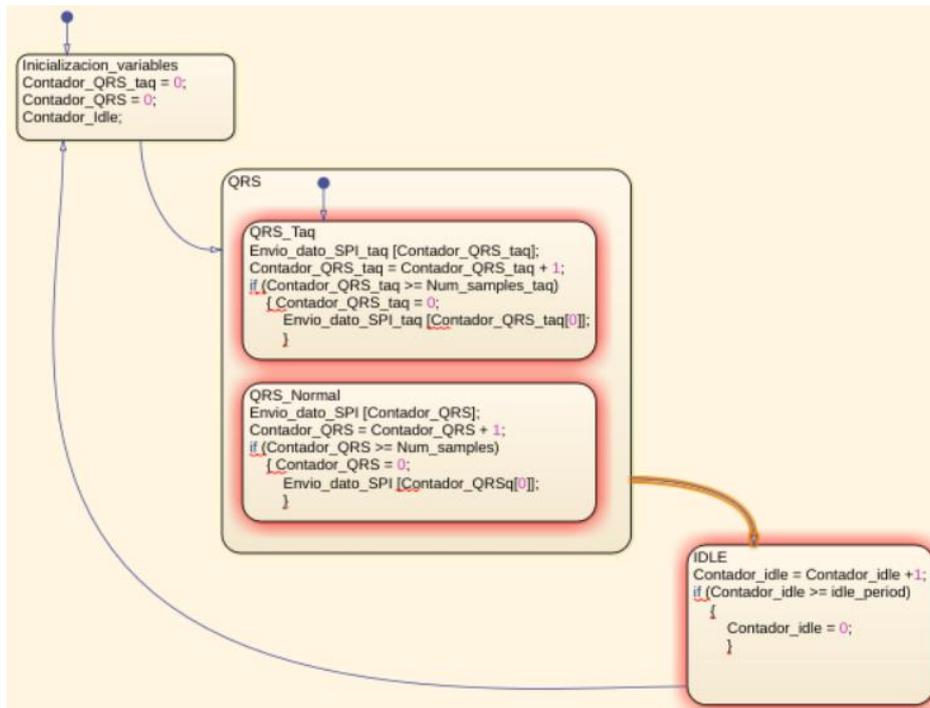


Figura 37. Máquina de estados dentro de ISR

La figura en la parte superior es la máquina de estado la cual consta de 3 estados en el primer estado se inicializan las variables utilizadas en los siguientes estados luego se pasa a la siguiente máquina de estado la cual se llama QRS en esta máquina se tiene 2 complejos, el complejo para lograr una taquicardia y el complejo para lograr una señal normal las dos funcionan exactamente igual a diferencia del dato entrante. En la taquicardia se ingresan los datos almacenados anteriormente de taquicardia y en la otra máquina de estados entran los datos de una señal normal, lo primero que se realiza es el envío del dato al DAC para luego iniciar un contador encargado de ir moviendo las posiciones del array hasta que se llega al final llegado al último dato se reinicia el contador y se envía el primer dato del arreglo, es aquí donde ya se han enviado todo un complejo P-QRS-T por lo que salta a la siguiente máquina de estados. En esta última máquina de estados empieza a funcionar un contador que ira comparando con el tiempo de línea muerta que se desea, en este tiempo se dibujara la línea muerta.

#### 3.2.2.4 Envío de datos por protocolo SPI

Anteriormente se menciona que el envío de los datos se lo realiza por medio de un protocolo SPI todo esto gracias a que el DAC contiene este protocolo incorporado.

Para el uso de este protocolo de comunicación es necesario modificar directamente el bus SPI que se encuentra incorporado en la placa, a este bus se le debe configurar 3 cosas importantes el modo de envío de datos, los ciclos del reloj y el orden de los bits.

El modo de envío de los datos refiere a una combinación de unos y ceros en el reloj del bus SPI para lograr el cambio y bloqueo de datos esto se logra gracias a los cambios en los flancos de subida y bajada respectivamente. Existen dos operaciones a tener en cuenta al momento de modificar el modo de envío en el protocolo SPI cambio de polaridad y la

fase del reloj. El cambio de polaridad define si se comienza la comunicación con un 1 (positivo) o un 0 (negativo) en el reloj y la fase del reloj es donde se define si se lo realiza en el flanco de subida o de bajada.

Al tomar encuentra estos valores se deberá escoger uno de los 4 modos de envío disponibles el protocolo en la Figura 38 indican a detalle los modos. El modo escogido para el trabajo es el modo 0 por lo que permite el envío de los datos en el pulso positivo y en flanco de subida.

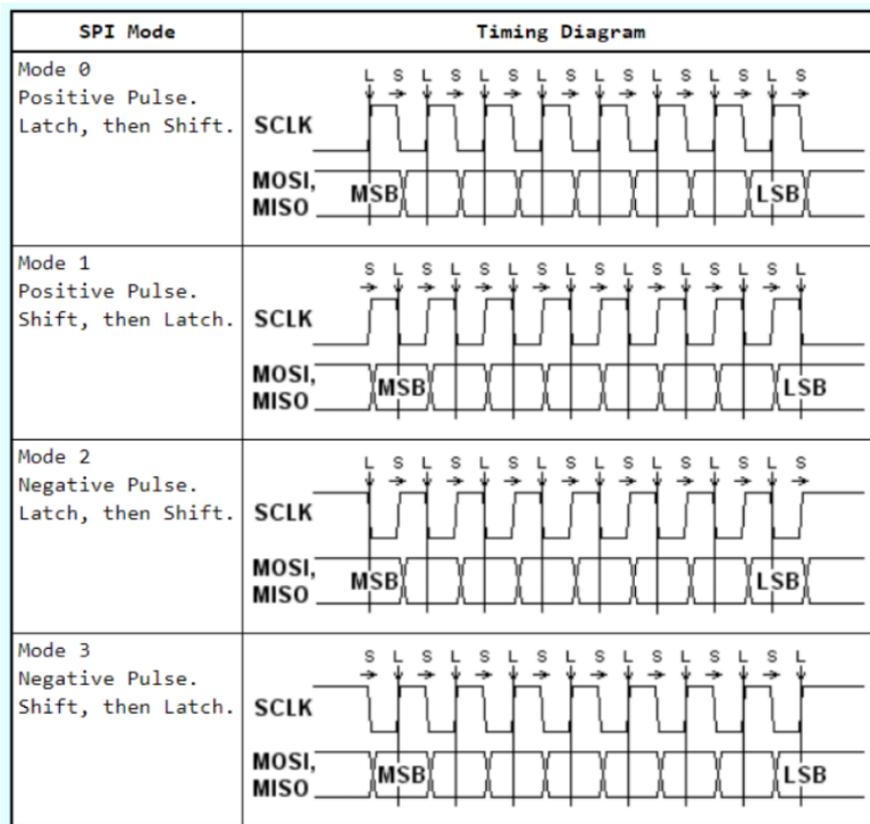


Figura 38. Modos de envío de datos en el protocolo SPI

Los ciclos de reloj para el protocolo son diferentes a los que ya se han configurado anteriormente, pero utilizan el mismo cristal oscilador de 16MHz y se deben modificar si se desea tener una velocidad adecuada. Por lo que se utiliza un divisor de reloj este está relacionado directamente con el reloj del sistema y como se mencionó anteriormente las placas basadas en AVR solo tienen disponibles divisiones de 2, 4, 8, 16, 32, 64 y 128. Por lo que se ha optado por seleccionar la división de 64, esto indica que cambia la frecuencia de 16MHz a 250kHz para el bus SPI y a su vez esto significa que cada 4 us se enviará un bit.

Según la hoja de datos del dispositivo DAC para que este reciba los 12 bits se debe enviar conjuntamente 4 bits de configuración en total 16 bits. A todo esto, se sabe que se deben enviar 16 bits al DAC y el tiempo configurado en el puerto es de 4 us, realizando el cálculo se sabe que el tiempo de enviar un dato (12bits) por medio del protocolo SPI al DAC es de  $16 \times 4 = 64$  us este tiempo es muy pequeño por lo que es conveniente en este trabajo.

Por último, se configura el orden de los bits esto es necesario gracias a que el dispositivo DAC solo acepta información en dos paquetes de 8 bits el primer paquete tiene que contener los bits más significativos y el segundo paquete los bits menos significativos, los bits más significativos estarían conformados por los 4 bits de configuración y parte inicial de los 12 bits del dato como se muestra en la Figura 39 y los menos significativos constan del resto de bits del dato.

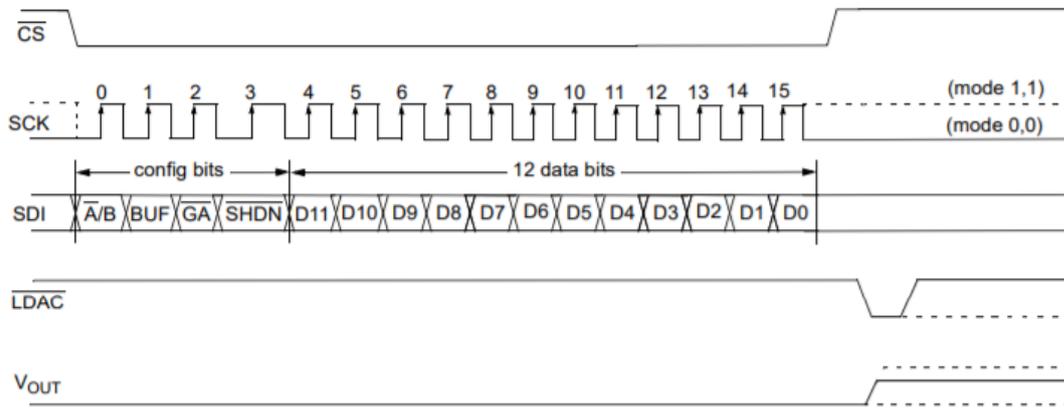


Figura 39. Envío de datos al DAC

Adicional al envío de los bits de datos se debe agregar a la programación un pin SS este pin es el que envía los datos a un esclavo específico, se deben agregar pines SS dependiendo el número de esclavos a utilizar en este caso solo se utiliza uno el DAC. Los dispositivos DAC reciben la información cuando se tiene el valor de SS es 0.

### 3.2.3 Decodificación

#### 3.2.3.1 Recepción de datos SPI en el DAC

Anteriormente se menciona el cómo llega la información al DAC y como la información es transformada a valores de voltaje para simular los complejos P-QRS-T de una persona. A continuación, en la Figura 40, se especifican los bits de configuración que permiten al DAC presentar una señal analógica.

W-x	W-x	W-x	W-0	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x	W-x
0	BUF	GA	SHDN	D11	D10	D9	D8	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
bit 15								bit 0							

Figura 40. Bits de configuración del DAC

Los primeros cuatro dígitos son los de configuración en los cuales constan:

Bit 15:

0 = Escribir en el registro del DAC

1 = Ignorar este comando

Bit 14: BUF bit de control del buffer de entrada

0 = Buffer on

1 = Buffer off

Bit 13: GA bit de selección para la ganancia de salida

1 = 1x

2 = 2x

Bit 12: SHDN bit de control de apagado a la salida

1 = Funcionamiento en modo activo.  $V_{out}$  disponible.

0 = Dispositivo apagado.  $V_{out}$  no está disponible.

