

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROCARDIOGRAFO
INALÁMBRICO PARA MONITOREO DE LA ACTIVIDAD CARDIACA EN RATAS
QUE SE ENCUENTRAN EN LIBRE MOVIMIENTO

MARÍA TERESA PÉREZ BELTRÁN
SERGIO EDUARDO GIL RUIZ

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA

2020

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO
INALÁMBRICO PARA MONITOREO DE LA ACTIVIDAD CARDIACA EN RATAS
QUE SE ENCUENTRAN EN LIBRE MOVIMIENTO

MARÍA TERESA PÉREZ BELTRÁN
SERGIO EDUARDO GIL RUIZ

Trabajo de Grado presentado como requisito para obtener el título de Ingeniero
electrónico

Director

JAIME GUILLERMO BARRERO PÉREZ

Codirector

CARLOS ARTURO CONDE COTES

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA

2020

DEDICATORIA

Agradezco a DIOS por guiarme, por las oportunidades presentadas que me ayudaron a culminar con éxito este sueño, por estar en todo momento presente en mis tristezas y alegrías.

A mi madre ANA CECILIA BELTRÁN LOZANO y JULIETA LOZANO por ser las mujeres más importantes de mi vida y a mi padre MIGUEL PÉREZ OSORIO, el apoyo incondicional de ustedes, cariño, esfuerzo e incontables esfuerzos en cada una de las etapas; este logro también es de ustedes.

A mi hermana Ana Lucia Pérez, le agradezco su preocupación, apoyo y cariño durante mi carrera, por haber sido el soporte que necesitaba cuando sentía que no lo lograría, por su buena energía, amor y compañía.

Al resto de mi familia que estuvo pendiente, por la paciencia, ánimos en todo momento de este proceso y su ayuda ha hecho que este sueño se haga realidad, primordialmente mi tía Luz Marina Beltrán y mi nonita que se encuentra en el cielo
María Teresa Osorio.

A mi incondicional amiga LUISA FERNANDA SAMPAYO RODRIGUEZ.

A mis amigos por todos esos momentos buenos y de dificultad que pasamos a lo largo de este proceso de formación y a cada una de las personas que con sus conocimientos aportaron para que este proyecto fuera posible.

MARIA TERESA PEREZ BELTRAN.

DEDICATORIA

A Dios

Por llenarme de bendiciones, salud y darme la posibilidad de llegar hasta acá y seguir adelante.

A mi madre Lucila Ruiz Piñeros

Por su amor, apoyo y dedicación hacia mí, me ha dado fuerza y seguridad para cumplir este logro.

A mi padre Carlos Eduardo Gil Rodríguez

Por su amor, apoyo y comprensión en todo momento, siempre indicándome el mejor camino para llegar hasta acá.

A mis hermanos por elección Juan Villalba, Jairo Acosta y Aroldo Herrera

Por su apoyo incondicional y su consejo en todo momento.

A mi familia

Por sus oraciones, su apoyo y sus consejos.

A mi amigo Diego Andrés Corzo Ruiz

Por siempre darme la fuerza y motivación para seguir adelante y cumplir mis objetivos.

A Mónica Estefanía Coronado Serrano

Por su apoyo, paciencia y compañía en este largo camino de cumplir nuestros sueños.

A mis amigos

Por sus enseñanzas y consejos durante toda nuestra formación profesional.

SERGIO EDUARDO GIL RUIZ.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	14
1. OBJETIVOS.....	17
1.1 OBJETIVO GENERAL	17
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
2. MARCO TEÓRICO	18
2.1 ELECTROCARDIOGRAMA ECG Y CONCEPTOS BÁSICOS.	18
2.2 HUMANO VS RATAS WISTAR	20
2.2.1 Valores normales de parámetros fisiológicos en rata Wistar.	22
2.3 DERIVACIONES ECG	24
2.3.1 Derivación Bipolar.....	24
2.4 CIRCUITO DE PIERNA DERECHA.....	26
2.5 AMPLIFICADORES OPERACIONALES.....	27
2.6 AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN (INA):	28
2.7 FILTROS.....	30
2.7.1 Utilidad de los filtros.....	30
2.8 MICROCONTROLADOR	30
2.8.1 Conversor Analógico Digital (ADC).....	31
2.9 TIPOS DE TRANSMISIÓN Y RECEPCIÓN INALÁMBRICA DIGITAL.....	32
2.9.1 LoRa.	32
2.9.1.1 Características	32
2.9.2 LoRaWAN.	33
2.9.2.1 Características	33
2.9.3 Bluetooth.....	33
2.9.4 Classic Bluetooth vs <i>Bluetooth Low Energy</i>	34
2.9.5 <i>WI-Fi</i>	35

2.9.5.1 características:.....	36
2.9.6 Zigbee.....	36
3. HARDWARE.....	37
3.1 AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN (INA):	37
3.2 FILTROS.....	39
3.2.1 Circuitos Integrados de propósito específico MAX86150 y AD8232.	41
3.3 MICROCONTROLADOR	45
3.4 TRANSMISIÓN Y RECEPCIÓN INALÁMBRICA.	48
3.4.1 XBEE.	50
3.5 SELECCIÓN DE LA BATERIA.....	52
3.6 REGULADOR	55
4. DISEÑO DEL DISPOSITIVO FINAL	56
4.1 DISEÑO GENERAL.	56
5. SOFTWARE.....	65
5.1 PROGRAMACION DE LA ESP32.....	65
5.2 RECEPCION Y VISUALIZACIÓN DE LOS DATOS.....	66
5.2.1 Diseño del software de visualización.	67
5.2.2 Modo de empleo del software de visualizacion.....	68
6. PRUEBAS Y RESULTADOS	71
7. CONCLUSIONES	77
8. RECOMENDACIONES.....	79
BIBLIOGRAFÍA.....	80
ANEXOS.....	82

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Señal cardiaca descompuesta en sus variables	19
Figura 2. Electrodo pediátrico con adhesivo.....	20
Figura 3 Registro ECG a. Humano y b. Rata Lobund-Wistar.....	21
Figura 4 Triángulo de Einthoven.....	25
Figura 5 Amplificador de señales ECG con manejador de pierna derecha típico mostrado en la hoja de características del INA128 y modificada por autores.....	27
Figura 6. Etapas de un amplificador de instrumentación. a) Etapa de pre- amplificación. b) Etapa diferencial.	29
Figura 7 Organización de un micro controlador.	31
Figura 8 Elementos de la arquitectura de la red Wi-Fi.	35
Figura 9 PCB Con los filtros simulados. Dimensiones 36,83 x 33,27 mm	40
Figura 10 Esquemático de los filtros del anexo E.	41
Figura 11. Esquemáticos de a) Filtro pasa bajas b) Filtro pasa altas.....	43
Figura 12 Diagrama de bode de filtro pasa baja.	45
Figura 13 a) Diagrama de bode del circuito b) Arquitectura del integrado AD8232.	45
Figura 14 Microcontrolador ATmega328.....	47
Figura 15 Módulo ESP32-WROOM-32.....	48
Figura 16 Dimensiones de la tarjeta Xbee.	51
Figura 17 Multímetro durante la prueba de consumo.	52
Figura 18 a) Curvas características descarga y descarga b) Ejemplo batería Lipo260mah.	54
Figura 19 Regulador TLV75733PDBVR.	55
Figura 20 Diseño general del ECG inalámbrico en libre movimiento.	56
Figura 21 Circuito del monitor cardiaco del módulo comercial AD8232.....	57

Figura 22 Esquemático de Potencia.	58
Figura 23 Esquemático del circuito digital.....	58
Figura 24. Esquemático de la adquisición y procesamiento de la señal.....	59
Figura 25 Layout del prototipo diseñado.....	59
Figura 26 Recepción de la señal ECG.....	60
Figura 27 Prototipo 1.Tarjeta digital con ATmega328P y Xbee.	60
Figura 28 Esquemático de la adquisición y procesamiento de la señal. Prototipo 1. Bateria.	61
Figura 29 Esquemático de la señal analógica a digital con la transmisión. Prototipo 1.....	62
Figura 30 Esquemático del procesamiento de la señal analógica. Prototipo 1.	63
Figura 31 Layout de la adquisición y procesamiento de la señal. Capa 1 y 2.....	63
Figura 32. Diagrama de bloques en forma general de los pasos del microcontrolador y la transmisión.	66
Figura 33. Estructura del software de visualización creado en QT creator.	67
Figura 34. Ventana principal del software de visualización.....	68
Figura 35. Selección de dispositivo.....	69
Figura 36. Opciones incluidas en la GUI.....	69
Figura 37 Barra horizontal	70
Figura 38 ECG Inalámbrico para ratas Wistar.	72
Figura 39 Rata Wistar anestesiada para realizar el ECG.	73
Figura 40 Señal ECG De la rata Wistar en serial plotter de Arduino.....	73
Figura 41 Rata Wistar en libre movimiento.	74
Figura 42 Electrocardiograma de la rata Wistar en libre movimiento.....	75
Figura 43 Visualización de la señal ECG En el aplicativo de interfaz gráfica.	75
Figura 44. Visualización de la señal ECG En el osciloscopio.	76
Figura 45 Triángulo de Eithoven.	82
Figura 46 Derivaciones unipolares ECG.....	84
Figura 47 Derivaciones unipolares aumentadas.....	84
Figura 48 Derivaciones precordiales.....	85

Figura 49 Ubicación en los planos ortogonales de las derivaciones precordiales.	85
Figura 50 Configuración básica de XBee.....	88
Figura 51 Estructura básica del módulo XBee.....	88
Figura 52 Implante telemétrico.....	89
Figura 53 Electrocardiógrafo 531.....	90
Figura 54 MSC 2001 B.	91
Figura 55 Diseño del filtro pasa bajas con valores de los componentes pasivos. .	92
Figura 56 Filtro pasa bajas modelado en orCAD.	93
Figura 57 Respuesta en frecuencia obtenida en orCAD.....	93
Figura 58 Diseño del filtro pasa altas con valores de los componentes pasivos. ..	94
Figura 59 Respuesta en frecuencia obtenida en orCAD del filtro pasa altas.	94
Figura 60 Filtro pasa altas modelado en orCAD.	95
Figura 61. Diagrama de bloques en forma general de los pasos del microcontrolador y la transmisión.	97
Figura 62 Diagrama de flujo de datos del prototipo diseñado en un entorno de interfaz UART (desde microcontrolador ATmega328P a computador).	98
Figura 63 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: 17.15 HZ.....	99
Figura 64 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: 17.15 HZ.	100
Figura 65 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: 40 HZ.....	100
Figura 66 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: 40 HZ.	101
Figura 67 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: 100 HZ.....	101
Figura 68 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: 17.15 HZ.....	102
Figura 69 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: 127 HZ.....	102
Figura 70 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: 127 HZ.	103

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1 Valor peso y tamaño normal en una rata Wistar.	22
Tabla 2 Factores del Macroambiente y Microambiente asociados a cambios fisiológicos.	22
Tabla 3 Valores medios, desviación estándar, valores mínimos y máximos de los parámetros electrocardiográficos de ratas Wistar.	23
Tabla 4 Topología de las derivaciones bipolares.	25
Tabla 5 Características principales de los OP AMS.	28
Tabla 6 Parámetros básicos de INA.	29
Tabla 7 Utilidad de los filtros analógicos.	30
Tabla 8 Sistemas de transmisión digital.	32
Tabla 9 Tipo de clase y su potencia.	34
Tabla 10 Bluetooth vs BLE.	34
Tabla 11 Parámetros de los datos de la tecnología de Zigbee.	36
Tabla 12 Comparativa de los amplificadores de instrumentación seleccionados. .	38
Tabla 13 Características principales del integrado AD8232 y MAX86150.	41
Tabla 14 Comparativa entre microcontroladores.	46
Tabla 15 Sistemas de comunicación.	48
Tabla 16 Especificaciones de los módulos de transmisión y recepción.	49
Tabla 17 Cuadro comparativo de las tecnologías mencionadas anteriormente.	50
Tabla 18 Configuración entre XBee y XBee Pro.	51
Tabla 19 Comparativa de las baterías seleccionadas.	53
Tabla 20 Especificaciones de regulador.	55
Tabla 21 Costos del prototipo final.	72
Tabla 22 Especificaciones de CardioRat.	73
Tabla 23 Topología de las derivaciones bipolares.	83
Tabla 24 Valores fisiológicos normales en ratón y rata.	86

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Derivaciones ECG	82
Anexo B. Valores fisiológicos normales en ratón y rata.	86
Anexo C. Configuración XBEE.....	87
Anexo D. Principales dispositivos comerciales que realizan ECG	89
Anexo E. Filtros analógicos diseñados para la adquisición de la señal y eliminación del ruido.	92
Anexo F. Implementación del software de transmisión y visualización.....	96
Anexo G. Generación de la señal sinusoidal en diferentes frecuencias.	99

RESUMEN

TITULO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROCARDIOGRAMA INALÁMBRICO PARA MONITOREO DE LA ACTIVIDAD CARDIACA EN RATAS QUE SE ENCUENTRAN EN LIBRE MOVIMIENTO.*

AUTOR: MARÍA TERESA PÉREZ BELTRÁN
SERGIO EDUARDO GIL RUIZ.**

PALABRAS CLAVES: Electrocardiograma, prototipo, parámetros, SPI, derivaciones.

DESCRIPCIÓN

El propósito de esta investigación consistió en diseñar un electrocardiógrafo, el cual quedará a disposición de la facultad de salud UIS; para esto se realizó la selección de los componentes del dispositivo para obtener un electrocardiograma (ECG). Se desarrollaron diferentes alternativas para el prototipo inalámbrico del electrocardiógrafo, el cual debía ser ligero, portable, de bajo costo, y seguro, sin alterar el comportamiento de la rata WISTAR. Con el fin de entregar un diseño que cumpla con los parámetros para la implementación del electrocardiógrafo, se optó por un prototipo de calidad, de acuerdo al comportamiento evidenciado en las simulaciones elaboradas por medio de la aplicación del modelamiento matemático.

Durante este proceso, el análisis de los componentes seleccionados se basó en una aproximación de las cuantificaciones de los componentes pasivos; finalmente se realizaron pruebas piloto (Software FilterPro y ORCad Lite) para analizar el desempeño del dispositivo. Las pruebas del funcionamiento del dispositivo se realizaron con la rata WISTAR en movimiento. En el contenido del libro se encuentran plasmados las consideraciones para el desarrollo del prototipo, las cuales contempla que sea de bajo costo, además sus dimensiones y área superficial son 3.3 cm x 3.0 cm, 9.9 cm² respectivamente con una autonomía de al menos 5 minutos sugerida por el grupo de Neurociencias para pruebas típicas.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ingenierías Físico mecánicas. Escuela de Ingeniería eléctrica electrónica y telecomunicaciones. Director: M.Sc. Jaime Guillermo Barrero Pérez.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH FOR MONITORING CARDIAC ACTIVITY IN RATS THAT ARE IN FREE MOVEMENT.*

AUTHOR: MARÍA TERESA PÉREZ BELTRÁN
SERGIO EDUARDO GIL RUIZ. **

KEYWORDS: Electrocardiogram, ECG, prototype, parameters, SPI, leads, electrocardiograph.

DESCRIPTION

The purpose of this research was to design an electrocardiograph, which will be available to the UIS faculty of health; for this the correct selection of the components of the device was made to obtain an electrocardiogram (ECG). Different alternatives were developed for the wireless electrocardiograph prototype, which should be lightweight, portable and inexpensive; also that it cannot represent any risk or alteration in the adult WISTAR rat's behavior. In order to choose a design that meets the parameters for the electrocardiograph implementation, a quality prototype was chosen, according to the behavior evidenced in the simulations developed through the application of mathematical modeling.

During this process, the analysis of the selected components was based on an approximation of the quantifications of passive components; finally, pilot tests (Software FilterPro y orCad) were carried out to analyze the performance of the device. The device function tests were performed with the WISTAR rat in motion. In the content of the book are reflected the considerations for the development of the prototype, which contemplates that it is low cost, in addition its dimensions and surface area must be less than 3.3 cm long, 3.0 cm wide, 9.9 cm² respectively with an autonomy of at least 5 minutes suggested by the Neuroscience group for typical tests.

* Degree Project

** Physico Mechanical Engineering Faculty. School of electrical electronics and telecommunications engineering. Director: M.Sc. Jaime Guillermo Barrero Pérez.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la tecnología ha estado en constante cambio por el impacto que ha tenido en la humanidad, por tanto, existen diversas formas de dar solución a un mismo problema, gracias a las nuevas técnicas de implementación para los circuitos integrados y las diversas formas de tecnologías de transmisión de información que existen las cuales difieren la velocidad y el alcance; este proyecto se basó en Bluetooth y ZigBee, generando dos prototipos para el análisis de la señal cardiaca inalámbrica en ratas Wistar siendo clave estos dos conceptos para la visualización mínima de la señal R.

El registro electrocardiográfico es una herramienta usual tanto para la evaluación cardiovascular como para la evaluación de los sistemas que regulan su actividad, en particular, el sistema nervioso autónomo. Las variaciones de la actividad cronotrópica (periodicidad)¹ de los ciclos cardíacos y las medidas de los parámetros electrocardiográficos (amplitudes, intervalos y segmentos) suelen ser parámetros útiles en el análisis de los procesos regulatorios.

En el laboratorio de Neurociencias de la UIS, se trabaja con problemas de investigación cuya comprensión ha requerido de la utilización de animales, por esto se cuenta con un bioterio de reproducción y experimentación en ratas Wistar.

Se presentan inconvenientes al momento de obtener señales electrofisiológicas de buena calidad y en especial las del electrocardiograma, debido a las interferencias provenientes de la red eléctrica, electrodos, movimiento de la rata Wistar y en

¹ AZCONA Luis El electrocardiograma [en línea] disponible en: https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap4.pdf

aspectos de diseño como su tamaño². Tales dificultades se relacionan principalmente con dos tipos de restricciones, primero, una relación señal/ruido inadecuada inducida especialmente por la necesaria movilidad de la rata Wistar, y segundo, el peso, ya que resulta un gran obstáculo físico para el movimiento espontáneo de la misma, por lo tanto, debe ser funcional para la adquisición de la señal. Para lo anterior se contó con un dispositivo pequeño de adquisición y transmisión inalámbrica que permite la “observación” del pulso cardiaco debido a que de ella se debe extraer por lo menos la señal R o eventos electrocardiográficos del animal a una distancia prudencial. Si bien estos dispositivos pueden encontrarse comercialmente, requieren de su importación. Se visualizan en el Anexo D.

En este trabajo se presenta el diseño de una tarjeta, la cual, cumple con características importantes para la adquisición y procesamiento de la señal; además de contar con las dimensiones apropiadas para no representar ningún inconveniente a la rata Wistar, cuyo peso depende del género, es decir, en promedio si es macho oscila entre 300 – 500 gramos y si es hembra se encuentra en el rango de 250 - 300 gramos, con una longitud del cuerpo (sin incluir la cabeza y la cola) aproximadamente de 10 a 15 centímetros. El electrocardiógrafo que se desarrolló incluye un microcontrolador y un transmisor para enviar la señal de forma inalámbrica por bluetooth, por lo que en este diseño se tomaron en cuenta consideraciones para minimizar tanto el área, peso, consumo y el costo del producto.

De acuerdo a lo anterior la señal cardiaca se obtiene por medio de electrodos y por medio de filtros se separa el ruido de la señal para su análisis. Esta técnica es la ideal para desarrollar el electrocardiógrafo inalámbrico, ya que está diseñada para

²FIGUEROA, Lucely. MEDINA, Diego. Diseño e implementación de un electrocardiógrafo inalámbrico digital para ratas de laboratorio utilizando tecnología.

extraer, amplificar, salvaguardando la autonomía y la vida de los sujetos en los cuales se experimenta, incluyendo su integridad física.³

³ Evaluación clínica y de laboratorio del sistema cardiovascular. Capítulo II

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un electrocardiógrafo para realizar un monitoreo inalámbrico con el fin de visualizar y almacenar las señales eléctricas del corazón de una rata Wistar.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar y construir un electrocardiógrafo capaz de amplificar y filtrar la señal procedente de un par de electrodos
- Diseñar y construir una etapa capaz de leer la señal de un amplificador y transmitirla inalámbricamente a un PC.
- Elaborar un software en una plataforma para presentar la información transmitida en una pantalla.

2. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se profundiza sobre conceptos básicos para el desarrollo del prototipo y las condiciones generales de la rata Wistar, especialmente del comportamiento general de la actividad cardíaca y su condición física.

2.1 ELECTROCARDIOGRAMA ECG Y CONCEPTOS BÁSICOS.

El electrocardiograma también denominado abreviadamente ECG o EKG, es un método tradicional establecido de manera definitiva en la electrocardiografía actual como una herramienta de diagnóstico muy valiosa, debido a que es una representación gráfica de los impulsos eléctricos que genera el corazón, cada uno de estos impulsos muestran si el corazón posee algún tipo de enfermedad o se encuentra sano, éste se puede analizar por medio de la señal que se observa en el electrocardiógrafo, donde se evidencian la onda P, la onda T y los complejos QRS.