Por lo que en el primer paquete se envían los valores de 0011, esto equivale a tener en el bit 15 un valor de 1 para habilitar el registro y almacene los 12 bits entrantes, en el bit 14 un valor de 0 para que se active el buffer y almacenen los 12 bits de cada dato, en el bit 13 un valor de 1 por lo que no es de interés el duplicar el valor a la salida y por último el bit 12 que es el indicado para habilitar y deshabilitar la salida analógica.

En la Figura 41 se observa de forma general como ingresarían los bits al DAC, en el cual se observa el ingreso de los 12 bits que se encuentran en el buffer del DAC y a su vez que fueron enviados desde el microcontrolador.

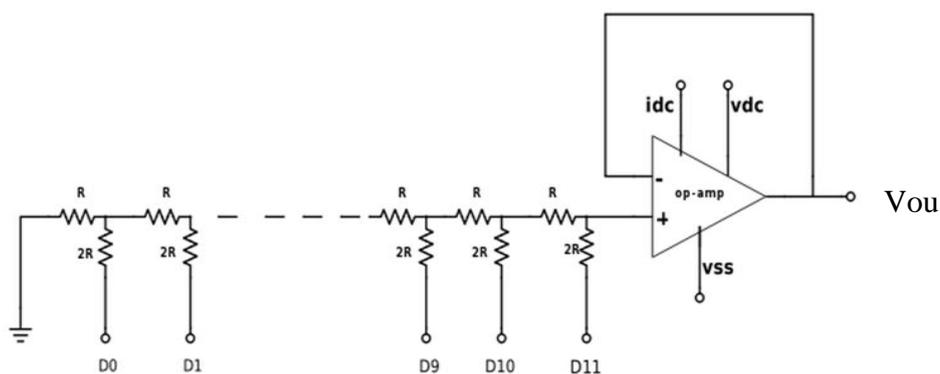


Figura 41. Esquema eléctrico interno de un DAC

En la figura anterior se observa que unas resistencias entran al pín positivo del amplificador, estas resistencias representaran el número de dígitos que se desea de resolución en este caso 12. Y según la hoja de datos del DAC podemos tener el voltaje de cualquier valor en bits que se desee saber todo esto mediante la siguiente ecuación.

$$V_{out} = \frac{V_{ref} * D_n}{2^n} * G$$

Donde:

$V_{out}$ : voltaje de salida

$V_{ref}$ : voltaje de referencia

$D_n$ : código de entrada al DAC

$G$ : ganancia 1x, 2x

$n$ : resolución de DAC

Anteriormente se ha mencionado que un bit ingresado en el DAC aumentara en la salida analógica un valor de 1.22 mV por lo que los 5V representarían los 4095 de resolución.

### 3.2.3.2 Cálculo de resistencias

Por último, si se ha configurado todo lo mencionado anteriormente ya se podrá observar una onda ECG mediante el osciloscopio, esta onda tiene valores máximos de 5V y mínimos de 0V, pero el valor de las ondas ECG de cualquier paciente no varían entre 0V a 5V por lo que se debe realizar una reducción de voltaje, esta reducción se la realizara mediante resistencias colocadas en serie. El circuito de la Figura 42 permite dividir el voltaje a conveniencia mediante la variación del valor de sus resistencias por lo que quedaría realizar el cálculo de las resistencias para lograr los valores de voltajes de 0 a 2.5 mV, a continuación, se observa el esquema y el cálculo de las resistencias.

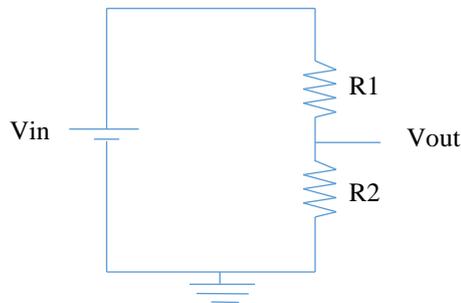


Figura 42. Circuito eléctrico divisor de voltaje

Aplicando división de voltaje se puede dividir el voltaje a la mitad y tener un valor de 2.5V para esto igualaremos los valores de las resistencias a 10KΩ.

$$R1 = R2 = 10K\Omega$$

$$V_{out} = \frac{R2}{R1 + R2} * V_{in}$$

$$V_{out} = \frac{10K\Omega}{10K\Omega + 10K\Omega} * 5 = 2.5V$$

$$I_{Total} = \frac{V_{in}}{R_{total}} = \frac{5V}{20K\Omega} = 0.25mA$$

Según el concepto de circuito en serie se sabe que el voltaje total es el resultado de sumar todos los voltajes a lo largo del circuito, por lo que si se agrega otra resistencia como en observa en la Figura 43, podremos controlar el voltaje que circula por esta y mediante una ecuación se lograra determinar el valor de esta resistencia.

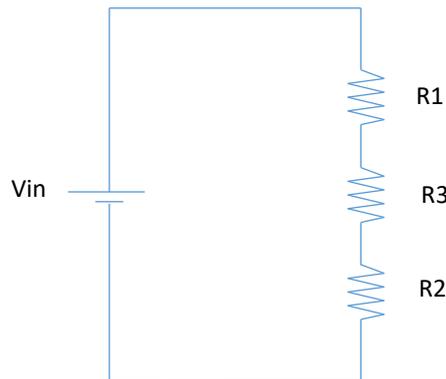


Figura 43. Circuito eléctrico en serie de 3 resistencias

Se desea tener un voltaje máximo de 2.5 mV por lo que en la siguiente ecuación se utilizaran estos datos y se encontrara el valor de la resistencia necesaria.

$$R3 = \frac{V_{R3}}{I_{total}} = \frac{2.5mV}{0.25mA} = 10\Omega$$

El valor de la resistencia encontrada es de 10Ω con este valor de resistencia se podrá reducir el valor inicial de 2.5V a 2.5mV que es una amplitud normal de un ritmo cardiaco normal. El esquema de la Figura 44 permite que la señal configurada se pueda medir en equipos de tres electrodos por lo que este circuito representa las derivaciones bipolares estándar de Einthoven.

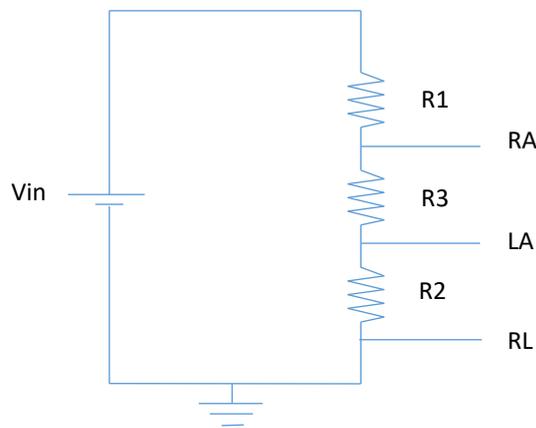


Figura 44. Circuito eléctrico con 3 electrodos de salida

### 3.2.4 Diseño por ordenador (CAD) del prototipo y carcasa

Para la construcción del equipo se ha diseñado en SolidWorks una carcasa con las diferentes características que necesita el equipo como son espacios para la pantalla, pulsadores, potenciómetro, batería y salida de los electrodos.

En la Figura 45 se observan una vista explosionada de los componentes que conforman el equipo.

- Carcasa
- Tapa batería
- BlunoMega 2560
- Pulsador
- Batería 9V
- Potenciómetro
- Pantalla LCD
- Tapa carcasa
- MCP4921
- Resistencias

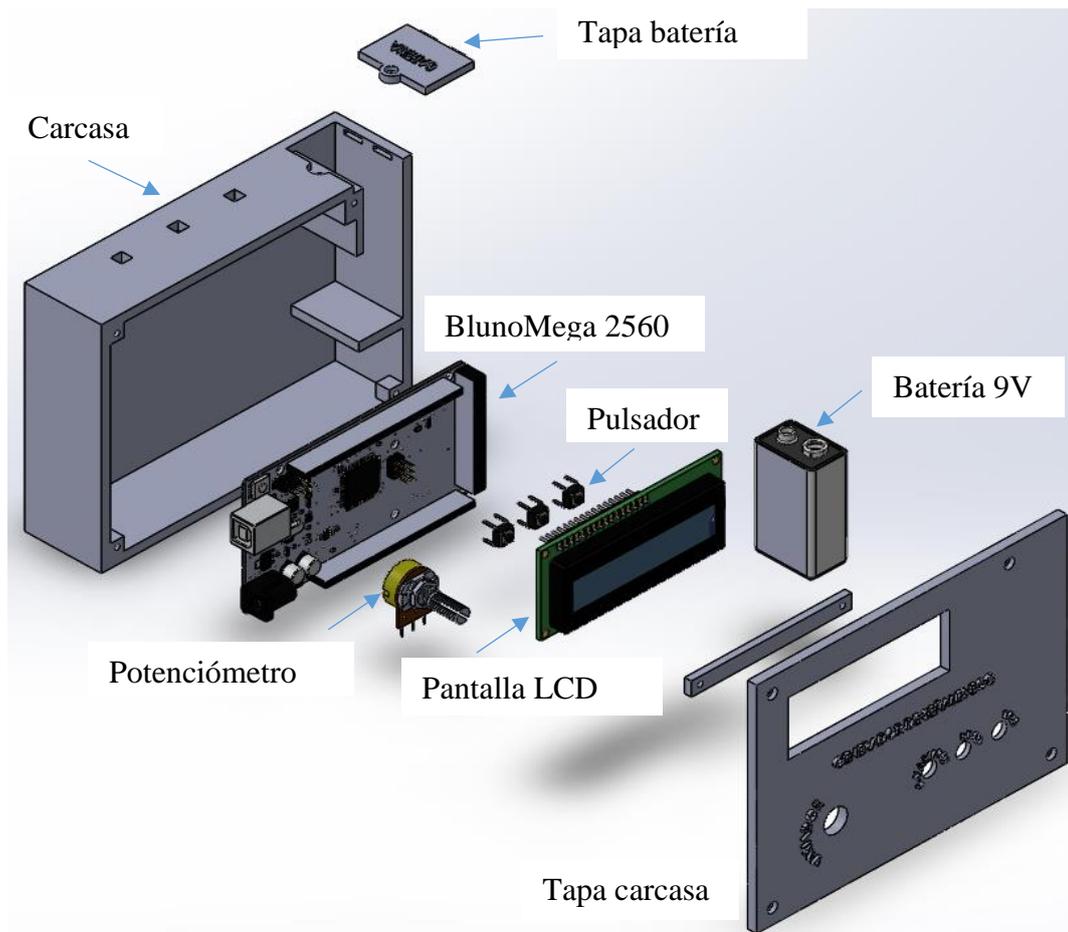


Figura 45. Componentes del generador de señales ECG de bajo costo

En la imagen anterior se puede observar algunos de los componentes que conforman el generador de ondas ECG de bajo costo, a esta le hacen faltan los componentes MCP4921 y las resistencias que no se aprecia de forma correcta.

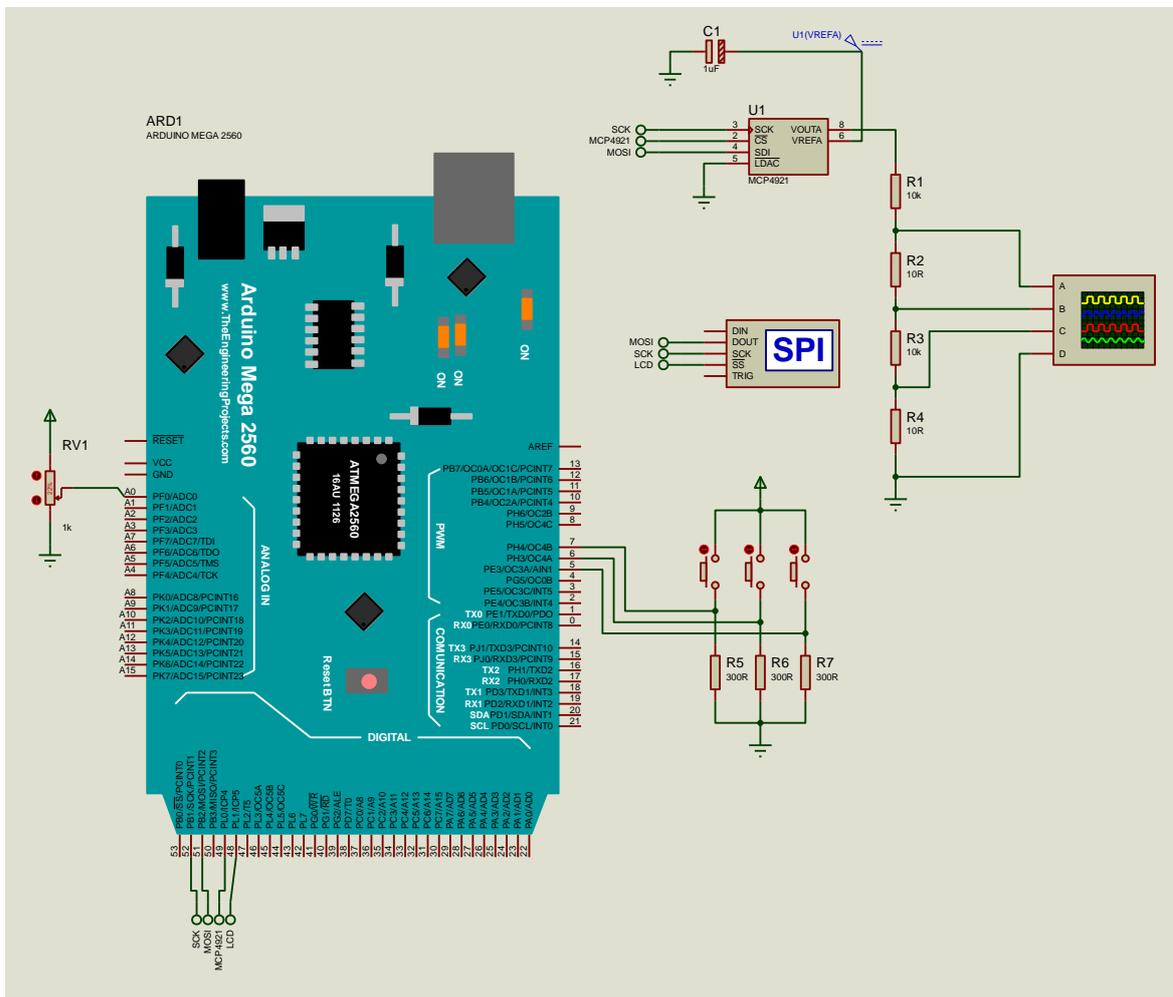


Figura 46. Esquema electrónico del generador de señales ECG

En la Figura 46 se observa el esquema electrónico realizado en el programa de proteus para lograr realizar el cableado eléctrico y conexión de todos los elementos, en esta figura no se observa la pantalla LCD 16x2 por lo que proteus no posee el shield de transformación de protocolo UART a SPI. En lugar de la pantalla se ha colocado un equipo en el cual se puede ver la información que será enviada a la pantalla.

Para la medición y observación de la señal de salida se coloca un osciloscopio propio del programa y con este se podrá observar las señales generadas.

Para presenciar el funcionamiento del microcontrolador es imprescindible ingresar el código escrito en el software Arduino para el generador, por lo cual dentro de proteus se dará un clic derecho en el microcontrolador y clic izquierdo en “Edit Properties” se abrirá una nueva ventana y en la sección de “PROGRAM FILE” se ingresará la ruta en donde se encuentra la extensión “.hex” del programa compilado. Con este último paso se puede darle clic al botón de inicio de simulación.

El protocolo SPI tiene una velocidad de transmisión elevada a comparación del protocolo I2C y utiliza menos bits en su comunicación; es necesario recordar que en el presente proyecto es necesaria una alta velocidad de transmisión por lo que esta velocidad se deberá encontrar en los us. En el protocolo I2C se utilizan bits de comunicación entre maestro y esclavo por lo que para enviar los 12 bits de datos es necesario enviar 39 bits a comparación de los 16 bits que necesita el protocolo SPI, a continuación, se observa los cálculos de envío de cada protocolo.

$$SPI \rightarrow 250 \text{ KHz}$$

$$T = \frac{1}{250000 \text{ Hz}} = 4 \mu s$$

$$T_{\text{envío 12bits SPI}} = 4 \mu s * 16 \text{ bits} = 64 \mu s$$

$$I2C \rightarrow 100 \text{ KHz}$$

$$T = \frac{1}{100000 \text{ Hz}} = 10 \mu s$$

$$T_{\text{envío 12bits I2C}} = 10 \mu s * 39 \text{ bits} = 390 \mu s$$

Se debe considerar que los procesadores de las placas controladoras elegidas no soportan los modos rápidos del protocolo I2C.

En la Tabla 3 se observan los componentes utilizados en el presente proyecto y en algunos de estos se observan variantes. De estas variantes se han sombreado los componentes elegidos y al final de la tabla se tiene el coste total del generador de ondas ECG.

Componente	Opciones	Precio	Cantidad	Criterio de selección
Placa controladora	BlunoMega 2560 	26,16 €	1,00	Las tres placas controladoras cumplen con los requisitos mínimos de funcionamiento que es el valor del cristal oscilador de 16MHz, disponibilidad de contadores internos y espacio en las memorias internas. La mejor opción de selección es el Arduino Nano, sin embargo, se dispone de una placa BlunoMega 2560 por lo que se trabajara con esta en el presente proyecto.
	Arduino Uno 	20,00 €		
	Arduino Nano 	21,00 €		
	MCP4725 	5,14 €		
DAC				Los tres DACs disponen de una buena resolución de 12 bits, algunos de ellos disponen de sus propios módulos y otros

	MCP4921 	1,85 €		necesitan de algunos componentes extras. La mejor elección de los 3 dispositivos es el MCP4921, este dispone de una comunicación SPI con la placa controladora y los demás disponen de protocolo I2C.
	AD5593R 	14,11 €		
Pantalla LCD	LCD 16x2 	7,00 €	1,00	
	Placa adaptadora I2C 	7,00 €	1,00	Los módulos presentados se acoplan directamente a los pines de la pantalla LCD y transforman la información ya sea a I2C en el primer caso y en el segundo puede lograr las dos comunicaciones. Para el presente proyecto se habló que la velocidad SPI es más elevada que la I2C por lo que se optó por la segunda opción la Adafruit, por lo que esta dispone de comunicación SPI.
Módulo de comunicación de pantalla	Adafruit LCD backpack I2C-SPI 	9,95 €		
	Potenciómetro de perilla 	9,04 €	1,00	
Potenciómetro				
	Botones 	0,42 €	3,00	
Botones				
	Resistencias 	0,05 €	3,00	
Resistencias				
Carcasa		25 €	1,00	
	9V 	4,50 €	1,00	
Batería				

Terminales banana		0,46 €	3,00
Placa		0,41 €	1,00
TOTAL		81,54 €	

*Tabla 3. Tabla de selección de componentes y su coste*

El total de los componentes es de 81,54 euros, estos elementos permiten tener una buena señal de salida como es el bajo ruido y bajo consumo de batería.



# 4 Resultados

En este apartado se expondrán los resultados obtenidos del proceso de desarrollo y construcción de la sección anterior.

Se presentarán resultados de dos formas, la primera es la simulación que se lleva a cabo en el programa proteus en el cual solo se realizara el diseño y simulación del circuito eléctrico con algunos de los componentes ya que este programa no dispone de todas las librerías necesarias. La segunda forma de presentación de resultados es mediante la construcción del equipo de forma física y consta en colocar todos los elementos conectados entre sí mediante caminos de estaño en una placa de cobre para luego colocarlo en una caja para su fácil transporte.

## 4.1 Resultados de la simulación

### 4.1.1 Algoritmo del microcontrolador

En la Figura 47 se observa un diagrama de flujo del sketch que se encuentra dentro del microcontrolador, como se sabe los sketches de Arduino constan de 3 grandes bloques los cuales son: bloque de la cabecera, el bloque setup y el bloque loop.

Básicamente en el bloque de la cabecera se ingresarán todas las librerías necesarias para la interpretación de los componentes y se definen las variables que se almacenan en la memoria EPROM del microcontrolador. En el presente trabajo se declaran las librerías “SPI” para la comunicación SPI y “Adafruit\_liquidCrystal” para la interpretación y envío de datos a la pantalla LCD. Las variables definidas son las señales que fueron transformadas de mV a bits y otras variables globales necesarias para el correcto flujo del sketch. En el bloque setup se inserta el código que se quiere que se repita una sola vez

mientras está en funcionamiento el equipo. En esta sección se definen que pines serán entradas y que pines serán salidas y en este caso se ingresa toda la configuración de los registros para el timer2. En el último bloque loop es en donde se ejecutará repetidamente la construcción de la señal y la línea muerta, es en este bloque donde se determinará los BPM que se ingresen por medio del potenciómetro.