La onda P entrega información acerca del comportamiento auricular del corazón mientras que las ondas Q, R y S, conocidas como el complejo QRS, representan el comportamiento ventricular y la onda T ofrece información acerca de la repolarización eléctrica del músculo cardíaco. La onda U es todavía un objeto de estudio para la electrofisiología cardíaca, ya que aún no hay certeza de su significado. El comportamiento de cada onda descrita anteriormente se puede observar en la *figura 1*.

Figura 1. Señal cardíaca descompuesta en sus variables



Fuente: GAINZA, Jetro. diseño e implementación de metodología para desarrollo de sistema detector de fatiga mental mediante el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco a través de vestimentas electrotexiles, Trabajo de Grado 2015

Dependiendo de como se muestra la señal, el especialista podrá diagnosticar si la persona posee algún tipo de enfermedad coronaria. Por esta razón, su uso es muy generalizado tanto en las consultas de medicina general o de urgencias, como en la atención especializada. Esto es debido a que es una prueba relativamente económica, pero a su vez proporciona datos relevantes sobre el funcionamiento cardíaco, permitiendo el diagnóstico o el descarte de una sospecha de muchos problemas de salud.

El corazón en su funcionamiento genera potenciales de acción sincronizados, tales potenciales bioeléctricos se pueden detectar en la superficie del cuerpo a través de electrodos, dando origen a la señal ECG. Esta señal es obtenida por el dispositivo electrónico (electrocardiógrafo) que capta, filtra y amplía la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos colocados en la persona.

La elección del electrodo indicado para realizar este procedimiento depende del ser vivo a diagnosticar. Para el caso de humanos es posible usar electrodos con adhesivo sencillos, en cambio, si se habla de la rata Wistar que requiera algún tipo

de estudio prolongado se pueden usar electrodos internos, implantables con un nudo en la piel del dorso del animal de manera subcutánea o electrodos pequeños con adhesivo como se pueden observar en la *figura 2*.

Figura 2. Electrodo pediátrico con adhesivo.

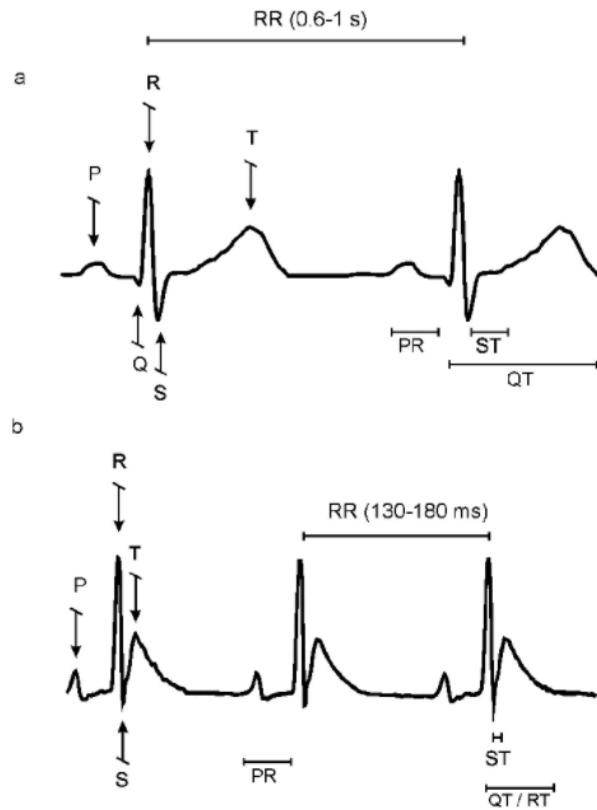


Fuente: HOSPI INNOVA Electrodo meditrace 100 para monitoreo pediátrico caja con 10 sobres con 100 piezas [en línea] disponible en: <http://hospiinnova.com/electrodos-para-ecg/52-31118733-electrodo-meditrace-100-para-monitoreo-pedi%C3%A1trico-caja-con-10-sobres-con-100-piezas.html>

2.2 HUMANO VS RATAS WISTAR

Es importante el conocer las diferencias entre las señales emitidas por el ser humano y las generadas por la rata Wistar como se observa en la *figura 3*.

Figura 3 Registro ECG a. Humano y b. Rata Lobund-Wistar.



Fuente: MARCIN UFNAL Electrocardiography in Rats: a Comparison to Human [en línea] disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Original-recording-of-human-a-and-Wistar-rat-b-ECG-II-limb-lead-RR-interval-in_fig1_304785743

El ritmo cardiaco en reposo de los seres humanos en etapa adulta se encuentra en un rango de 60 a 100 latidos por minuto en promedio es de 70 latidos por minuto (BPM) con amplitud de aproximadamente 1 *milivolts* [mV]; en cambio la frecuencia cardiaca de la rata en reposo puede estar entre 300 y 600 latidos por minuto. Si la rata esta anestesiada suele presentar frecuencias más bajas, del orden de 250 latidos por minuto con amplitud de aproximadamente 600 *micro Volts* [μ V].

Los BPM de la rata son máximo de 600, lo que equivale a 10 *hertz* [Hz], por lo tanto, para digitalizar y reconstruir correctamente la señal cardiaca se definió un ancho de

banda de 40 [Hz] suficiente para tomar la mayor densidad espectral del pulso cardiaco debido a que de ella se debería poder extraer por lo menos la señal R.

$$BW \approx 39.5 \text{ Hz}$$

2.2.1 Valores normales de parámetros fisiológicos en rata Wistar. El tamaño, el peso, las condiciones físico-ambientales y los parámetros electrocardiográficos, se utilizan como punto de referencia para diagnosticar el grado de normalidad o anormalidad de la rata Wistar; estas cuantificaciones varían de acuerdo a las diferentes etapas de la vida y a las características externas con las que el organismo se encuentra en contacto. Los datos de referencia se encuentran en las siguientes tablas 1, 2 y 3:

Tabla 1 Valor peso y tamaño normal en una rata Wistar.

CARACTERÍSTICAS	
Peso adulto [g]	250-300 (hembra)
	300-500 (macho)
Tamaño (sin cola) [cm]	17 – 27

Fuente: 3Rs-Centre Utrecht Life Sciences, “Conducta y fisiología normal, rata, Parámetros fisiológicos”, 2016. Disponible en: <https://www.humane-endpoints.info/es/rata/parametros-fisiologicos>.

Tabla 2 Factores del Macroambiente y Microambiente asociados a cambios fisiológicos.

ALGUNOS FACTORES DEL MACRO Y MICROAMBIENTE ASOCIADOS A CAMBIOS EN LOS VALORES FISIOLÓGICOS	
Presión arterial	Estrés (mal manejo del animal)
Frecuencia cardiaca	Temperatura, contaminación ambiental, altitud, actividad motora.
Frecuencia respiratoria	El clima, actividad motora.
Temperatura (°C)	Hacinamiento, temperatura del medio ambiente. 20-24°

ALGUNOS FACTORES DEL MACRO Y MICROAMBIENTE ASOCIADOS A CAMBIOS EN LOS VALORES FISIOLÓGICOS	
Temperatura corporal (°C)	37.5 - 38.5
Peso	Inactividad, ambiente estresante.
Hemoglobina	Alimentación, altitud.

Fuente: RODRÍGUEZ BALDERAS Cesar Augusto. “Valores fisiológicos de los roedores de experimentación”, Instituto Nacional de Neurocirugía Manuel Velasco Suárez, México

Tabla 3 Valores medios, desviación estándar, valores mínimos y máximos de los parámetros electrocardiográficos de ratas Wistar.

PARÁMETROS	MEDIA ± DE	MIN	MAX
P (ms)	34.40 ± 5.01	25	43
P (mV)	0.050 ± 0.015	0.03	0.082
PR (ms)	54.50 ± 10.14	48	75
QRS (ms)	34.10 ± 4.58	27	42
R (mV)	0.182 ± 0.064	0.13	0.293
T (mV)	0.046 ± 0.02	0.03	0.086
QT (ms)	75.60 ± 11.89	62	98

P(ms)= duración de la onda P, P (mV)= amplitud de la onda P, PR (ms)= duración del segmento PR, QRS (ms)= duración del complejo QRS, R (mV)= amplitud de la onda R, T (mV)= amplitud de la onda T, QT (ms)= duración del intervalo QT

Fuente: Marília M. Melo, “ELECTROCARDIOGRAMA NO INVASIVO Y EVALUACIÓN DE LA CORRECCIÓN DEL INTERVALO QT EN ROEDORES”, Departamento de Clínica Veterinaria y Cirugía, Facultad de Medicina Veterinaria, Universidad Federal de Minas Gerais (UFMG), Brasil, 2019.

La tabla 3 es utilizada para poder estimar la mínima frecuencia muestreada y la amplitud de la señal ECG, debido a que el requisito mínimo es la visualización de la onda R.

En el Anexo B Valores fisiológicos normales en la rata y ratón, se puede observar de manera más detallada.

2.3 DERIVACIONES ECG⁴

Las corrientes iónicas, debidas a los potenciales de acción asociados a la actividad cardiaca, circulan por el tórax produciendo una distribución de potenciales superficiales, que se pueden aproximar a un dipolo de corriente situado en el hipotético centro eléctrico del corazón. La dirección y magnitud del dipolo va cambiando a lo largo del ciclo cardiaco. Su momento dipolar constituye el denominado vector cardiaco.

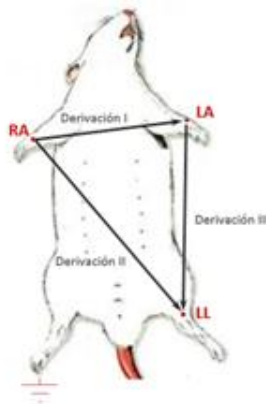
La señal obtenida al medir el ECG depende de la localización de los electrodos y se encuentra normalizada. Cada par de electrodos o combinaciones entre ellos se denomina derivación y el potencial obtenido entre ellos es la proyección del vector cardiaco en la dirección que definen.

2.3.1 Derivación Bipolar⁵. Las tres primeras derivaciones que son las denominadas estándar o bipolares I, II, III, fueron introducidas por Einthoven (El padre de la electrocardiografía) en 1912. En la Figura 4, se observa el triángulo de Einthove.

⁴ DALCAME Grupo de Investigación Biomédica. Electrocardiografía (ECG) URL: <http://www.dalcame.com/ecg.html#.XQrf7BZKjIU>

⁵ DALCAME Grupo de Investigación Biomédica. Electrocardiografía (ECG) URL: <http://www.dalcame.com/ecg.html#.XQrf7BZKjIU>

Figura 4 Triángulo de Einthoven.



La polaridad de los electrodos se refiere a la polaridad de los terminales de entrada del amplificador de instrumentación característicos de los electrocardiógrafos, cuya tensión de entrada es diferencial y su topología se encuentra en la tabla 4.

Tabla 4 Topología de las derivaciones bipolares.

DERIVACIÓN	ELECTRODO POSITIVO	ELECTRODO NEGATIVO
I	Brazo Izquierdo (LA)	Brazo Derecho (RA)
II	Pierna Izquierda (LL)	Brazo Derecho (RA)
III	Pierna Izquierda (LL)	Brazo Izquierdo (LA)

Fuente: QUINTERO MUÑOZ Jorge E. “Electrocardiografía Basica” 2013.

En cada una de estas derivaciones el pulso R de un corazón normal es positivo.

Los puntos activos (RA, LA, LL), se miden con respecto a la pierna derecha (RL), que se toma como potencial 0 V, de referencia y está conectada a tierra.

En cualquier caso, a partir de la relación geométrica de las derivaciones se deduce que los potenciales medidos cumplen la siguiente ecuación:

$$V_{II} = V_I - V_{III} \quad (1.1)$$

Dónde:

V_I : derivación I → Es la derivación tratada en este proyecto.

V_{II} : derivación II

V_{III} : derivación III

Lo que indica que de las tres derivaciones la II, produce el mayor potencial de la onda R, de acuerdo con la ecuación anterior.

Las demás configuraciones pueden ser consultadas en el Anexo A. Derivaciones ECG.

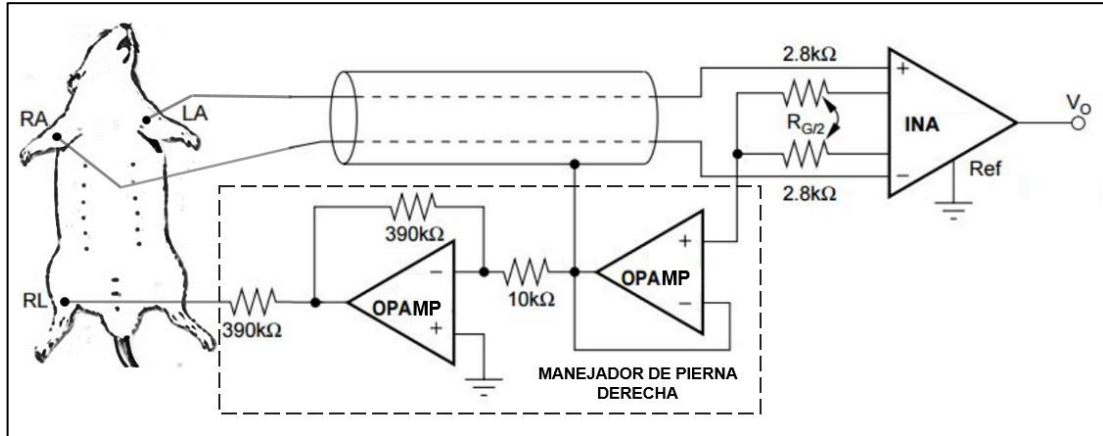
2.4 CIRCUITO DE PIERNA DERECHA

El circuito de pierna derecha se usa para aumentar el factor de rechazo al modo común (CMRR). Si se analiza este circuito lo que hace es poner de forma dinámica el cuerpo a un potencial inverso y amplificado del modo común, recogido por los otros dos electrodos.

Dirige una pequeña corriente del orden de *micro-ampere* (μA) a la pierna derecha de la rata de modo que las corrientes que fluyen por el cuerpo se igualen, logrando reducir aún más el CMRR.

También protege la integridad de la rata contra posibles descargas de tensión al crear una tierra virtual, su diseño se encuentra en la *figura 5*.

Figura 5 Amplificador de señales ECG con manejador de pierna derecha típico mostrado en la hoja de características del INA128 y modificada por autores.



El ECG se fundamenta principalmente en el INA (amplificador de instrumentación) con características especiales para incrementar la señal ECG de pocos *micro-volts* [μV] y en filtros que atenúan drásticamente el ruido que pudiese enmascarar la señal y evitar su correcta visualización⁶; esto es a causa de la susceptibilidad a la interferencia y al ruido, por eso en la adquisición se amplifica, aísla y filtra para obtener una correcta lectura de los puntos de interés.

2.5 AMPLIFICADORES OPERACIONALES.

Los amplificadores operacionales también denominados abreviadamente OPAMS, son necesarios para la correcta visualización de la señal cardiaca, ya que son utilizados principalmente para amplificar, pero también se usan para acondicionamiento de señal, procesamiento analógico de señal (filtros analógicos), acoplamiento de impedancias, circuitos osciladores, simulación y solución analógica; las características son básicas y se analizan en la tabla 5.

⁶ INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE COMUNICACIONES (5º Curso Ingeniería de Telecomunicación), Tema III. Universidad de Cantabria

Tabla 5 Características principales de los OP AMS.

OP AMS – CARACTERISTICAS PRINCIPALES
1. La impedancia de entrada es muy alta, del orden de <i>mega-ohms</i> [$M\Omega$].
2. La impedancia de salida <i>zout</i> es muy baja, del orden de 1 <i>ohm</i> [Ω].
3. Las entradas apenas drenan corriente, por lo que no suponen una carga.
4. La ganancia es muy alta, del orden de 10^5 y mayor.
5. El lazo cerrado, las entradas inversora y no inversora son prácticamente iguales.

Fuente: L CARDABA Opamps [en línea] disponible en:
<http://www.lcardaba.com/articles/opamps.html>

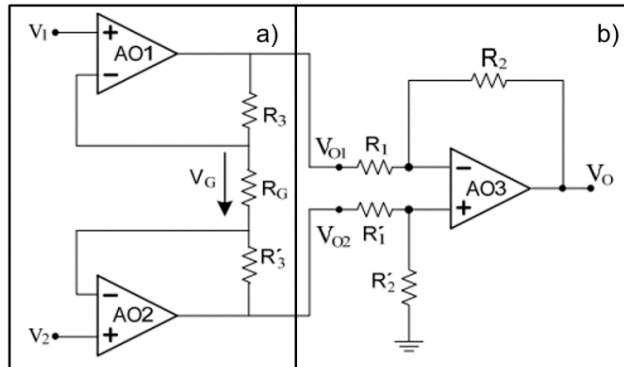
2.6 AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN (INA):

Los amplificadores de instrumentación (INA) se conforman por amplificadores operacionales (OPAMS), diseñados para leer y amplificar señales con alta precisión, debido a que poseen alta impedancia de entrada, atenuar drásticamente los ruidos de 60 [Hz] que pudiesen enmascarar la señal y evitar su correcta visualización, debido a que se encuentra acompañado de filtros⁷; y un alto rechazo al modo común (CMRR). Esta es la causa de la susceptibilidad a la interferencia y al ruido, por eso en la adquisición se amplifica, aísla y filtra para obtener una correcta lectura de los puntos de interés.

A continuación, en la figura 6 se muestra un ejemplo de INA básico y además en la tabla 6 se pueden visualizar sus parámetros más importantes.

⁷ INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE COMUNICACIONES (5º Curso Ingeniería de Telecomunicación), Tema III. Universidad de Cantabria

Figura 6. Etapas de un amplificador de instrumentación. a) Etapa de pre-amplificación. b) Etapa diferencial.



Los parámetros asociados a la tabla 6, fueron el punto de partida para la selección del amplificador de instrumentación que satisfaga las necesidades planteadas.

Tabla 6 Parámetros básicos de INA.

Parámetros	Características	Valores recomendado
Ganancia	Ganancia de amplificación.	Alto (≈ 1000 V/V)
CMRR	Modo común.	Alto (≈ 100 dB)
PSRR	Rechazo de las variaciones de la fuente.	Alto (≈ 100 dB)
Voltaje <i>Offset</i> RT	Valor no deseado de voltaje en la entrada.	Bajo (≈ 100 μ V)
Rin	Evita cargar la señal de entrada.	Alto (≈ 1000 Ω)
Ruido	Ruido interno generado por los componentes del IC	Bajo ($\approx 10 \frac{nV}{\sqrt{Hz}}$)

Fuente: FIGUEROA, Lucely. MEDINA, Diego. Diseño E Implementación De Un Electrocardiógrafo Inalámbrico Digital Para Ratas De Laboratorio Utilizando Tecnología Bluetooth.

2.7 FILTROS

Un filtro electrónico es un elemento que discrimina una determinada frecuencia o gama de frecuencias (Bandas de Frecuencia) de una señal eléctrica que pasa a través de él, pudiendo modificar tanto su amplitud como su fase.

2.7.1 Utilidad de los filtros

Tabla 7 Utilidad de los filtros analógicos.

UTILIDAD	
Sintonización de señales útiles (P. ej. demodulación).	Eliminar interferencias y ruido de las señales procedentes de sensores.
Limitación del ancho de banda al rango útil del sistema.	Eliminación de frecuencias superiores antes de la conversión A/D (Anti-aliasing).

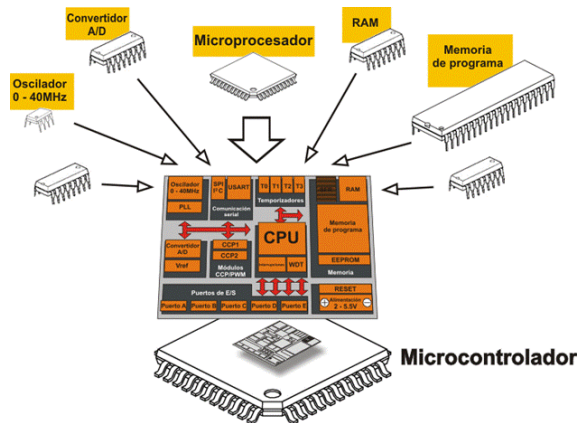
Fuente: MORENO VELASCO Ignacio Área de Tecnología Electrónica. Universidad de Burgos.. Pág1 [en línea] disponible en: <http://www.unet.edu.ve/~ielectro/6-Filtrado.pdf>

2.8 MICROCONTROLADOR⁸

Un microcontrolador es un circuito integrado, siendo un pequeño ordenador que contiene en su interior básicamente una unidad central de procesamiento (CPU), memoria (RAM y ROM), puertos de entrada – salida y periféricos, además de otros recursos necesarios para el desarrollo de aplicaciones, como temporizadores, ADC, entre otros; todo ello dentro de un pequeño *chip* que se puede programar con total flexibilidad y relativa facilidad, en la *figura 7* se observa la organización de un microcontrolador.