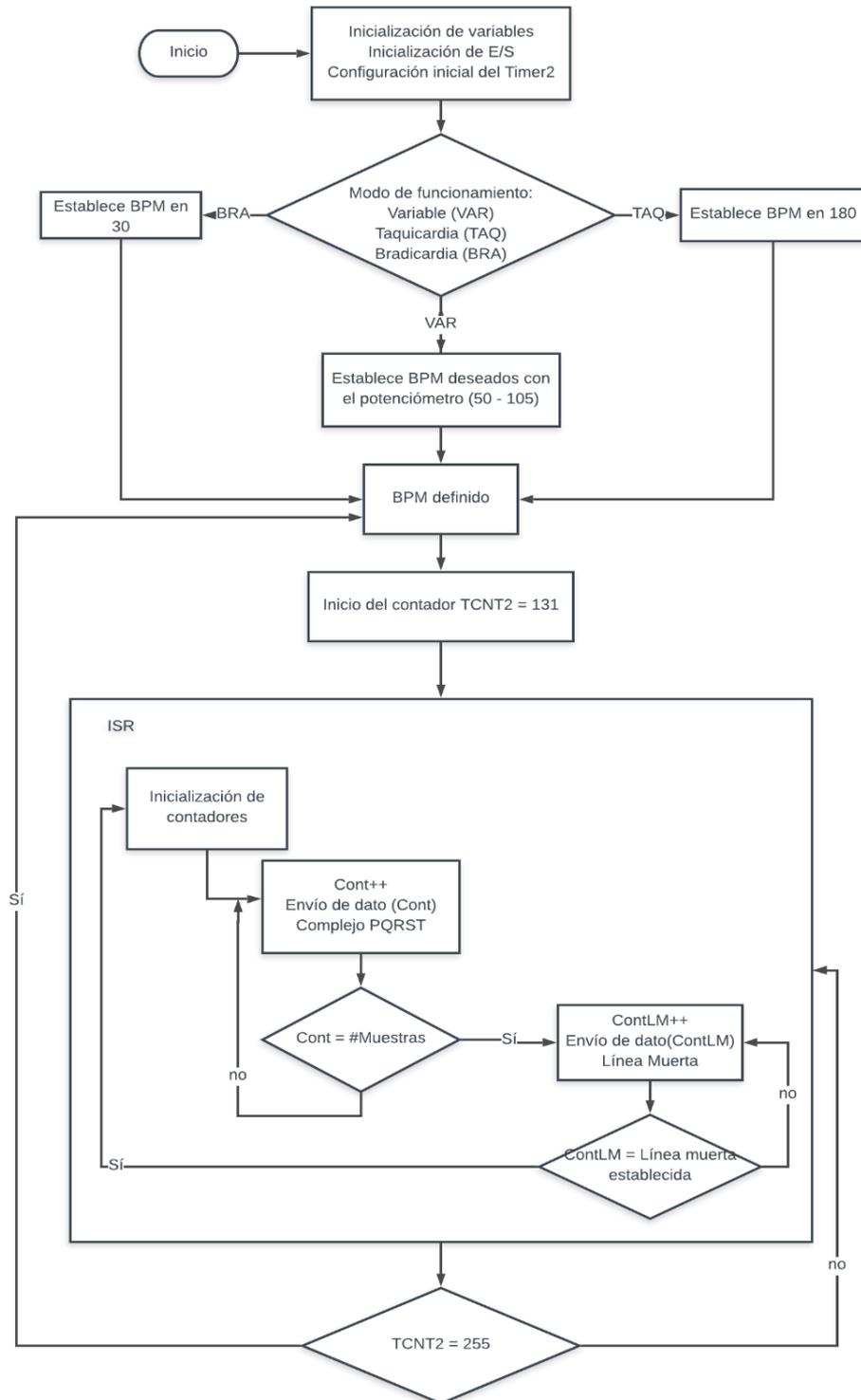


Figura 47. Diagrama de flujo del algoritmo del generador

Como se observa en el diagrama de flujo anterior en el inicio es donde se inicializan las librerías, luego de esto se inicializan variables, entradas o salidas del microcontrolador, para luego entrar en el bucle repetitivo loop. En este bucle se seleccionará el tipo de onda y con esto da paso a enviar los datos dependiendo de los BPM ingresados.

#### 4.1.2 Resultados de la simulación

En esta sección se presentarán los resultados obtenidos mediante la construcción del generador dentro del programa proteus. Una vez ingresado el código compilado y en hexadecimal este presenta los siguientes resultados.

En la Figura 48 se observa el osciloscopio del programa Proteus y en esta se observa la onda resultante de todo el proceso anterior, la onda seleccionada es la señal variable a 105 BPM.

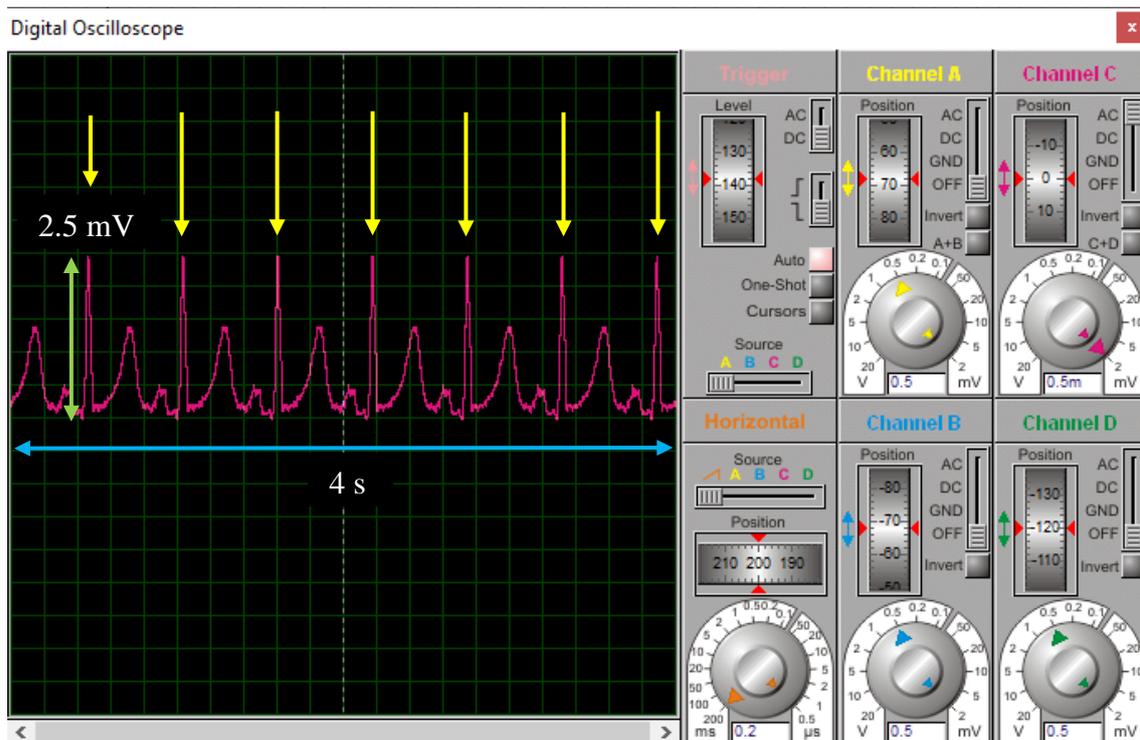


Figura 48. Osciloscopio resultado de la simulación a 105BPM

Se puede observar que cada recuadro en el eje de las ordenadas tiene el valor 0.5 mV y en el eje de las ordenadas se tiene que cada recuadro equivale a 0.2 ms. Como resultado se tiene una amplitud de 2.5mV y 7 complejos QRS en 4 segundos.

$$BPS \text{ (bits por segundo)} = \frac{105 \text{ BPM}}{60 \text{ s}} = 1.75 \times 4 \text{ s}$$

Al multiplicar los BPS por los 4 segundos que se tienen en el osciloscopio da como resultado los 7 BPS que se observan.

En la Figura 49 se observa el osciloscopio con las mismas condiciones anteriores, pero en este caso se seleccionó una bradiarritmia de 30 BPM.

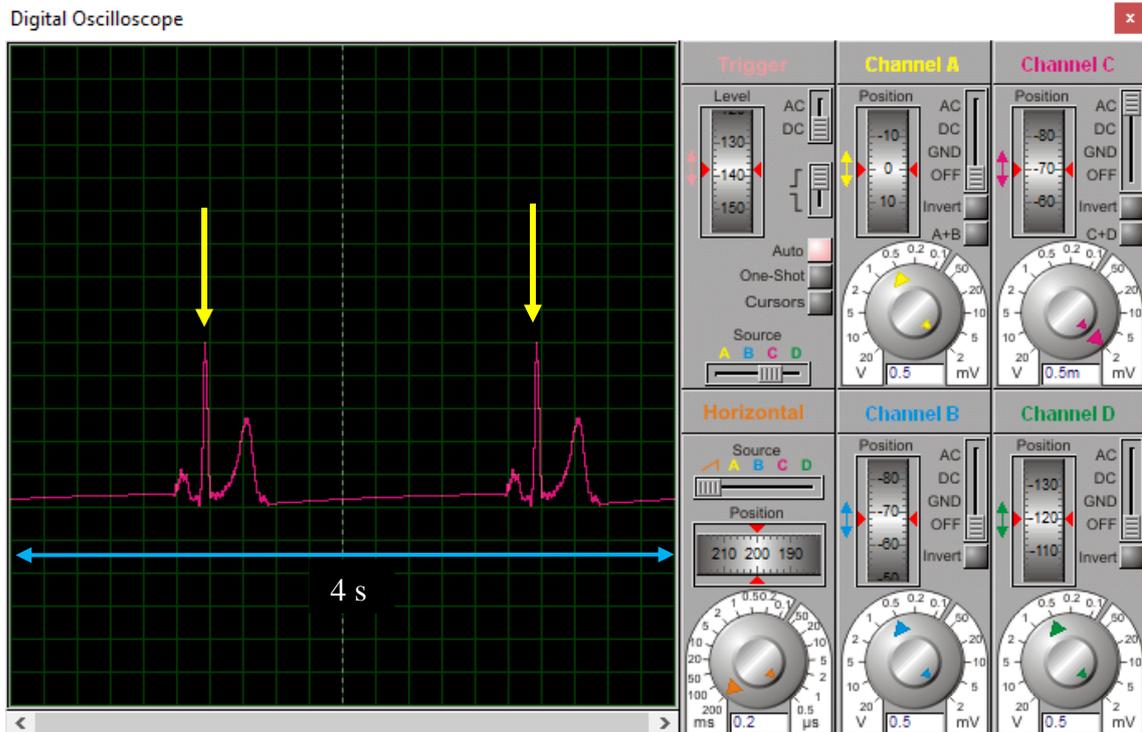


Figura 49. Osciloscopio resultado de la simulación a 30BPM

En la imagen anterior se observan solo 2 complejos QRS, al ser una bradiarritmia los complejos serán menores a los normales, por lo que se va a calcular si esto es correcto.

$$BPS = \frac{30 \text{ BPM}}{60 \text{ s}} = 0.5$$

Como se menciona anteriormente en el eje de las ordenadas se tiene divisiones de 0.2 ms por lo que se tiene 4 segundos en total. Al multiplicar los 4 segundos por los 0.5 BPS se tienen 2 BPS al igual que la figura anterior.

En la Figura 50 se observa el osciloscopio con las mismas condiciones anteriores, pero en este caso se seleccionó una taquiarritmia de 180 BPM. Tal como se indica al inicio, la señal utilizada en la taquicardia es otra señal diferente a las utilizadas recientemente en los 105 BPM y 30 BPM por lo que esta señal será ligeramente diferente. Pero mantiene el ritmo cardiaco deseado de 180 BPM.

Esta señal cuenta con recuadros de 0.2 ms en el eje de las abscisas y 0.5 mV en las ordenadas por lo consiguiente se tiene 12 picos en los 4 segundos que se logran observar en el osciloscopio.

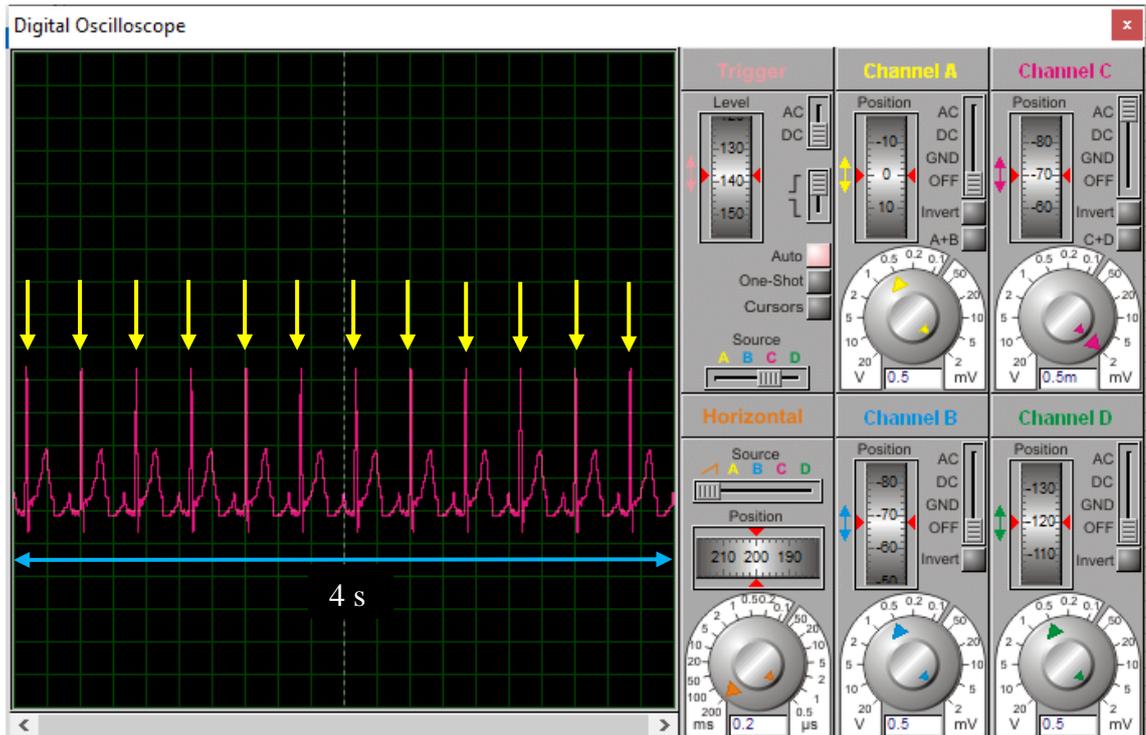


Figura 50. Osciloscopio resultado de la simulación a 180 BPM

Para confirmar estos valores se realizar nuevamente los cálculos anteriores.

$$BPS = \frac{180 \text{ BPM}}{60s} = 3$$

Con el resultado anterior, 3 pulsos por segundo dentro de los 4 segundos que dura la señal en el osciloscopio se tienen como resultado 12 pulsos.

Con esto se confirma que la simulación de las tres anteriores frecuencias cardiacas cumple con los BPM adecuados y necesarios por lo que se procederá a la construcción física del mismo. Se debe considerar que al simular se utilizan valores ideales y no responden a ruidos que por lo general en la construcción aparecen.

## 4.2 Prototipado y fabricación

En una protoboard se incorporan todos los componentes para realizar el prototipado y comprobar el funcionamiento del equipo antes de montarlo todo en una sola caja. En la Figura 51 se observa un protoboard y la tarjeta BlunoMega 2560; en el protoboard se encuentran los componentes que no pueden ser montados directamente en el BlunoMega 2560 y por medio de cables de conexión se conectan los pines del BlunoMega a los componentes en el protoboard.

En el protoboard se encuentra el circuito integrado MCP4921, el potenciómetro y las 3 resistencias.

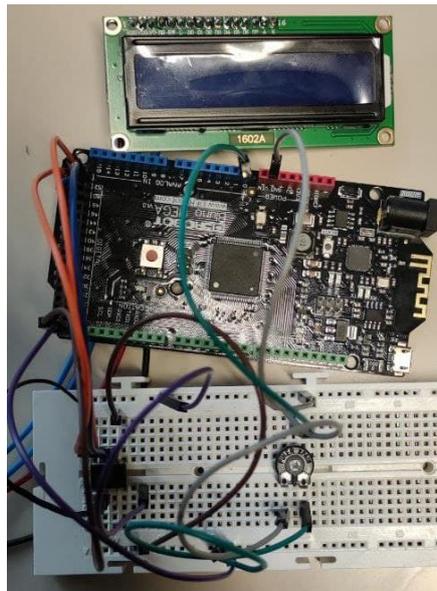


Figura 51. Prototipado del generador de señales ECG

Luego de haber construido el prototipo del generador se verifica si este tiene el mismo resultado que en la simulación, en la Figura 52 se observa el resultado de la construcción del prototipado, esto a 60 BPM.

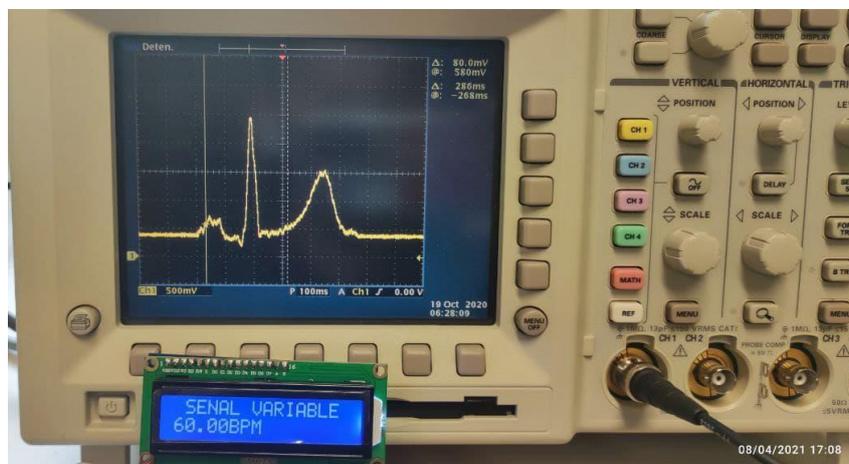


Figura 52. Señal de salida del generador de ondas ECG (60BPM)

Para la imagen anterior se debe considerar que el osciloscopio utilizado solo dispone de dos electrodos de medición por lo que solo se puede llegar a apreciar el voltaje de salida del divisor de tensión, es decir que cada recuadro en el eje de las ordenadas está representado por 500 mV, dando un total de 2,5V de amplitud. En el eje de las abscisas se tiene 100 ms por recuadro, al tener 10 recuadros se tiene 1s.

Al ser una señal de 60 BPM es normal que se tenga un complejo QRS por cada segundo.

#### 4.2.1 Fabricación del simulador ECG

Para esta etapa del proyecto se utilizó una placa de cobre, estaño y cable para realizar un tipo de PCB, la cual se utilizará para unir los componentes que conforman el generador. En la Figura 53 se observa la parte superior de la placa del equipo y en la Figura 54 se observa la parte inferior de la placa.

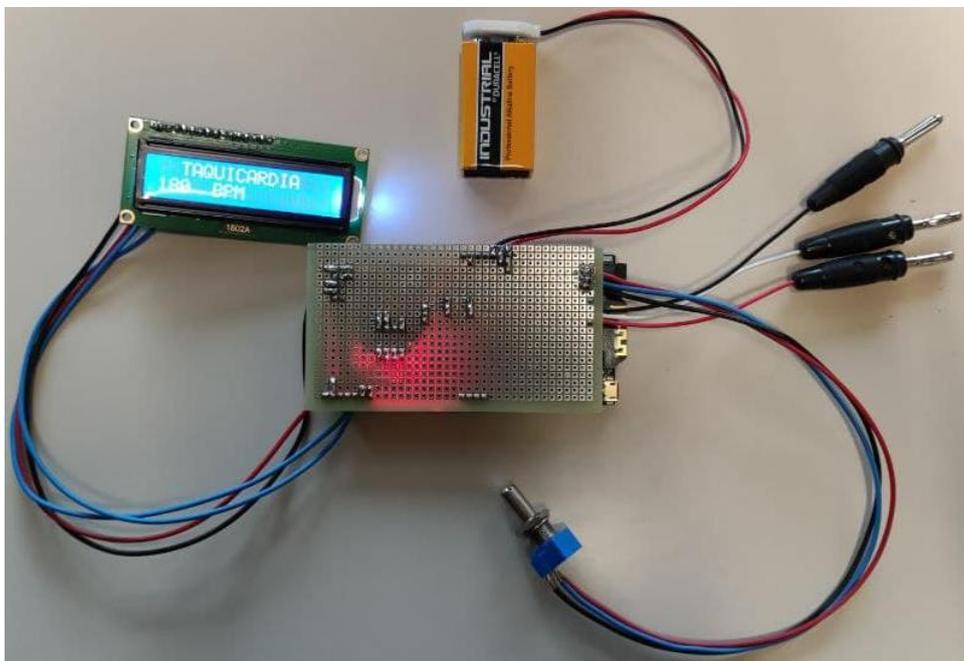


Figura 53. Vista superior de la placa del equipo

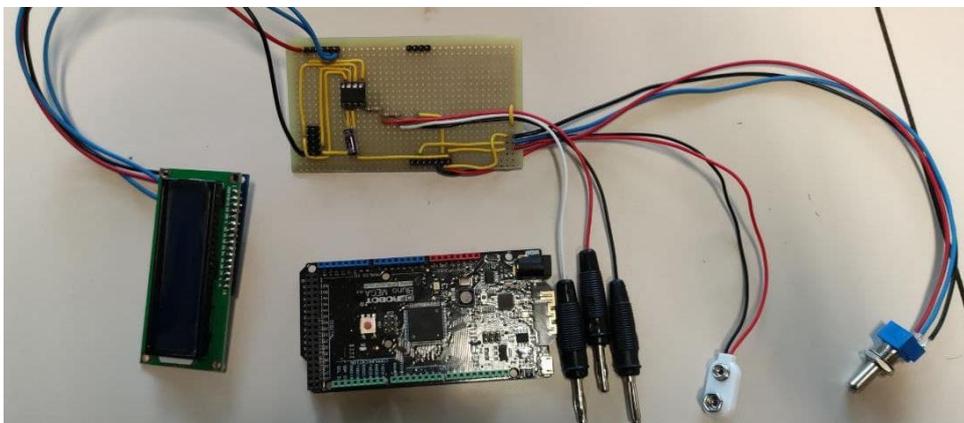


Figura 54. Vista inferior de la placa del equipo

Por último, en una impresora 3D se imprimió la carcasa que contendrá el equipo en su interior, esta carcasa está diseñada para lograr una salida a la pantalla, electrodos, potenciómetro, botones y una entrada para la batería. En la Figura 55 se observa la carcasa de color gris y también se logra observar los periféricos ya conectados y colocados en su respectivo lugar.

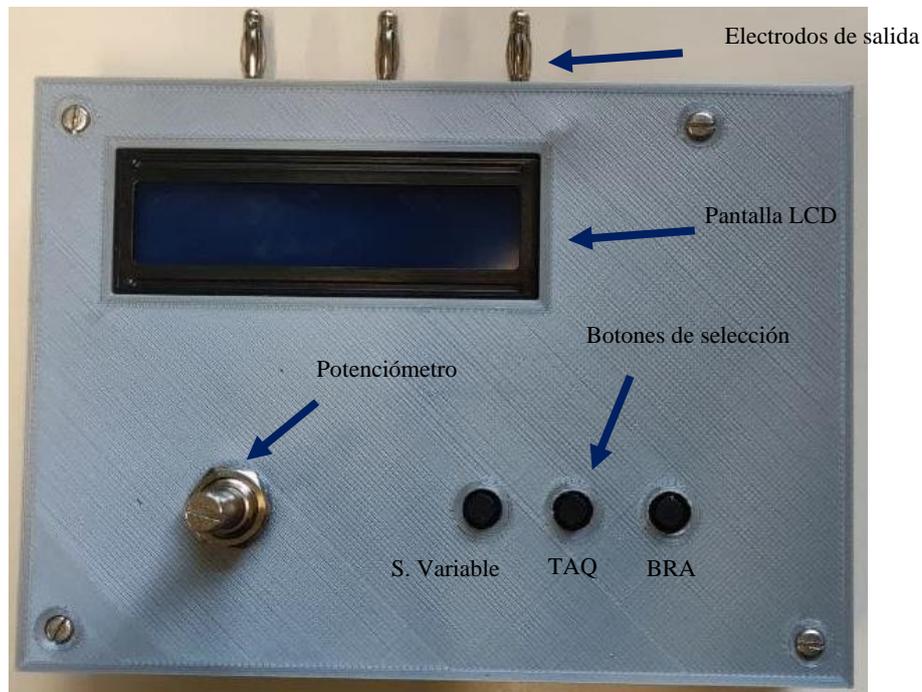


Figura 55. Prototipo generador de ondas ECG de bajo costo

### 4.3 Resultados experimentales usando el prototipo

El buen funcionamiento del prototipo se verificará utilizando el osciloscopio y el amplificador de señales BIOPAC MP36.