⁸ BIBING Micro controladores [en línea] disponible en: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11141/fichero/PFC%252F3+Microcontroladores.pdf>

Figura 7 Organización de un micro controlador.



Fuente: MICROS INTRODUCTION Arquitectura interna y externa [en línea] disponible en: <http://microsintrouccion.blogspot.com/2014/04/arquitectura-interna-y-externa-del.html?m=1>

Además, las siguientes son algunas características representativas de los micro controladores:

- ✓ Desempeñan actividades de control
- ✓ Son la base para los sistemas embebidos
- ✓ Sistema con un proceso único o tarea principal bajo ejecución.

2.8.1 Conversor Analógico Digital (ADC). Un ADC mide la tensión de entrada en un pin del microcontrolador y lo convierte en un número normalizado que va desde (0 a 2^n-1) donde n es la resolución del ADC, generalmente los microcontroladores manejan conversores ADC con resoluciones de 8,10 y 12 bits.

Este elemento es esencial para el estudio debido a que las señales analógicas llevan información continua en todo su dominio, pero para poder visualizar la señal, se requiere convertir en una digital y con esto logramos realizar el tratamiento adecuado, debido a que las convierte en el formato de unos y ceros.

2.9 TIPOS DE TRANSMISIÓN Y RECEPCIÓN INALÁMBRICA DIGITAL⁹

En la tabla 8 se observa un cuadro comparativo entre la transmisión analógica y digital.

Tabla 8 Sistemas de transmisión digital.

ANALÓGICA VS DIGITAL	
Mayor robustez frente al ruido y otras perturbaciones.	Independencia de los equipos del tipo de señal.
Mayor flexibilidad en la compartición del canal.	Mayor flexibilidad y con frecuencia, eficacia en el uso del canal.

Fuente: Escuela Técnica superior de ingenieros de Telecomunicación. Universidad Politécnica de Madrid.

2.9.1 LoRa. Describe la capa física en la que se desarrollan las comunicaciones.

2.9.1.1 Características

- ✓ Se basa en la modulación de pulsos de espectro ensanchado, tiene las mismas características de baja potencia que FSK, pero mejora significativamente el alcance de la comunicación.
- ✓ Se utiliza todo el ancho de banda del canal para enviar la señal, haciéndola resistente al ruido y al desplazamiento de frecuencia producido por el uso de cristales de bajo coste.
- ✓ Cuenta Velocidad de datos desde 980bps – 21.9kbps.

⁹ DINERO EN IMAGENCUAL es la diferencia entre la frecuencia am y fm [en línea] disponible en: <https://www.dineroenimagen.com/hacker/cual-es-la-diferencia-entre-la-frecuencia-am-y-la-fm/111684>

2.9.2 LoRaWAN¹⁰. Considerada para comunicar dispositivos de bajo coste y bajo consumo alimentados por baterías. La especificación cubre las capas PHY y MAC de la red, dejando a las aplicaciones el resto de capas. Describe el protocolo de la capa de enlace.

2.9.2.1 Características¹¹

- ✓ Bajo coste de las estaciones base que emplea y por ser utilizado para poder dar servicio tanto a redes privadas de instalaciones concretas como redes públicas.
- ✓ Proporciona un mecanismo de control MAC (*Media Access Control*), para permitir a los dispositivos comunicarse con un *Gateway* utilizando la modulación que proporciona LoRa.

2.9.3 Bluetooth. Es una especificación industrial para Redes Inalámbricas, basado en el estándar IEEE 802.15.1 que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2.4 Ghz, se destaca por su robustez su capacidad para atravesar paredes y su bajo consumo¹². Sustituye los cables y permite la transmisión en corto alcance, debido a que el ancho de banda es pequeño; por lo económica que resulta esta tecnología, en varios dispositivos se encuentra. Existen 5 versiones y los rangos de ancho de banda oscilan entre 1 y 24 Mbits/s¹³.

Utiliza la técnica FHSS (*Frequency Hopping Spread Spectrum*), consiste en dividir la banda de frecuencia de 2.402 - 2.480 GHz en 79 canales (denominados saltos) de 1 MHz de ancho cada uno y después, transmitir la señal utilizando una secuencia

¹⁰ SLIDE SHARE CDN [en línea] disponible en: <https://image.slidesharecdn.com/s165-andressabas-lora-160905225711/95/solid-day-lora-2-638.jpg?cb=1473118174>

¹¹ UPM [en línea] disponible en: http://oa.upm.es/44890/1/TFM_JOSE_DANIEL_RODRIGUEZ_MUNCA.pdf

¹² UNIOVI Bluetooth [en línea] disponible en: <http://isa.uniovi.es/docencia/SIGC/pdf/bluetooth.pdf>

¹³ GARIN, Dante, HAZARD, Mario. Bluetooth Proyecto Elo322- Redes de Computadores I. 2013

de canales que sea conocida tanto para la estación emisora como para la receptora, a continuación, se observa la tabla 9 lo mencionado con anterioridad.

Tabla 9 Tipo de clase y su potencia.

BLUETOOTH			
Clase	Potencia Máxima permitida (mW)	Potencia máxima permitida (dBm)	Rango aproximado (m)
Clase 1	100	20	100
Clase 2	2,5	4	10
Clase 3	1	0	1

Fuente. Tecnología Bluetooth. Clases Bluetooth. Pág2 [en línea] disponible en: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/40048/fichero/VOLUMEN+1.+MEMORIA%252F4.+Tecnolog%C3%ADa+Bluetooth.pdf>

2.9.4 Classic Bluetooth vs *Bluetooth Low Energy*. En las aplicaciones *Bluetooth Low Energy* (BLE) es ideal para la conectividad en productos que requieren solo la transferencia periódica de datos y no la transmisión continua de datos¹⁴, se observa en la tabla 10.

Tabla 10 Bluetooth vs BLE.

Especificaciones	Bluetooth	BLE (Bluetooth de baja energía)
Topología de la red	Scatternet	Star Bus
El consumo de energía	Bajo (menos de 30 mA)	Muy bajo (menos de 15 mA)
Velocidad	700 Kbps	1 Mbps
Rango	<30 m	50 metros (150 metros en campo abierto)
Canales de frecuencia	79 canales de 2.400 GHz a 2.4835 GHz con espacio de 1 MHz	40 canales de 2402MHz a 2480 MHz (incluye 3 canales

¹⁴ PLUG INTOIOT Clueth classic vs bluetooth w energy [en línea] disponible en: <https://www.plugintoiot.com/bluetoothclassic-vs-bluetoothlowenergy/>

Especificaciones	Bluetooth	BLE (Bluetooth de baja energía)
		publicitarios y 37 canales de datos)
Latencia en la transferencia de datos entre dos dispositivos.	Aprox. 100 ms	Aprox. 3 ms
Rendimiento de la aplicación	0.7 a 2.1 Mbps	menos de 0.3 Mbps

2.9.5 Wi-Fi. Los dispositivos habilitados con *Wi-Fi* pueden conectarse a internet a través de un punto de acceso de red sin hilos con velocidades de transmisión muy altas, esta tecnología está basada en el estándar IEEE 802.11. Utiliza el aire como medio de transmisión.

El *WiFi* tiene un alcance de aproximadamente 100 metros, pero sus condiciones varían dependiendo de los obstáculos y/o interferencias, como por ejemplo el clima, esto se debe a que usa el aire como medio de transmisión, lo que hace susceptible a los cambios en el viento.

En la *figura 8* se observa de una forma general la arquitectura de la red *Wi-Fi*

Figura 8 Elementos de la arquitectura de la red Wi-Fi.



Fuente: Tecnologías WiFi wimax castellano. Elementos de una red WiFi. Pág16 [en línea] disponible en: https://www.dip-badajoz.es/agenda/tablon/jornadaWIFI/doc/tecnologias_wifi_wmax.pdf

2.9.5.1 características¹⁵:

- ✓ Codificación y decodificación de señales.
- ✓ Recepción y transmisión de bits.

2.9.6 Zigbee. Es una tecnología de comunicaciones inalámbricas basada en el estándar IEEE 802.15.4, Su objetivo son las aplicaciones que requieren seguridad y alta durabilidad. La velocidad oscila entre 20 a 250 [Kbps] en un rango de 10 a 75 metros, es de bajo consumo, por tanto, mantiene en estado latente.

Las frecuencias definidas en la tecnología *ZigBee* se reparten entre 27 canales diferentes, divididas en tres grupos principales, como se observa en la tabla 11¹⁶

Tabla 11 Parámetros de los datos de la tecnología de Zigbee.

Física	Banda de Frecuencia	Números de canales	Modulación	Bits por segundo
868 / 915MHZ	868-870 MHZ	0	BPSK	20 kb/s
	902-928 MHZ	1 a 10	BPSK	40 kb/s
2.4 GHz	2.4-2.4835 GHz	11 a 26	O-QPSK	250 kb/s

¹⁵ DIP- BAJAJEZ Tecnologia wifi wmax [en linea] disponible en: https://www.dip-badajoz.es/agenda/tablon/jornadaWIFI/doc/tecnologias_wifi_wmax.pdf

¹⁶ CRAIG, W. C. Zigbee: Wireless control that simply works. Program Manager Wireless Communications ZMD America, Inc. La tecnología Zigbee estudio de las características de la capa física. Carlos Vera. 2004

3. HARDWARE

En el capítulo I se enfatizaron los criterios de selección de los componentes necesarios para la correcta realización del electrocardiógrafo inalámbrico, se realizaron comparaciones de diseño de acuerdo a las dimensiones entre INA, OPAMS, con el fin de implementar un filtro pasa-bandas, el cual resultó de un tamaño mayor comparado con los circuitos integrados de propósito específico como el AD8232 y el MAX86150; adicionalmente se presentan dos estrategias de diseño cada uno con tecnologías de transmisión diferentes, en el primero se utiliza *Zigbee* y en el segundo la ESP32.

Se realizan unas comparaciones entre los componentes que más se destacaron de acuerdo a los criterios establecidos logrando así mismo con las condiciones, parámetros y objetivos planteados.

- ✓ Amplificador de instrumentación (INA)
- ✓ Microcontrolador
- ✓ Transmisión
- ✓ Batería

3.1 AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN (INA):

A continuación, se presentan opciones para realizar la amplificación de la señal cardíaca de acuerdo a las necesidades y los parámetros de diseño.

Para seleccionar el INA que se ajusta al diseño solicitado y descrito en el capítulo I, el cual incluye en la tabla 6 “Parámetros básicos del INA”, son el soporte para realizar un contraste entre el AD620 e INA826, donde recopila y simplifica lo

mencionado con anterioridad a pesar de sus similitudes en cuanto a desempeño, se encuentra plasmado por medio de un cuadro comparativo entre los INA's y sus especificaciones ubicado en la tabla 12.

Tabla 12 Comparativa de los amplificadores de instrumentación seleccionados.

ESPECIFICACIONES	AD620 ¹⁷	INA826 ¹⁸
Consumo de corriente en reposo:	1.3 [mA] máximo	200 [µA]
Amplio voltaje de alimentación:	±2.3 [V] a ±18[V]	– Single Supply: 3 V to 36 V – Dual Supply: ±1.5 V to ±18 V 3 to 36 [V]
Dimensiones:	13 x 10.5 [mm]	7.20 x 4.10 [mm]
Bajo ruido:	13 [nV/√Hz]	18 nV/√Hz
Ganancia	1 a 10000	1 to 1000
Voltaje offset	125 µV max	150 µV max
CMRR	130dB	104 dB
PSRR	80dB	140 dB
Precio	\$ 19040	\$ 9518

Gracias a la tabla 12, se observa que el INA826 es el más apto, debido a que se adapta a los parámetros básicos de selección, principalmente por ser fuente unipolar, así mismo el parámetro precio le da valor debido a que es de bajo costo ajustándose a los requisitos de diseño mencionados en el capítulo I.

¹⁷ ANALOG Data sheet [en línea] disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

¹⁸ TI [en línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina826.pdf>

3.2 FILTROS

Al implementar los filtros que se encuentran en el Anexo E, se observa que el área ocupada por estos circuitos adicionando el INA, el sumador de tensión y ADC, es mayor a la que se obtiene utilizando un circuito integrado (CI) de propósito específico, como se observa en las *figuras 9 y 10* debido a que con un CI disminuye significativamente su tamaño, mejorando en el parámetro como área superficial, por que entre más pequeño, más facilidad y practicidad.

Por esta razón se decidió hacer una revisión adicional de dos IC, los cuales son: MAX86150 y AD8232, para realizar una comparación de diseños entre INA y circuitos de propósito específico. A continuación, las fórmulas de los filtros simulados en el anexo E.

➤ **Filtro pasa altas *Sallen Key, butterworth* con $A = 1$; $F_c = 0.5\text{Hz}$:**

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(A - 1)}}{4Q}$$

$$R_1 = \frac{m}{2\pi k f_c C}$$

$$R_2 = \frac{R_1}{m^2}$$

$$Q = 0,7071 ; K = 1$$

$$m = 0,7071$$

$$C = 14\mu F$$

$$R_1 = \frac{m}{2\pi k f_c C} = 16,0769 k$$

$$R_2 = \frac{R_1}{m^2} = 32,15k$$

$$\frac{V_o(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{s^2 + \frac{2s}{R_2 C} + \frac{1}{R_2 R_1 C^2}}$$

➤ Filtro pasa bajas *Sallen Key, butterworth* con $A = 1$; $F_c = 40\text{Hz}$:

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(A - 1)}}{4Q}$$

$$R = \frac{1}{2\pi k f_c m C_1}$$

$$C_2 = m^2 C_1$$

$$Q = 0,7071 ; K = 1,000$$

$$m = 0,7071$$

$$C_1 = 200\text{nF}$$

$$R = \frac{1}{2\pi k f_c m C_1} = 28,1391\text{k}$$

$$C_2 = m^2 C_1 = 99\text{nF} \cong 100\text{nF}$$

$$\frac{V_o(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{s^2 + \frac{2s}{C_1 R} + \frac{1}{C_1 C_2 R^2}}$$

Figura 9 PCB Con los filtros simulados. Dimensiones 36,83 x 33,27 mm

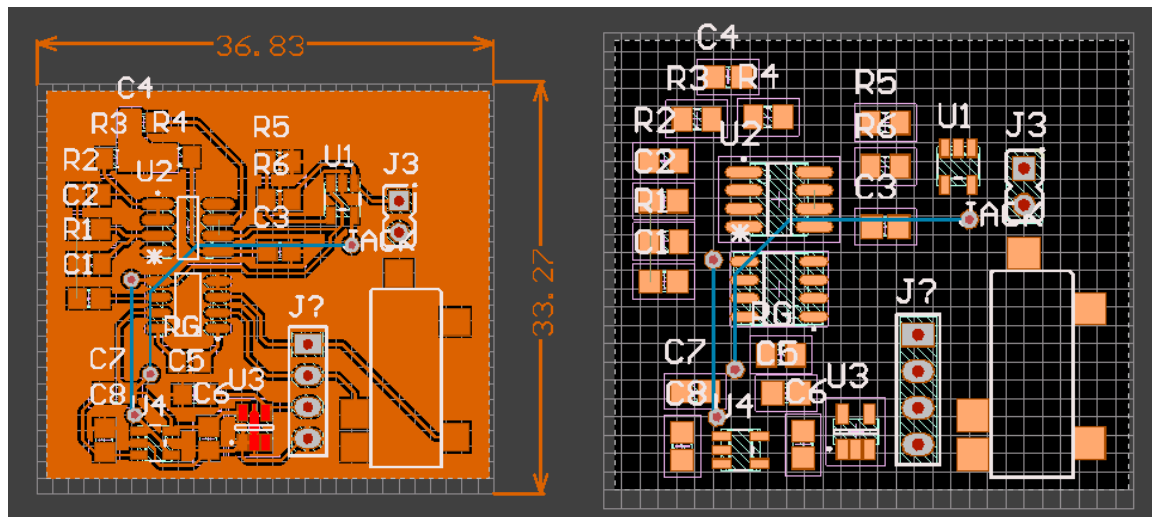
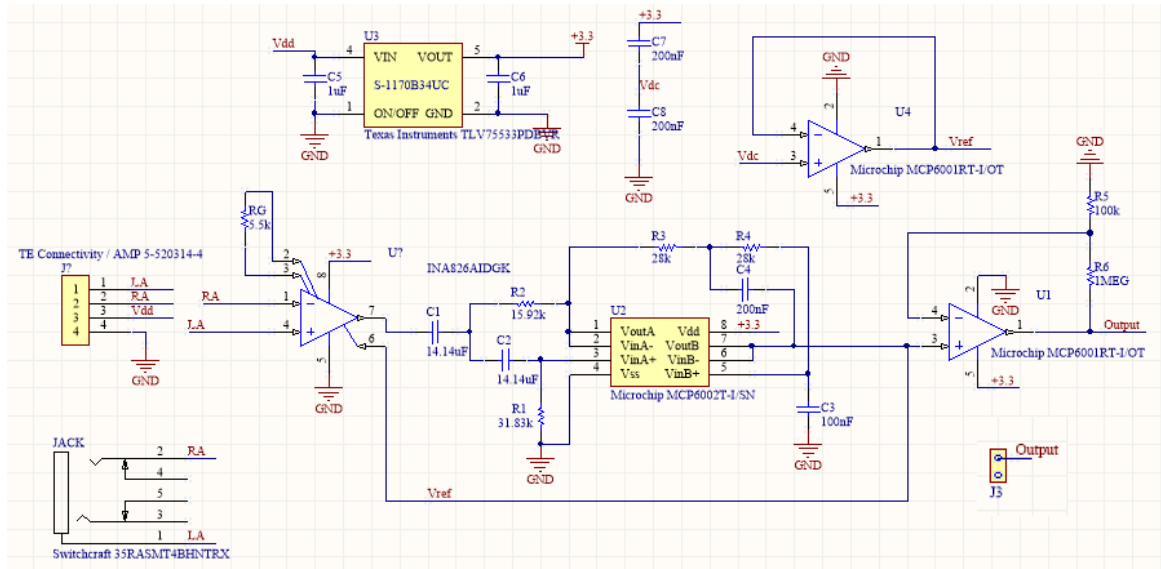


Figura 10 Esquemático de los filtros del anexo E.



3.2.1 Circuitos Integrados de propósito específico MAX86150 y AD8232¹⁹. En la tabla 13 que se plasma algunas características principales de los integrados para hacer una selección en base a esa comparativa.

Tabla 13 Características principales del integrado AD8232 y MAX86150.

	AD8232	MAX86150
Baja corriente de alimentación Consumo de corriente	170uA	750 uA (max)
CMRR	80dB	120dB
Circuito de pierna derecha	Ok	-
Rango de operación de suministro	2 V a 3.5 V	1.8V
Dimensión	2,8 x 3,7 x 0,3 cm	3.3 mm x 5.6 mm x 1.3 mm (22 pines)
Peso	0,021 kg	-
Filtros de orden 2	F1 = 0,5 Hz ; F2 = 40 Hz	-

¹⁹ Datasheet integrado ad8232

	AD8232	MAX86150
Ganancia	1100 V/V	80 V/V
Filtro RFI Interno (AD8232) AFE (Digitaliza las señales del corazón) [max 86150]	Los filtros están normalmente constituidos por unas inductancias en serie (choques), que presentan una alta impedancia a las corrientes de RFI, y condensadores en paralelo con la tierra para facilitar un camino de baja impedancia. Los filtros permiten que las RFI sean derivadas a tierra y reconducidas a la fuente. Si los filtros que el variador incorporar "de serie" no fueran suficientes, existen módulos de filtros adicionales (de entrada y de salida) que pueden ser conectados al equipo.	Este proceso es complicado por la necesidad de rechazar la interferencia de fuerte Fuentes de RF, frecuencia de línea de modo común, señales de otros músculos y ruido eléctrico. Las conexiones al paciente no deben crear un riesgo de descarga o interferir con otro equipo que pueda estar conectado al dispositivo, además incluye filtro de paso alto en chip, cuando se combina con el digital filtro de paso bajo implementado en el algoritmo
Precio	\$ 14500	\$ 31.400

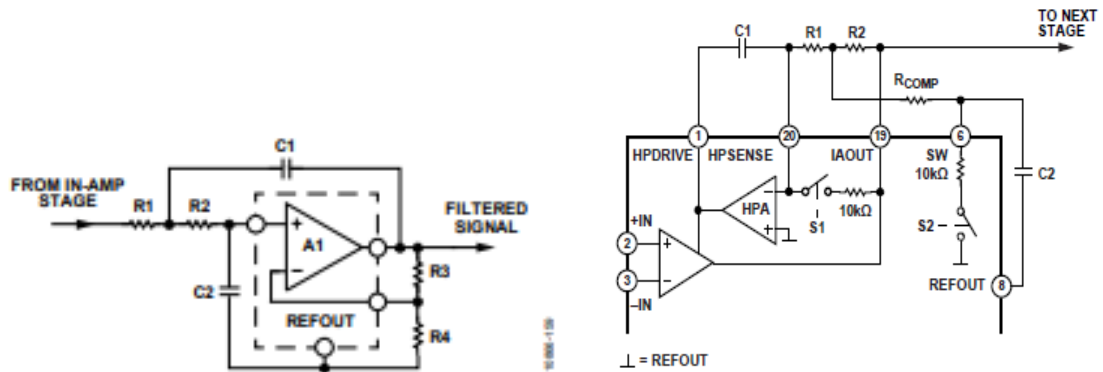
Fuente: Datasheet AD8232. Analog Device y MAX86150 Maxim integrated.