Con un osciloscopio se obtendrá las señales del generador y se comprobará que el simulador ECG entrega fielmente la señal indicada por su pantalla.

En la Figura 56 se observa el generador de ondas en señal variable de 60 BPM con su respectiva onda de salida.

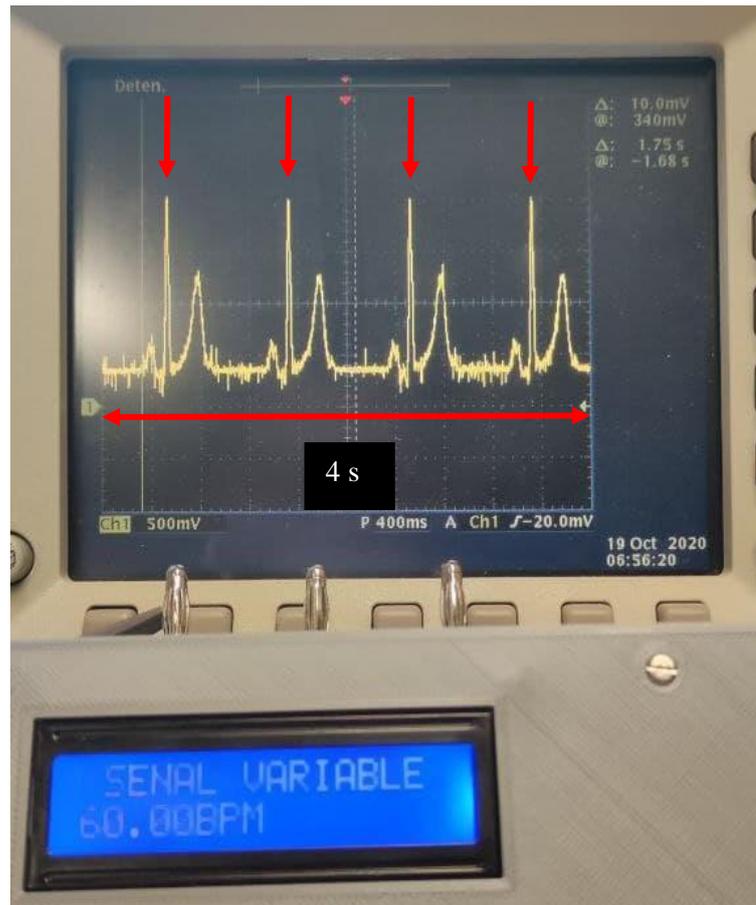


Figura 56. Señal del generador de ondas ECG a 60 BPM

La configuración del osciloscopio está dada por 400 ms por cada recuadro en el eje de las abscisas para obtener los 4 s en pantalla igual que la simulación anterior y en el eje de las ordenadas cada recuadro es de 500 mV. Al tener marcado 60 BPM en los 4s se observaría cuatro complejo QRS en la pantalla uno por segundo.

En la Figura 57 se observa el generador de ondas a señal variable de 105 BPM con su salida de onda representada en el osciloscopio.

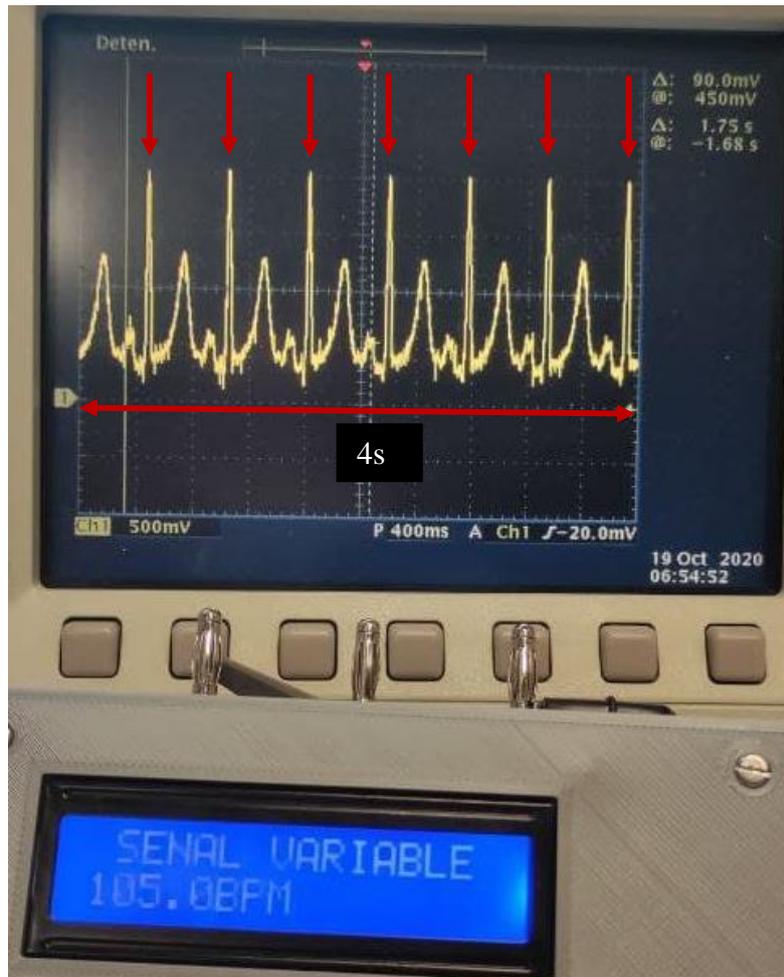


Figura 57. Señal del generador de ondas ECG a 105 BPM

La configuración en el osciloscopio es idéntica a la anterior pero los BPM son de 105 en señal normal, en la figura anterior se logra distinguir los 7 complejos en los 4 s que se observan en la pantalla. El mismo número de complejos que se obtuvo en la simulación anterior.

En la Figura 58 se observa el osciloscopio y la salida del generador causado por una taquiarritmia de 180 BPM.

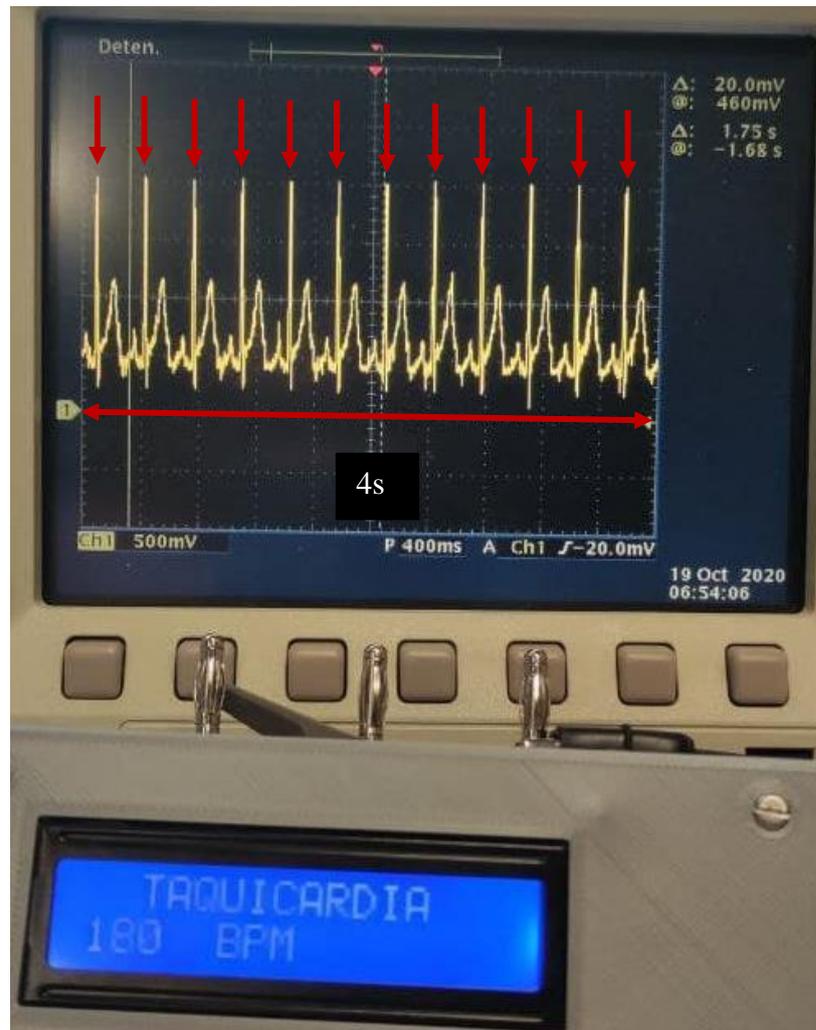


Figura 58. Señal del generador de ondas ECG a 180 BPM

La configuración del osciloscopio es la misma que las anteriores con la diferencia de que se tiene una taquicardia de 180 BPM, por lo que se observan 12 complejos en los 4 segundos que se observan en la pantalla del osciloscopio igual que en la simulación realizada.

Por último, en la Figura 59 se observa el osciloscopio y la salida del generador a una bradiarritmia de 30 BPM.

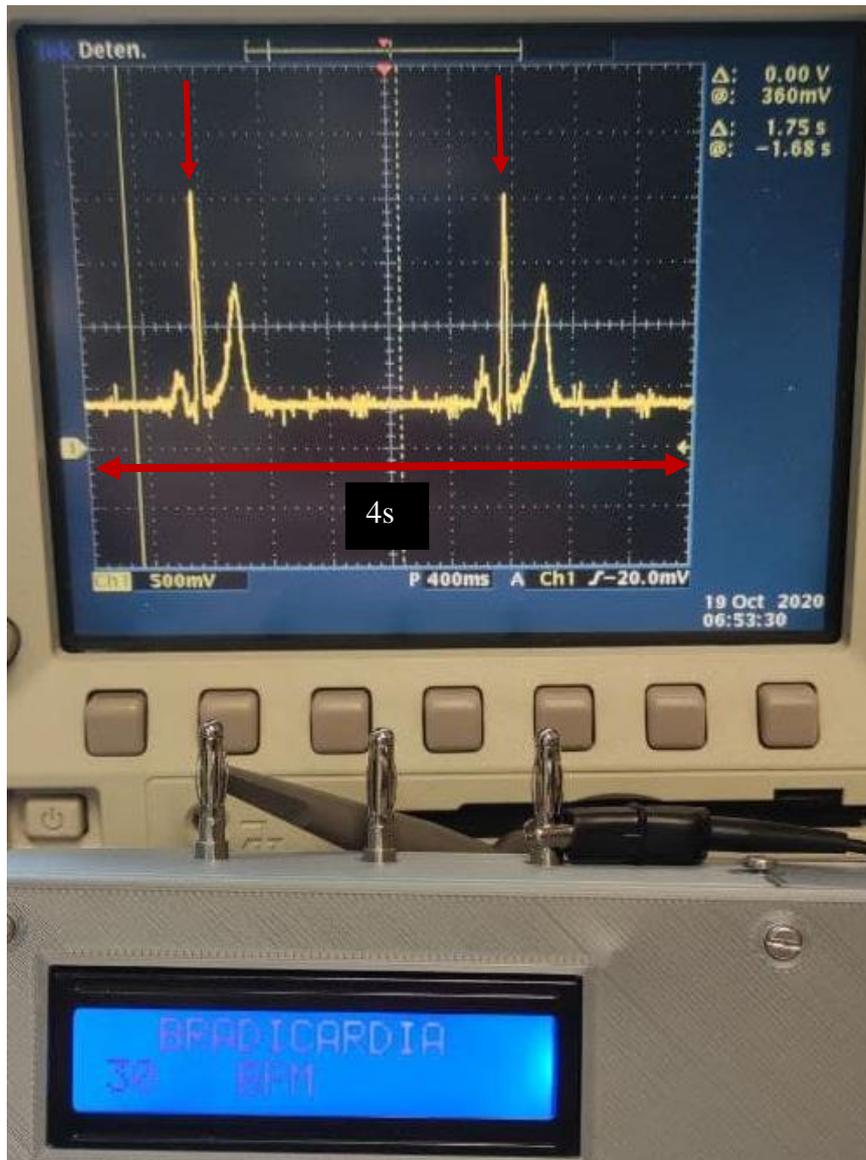


Figura 59. Señal del generador de ondas ECG a 30 BPM

La configuración del osciloscopio se mantiene la diferencia es la frecuencia cardiaca que ahora es representada por una bradicardia de 30 BPM, en la pantalla de duración de 4 segundos se observan 2 complejos como en la simulación.