El proyecto se basa en el CI (Circuito Integrado) AD8232 elaborado por *Analog Devices*, ya que el consumo de corriente del integrado es bajo; además la tarjeta al ser fabricada por nosotros, se ahorra en costos. El integrado internamente cuenta con un amplificador de instrumentación, permite realizar un filtrado tanto pasa-alto como pasa-bajo como se observa en la *figura 11* respectivamente, en la *figura 12* se observa el análisis en frecuencia y Montecarlo, el cuál es un método que se usa para realizar estimaciones en caso de que existan incertidumbres, en este caso es la tolerancia de los componentes pasivos con un valor de 1% por ser tecnología 0805; asimismo un circuito sumador de tensión muy útil a la hora de digitalizar la señal y posee un amplificador operacional que puede ser utilizado para amplificar

aún más la señal, entre otras características. Se destaca su bajo consumo de corriente.

El integrado MAX 86150 es el más costoso y no cuenta con implementaciones como monitor cardiaco, por tanto, el módulo AD8232 realiza la etapa analógica, debido a que recibe la señal y la filtra para mitigar el ruido, esté o no en movimiento la rata Wistar.

Figura 11. Esquemáticos de a) Filtro pasa bajas b) Filtro pasa altas



Fuente: Datasheet AD8232. Analog Device

Para el filtro pasa bajas, se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}$$

$$Gain = 1 + \frac{R_3}{R_4}$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}{R_1 C_2 + R_2 C_2 + R_1 C_1 (1 - Gain)}$$

Si tomamos, $R_1 = R_2 = R$ Y $C_1 = C_2 = C$, La expresión se simplifica de la siguiente forma:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

$$Q = \frac{1}{3-Gain} \quad (2)$$

Las siguientes ecuaciones hacen referencias al filtro pasa altas:

$$R_1 = R_2 \geq 100 \text{ k}\Omega \text{ y } C_1 = C_2 \text{ y } R_{COMP} = 0.14xR_1$$

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} \quad (3)$$

Cómo la ganancia del amplificador de instrumentación es de 100 V/V, Dentro de esta etapa se incluye un amplificador operacional que permite hacer un filtro pasa-alto y eliminar la corriente continua. Esto permite eliminar los *offsets* de los electrodos y también señales de baja frecuencia como la desviación de la línea de base. Para calcular la ganancia total del sistema se utiliza las ecuaciones 4, 5 y 6:

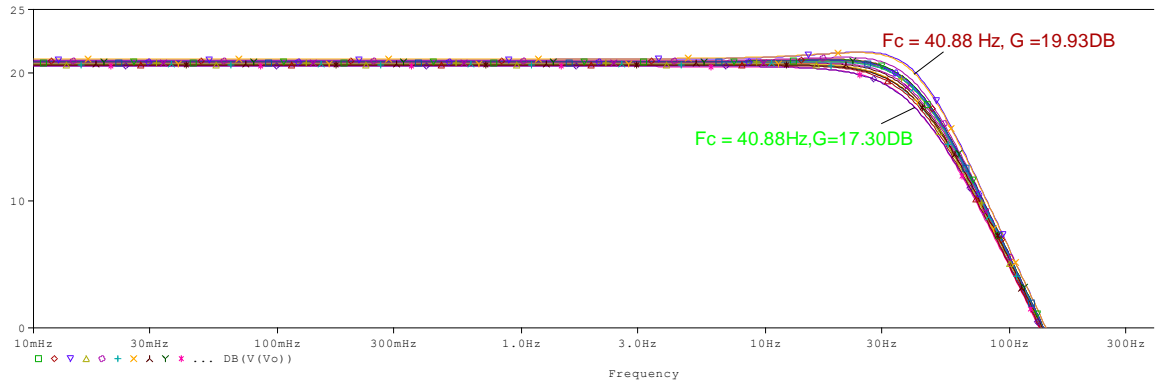
$$Av_{Total} = Av_{INA} \times Av_{FILTRO PASA-BAJO} \quad (4)$$

$$Av_{OpAm} = 1 + \frac{R17}{R16}; \text{ Donde } R17 = 1M\Omega \text{ Y } R16 = 100k\Omega \quad (5)$$

$$Av_{FILTRO PASA-BAJO} = 1 + \frac{1M\Omega}{100k\Omega} = 11 \quad (6)$$

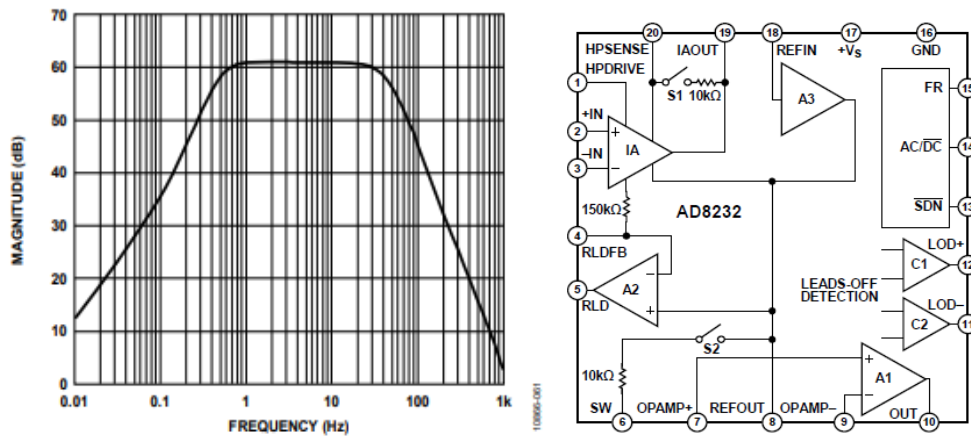
Por tanto, la ganancia total es $Av_{Total} = 100 \times 11 = 1100 \text{ V/V}$.

Figura 12 Diagrama de bode de filtro pasa baja.



En la figura 13 se observa el esquema del integrado AD8232 y su respuesta en frecuencia de acuerdo a los filtros de la figura 11, utilizando un $BW=40\text{Hz}$.

Figura 13 a) Diagrama de bode del circuito b) Arquitectura del integrado AD8232.



Fuente: Datasheet AD8232. Analog Device

3.3 MICROCONTROLADOR

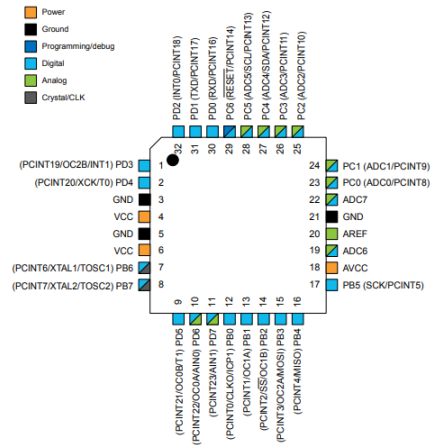
En la tabla 14 Se encuentra una comparación de los microcontroladores ATTINY85, ATMEGA328 Y la ESP32, con el fin de realizar la correcta selección.

Tabla 14 Comparativa entre microcontroladores.

ESPECIFICACIONES	MICROCONTROLADORES		
	ATTINY85	ATMEGA328	ESP32 WROOM
CRISTAL	32.768 kHz	32kHz	x
CONSUMO	-	2,7mA	200mA
TAMAÑO	0,9 X 0,7 mm	42 X 35 mm	18mm x 25.5mm
FLASH	8K Bytes	32K bytes	16 Mbyte
SRAM	512 Bytes	2Kbytes	520 KB
ADC	Convertidor analógico a digital (ADC) de aproximación sucesiva de 10 bits. El ADC es conectado a un multiplexor analógico de 4 canales que permite una entrada de voltaje diferencial y cuatro entradas de voltaje de un solo extremo construidas a partir de los pines del puerto B. Frecuencia de muestreo: 16kHz	ADC de aproximación sucesiva de 10 bits. El ADC está conectado a un análogo de 8 canales. multiplexor que permite ocho entradas de voltaje de un solo extremo construidas a partir de los pines del puerto A. Frecuencia de muestreo: 8,928kHz	12 bits 18 canales
PRECIO	\$ 4.700 y el kit: \$ 12.000	\$10.600	\$13.10

El ATmega328, ejecuta instrucciones poderosas en un solo ciclo de reloj, logrando rendimientos cercanos a 1MIPS por MHz. Esto permite optimizar el dispositivo para el consumo de energía en comparación con la velocidad de procesamiento. En la *figura 14* se observa su estructura.

Figura 14 Microcontrolador ATmega328.



Fuente: Datasheet. ATmega328

Para el diseño del prototipo 1, se utiliza el microcontrolador ATmega328P, por su rango de voltaje de operación que es de 1,8 a 5,5 [V] y su consumo de corriente, designando la entrada analógica, el pin TX, por donde se transmite la señal ya tratada al módulo de recepción y el RX, donde se recibe si la señal que ha sido entregada; cuenta con buena documentación en la web, adicional es compatible con la *IDE* de Arduino, esta característica es común en el ATinny85, pero poca memoria *RAM* el no tener *UART* no lo hace atractivo para este diseño, a pesar que comparten el mismo núcleo básico con una corriente máxima por pin IO a 40 mA (200 mA como máximo para el paquete).

Para el correcto procesamiento de la señal en este proyecto es necesario utilizar la ESP32 para el diseño 2. Este dispositivo presenta un tamaño considerablemente reducido, con respecto al ATmega328P. Por otra parte, se requiere transmitir con la tecnología *bluetooth*, por tanto, se brinda la selección por la disponibilidad de módulo.

Este microcontrolador es utilizado con el fin de digitalizar y transmitir la señal en el prototipo final de este proyecto, se visualiza en la *figura 15*.

Figura 15 Módulo ESP32-WROOM-32



Fuente: ESPRESSIF Modules and boards [en línea] disponible en: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/v3.3.2/hw-reference/modules-and-boards.html>

3.4 TRANSMISIÓN Y RECEPCIÓN INALÁMBRICA.

Para que las pruebas realizadas fueran un éxito, se debió elegir una tecnología de las existentes que se adapte mejor a los objetivos establecidos.

Se puede concluir que las distancias límites para el correcto funcionamiento de cada uno de los sistemas de comunicación mencionados en el capítulo I son:

Tabla 15 Sistemas de comunicación.

SISTEMA DE COMUNICACIÓN	DISTANCIA	BW
LoRa	≤ 100 metros	250 Kbps
WiFi	≤ 15 metros	11000+ kbps
Bluetooth	≤ 10 metros	720 kbps
Xbee	≤ 30 metros	20 a 250 kbps

Fuente: Slide Player [en línea] disponible en: <https://slideplayer.es/slide/102> Página

A continuación, algunas características e información relevante de las tarjetas de recepción y transmisión en la tabla 16.

Tabla 16 Especificaciones de los módulos de transmisión y recepción.

ESPECIFICACIONES	SISTEMA DE COMUNICACIÓN		
	LORA RA-01	ESP32	XBEE
PROCESADOR	-	Xtensa single-/dualcore 32-bit 160MHz o 240MHz	8-bit Freescale™ S08
CONSUMO	12mA	200mA (puede disminuirse)	45mA
TAMAÑO	22mm x 22mm	18mm x 25.5mm	2.438cm x 2.761cm
FLASH	x	16 Mbyte	32 KB (RAM)
SRAM	x	520 KB	2kB
ADC	x	12 bits 18 canales	10-bit
WIFI	X	✓	X
BLUETOOTH	X	BLP	X
RADIOFRECUENCIA	✓	X	✓
I2C	x	✓	✓
PRECIO	\$ 27.965	\$ 49.980	\$ 98.568

Se puede observar en la tabla 17 las similitudes y diferencias de estas tecnologías²⁰ para así poder ir descartando y elegir la que mejor se adapte.

²⁰ QUINTERO, Andrés Mauricio. Redes de computadoras. 2012

Tabla 17 Cuadro comparativo de las tecnologías mencionadas anteriormente.

SIMILITUDES	DIFERENCIAS
Ancho de banda	Poco consumo de energía
Banda de frecuencias 2,4 [GHz]	Límite de distancia
Tipo de red wireless o WPANs	Técnicas de modulación
Movilidad	Seguridad
Facilidad de instalación	Velocidad y sincronización

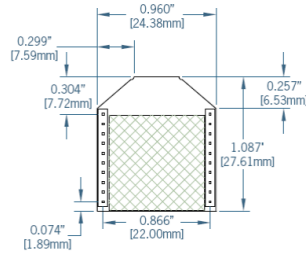
Fuente. PROFESORES ELO Bluetooth [en línea] disponible en: <http://profesores.elo.utfsm.cl/~agv/elo322/1s13/project/reports/Bluetooth.pdf>
 MONTERO, Juan David, Diseño de solución de conectividad de WiFi en el Campus de Floridablanca de la Universidad Santo Tomás, Trabajo de grado 2016
 MONTERO, Javier. Ruiz, Daniel. Informe Técnico: Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4). Junio, 2017. 191131006-ZigBee-vs-Bluetooth.pdf

En el primer prototipo se eligió la tecnología *Zigbee* con el módulo Xbee, ya que tiene el consumo más bajo comparado con las demás transmisiones y para el segundo se hizo uso del *bluetooth*²¹.

3.4.1 XBEE. Son soluciones integradas que brindan un medio inalámbrico para la interconexión y comunicación entre dispositivos. Estos módulos utilizan el protocolo de red llamado IEEE 802.15.4 para crear redes *FAST POINT-TO-MULTIPOINT* (punto a multipunto); o para redes *PEER-TO-PEER* (punto a punto). Fueron diseñados para aplicaciones que requieren de un alto tráfico de datos, baja latencia y una sincronización de comunicación predecible. En la *figura 16* se observa las dimensiones de la tarjeta.

²¹ 191131006-ZigBee-vs-Bluetooth.pdf

Figura 16 Dimensiones de la tarjeta Xbee.



Fuente: OYARSE Andrés. Guía del usuario Xbee Series 1. Documento preliminar. Revisión Agosto 2008. Ingeniería MCI LTDA. [en línea] disponible en: https://www.mcielectronics.cl/website_MCI/static/documents/XBee_Guia_Usuario.pdf.

En la tabla 18 se observan los dos tipos de tarjeta con su potencia (XBee y XBee pro).

Tabla 18 Configuración entre XBee y XBee Pro.

Tipo de Xbee	Xbee 802.15.4	Xbee 802.15.4 PRO
Alcance interiores (m)	30	100
Alcance exteriores (m)	100	1500
Potencia de transmisión	0 dbm	20 dbm
Sensibilidad de recepción	90 dbm	100 dbm

Fuente: Castellanos Alexis, Padrón Franklin. Diseño de un sistema electrónico utilizando módulos XBee para transmitir voz. RIELAC (Revista de Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones). [en línea] disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/eac/v36n2/eac04215.pdf>

En esta red, el módulo central es llamado Coordinador, mientras que el resto de módulos son llamados Dispositivos Terminales (*End Device*). Un mismo módulo Xbee puede ser configurado para funcionar como Coordinador o como Dispositivo Terminal.

Se puede complementar con información que se encuentra en el anexo C, el cual habla sobre la configuración *Xbee*.

3.5 SELECCIÓN DE LA BATERIA.

Las baterías son dispositivos capaces de almacenar energía eléctrica suficiente para alimentar los circuitos de los aparatos electrónicos, puesto que son de gran ayuda a la hora de utilizar dispositivos electrónicos, ya que no es necesario estar cerca del tomacorriente durante cierto periodo de tiempo.

Para la selección de la batería se realizó una prueba de consumo de la tarjeta, la cual consiste en medir con un multímetro la corriente de salida de la batería con el dispositivo funcional, es decir, midiendo y transmitiendo datos; esta medición se ejecuta con una resistencia en serie posicionada desde el positivo de la batería hasta el positivo de la entrada de la tarjeta, según *figura 17*.

Figura 17 Multímetro durante la prueba de consumo.



En la ecuación 8 se observa el consumo de [mAh] requerido por el prototipo, teniendo en cuenta el tiempo dado por el grupo de Neurociencias de al menos 5 minutos.

$$\frac{[mA-hora]}{150 [mA]} = \frac{1}{12} [hora] \quad (7)$$

$$\frac{1}{12} [hora] * 150 [mAh] = [mA - hora] = 12.5[mA] \quad (8)$$

A continuación, las opciones de baterías se encuentran en la tabla 19:

Tabla 19 Comparativa de las baterías seleccionadas.

ESPECIFICACIONES	CR1225	LIR2032	LIPO 260mah
Peso promedio	0.9 [g]	3,1 [g]	7.6 g / pcs
Voltaje nominal	3 [V]	3.7 [V]	3.7[V]
Capacidad nominal estándar	48 [mAh]	260 mAh	260mAh
Máxima corriente de descarga	1 [mA]	2 [mA]	1 [CmA] ²²
		Cms2	Cms2
Dimensión	12,5 x 2,5 [mm]	20 x 12 mm	32 x 16 x 7 mm / pcs
Recargable	X	X	✓
Precio	\$ 26.077	\$ 30.000	\$ 16.000

Se selecciona una batería que garantice que el circuito tenga la corriente necesaria para que el prototipo se encuentre encendido durante la realización del ECG.

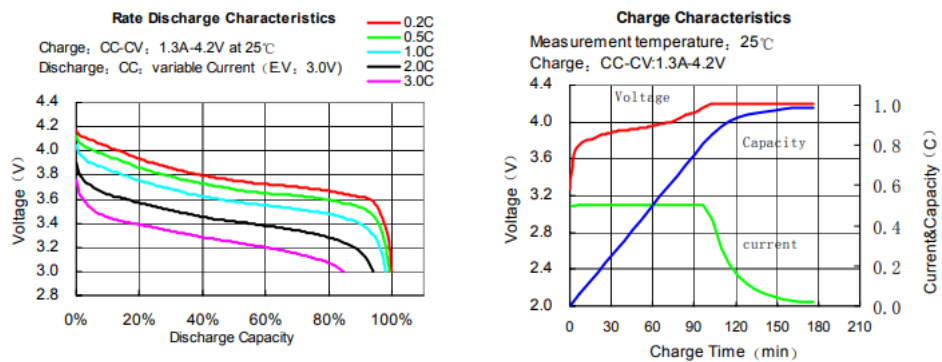
El parámetro determinante para la correcta selección de la batería es la corriente de descarga, la LIPO 260mAh (*figura 18b*) es la batería que cumple con las condiciones necesarias para el funcionamiento del circuito y con un tiempo de autonomía dada por la ecuación 9, Dadas las curvas de descarga de la batería para la aplicación es necesario mantener una tensión mínima de 3.7 Volts[V] lo cual solo permite usar un 80% de su capacidad total antes de que su tensión caiga por debajo, como se observa en la *figura 18a*.

²² CmA, hace referencia Se refiere a la cantidad de ciclos que demora en tomar carga o en descargarse. Tiene relación directa con el tiempo que demora en estar completamente cargado o descargado.

Al ser una batería recargable se optó cargarla externamente, por tanto, se requiere un cargador o BMS de batería. Cuando se descarga el microcontrolador debe detener el funcionamiento, por tanto, no hay transmisión.

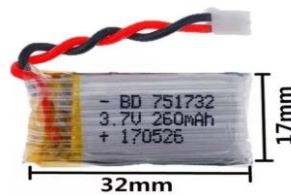
Figura 18 a) Curvas características descarga y descarga b) Ejemplo batería Lipo260mah.

a)



Fuente: hoja de datos batería 18650

b)



Fuente: artículo de mercadolibre.com

La autonomía de la batería está dada por la ecuación 9 para los prototipos:

$$\text{Autonomía de la batería} = \frac{I_{\text{NominalBateria}} [A-hora]}{I_{\text{NominalPrototipo}} [A]} [hora] \quad (9)$$

$$\text{Autonomía de la batería} = \frac{208 [mA - hora]}{150 [mA]} = 1.38[hora]$$

3.6 REGULADOR

Para manipular la batería y el microcontrolador se requiere del regulador, se tiene un voltaje de entrada de 3,7 [V] suministrado por la batería y se requiere una tensión de salida de 3,3 [V], para suministrarle al prototipo para su funcionamiento, por tanto, en la tabla 20, se presentan las especificaciones del TLV75733.

Tabla 20 Especificaciones de regulador.

ESPECIFICACIONES TLV75733	
Voltaje de entrada mín y máx [V]	1,45 - 5,5
Voltaje de salida [V]	3,3
Corriente de salida	500 [mA]
Precio	\$2.150

✓ TLV75533PDBVR.

Figura 19 Regulador TLV75733PDBVR.