Para la última prueba se utiliza el equipo y software de BIOPAC M36 en la Figura 60 se observa el generador y el BIOPAC conectados, en el software se puede encontrar un programa diseñado para medir directamente la frecuencia cardiaca de pacientes por lo que este equipo es lo más cercano a un monitor cardiaco, en este software se ingresaran las mismas frecuencias cardiacas antes mencionadas. En la Figura 61 se encuentra la señal variable a 60 BPM y en la Figura 62 la señal de 105 BPM. El programa consta de dos graficas; la gráfica superior es la señal recibida por el generador de señales y en la gráfica inferior se observa la variación de la frecuencia cardiaca de la señal ingresada en el gráfico

superior. A continuación, en la Figura 63 y Figura 64 se encuentra la taquicardia a 180 BPM y la bradicardia de 30 BPM respectivamente.

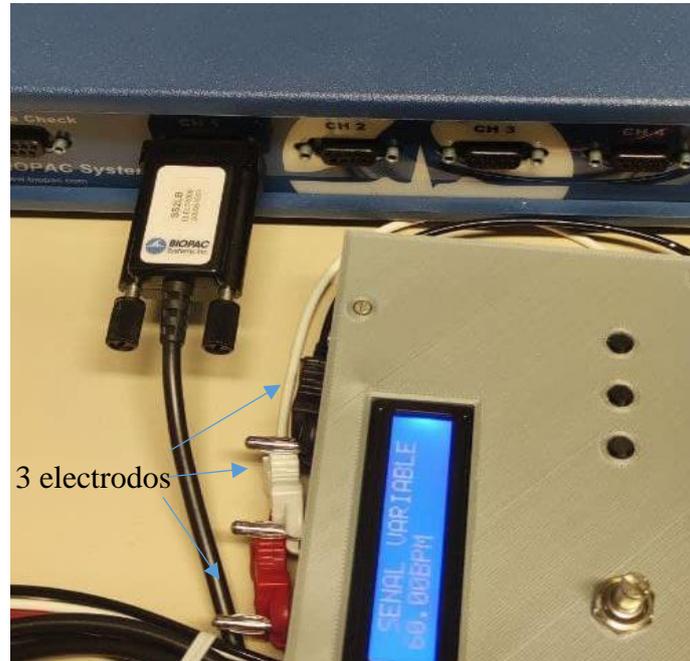


Figura 60. Conexión de los 3 electrodos del generador al BIOPAC MP36

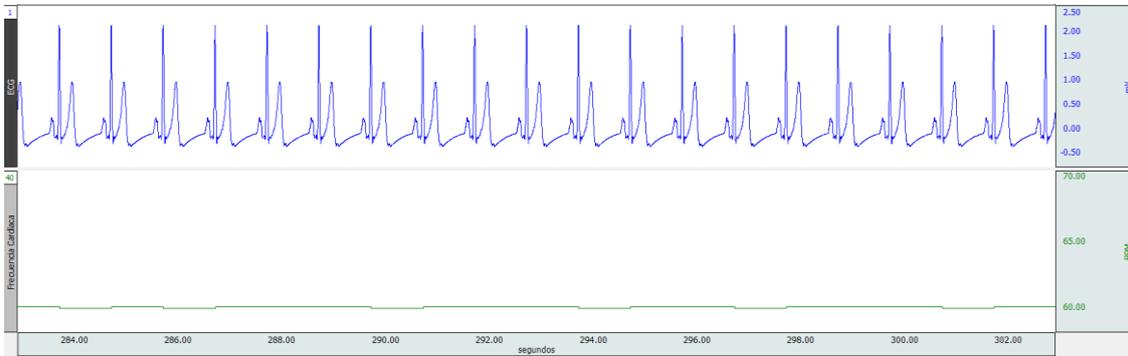


Figura 61. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 60 BPM

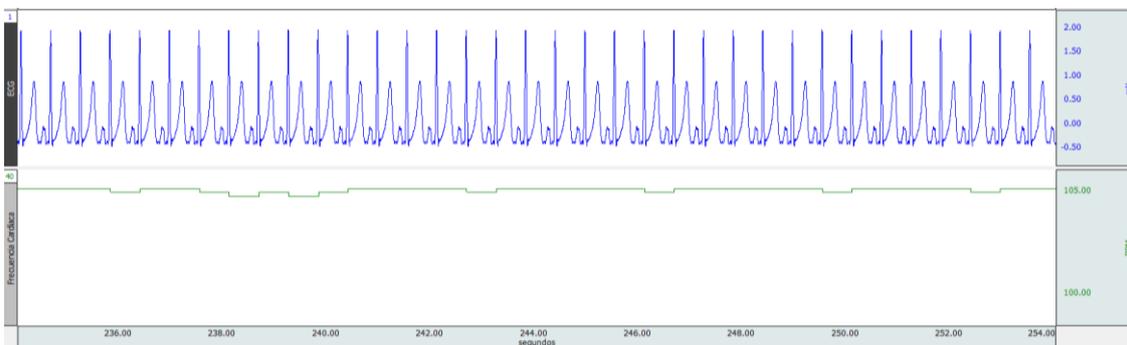


Figura 62. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 105 BPM

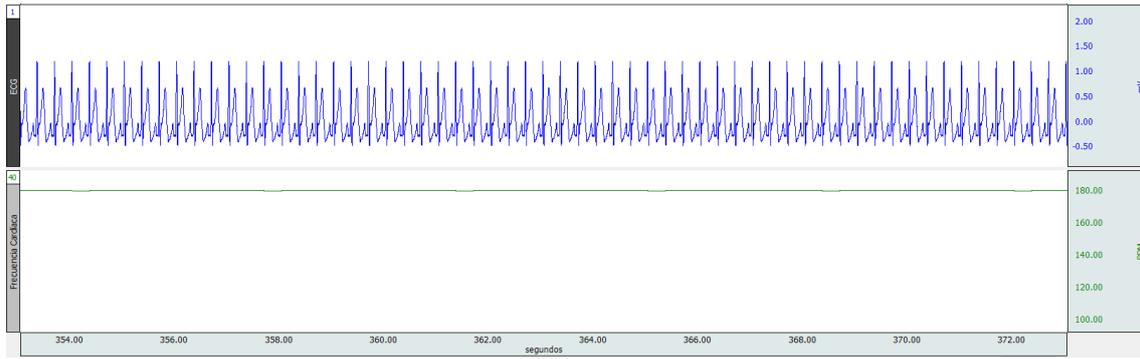


Figura 63. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 180 BPM

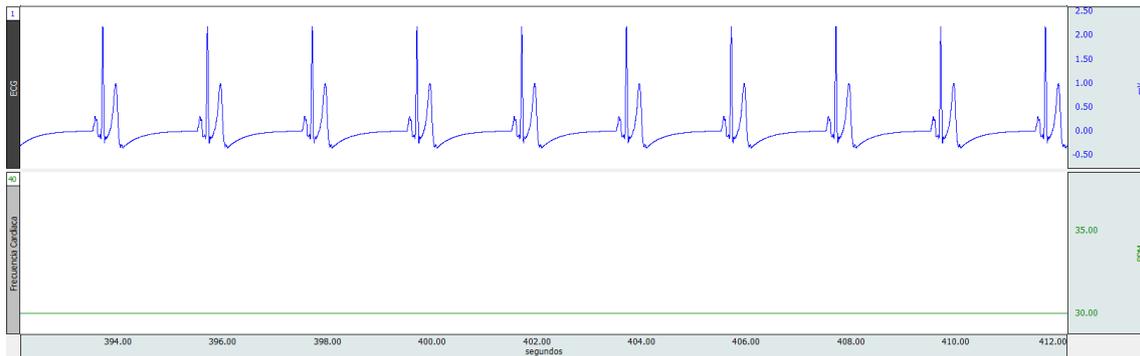


Figura 64. Señal del generador obtenida en el software BIOPAC M36 a 30 BPM

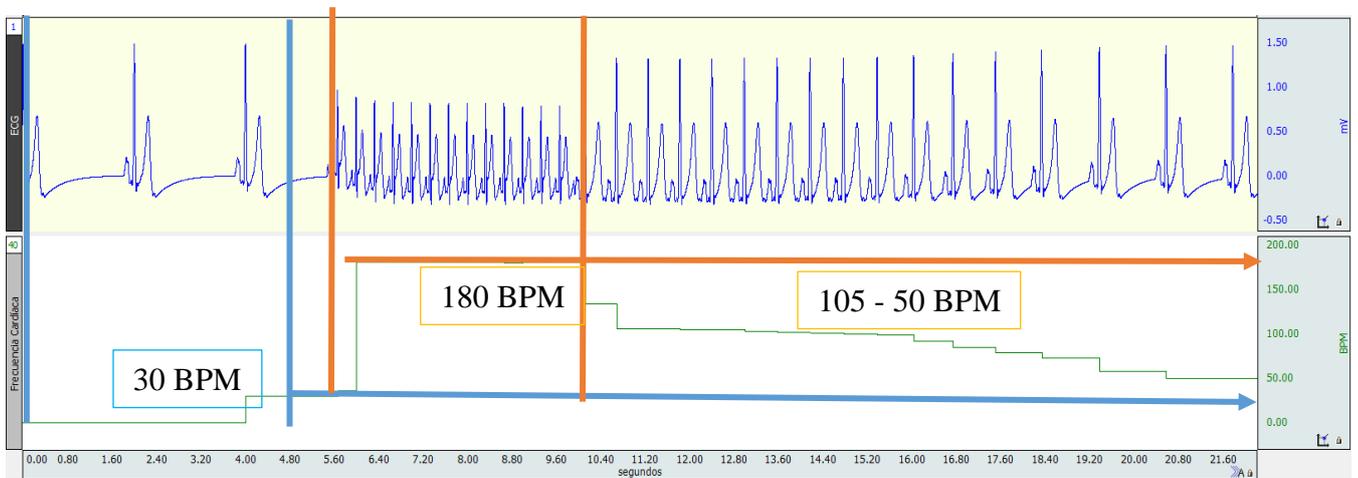


Figura 65. Todas las señales del generador obtenidas por BIOPAC M36

En la Figura 65 se observa todas las variaciones que se dispone en el dispositivo, en la primera sección de la señal se tiene 30 BPM en la segunda se tiene la taquicardia de 180 BPM y la última sección se tiene la señal variable que empieza en los 105 BPM y descende hasta llegar a 50 BPM.