Fuente: ARROW Instruments [en línea] disponible en: <https://www.arrow.com/es-mx/products/tlv75733pdbvr/texas-instruments>

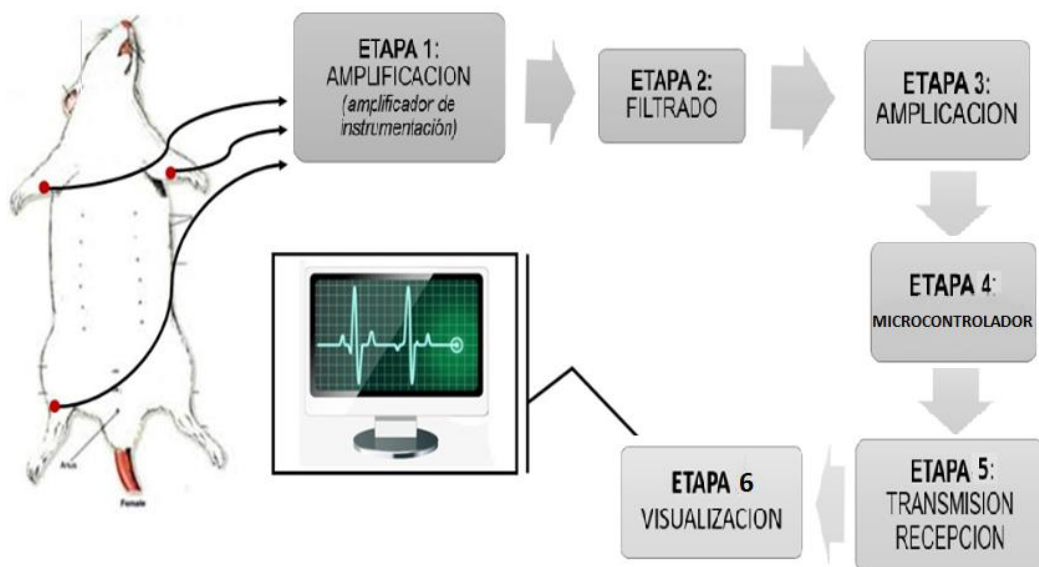
Su corriente de reposo lo hace más atractivo que cualquier otro componente 25[μ A] y su corriente de salida 500[mA], con el fin de proporcionar una tensión estable para cumplir con los requisitos del circuito.²³

²³ Capitulo4 - Reguladores de tensión. Mejora de la confiabilidad en el edificio Valdés de la UNAM.

4. DISEÑO DEL DISPOSITIVO FINAL

4.1 DISEÑO GENERAL.

Figura 20 Diseño general del ECG inalámbrico en libre movimiento.



Los principales dispositivos comerciales que obtienen la señal electrocardiográfica con los cuales se adquiere el mismo resultado, se encuentran en el anexo D.

Se observa de forma general el proyecto del prototipo 1, el cual está compuesto por 3 tarjetas interconectadas entre sí, con la siguiente distribución:

- ✓ La primera tarjeta es el módulo comercial AD8232 y realiza las etapas de amplificación.
- ✓ La segunda es la tarjeta diseñada que incluye: circuitos de potencia y digitalización con acople y conexión entre las dos tarjetas para evitar el ruido, por tanto, es necesario que las etapas de potencia y de adquisición de la señal estén separadas, se visualiza el esquemático en las *figuras 22, 23 y 24*.

Figura 22 Esquemático de Potencia.

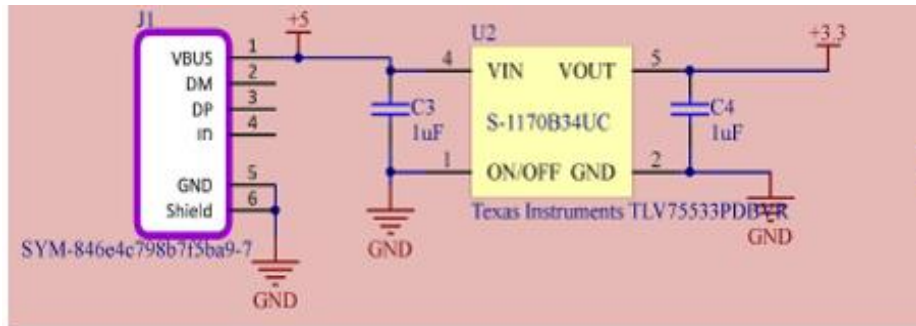


Figura 23 Esquemático del circuito digital.

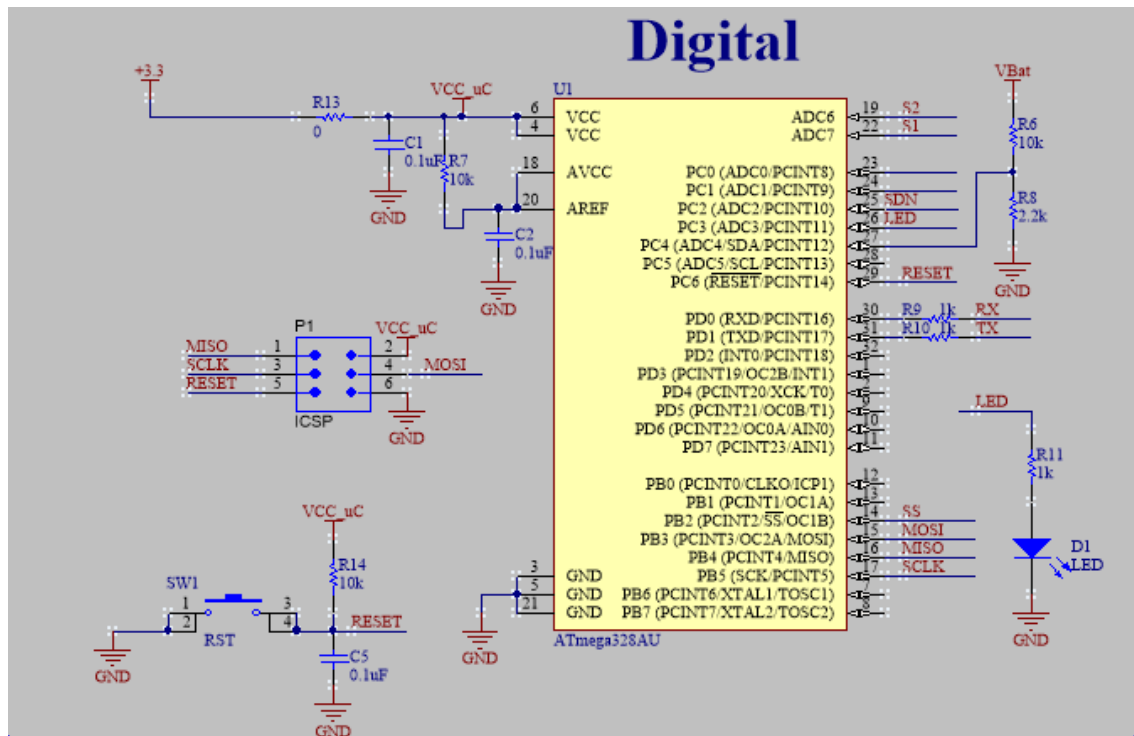
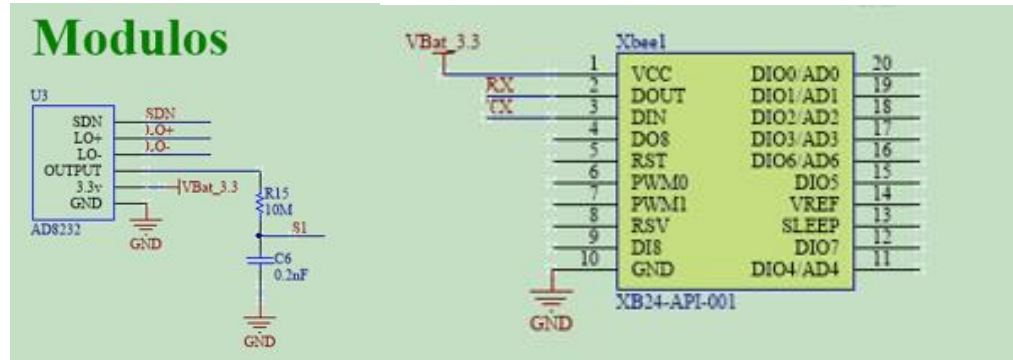
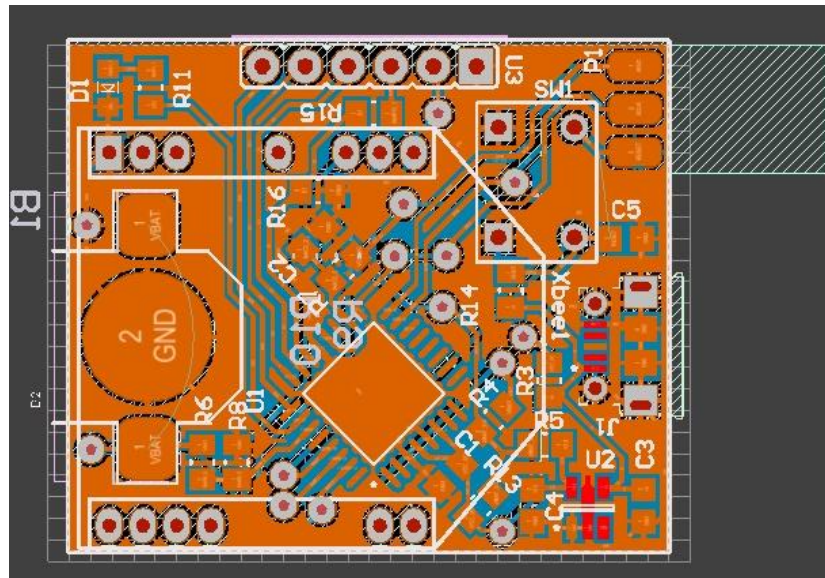


Figura 24. Esquemático de la adquisición y procesamiento de la señal



Obteniendo la PCB como se muestra en la *figura 25*, la cual hace referencia a la tarjeta digital de la *figura 23*, con las huellas para el acople de los módulos del AD8232 Y la Xbee (*figura 24*), debido a qué se encuentra ensamblado con todos los componentes necesarios para poder visualizar la señal cardiaca de la rata Wistar

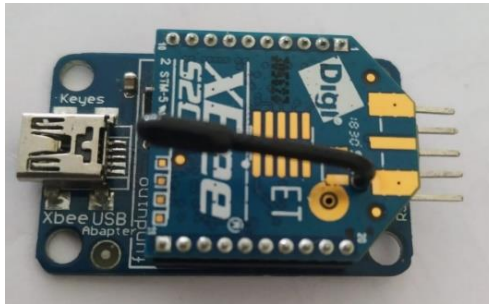
Figura 25 Layout del prototipo diseñado.



Y finalmente el siguiente bloque abarca la transmisión y recepción, la cual se ejecuta por la tarjeta de XBee, pero en la recepción se utiliza un adaptador de XBee USB (*figura 26*), cual tiene su propia interfaz y se configura de acuerdo a los parámetros

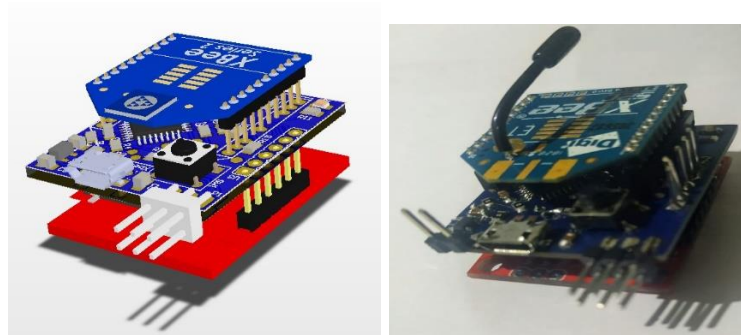
necesarios y facilita la comunicación realizándolo de una manera muy práctica, ya una vez configurado, el PC lo lee como puerto USB e inmediatamente empieza a transmitir.

Figura 26 Recepción de la señal ECG.



Dando como resultado el diseño de la *figura 27*.

Figura 27 Prototipo 1. Tarjeta digital con ATmega328P y Xbee.



Cabe resaltar que se diseñó otro prototipo basado en el integrado AD8232 donde los esquemáticos se encuentran en las *figuras 28, 29 y 30*, utilizando el *bluetooth* como protocolo de comunicación, este diseño se generó, con el fin de mejorar el desempeño con la ESP32, aumentando los bps visualizando así, más información en la señal ECG, debido a que con el ATmega328P se transmite la señal a 10bits provenientes del ADC con una frecuencia de muestreo menor a 500 muestras/s. El *layout* de la PCB se localiza en la *figura 31*.

Figura 29 Esquemático de la señal analógica a digital con la transmisión. Prototipo 1.

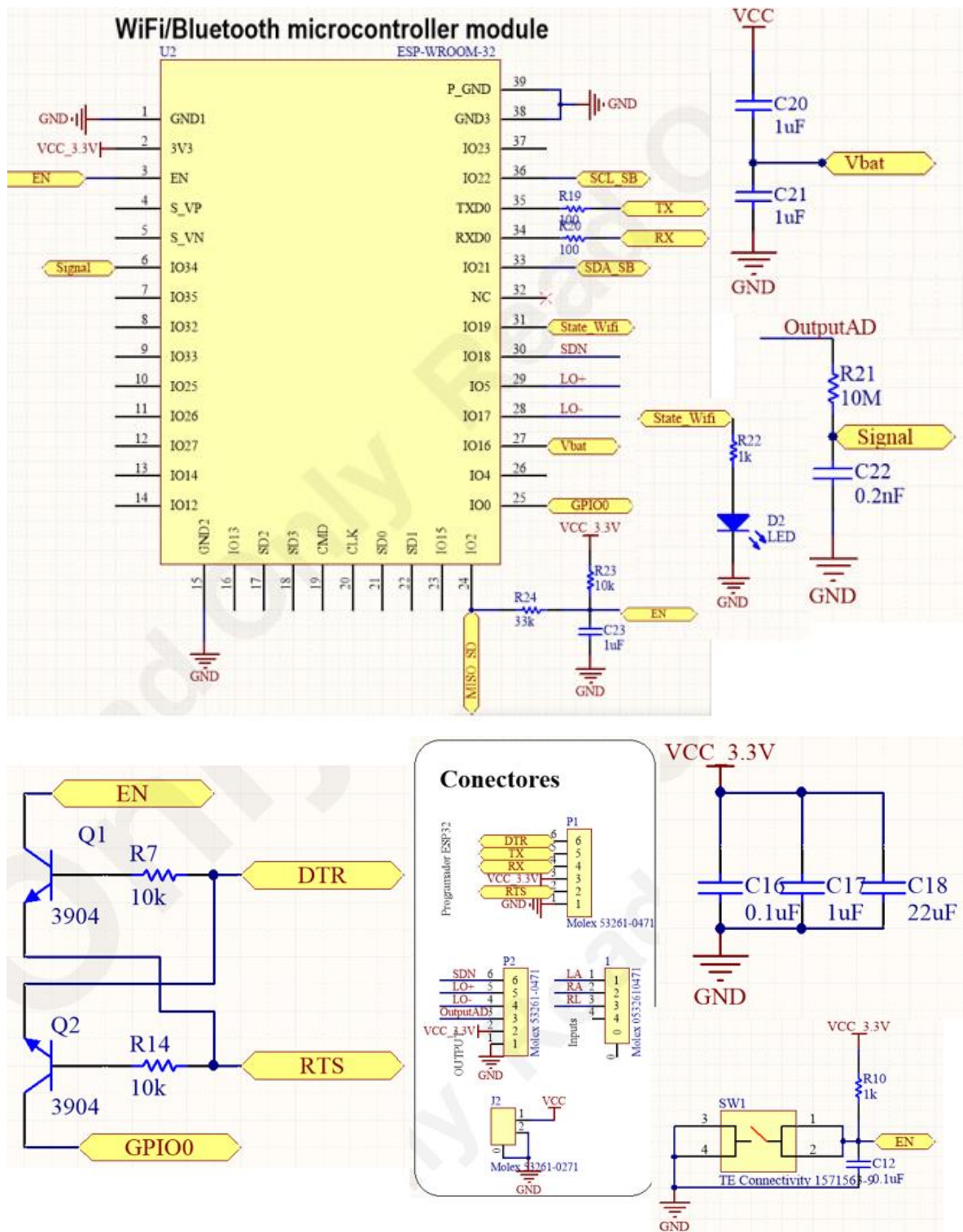


Figura 30 Esquemático del procesamiento de la señal analógica. Prototipo 1.

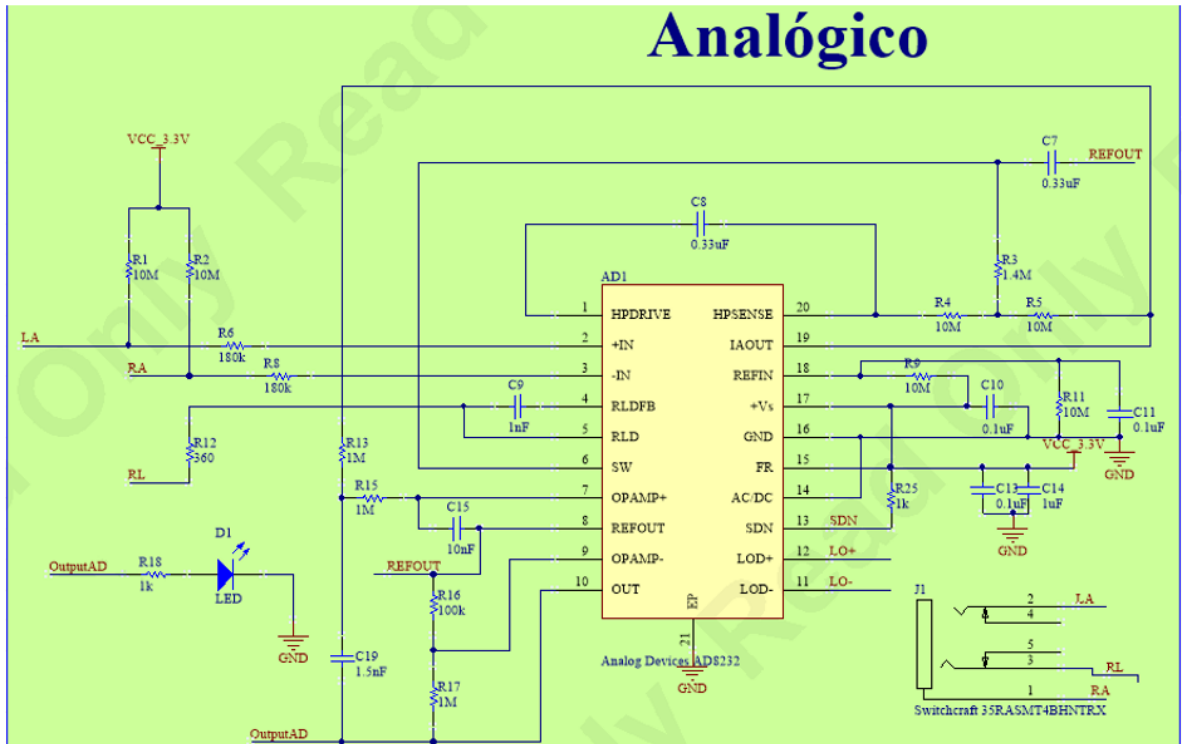
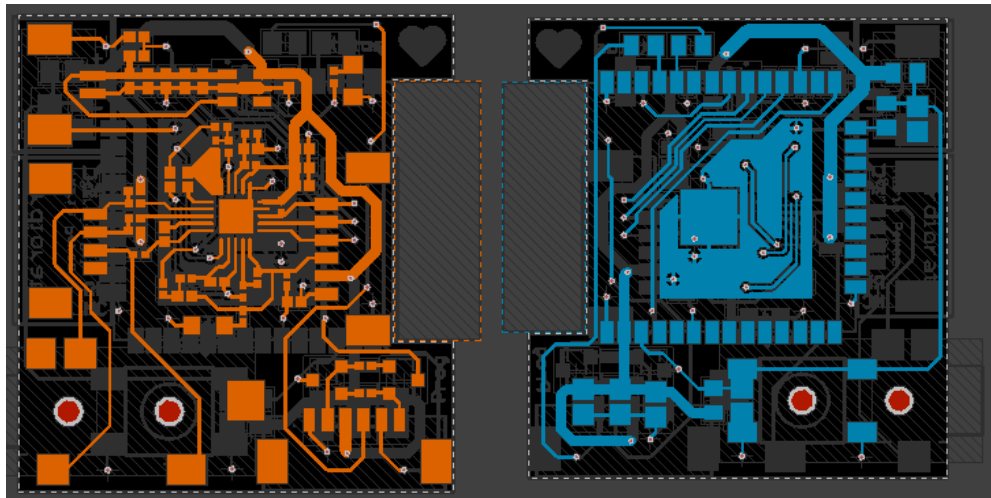
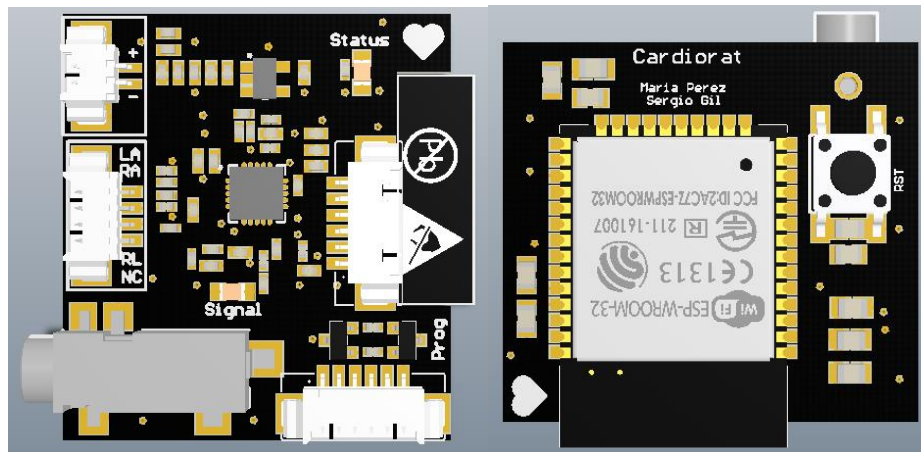


Figura 31 Layout de la adquisición y procesamiento de la señal. Capa 1 y 2.





Con este prototipo se presentan mejoras optimizando en área, la distribución de las 4 capas fueron las siguientes:

1. Top Layer: Se encuentra la parte analógica.
2. Tierra: Mayor inmunidad al ruido.
3. Tierra: Se evita que la señal se contamine.
4. Bottom Layer: Se encuentra la parte analógica digital

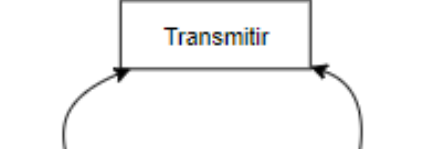


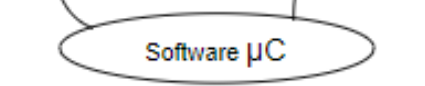
5. SOFTWARE

Como se ha mencionado anteriormente, se realizaron dos prototipos, por tanto, en el anexo F, se encuentran las dos rutas, en los cuales se evidencian los algoritmos desarrollados para leer la señal de módulo comercial AD8232 para transmitirla con el ATmega328P y la Xbee y el de la recepción con el PC para su visualización, por consiguiente, en este capítulo se encuentra la información que se refiere a la ESP32.

5.1 PROGRAMACION DE LA ESP32

La CPU del microcontrolador, ejecuta un algoritmo, el cual, digitaliza la señal cardiaca previamente acondicionada para luego ser transmitida por el protocolo de comunicación Bluetooth, los datos se encapsulan para transmitir la señal de 12 bits proveniente del ADC y cuentan con una frecuencia de muestreo 1000 muestras/s. En la *figura 32* se observa un diagrama de bloques del código para transmitir la señal.

Figura 32. Diagrama de bloques en forma general de los pasos del microcontrolador y la transmisión.

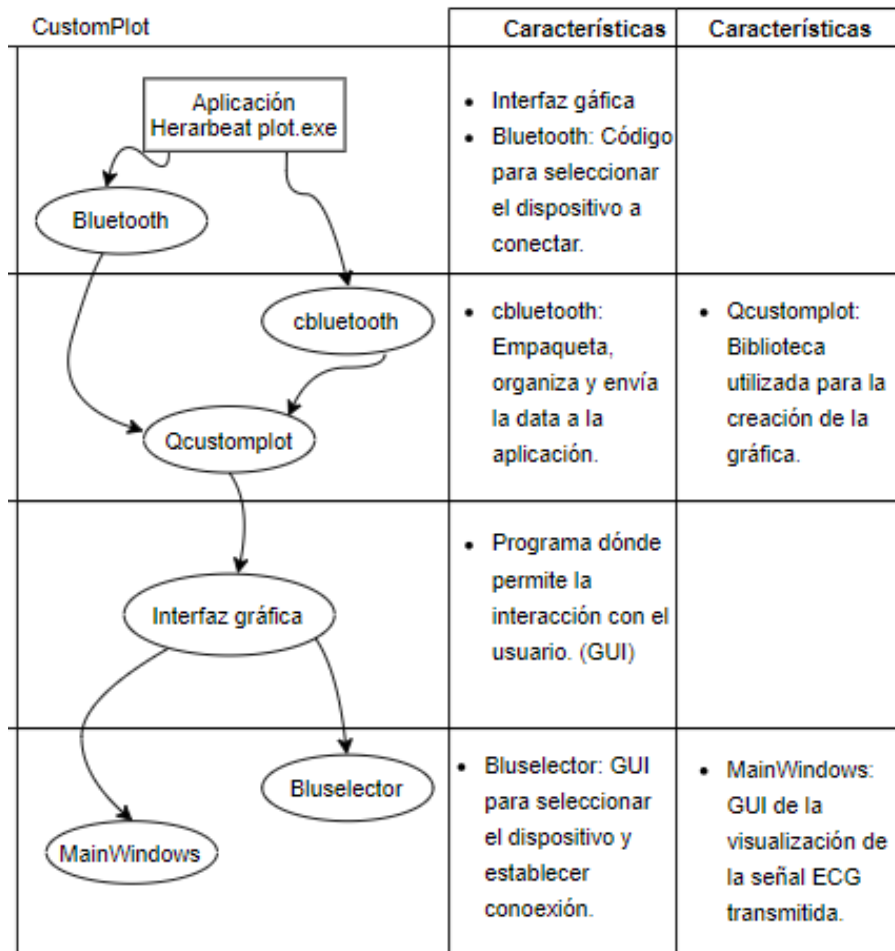
Software Microcontrolador	Características	Características	Características
	<ul style="list-style-type: none"> • Transmite los datos si hay un dispositivo conectado. 		
	<ul style="list-style-type: none"> • Main: Clase principal y ejecuta el código. • cadc: Adquisición de las muestras. 	<ul style="list-style-type: none"> • user: Definición de 2 tareas. • 1. Bluetooth: Transmisión. 	<ul style="list-style-type: none"> • 2. ADC: Empaquetar las muestras para generar un punto y proceder con la visualización.
	<ul style="list-style-type: none"> • SRC: Se ejecuta, se encuentran las funcionalidades. 	<ul style="list-style-type: none"> • Include: Es donde se definen. 	
	<ul style="list-style-type: none"> • Código para la transmisión de datos por medio de la ESP. 		

5.2 RECEPCION Y VISUALIZACIÓN DE LOS DATOS

En la recepción se cuenta con el Bluetooth del dispositivo, en este caso de PC, esto con el fin de poder visualizar la señal en tiempo real y sin que se vea alterada cuando la rata Wistar se encuentra en movimiento, el software donde se visualiza la señal está construido en el lenguaje C++ utilizando el *IDE* multiplataforma *QT Creator*, se utiliza este *IDE* debido a que está disponible bajo licencias de código abierto.

5.2.1 Diseño del software de visualización. Para la elaboración del software de visualización se inició creando 2 formularios, uno para la visualización (*mainwindow.ui*) y el otro para la configuración de la búsqueda y selección del dispositivo a conectar (*bluselector.ui*), los cuales se encuentran almacenados en la carpeta *Forms*. Véase *Figura 33*.

Figura 33. Estructura del software de visualización creado en QT creator.



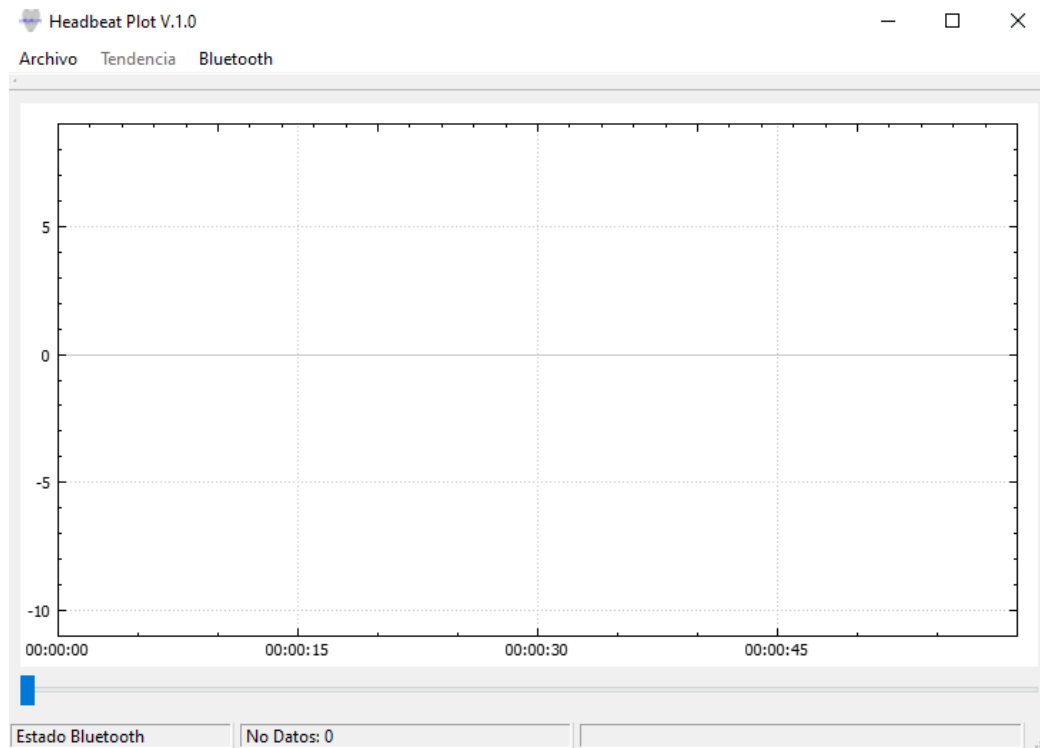
Además, se asignaron las *signals* (eventos) y los *slots* (funciones asociadas a los eventos) requeridos por los diferentes objetos creados en los formularios, que se encargan de enlazar la GUI con la lógica del *software* y se almacenan en la carpeta de *Headers*.

Finalmente se crean los archivos .cpp en la carpeta *sources*, los que conforman la lógica del software. Para el caso de este software se crearon solo 4 archivos, *Main.cpp* que es la clase principal y la que ejecuta todo el código, *qcustomplot.cpp* es una clase con métodos para abrir una ventana de representación gráfica y agregar los puntos leídos en el puerto serial, *mainwindow.cpp* se encarga de utilizar los métodos de la clase *qcustomplot* para visualizar en tiempo real los datos, *bluetooth.cpp* se encarga de encontrar dispositivos para luego seleccionarlo y establecer comunicación y por último, *cbluetooth.cpp* se encarga de la interacción con el *bluetooth* del computador.

5.2.2 Modo de empleo del software de visualización

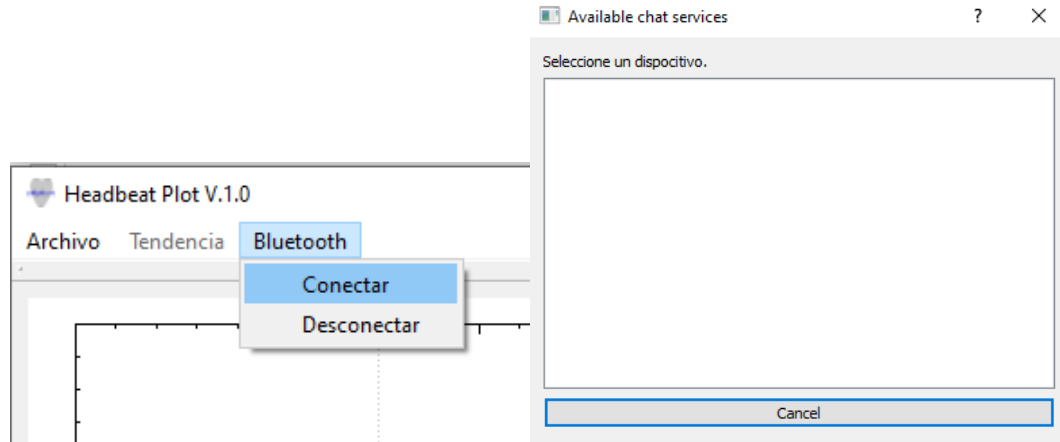
Al abrir el software se genera la siguiente ventana. Figura 34.

Figura 34. Ventana principal del software de visualización.



Para visualizar la señal cardiaca inicialmente se deben conectar los dispositivos por medio de su protocolo de comunicación, por tanto, en la pestaña *Bluetooth/conectar* e inmediatamente se visualiza otra ventana en donde se selecciona el dispositivo por el cual se va establecer comunicación. Tal como lo indica la *figura 35*.

Figura 35. Selección de dispositivo.



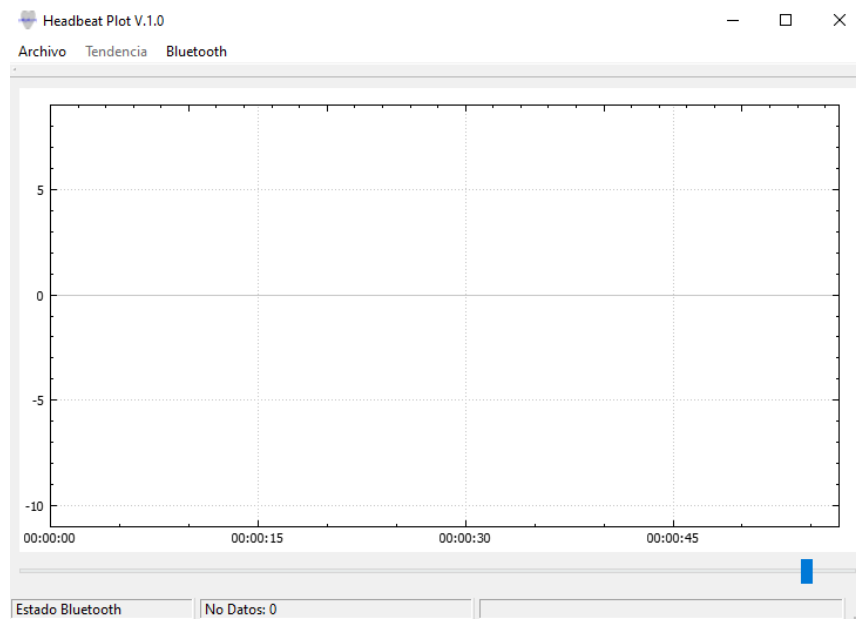
Al establecer la comunicación entre los dispositivos, se va obteniendo datos el aplicativo los mostrara en pantalla en tiempo real, por tanto, se cuenta con otras opciones como la pestaña *Tendencia/continuar/pausar* que solo se encuentran activas si hay visualización de los datos, por último, la *pestaña Archivo/Guardar/Salir* al seleccionar guardar se crea un archivo con extensión .csv, como es indicado en la *figura 36*.

Figura 36. Opciones incluidas en la GUI.



Cuenta con una barra horizontal, el cual permite variar el rango en el eje x, el cual es unidad de tiempo, como se observa en la *figura 37*.

Figura 37 Barra horizontal



En el Anexo F se puede visualizar el código utilizado en el proyecto.

6. PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se presentan las simulaciones y pruebas realizadas a los prototipos y el análisis de los resultados obtenidos, para esto se tiene como base la información expuesta en los capítulos anteriores sobre la implementación del prototipo.

Las simulaciones realizadas de los filtros implementados, aunque son una buena herramienta, fueron realizadas con el análisis de Montecarlo en condiciones dando una valoración inicial sobre el funcionamiento del prototipo. La prueba final fue la implementación del mismo en seres vivos (humanos y ratas Wistar), es decir, se verificó el funcionamiento del electrocardiógrafo en condiciones reales.

Se verifica que la señal transmitida no se deforme a medida que se aleja la tarjeta de recepción ubicada en el PC; se realizó la prueba alejando el prototipo una distancia de 10 metros sin obstáculos, donde no se visualizó distorsión, adicionalmente se transmitió una señal sinusoidal alterando su frecuencia, donde se determinó que a partir de 127 Hz se empieza a evidenciar distorsión en la señal recibida, se puede observar en el Anexo G.

Para corroborar el valor obtenido en la fórmula 9 de la autonomía de la batería en mAh, se conecta la batería LIPO con la PCB hasta que se descargue, con el fin de ver la duración real. Cabe resaltar que cuando la batería llega a 3.3 V, el *software* detecta esta señal de tensión y duerme el sistema²⁴ inmediatamente, así mismo el led se apaga, por tanto el usuario desconecta el dispositivo.

²⁴ CHRISTENSEN Jack. AVR Sleep. 2015. Disponible: <https://gist.github.com/JChristensen/5616922>

Después de todas estas consideraciones, el resultado final se observa en la *figura 38*, con dimensiones de 3,3 [cm] x 3,0 [cm] x 0,7 [cm], supliendo los 5 minutos como mínimo deseados por el grupo de Neurociencias de la facultad de salud.

Figura 38 ECG Inalámbrico para ratas Wistar.



✓ **COSTOS TOTALES DE FABRICACION Y ESPECÍFICACIONES**

Tabla 21 Costos del prototipo final.

ELEMENTOS	COSTO	
	CardioRatV1	CardioRatV2
Ensamblaje de tarjeta	60.000	22.92* USD
Proceso de fabricación	35.000	2.6* USD
Componentes	155.000	15.47* USD
Batería Li - Po 260 MAH	16.000	\$ 16.000
Total		\$ 173000
aproximado por \$ 266000 modulo		

Nota: precio calculado con dólar a 3.829,59 COP

Nota: Es necesario fabricar al menos 5 CardioRatV2

Tabla 22 Especificaciones de CardioRat.

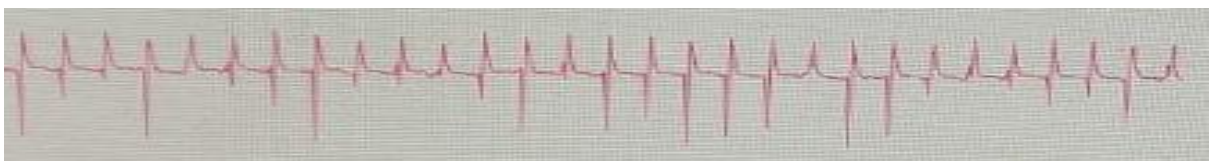
ESPECIFICACIONES		
	CardioRatV1	CardioRatV2
Tamaño	3,5 x 2 x 2,9 [cm]	3,3 x 3 x 0.7 [cm]
Tensión	3.3 [V]	3.3 [V]
Peso	21,6 [g]	21,6 [g]
Ganancia	1100 V/V	1100 V/V
Ancho de banda	39,5 Hz	39,5 Hz
Distancia Tx	10m	10m
Consumo	47,87 mA	150mA
Costo	266000	\$ 173.000

Una vez listo CardioRatV1, se inicia la primera prueba de su funcionamiento con la rata Wistar anestesiada (*Figura 39*) para observar su funcionalidad y depuración de errores. La señal con la rata Wistar se visualiza en la *figura 40*.

Figura 39 Rata Wistar anestesiada para realizar el ECG.



Figura 40 Señal ECG De la rata Wistar en serial plotter de Arduino.



La segunda prueba se realizó con la rata Wistar despierta, los electrodos se ubicaron según el triángulo de Einthoven. Con este circuito se obtiene la señal electrocardiográfica de la *figura 42* con el serial plotter de Arduino y la rata Wistar en libre movimiento.

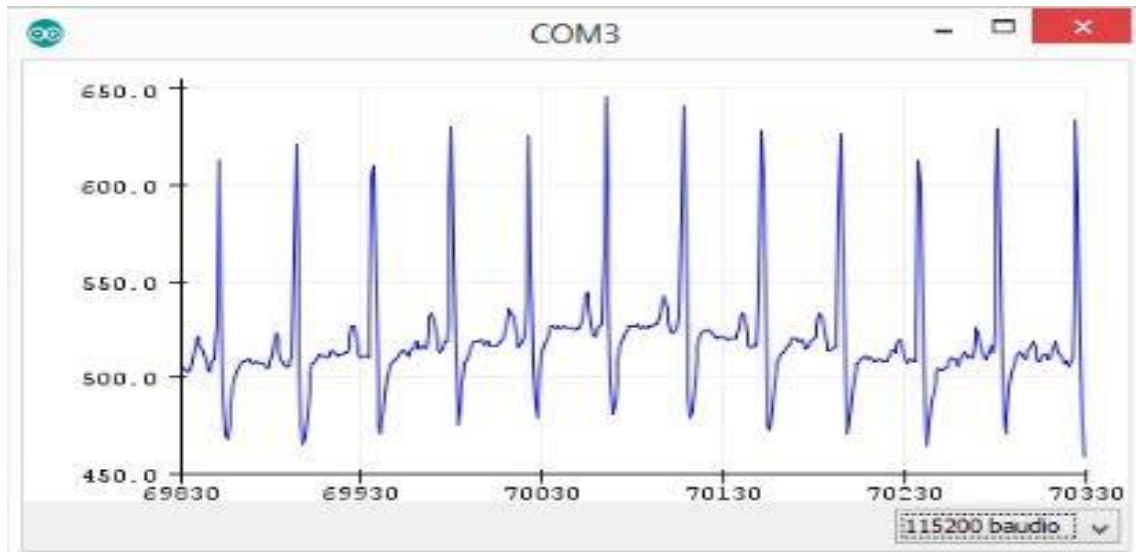
En la *figura 41* se puede observar a la rata Wistar con sus electrodos y ECG inalámbrico sin interferir en sus movimientos.