## 5 Discusión

En el presente TFM se diseña y fabrica un generador de ondas ECG de bajo coste, este equipo desempeña la función de un simulador básico que puede ser utilizado como un método didáctico para la formación médica, de igual forma puede desempeñar la función de pruebas y calibración de equipo médico. Al revisar la literatura del proyecto es normal decir que no es el primer dispositivo existente para la generación de señales electrocardiográficas, pero este equipo presenta varias ventajas respecto a lo encontrado anteriormente.

Lo que distingue a este equipo de muchos es el bajo coste de los componentes y el fácil acceso que se tiene a ellos; la modificación y mejora en la programación también son algunas de las mejoras que presenta el dispositivo. Respecto al dispositivo se tiene una carcasa que contiene a los componentes electrónicos dentro y sus dimensiones son 150 mm x 80 mm x 35 mm comparando con el equipo [12] el generador construido es mucho más grande pero se debe tomar en cuenta que el microprocesador utilizado mantiene unas dimensiones grandes por esto el aumento en las dimensiones de la caja, si se cambia el microprocesador por el antes seleccionado reducirá el tamaño de la caja considerablemente, en la parte de los indicativos el generador construido consta de una pantalla LCD 16x2 en el cual se observa la frecuencia cardiaca elegida por botones en comparación al equipo [13] se observa que este equipo no dispone de una pantalla indicadora solo de algunos leds indicadores que a la final pueden pasar por desapercibido en dicha pantalla se observará que tipo de señal es y la frecuencia en BPM.

El dispositivo no cuenta con las 12 derivaciones que mantienen los dispositivos en el mercado actual, pero con la derivación que mantiene se puede realizar la calibración en los monitores hospitalarios, se debe tomar en cuenta que en la teoría del ECG se mantiene

una amplitud normal de 2.5 mV y que los monitores hospitalarios pueden ser antiguos, al ser antiguos no permiten la variación de la amplitud de la señal por lo que siempre están detectando y muestreando señales de amplitud máximo de 1.5 mV.

El equipo es de bajo coste por lo que los electrodos de señal de salida son los comúnmente utilizados en los equipos eléctricos y no médicos, si se mejora este componente se podría observar una mejora significativa en la señal por lo que reducirá el ruido restante y el monitor hospitalario podrá asimilar mejor la onda.

A continuación, se observa en la Tabla 4 algunas de las necesidades/requisitos que se identificaron mientras se desarrollaban el simulador ECG, junto con las acciones/soluciones que se adoptaron.

<b>Necesidad / Requisitos</b>	<b>Acción / Solución</b>	<b>Descripción / Justificación</b>
Es necesario un microcontrolador con suficiente memoria para alojar y reproducir la señal posteriormente manteniendo dimensiones reducidas.	Microcontrolador ATmega328T	El microcontrolador ATmega328T cumple con memorias suficientes para alojar y reproducir las señales. Pero se utilizó un microcontrolador más grande por lo que se encontraba disponible en el laboratorio.
La señal tiene que ser lo más parecida a una señal normal y no construida.	Descargar señales de una base de datos	Las señales descargadas de la base de datos reproducen una señal normal, por lo que en el monitor hospitalario o en equipos de educación se representaría una señal normal como la que puede presentar cualquier paciente.
Transformación de los datos descargados en mV a datos en niveles de bit	Función Map de Arduino	Mediante la función map de Arduino se logra crear una escala en niveles de resolución que esté acorde a la escala en mV.
Tiempos de envío de datos en milisegundos sin utilizar las librerías de Arduino por lo que estas almacenan los tiempos de espera y al final aplazan el envío de los datos.	Interrupciones (Timer2)	Se utilizaron interruptores de borde específicamente en los cuales se les asigna un valor inicial y al momento que desborde se interrumpe el programa para enviar el dato necesario.
Envío de datos desde el microcontrolador al DAC sin perder tiempo en la transferencia	MCP4921	Existen muchos convertidores de señal con diferentes protocolos de transferencia, en lo que se seleccionó el convertidor con protocolo SPI que permite la rápida transferencia de datos a comparación del protocolo I2C que tiene una comunicación bidireccional por lo cual necesita más tiempo al transferir los datos.
Electrodos de salida económicos que permitan tener una señal buena a la hora de obtener las medidas.	Terminales tipo banana	Se han seleccionado los terminales tipo banana para que cumpla con la función de electrodos de salida, por lo que estos al estar conectados permiten una buena

		transferencia de la señal. Sin embargo, de lo posible se debe seleccionar electrodos de alta calidad para reducir el ruido generado en estos.
Mantener los componentes electrónicos en una estructura de protección	Diseño y fabricación a medida de una carcasa impresa en 3D	Mediante el programa de solidworks se diseña una carcasa con las dimensiones obtenidas físicamente, para luego imprimirlo en una impresora 3D.

*Tabla 4. Necesidades/requisitos con sus respectivas soluciones y justificación*

En la tabla anterior se describe problemas que se han ido presentado en el momento del desarrollo del simulador ECG, las cuales podrían resolverse de diferentes formas. También se encuentra en la tabla la solución tomada y su debida justificación del porque se tomaron.



# 6 Conclusiones y líneas futuras

## 6.1 Conclusiones

Se ha diseñado y fabricado un prototipo de simulador de señales ECG de frecuencia cardiaca normal, bradicardia y taquicardia que tiene como fin verificar el correcto funcionamiento de un electrocardiógrafo.

El prototipo se validó usando un osciloscopio y el dispositivo BIOPAC. En el osciloscopio se verificó que el número de complejos concuerde con los BPM ingresados. En la segunda validación se conectó el dispositivo en el BIOPAC y se detectó automáticamente los BPM ingresados en el prototipo simulador. En ambos casos los valores preestablecidos coincidían con los datos obtenidos en el osciloscopio y BIOPAC.

En la Tabla 5 se muestra un resumen las características más relevantes del dispositivo.

Características	
Resolución	Alta resolución, 12 bits
Ruido	Bajo ruido en la señal de salida
Protocolo de transferencia de datos	Rápida transferencia SPI
Numero de salidas	3 electrodos
Costo	< 100 Euros
Repetitividad	1 complejo
Variación de frecuencia	Desde 50 hasta 105 BPM
Fuente de alimentación	Batería 9V
Dimensiones	150 x 80 x 35
Visualización de BPM	Pantalla LCD 16x2

*Tabla 5. Tabla de características más relevantes del simulador ECG*

El coste de fabricación del simulador es de 81,54 euros lo que le brinda una ventaja competitiva frente a equipos disponibles en el mercado que tienen un precio de 357,74 dólares. Esto permitiría que las compañías puedan adquirir mayor número de simuladores ECG y abastecer la demanda de calibración de equipos electrocardiógrafos.

## 6.2 Líneas Futuras

El equipo no se encuentra regulado por las respectivas normas existentes para la calibración de equipo médico, por lo que en un futuro se tiene que lograr alcanzar la regularización del equipo.

El equipo dispone de memoria suficiente por lo que aún es posible agregar muchas más señales de arritmias o señales que permitan aumentar la frecuencia cardiaca siempre y cuando se mantenga el mismo microcontrolador, si el microcontrolador es cambiado se deberá consultar sus características.

Se puede agregar al equipo una pantalla en la cual se puede observar la onda que se está generando en el momento y con esto constatar si es la misma que se tiene en el equipo y en el monitor hospitalario.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Banegas JR, Villar F, Graciani A, Rodríguez-Artalejo F. Epidemiología de las enfermedades cardiovasculares en España. *Rev Española Cardiol Supl.* 2006 Jan 1;6(7):3G-12G.
- [2] Azcona L. Estructura del corazón Capítulo 4 El electrocardiograma.
- [3] Israel SA, Irvine JM, Cheng A, Wiederhold MD, Wiederhold BK. ECG to identify individuals. *Pattern Recognit [Internet]*. 2005 [cited 2021 Apr 1];38:133–42. Available from: [www.elsevier.com/locate/patcog](http://www.elsevier.com/locate/patcog)
- [4] Yang S, Lam B, Ng CMN. Calibration of Electrocardiograph (ECG) Simulators. *NCSLI Meas [Internet]*. 2018;12(1):46–53. Available from: <https://doi.org/10.1080/19315775.2017.1335586>
- [5] Gómez-González AM, Montiel-Trujillo A, Bravo-Escobar R, García-Gómez O, Corrales-Márquez R, Bravo-Navas JC, et al. Equipo multidisciplinario en las unidades de rehabilitación cardíaca. ¿Qué papel desempeñamos? Vol. 40, *Rehabilitacion*. Ediciones Doyma, S.L.; 2006. p. 290–300.
- [6] Román C, Seisedos V. UPC UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA DEPARTAMENT D'ENGINYERIA ELECTRÒNICA ANÁLISIS DEL ECG EN MONITORIZACIÓN AMBULATORIA PARA EL DIAGNÓSTICO CARDÍACO Y LA PREDICCIÓN DE MUERTE CARDÍACA SÚBITA Tesi doctoral presentada per a l'obtenció del títol de doctor.
- [7] Tayler DI, Vincent R, Jolley B. The importance of assessing the fidelity of electrocardiographs by using a simple calibration signal. *J Med Eng Technol.* 2008;32(5):365–70.

- [8] PS410 | Fluke Biomedical | Simuladores ECG | Instrumentación Biomédica - Simuladores paciente | Celyon Técnica [Internet]. [cited 2021 May 8]. Available from: <https://www.celyontecnica.es/productos/14/ps410>
- [9] Patient Simulator - MiniSim 1000 [Internet]. [cited 2021 May 8]. Available from: [https://www.netechcorp.us/Products/details/MiniSim-1000-Patient-Simulator\\_70](https://www.netechcorp.us/Products/details/MiniSim-1000-Patient-Simulator_70)
- [10] Simulador ECG - SECULIFE PS200 - GOSSEN METRAWATT GmbH - pantalla / portátil [Internet]. [cited 2021 May 8]. Available from: <https://www.medicalexpo.es/prod/gossen-metrawatt-gmbh/product-68610-641239.html>
- [11] PhysioBank ATM [Internet]. [cited 2021 May 5]. Available from: <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>
- [12] BC Biomedical PS-2005 [Internet]. [cited 2021 Apr 28]. Available from: [https://www.bcgroupestore.com/Biomedical-BC\\_Biomedical\\_PS-2005.aspx](https://www.bcgroupestore.com/Biomedical-BC_Biomedical_PS-2005.aspx)
- [13] BC Biomedical PS-2010 [Internet]. [cited 2021 Apr 28]. Available from: [https://www.bcgroupestore.com/Biomedical-BC\\_Biomedical\\_PS-2010.aspx](https://www.bcgroupestore.com/Biomedical-BC_Biomedical_PS-2010.aspx)
- [14] Diagram B. MCP4921/4922 Features. 2007.
- [15] Interrupt Tutorial II - Arduino Timer Interrupt | Microcontroller Tutorials [Internet]. [cited 2021 May 11]. Available from: <https://www.teachmemicro.com/arduino-timer-interrupt-tutorial/>
- [16] Memoria Flash | Aprendiendo Arduino [Internet]. [cited 2021 May 11]. Available from: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/memoria-flash>