Figura 41 Rata Wistar en libre movimiento.



La señal electrocardiográfica obtenida de la rata Wistar en libre movimiento, es mostrada en la *figura 42*, la cual es satisfactoria, ya que se visualiza la señal QRS de manera clara.

Figura 42 Electrocardiograma de la rata Wistar en libre movimiento.



En la aplicación para computador y con la utilización de la tarjeta del segundo prototipo CardioRatV2, se puede observar la señal en tiempo real y los resultados se guardan en un archivo extensión .csv (Capítulo 4, ítem 4.2.2).

Figura 43 Visualización de la señal ECG En el aplicativo de interfaz gráfica.

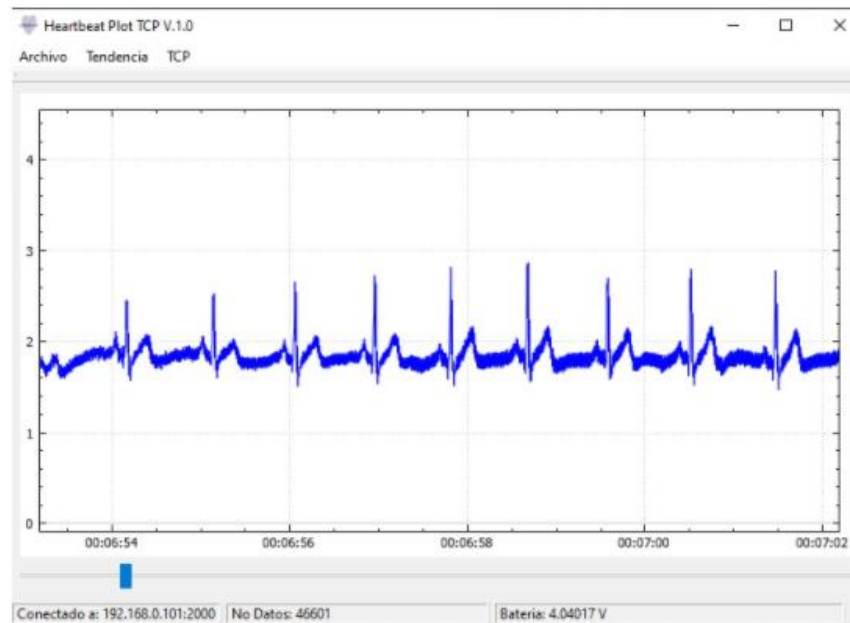


Figura 44. Visualización de la señal ECG En el osciloscopio.



Al final del proyecto se hará entrega del dispositivo completamente operativo CardioRat V2, el cual está configurado para transmitir la señal cardiaca y visualizarla en el computador por medio del aplicativo diseñado; al grupo de neurociencias de la facultad de medicina de la UIS por medio del doctor Carlos Arturo Conde Cotes.

7. CONCLUSIONES

- El electrocardiógrafo inalámbrico desarrollado en este proyecto funciona en los seres humanos, porque el ancho de banda de la señal es hasta los 150 Hz, pero al limitarlo hasta 40 Hz funciona como monitor de ritmo cardiaco, es de utilidad para la medir y registrar la frecuencia cardiaca.
- La aplicación para computador se utiliza para que la rata Wistar se esté monitoreando, además de obtener los resultados con facilidad ya que, se pueden guardar en un archivo .CVS, al momento de finalizar la prueba en un rango de tiempo brindado por la autonomía de la batería de:
$$5 \leq tiempo \leq 255 [minutos]$$
- Se realiza de forma práctica, facilitando la visualización en el computador por medio de una interfaz hombre – máquina de la señal cardiaca obtenida por medio de electrodos que hacen parte del electrocardiógrafo diseñado, las especificaciones se encuentran en la tabla 22.
- El integrado AD8232 incluye un amplificador de instrumentación debido a que poseen una alta impedancia de entrada la cual evita distorsionar la señal a medir, alta ganancia y rechazo CMRR que permiten la cancelación de cualquier ruido de interferencia.
- CardioRat trabaja en un rango de frecuencias de $0.5 [Hz] < f < 40 [Hz]$, asimismo el ruido de 60 [Hz] no es necesario eliminarlo debido a que se implementó con una batería, por tato no cubre esta frecuencia y no requiere la implementación del filtro *notch*. Cabe resaltar, que este ruido se puede generar por medio de los cables, los cuales se solventan con un buen apantallamiento de los mismos.

- La PCB contiene un conector de micro USB para alimentar o cargar la batería, ya que la alimentación del circuito es recargable, por eso en los esquemáticos contiene 2 pines para poder conectar la batería y ver su funcionalidad de CardioRatV1.
- La batería tipo moneda CR1225 no es capaz de suministrar la corriente requerida por el prototipo en el tiempo mínimo estipulado (5 minutos) por su corriente de descarga.

8. RECOMENDACIONES

- Posteriores estudios en proyecto de grado, mejorando el Software y el Hardware para el mejoramiento del prototipo optimizando requerimientos o condiciones de diseño.
- Ampliar el ancho de banda para obtener el espectro completo de la señal cardiaca para futuros estudios de comportamiento cardiovascular, así mismo una señal biológica de manera más limpia o variaciones DC, debido al movimiento de la rata Wistar implica añadir filtros digitales, que eliminarán mucho más el ruido de la señal para su mejor procesamiento, en especial un *notch* para suprimir el ruido de 60hz,
- Cuando la batería alcanza su valor mínimo de tensión, el sistema se duerme y el led de la transmisión de datos se apaga para proceder con la desconexión física, pero para mejorar la relación entre interfaz hombre – máquina se requiere que además aparezca un mensaje de advertencia y desconexión en la pantalla e incluyendo un cargador incorporado.
- Para mejorar la interpretación de la interfaz gráfica de CardioRatV2, se debe incluir la etiqueta del eje X y Y con sus respectivas unidades.

BIBLIOGRAFÍA

ANDRADE, S., NAVARRETE, M. Análisis y Tratamiento de la Señal Electrocardiográfica para la Detección de Parámetros de Normalidad Bajo la Plataforma LabVIEW. Trabajo de grado 2006.

AYALA, R. et al. Obtención de patrones electrocardiográficos de una ballena jorobada mediante tratamiento de imagen y señal. En: Revista Colombiana de Cardiología 167 Vol. 12 No. 4. Bogotá. ISSN 0120-5633 Noviembre / Diciembre 2005.

CANTABRIA, Universidad. INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA DE COMUNICACIONES (5º Curso Ingeniería de Telecomunicación), Tema III. El amplificador de instrumentación.

FIGUEROA, Lucely. MEDINA, Diego. Diseño E Implementación De Un Electrocardiógrafo Inalámbrico Digital Para Ratas De Laboratorio Utilizando Tecnología Bluetooth. Trabajo de grado 2009.

GAINZA, Jetro. Diseño E Implementación De Metodología Para Desarrollo De Sistema Detector De Fatiga Mental Mediante El Análisis De La Variabilidad Del Ritmo Cardíaco A Través De Vestimentas Electrotexiles, Trabajo de Grado 2015

GARIN, Dante. HAZARD, Mario. Bluetooth Proyecto Elo322- Redes de Computadores I. 2013

GONZALEZ, Marcela. MARTINEZ, Ximena. ANÁLISIS De Señales Electrocardiográficas (ECG) Con Isquemia Cardíaca Usando Técnicas De Procesamiento Digital De Señales. Trabajo de Grado 2009

GUTIÉRREZ, Carlos Andrés. Adquisición de señales electrocardiográficas y características que las deterioran: Resultados experimentales. Revista Pensamiento Americano, Pág.: 13-19. junio 2010.

LAINA, Miriam. Aplicación para Transmisión de Datos en Internet de las Cosas. Trabajo de Grado 2018

MARTÍNEZ, M.; L GÓMEZ, A.. SERRANO J.; VILA J.; GÓMEZ J.. Filtros digitales. Curso 2009-2010.

MONTERO, Javier. Ruiz, Daniel. Informe Técnico: Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4). Junio, 2017

MONTERO, Juan David. Diseño de solución de conectividad de WiFi en el Campus de Floridablanca de la Universidad Santo Tomás, Trabajo de grado 2016

QUINTERO, Andrés Mauricio. Redes de computadoras. 2012

Razavi Behzad, Design of Analog CMOS Integrated Circuits Second Edition. University of California. Pág 603 Los Angeles. July 2015.

ROJAS, W., et al. Análisis y Supervisión de la Señal Cardíaca con Transmisión Inalámbrica de Datos. En: Scientia et Technica Año XIII, No 35 Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira. ISSN 0122-1701. Agosto de 2007.

Uribe, W. Duque, M. Medina, L. Marin, J. Velásquez, J. Aristizabal, J. ELECTROCARDIOGRAFÍA BÁSICA. Medellín, Colombia, S.A.

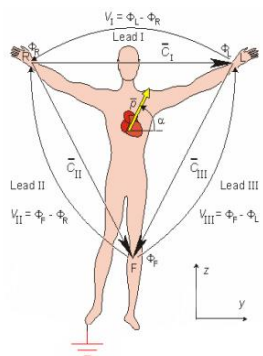
ANEXOS

Anexo A. Derivaciones ECG²⁵

Las corrientes iónicas, debidas a los potenciales de acción asociados a la actividad cardiaca, circulan por el tórax produciendo una distribución de potenciales superficiales, que se pueden aproximar a un dipolo de corriente situado en el hipotético centro eléctrico del corazón. La dirección y magnitud del dipolo va cambiando a lo largo del ciclo cardiaco. Su momento dipolar constituye el denominado vector cardiaco.

La señal obtenida al medir el ECG depende de la localización de los electrodos y se encuentra normalizada. Cada par de electrodos o combinaciones entre ellos se denomina derivación y el potencial obtenido entre ellos es la proyección del vector cardiaco en la dirección que definen.

Figura 45 Triángulo de Eithoven.



I. Derivaciones ECG: Bipolares

Las tres primeras derivaciones que son las denominadas estándar o bipolares I, II, III, fueron introducidas por Einthoven (El padre de la electrocardiografía) en 1912.

La polaridad de los electrodos se refiere a la polaridad de los terminales de entrada del amplificador de instrumentación característicos de los electrocardiógrafos, cuya tensión de entrada es diferencial como en visualizado en la tabla 23.

Tabla 23 Topología de las derivaciones bipolares.

derivación	Electrodo Positivo	Electrodo Negativo
I	Brazo Izquierdo (LA)	Brazo Derecho (RA)
II	Pierna Izquierda (LL)	Brazo Derecho (RA)
III	Pierna Izquierda (LL)	Brazo Izquierdo (LA)

En cada una de estas derivaciones el QRS de un corazón normal es positivo.

Las ddp activas (RA, LA, LL), se miden con respecto a la pierna derecha (RL), que se toma como potencial 0V, de referencia y está conectada a tierra.

En cualquier caso, a partir de la relación geométrica de las derivaciones se deduce que los potenciales medidos cumplen la siguiente ecuación: $V_{II} = V_{I} + V_{III}$

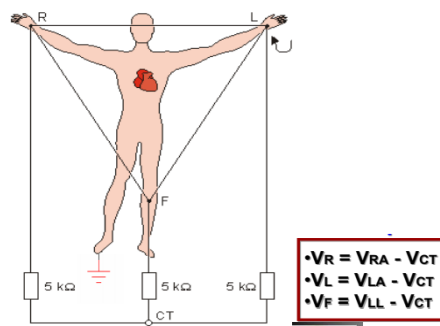
De las tres derivaciones la II, produce el mayor potencial de la onda R, de acuerdo con la ecuación anterior.

II. Derivaciones ECG: Unipolares Básicas

Consisten en los registrar los potenciales de los electrodos activos en ECG (RA, LA, LL) con respecto a un punto de referencia denominado terminal central de Wilson (CT).

Los tres electrodos activos se conectan al TCW a través de resistencias iguales. La ddp en el TCW es el promedio aritmético de los tres potenciales activos.

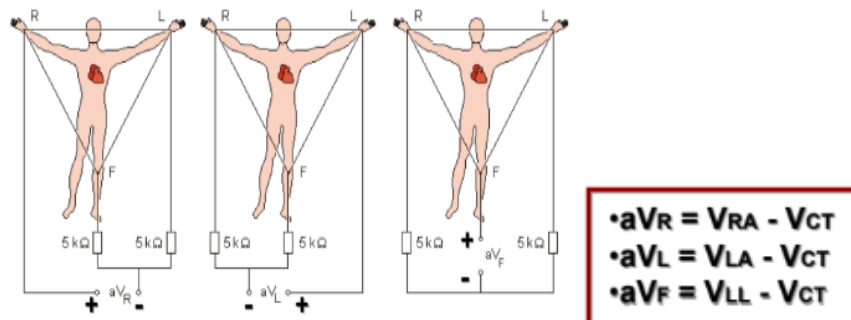
Figura 46 Derivaciones unipolares ECG.



III. DERIVACIONES ECG: UNIPOLARES AUMENTADAS

Se abre el circuito entre la extremidad que se está midiendo y el CT. Se incrementa en 50% la amplitud de la señal.

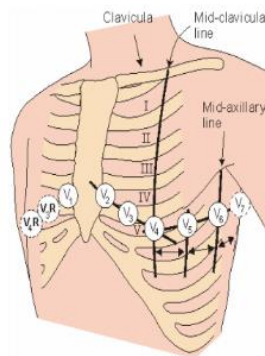
Figura 47 Derivaciones unipolares aumentadas.



IV. DERIVACIONES PRECORDIALES: V1 HASTA V6

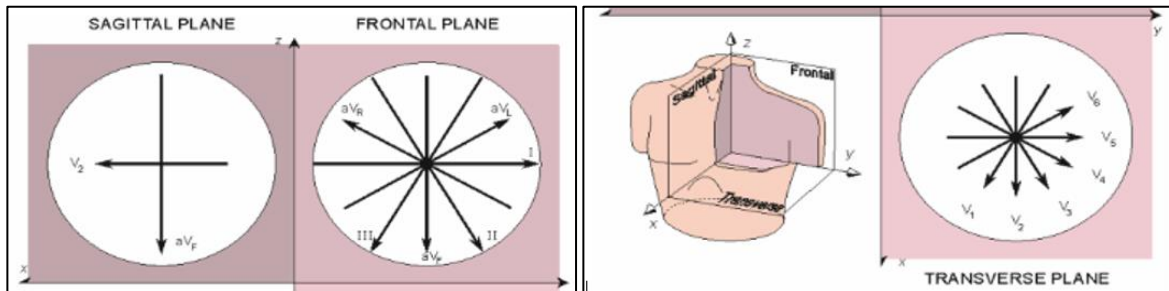
Estas derivaciones suministran información del ECG en el plano transverso. Se obtienen colocando los electrodos en varias posiciones anatómicamente definidas sobre el área del pecho. El potencial entre electrodos individuales y el CT es el ECG para derivaciones precordiales.

Figura 48 Derivaciones precordiales.



V. DERIVACIONES ECG: UBICACIÓN EN LOS PLANOS ORTOGONALES

Figura 49 Ubicación en los planos ortogonales de las derivaciones precordiales.



Fuente: <https://www.sites.google.com/site/bioingjeqm/8-electrocardiografia-basica>

Anexo B. Valores fisiológicos normales en ratón y rata.

Tabla 24 Valores fisiológicos normales en ratón y rata.

Valores fisiológicos normales en ratón y rata		
Valor	Ratón	Rata
Temperatura corporal	35,8-37,6 °C	35,9-37,5 °C
Frecuencia cardíaca (latidos por minuto)	328-780	250-600
Frecuencia respiratoria (por minuto)	90-220	66-114
Rango de pesos (g): macho adulto	25-40	300-500
Rango de pesos (g): hembra adulta	25-40	200-400
Peso: neonato (g)	1	5
Consumo de agua (diario; ml)	4-7	24-60
Consumo de alimento (diario; g)	3-6	15-30
Expectativa de vida (años)	1-3	2.5-3.5
Edad a la madurez sexual	40-60 d	65-110 d
Frecuencia del ciclo estral	4-5 d	4-5 d
Duración del estro (h)	10	13-15
Período de gestación (d)	19-21	20-22
Tamaño promedio de la camada	6-10	7-12
Frecuencia de amamantamiento (por día)	>10	>10
Jóvenes comienzan a comer comida seca (d)	10-12	10-12
Edad al destete (d)	21-28	21
Vida útil de procreación	8 m	1.5 a
g =gramos ml =mililitros h =horas d =días m =meses a =años		

Fuente:

http://www.innn.salud.gob.mx/descargas/investigacion/bioterio/t_valores_fisiologicos.pdf

Anexo C. Configuración XBEE²⁶

El protocolo de XBee se encuentran 3 elementos, los cuales son: El coordinador, Routers y end Device, que a continuación se explica brevemente. El Coordinador. Es el nodo que tiene la única función de formar una red. Es el responsable de establecer el canal de comunicaciones y del PAN ID (el identificador). Permite unirse a él los dispositivos *Routers* y *End Points*. Participar en el enrutado de paquetes y ser origen y/o destinatario de información.

Los *Routers*. Son nodos que crea y mantiene información sobre para determinar la mejor ruta para transmitir un paquete de información. Debe unirse a una red *Zigbee* antes de poder actuar como *Router* retransmitiendo paquetes.

End Device. Los dispositivos finales no tienen capacidad de enrutar paquetes. Deben interactuar siempre a través de su nodo padre, ya sea este un Coordinador o un *Router*, es decir, no puede enviar información directamente a otro *end device*. Normalmente estos equipos van alimentados a baterías. El consumo es menor al no tener que realizar funciones de enrutamiento.

Cada vez que un dispositivo se asocia a una red *Zigbee*, el Coordinador al cual se asocia le asigna una dirección única en toda la red de 16bits, la estructura básica se observa en la *figura 50 y 51*.

El módulo requiere una alimentación desde 2.8 a 3.4 V, la conexión a tierra y las líneas de transmisión de datos por medio del UART (TXD y RXD) para comunicarse

²⁶ https://www.mcielectronics.cl/website_MCI/static/documents/XBee_Guia_Usuario.pdf

con un microcontrolador, o directamente a un puerto serial utilizando algún conversor adecuado para los niveles de voltaje.

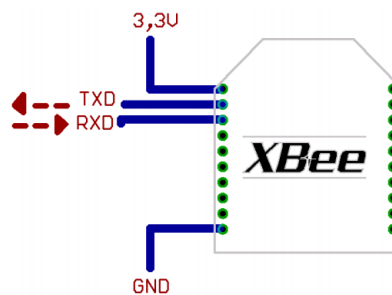
Figura 50 Configuración básica de XBee.



Fuente:

https://www.mcielectronics.cl/website_MCI/static/documents/XBee_Guia_Usuario.pdf

Figura 51 Estructura básica del módulo XBee.



Fuente:

https://www.mcielectronics.cl/website_MCI/static/documents/XBee_Guia_Usuario.pdf

Anexo D. Principales dispositivos comerciales que realizan ECG

1. IMPLANTE TELEMÉTRICO PARA LA INVESTIGACIÓN ANIMAL / PARA RATONES / PARA RATAS / DE PRESIÓN

Figura 52 Implante telemétrico.



Fuente: Medical expo – Laboratorio/Investigación médica/Implante telemétrico para la investigación animal – Emka TECHNOLOGIES [en línea] disponible en: <https://www.medicaexpo.es/prod/emka-technologies/product-118043-898685.html>

Características

Tipo de animal:

- ✓ Ratones
- ✓ Ratas

Parámetros de medición:

- ✓ Presión, ECG, la presión arterial, EEG, EMG.

Descripción:

Sistema implantable *easyTEL* transmite datos fisiológicos de ratas conscientes que se mueven libremente. Las mediciones fisiológicas son capturadas por un transmisor implantado quirúrgicamente y transmitido de forma inalámbrica a un receptor a una distancia de 3 a 5 metros.

2. ELECTROCARDIOGRAFO 531²⁷

Figura 53 Electrocardiógrafo 531.



- ✓ Electrocardiógrafo de 1 o 3 canales
- ✓ Adquisición simultanea de 12 derivaciones ECG
- ✓ Modo automático y manual.
- ✓ Control de contacto de electrodos.
- ✓ Diferentes formatos de impresión.
- ✓ Pantalla LCD iluminada.

²⁷

<https://docs.google.com/viewer?a=v&pid=sites&srcid=ZGVmYXVsdGRvbWFpbnxiaW9pbmdqZXFfGd4OjdjOWZINGZmNjkwYzgzOGU>

3. ELECTROCARDIOGRAFO COMERCIAL MSC 2001B³²

Figura 54 MSC 2001 B.



- ✓ Respuesta de frecuencia 0.05 Hz – 150Hz
- ✓ Alimentación DC 12V, baterías recargables.
- ✓ Dimensiones: 31x23x7 [cm]
- ✓ Dimensiones del paquete: 40x28x16 [cm]

Anexo E. Filtros analógicos diseñados para la adquisición de la señal y eliminación del ruido.

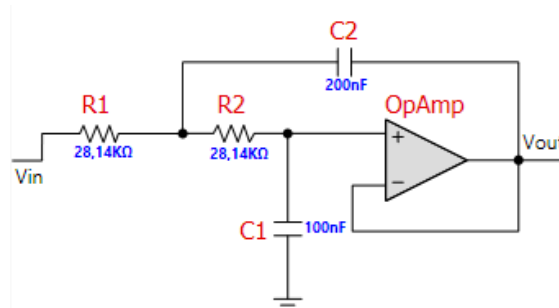
1. FILTRO PASA BAJA.

Las simulaciones se realizan con fuente dual, debido a la ejecución de las pruebas se utilizaron op ams duales.

Son aquellos que introducen muy poca atenuación a las frecuencias que son menores que una determinada llamada frecuencia de corte. Las frecuencias que son mayores que la de corte son atenuadas fuertemente²⁸, es decir, permiten que las frecuencias bajas pasen.

El diseño se realiza con el software libre “filter pro”, donde provee valores de los componentes pasivos de acuerdo a la configuración, como se observa en la *figura 55, 56 y 57* se encuentra el modelado y respuesta del diseño anterior en frecuencia con el software de orCAD.

Figura 55 Diseño del filtro pasa bajas con valores de los componentes pasivos.



²⁸ https://www.ecured.cu/Filtro_pasa_bajos

Configuración:

- ✓ Name: SalleKey, Butterworth.
- ✓ Orden: 2
- ✓ Gain: 1 V/V
- ✓ Frequency: 40 Hz

Figura 56 Filtro pasa bajas modelado en orCAD.

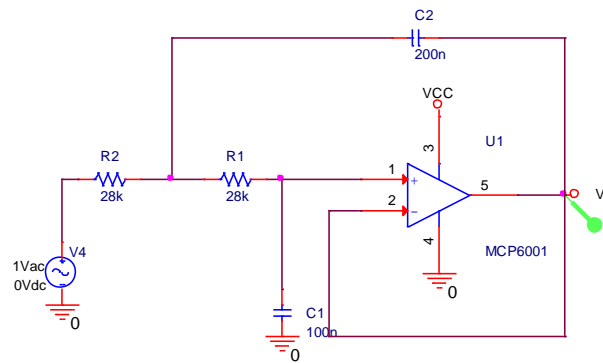
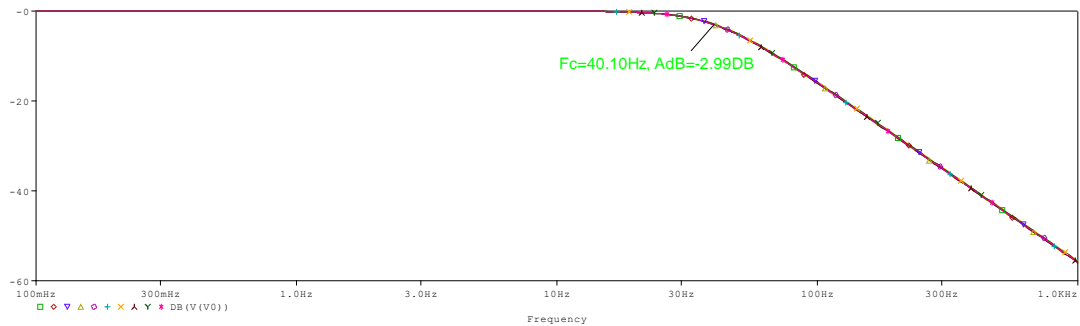


Figura 57 Respuesta en frecuencia obtenida en orCAD.



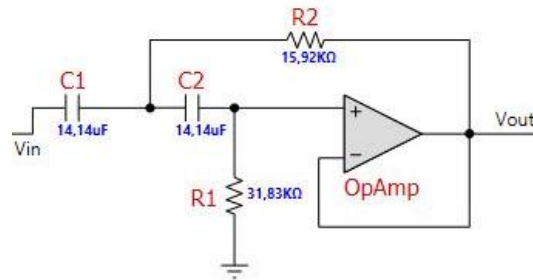
2. FILTRO PASA ALTAS.

Permite el paso a través del mismo de todas las frecuencias superiores a su frecuencia de corte sin atenuación.²⁹ Las frecuencias por debajo del punto de corte serán atenuadas.

²⁹ https://www.ecured.cu/Filtro_pasa_altos

El diseño se puede observar en la *figura 58*, el cual, fue generado por el software filter pro con las condiciones iniciales para la ejecución del proyecto y en las *figuras 59 y 60* el modelo en ORcad.

Figura 58 Diseño del filtro pasa altas con valores de los componentes pasivos.



Configuración:

- ✓ Name: Sallen Key, Butterworth
- ✓ Orden: 2
- ✓ Gain: 1 V/V (0 dB)
- ✓ Frequency: 0,5 Hz

Figura 59 Respuesta en frecuencia obtenida en orCAD del filtro pasa altas.

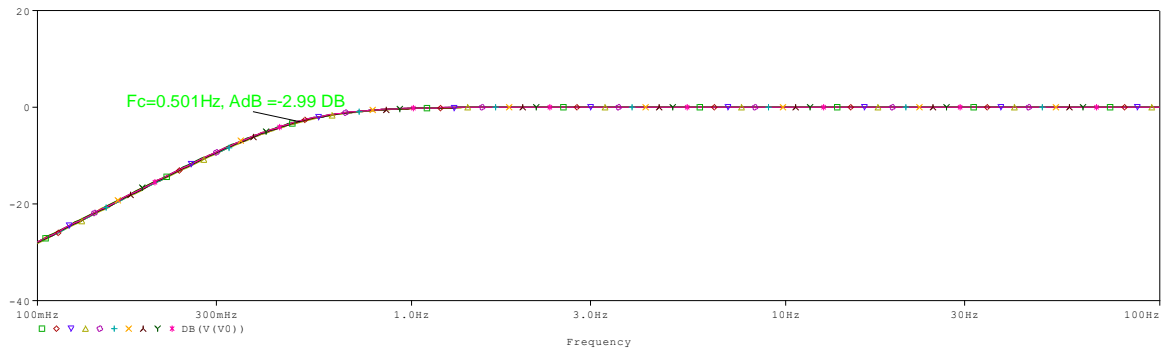
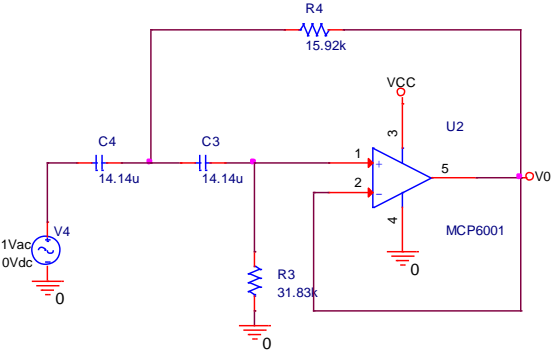


Figura 60 Filtro pasa altas modelado en orCAD.



Anexo F. Implementacion del software de transmision y visualizacion.

Los códigos que se encuentran en las rutas mencionadas en el anexo se desarrollaron con los siguientes softwares: Mplab para los códigos en C (Microcontrolador) y Qtcreator para C++, es decir interfaz gráfica.

➤ AD8232

Comunicación entre el prototipo y PC.

Para lograr la transmisión de datos entre el prototipo y la *PC* se realiza una conexión entre el *bluetooth* que se encuentra en la ESP32 Y del dispositivo PC con muestras provenientes del conversor analógico digital de 12 *bits*, es necesario programar el microcontrolador para ejecutar estas instrucciones.

Se anexa el código que fue subido a GitHub.

Carpeta principal: <https://github.com/Matepe/CardioRat/tree/main/Software>
https://github.com/Matepe/CardioRat/tree/main/Software/Software_MC/ESPBluetooth

Comunicación entre la PC y el software de visualización

Para la visualización se utilizó el lenguaje C++ más específicamente el IDE QtCreator, donde se realiza configuración del puerto serial por el cual ingresan los datos y posteriormente a medida que cada dato va ingresando se va ubicando un punto en un plano bidimensional (Tensión vs muestras).

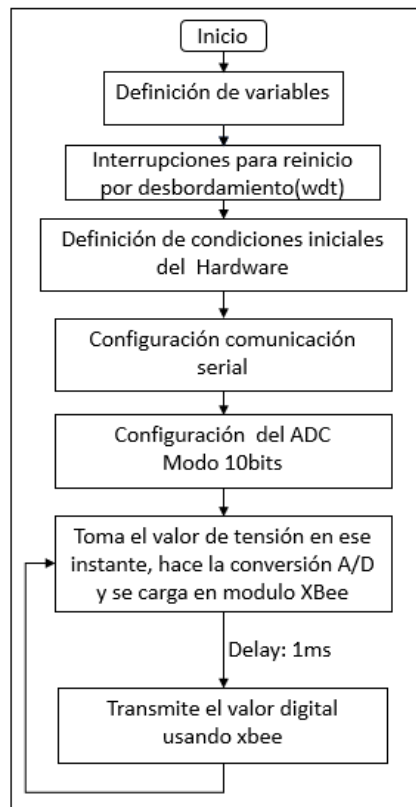
Se anexa el código de dicha interfaz que fue subido a GitHub.
https://github.com/Matepe/CardioRat/tree/main/Software/Software_App/customPlot

➤ ATMEGA328P

PROGRAMACION DE MICROCONTROLADOR (ATmega328P)

En la *figura 61*, se visualiza el diagrama de flujo, donde, se digitaliza la señal cardiaca previamente acondicionada para luego ser subida al módulo XBee,

Figura 61. Diagrama de bloques en forma general de los pasos del microcontrolador y la transmisión.



Se anexa el código de c que fue subido a GitHub.

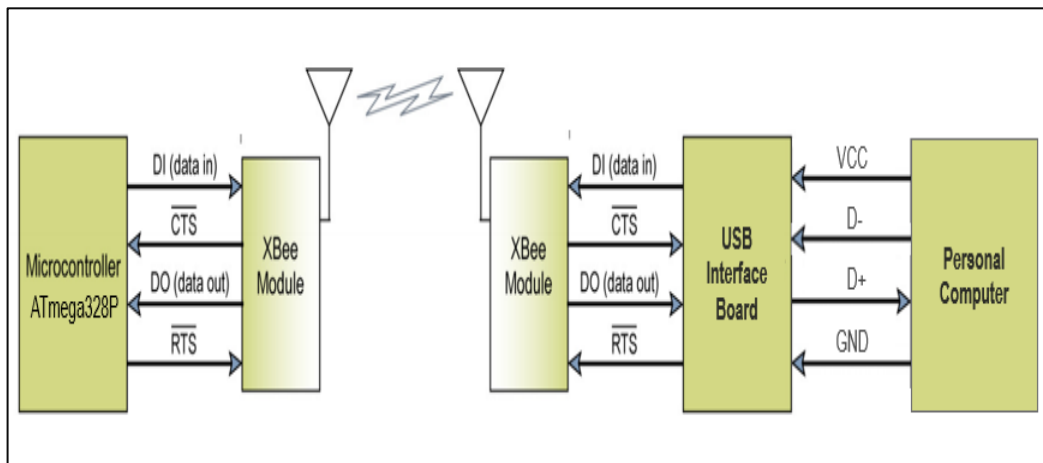
<https://github.com/Sergio-GilR/MicroRat>

RECEPCION DE DATOS EN EL COMPUTADOR

En la recepción se tiene otro módulo XBee fusionado con el adaptador USB, el cual permite instalar un módulo de comunicaciones XBee en el zócalo y conectarlo mediante USB al computador el cual entrega los datos en el puerto serial. Como se puede observar en la *figura 62*.

Cada *byte* de datos consta de un *bit* de inicio (bajo), 8 *bits* de datos (el *bit* menos significativo primero) y un *bit* de parada (alto). La siguiente figura ilustra el patrón de bits en serie de los datos que pasan por el módulo.

Figura 62 Diagrama de flujo de datos del prototipo diseñado en un entorno de interfaz UART (desde microcontrolador ATmega328P a computador).



Se anexa el código de dicha interfaz que fue subido a GitHub.

<https://github.com/Sergio-GilR/EKGRAT>

Anexo G. Generación de la señal sinusoidal en diferentes frecuencias.

Las señales se generaron desde el DAC de una teensy teensy 3.2 a las frecuencias estipuladas. Se muestrearon y transmitieron a la aplicación desde una ESP32.

Figura 63 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: 17.15 HZ..



Figura 64 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: 17.15 HZ.

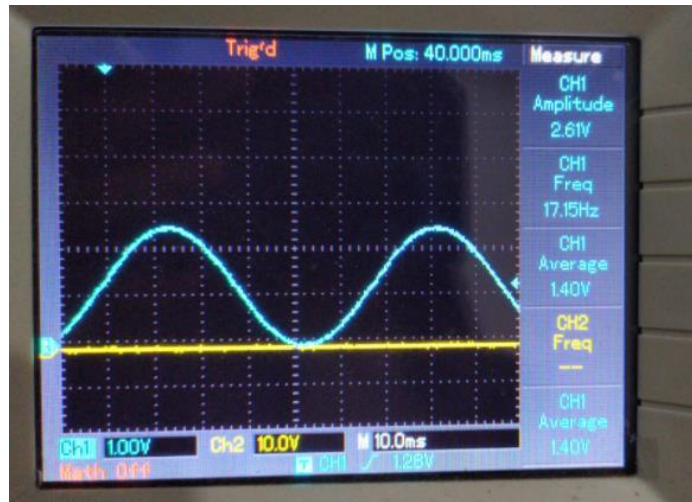


Figura 65 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: 40 HZ.

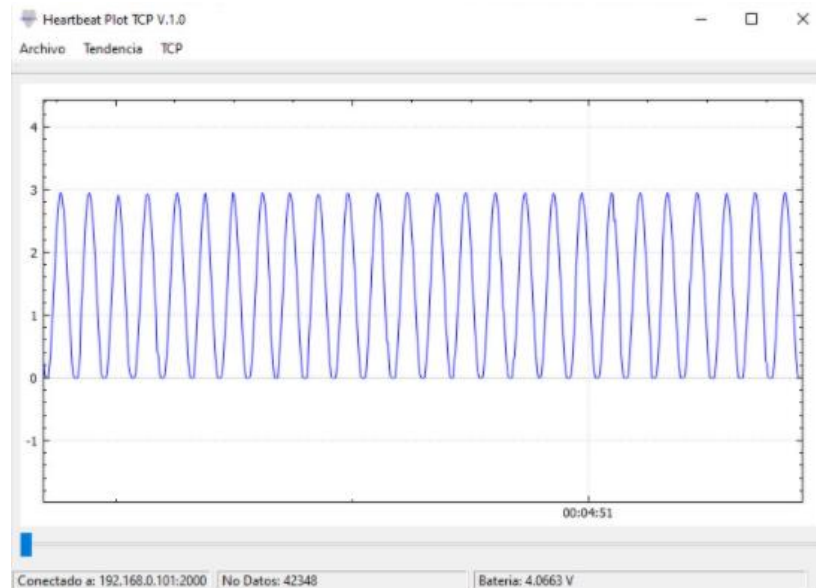


Figura 66 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: 40 HZ.

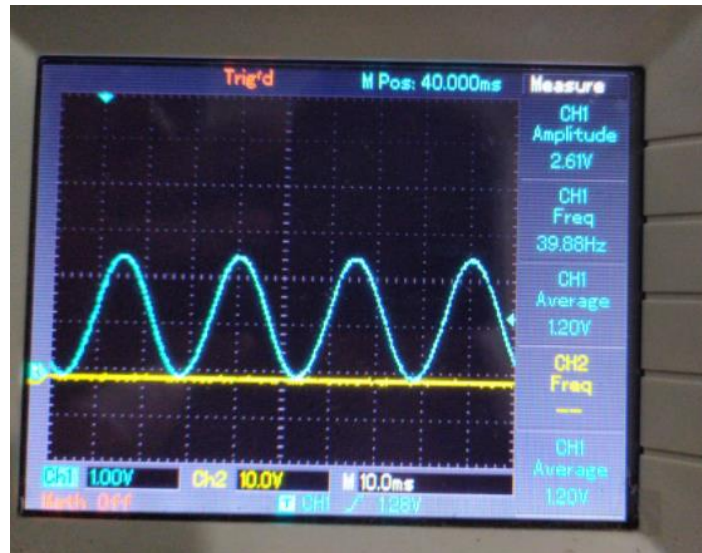


Figura 67 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: 100 HZ.

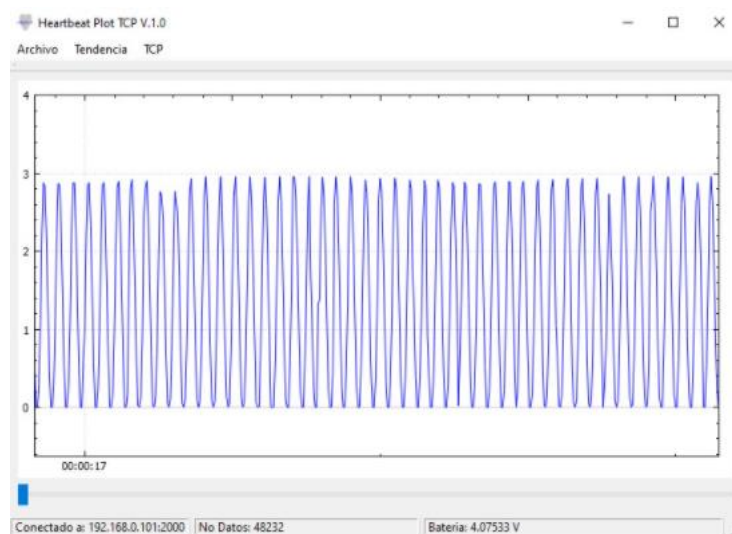


Figura 68 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: **17.15 HZ.**

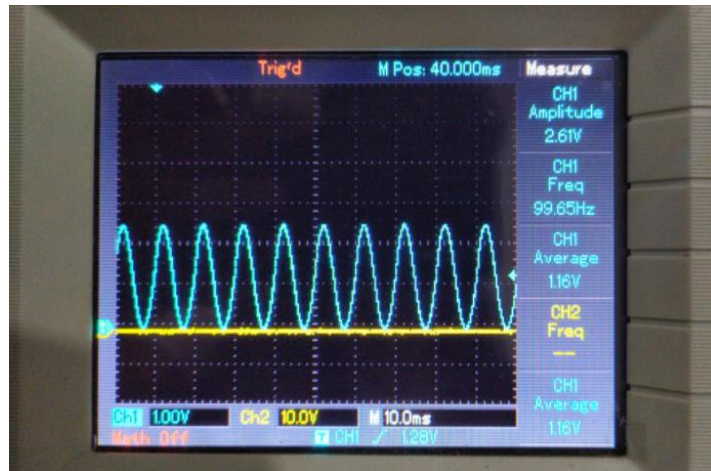


Figura 69 Señal sinusoidal vista desde la GUI con frecuencia de: **127 HZ.**

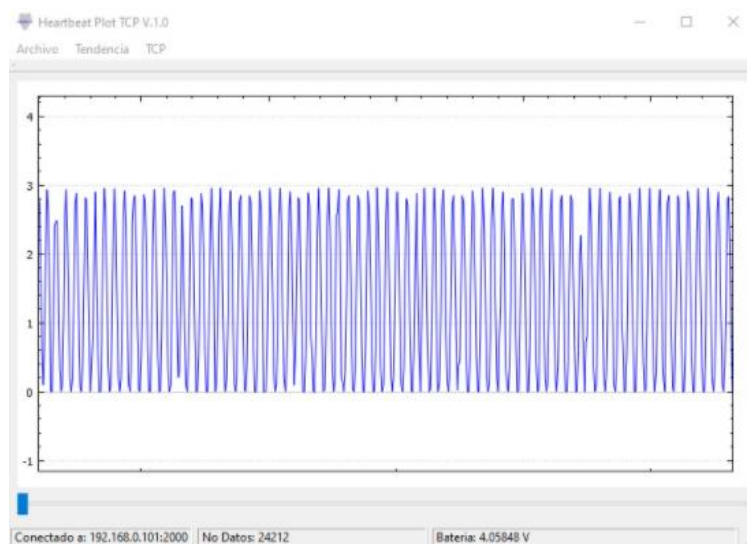


Figura 70 Señal sinusoidal vista desde el osciloscopio con frecuencia de: 127 HZ.

