

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE
BIOINGENERÍA PARA CAPTACIÓN Y ADECUACIÓN
DE SEÑALES A PARTIR DE MODULOS DE
ELECTROCARDIOGRÁFIA, ELECTROMIOGRÁFIA Y
ELECTROENCEFALOGRAFÍA**

**Mario Alberto Olarte Páez
Hebert Leonardo Ardila Rivera**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C.
2021**



DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE BIOINGENERÍA PARA CAPTACIÓN Y ADECUACIÓN DE SEÑALES A PARTIR DE MODULOS DE ELECTROCARDIOGRÁFIA, ELECTROMIOGRÁFIA Y ELECTROENCEFALOGRAFÍA

**Mario Alberto Olarte Páez
Hebert Leonardo Ardila Rivera**

**Proyecto de grado presentado como requisito para optar al título de
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**Director:
Ing. Jhon Erik Navarrete Gomez.**

**Codirector:
Ing. Oscar Mauricio Gelvez.**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS DE AQUINO
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C.
2021**

A Dios quien nos brindo la gran oportunidad de estudiar y seguir nuestros sueños.

A nuestros padres quienes con su esfuerzo a o largo de los años nos dieron un estudio, nos han brindado su mano para siempre levantarnos y seguir adelante, quienes nunca nos han dejado solos en este camino, que con su amor siempre nos enseñaron lo mejor y verán reflejados los frutos de sus esfuerzos.

A nuestros hermanos y hermanas en quienes vemos reflejado el futuro y en quienes deseamos dar nuestro mejor ejemplo para que sean cada día mejores.

A nuestros maestros, por todas las enseñanzas y el acompañamiento.

A nuestros seres queridos que siempre nos han apoyado y han puesto toda su confianza en nosotros.

A Jorge Iván Nieto, nuestro mejor amigo, que ya no esta con nosotros físicamente pero que siempre esta en nuestros corazones, de quien aprendimos mucho y compartimos los mejores momentos durante nuestra carrera.

Hebert Leonardo Ardila Rivera

Mario Alberto Olarte Páez

AGRADECIMIENTOS

Agradecimientos a nuestro director Oscar Mauricio Gelvez y codirector Jhon Erick Navarrete por su apoyo, confianza y enseñanzas en el desarrollo de este proyecto.

Agradecimiento a la Universidad Santo Tomás por suplirnos los materiales necesarios para el completo desarrollo del proyecto.

INDICE GENERAL

1. PROBLEMA	13
2. ANTECEDENTES.....	14
2.1 CAPTACIÓN DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS	14
2.2 CAPTACIÓN DE SEÑALES ENCEFALOGRAFÍAS	15
2.3 ELECTROESTIMULADOR.....	16
2.4 CAPTACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS.....	16
2.5 TRABAJOS EN LA UNIVERSIDAD SANTO TOMAS SEDE BOGOTA....	17
3. JUSTIFICACIÓN	19
4. OBJETIVOS	20
4.1. OBJETIVO GENERAL.....	20
4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
5. MARCO TEÓRICO	21
5.1. ELECTROFISIOLOGÍA CARDIACA.....	21
5.2. ELECTROCARDIOGRAFÍA	25
5.2.1. Definición y conceptos básicos.....	25
5.2.2. Derivaciones	25
5.2.2.1. Derivación de miembros Bipolares.....	25
5.2.2.2. Derivación de miembros Unipolares.....	26
5.2.2.3. Derivaciones Precordiales.....	26
5.2.2.4. Señales de ECG.....	27
5.2 ELECTROCARDIÓGRAFO	29
5.2.1. Definición y conceptos básicos.....	29
5.2.2 Etapas del Electrocardiógrafo.....	29
5.3. ELECTROFISIOLOGÍA MUSCULAR.....	30
5.4. ELECTROMIOGRAFÍA	32
5.4.1. Definición y conceptos básicos.....	32
5.4.2. Origen de la señal electromiográfica.....	32
5.4.3. Señales de EMG.....	33
5.4.4. Distancia entre electrodos.....	33
5.4.5. Posicionamiento de los electrodos.....	33
5.5. ELECTROMIÓGRAFO.....	34
5.5.1. Etapas del Electromiógrafo.....	34
5.6. ELECTROFISIOLOGÍA CEREBRAL	35
5.7. ELECTROENCEFALOGRAFÍA	38
5.7.1. Definición y conceptos básicos.....	38
5.7.2. Sistemas de posicionamiento de electrodos.....	38
5.7.3. Señales de EEG.....	39
5.7.4. Etapas del Electroencefalógrafo.....	40
5.8. Electroestimulación muscular	41
5.8.1. ¿En qué consiste? Y su historia.....	41

5.8.2. Electroestimulador	42
5.8.3. Parámetros de la corriente eléctrica	43
5.8.3.1. Ondas	43
5.8.3.2. Parámetros dependientes del tiempo.....	44
5.8.3.3. Otros parámetros de la corriente eléctrica	45
5.8.4. Técnica de aplicación.....	47
5.8.4.1. Posición del paciente.....	47
5.8.4.2. Tipo de electrodo.....	47
5.8.4.2.1. Colocación de los electrodos.....	48
6. DISEÑO METODOLÓGICO	49
6.1. Revisión del estado del arte:.....	50
6.2. Diseño general del módulo:	50
6.2.1. Captación de señales y alimentación.....	50
6.2.2. Procesamiento y configuración circuito integrado de propósito específico ADS1298.....	52
6.2.2.1. ADS1298	52
6.2.2.2. Bloques funcionamiento ADS1298.....	55
6.2.2.2.1. Filtrado de interferencia electromagnética.....	56
6.2.2.2.2. Terminal central de Wilson (WCT).....	56
6.2.2.2.3. Circuito de pierna derecha.....	57
6.2.2.2.4. Amplificación.....	57
6.2.2.2.5. Conversión análogo-digital ADC.....	58
6.2.2.2.6. Sistema de control de comunicación	58
6.2.2.3. PIC18F45K50.....	59
6.3. Programación entre el ADS1298 y el PIC18F45K50	62
6.4. Comunicación entre PIC18F45K50 y computador.....	65
6.5. Elaboración de PCB.....	65
6.6. Diseño de la interfaz gráfica.....	66
6.7. Electroestimulador.	68
6.7.1. Generación de señales con integrado ICL 8038.....	68
6.7.2. Adecuación de la señal triangular con amplificadores operacionales.	69
6.7.3. Relé para selección de señal de salida.	71
6.7.4. Amplificación de la señal con un transformador.	71
6.7.5. Etapa de potencia con TIP41C Y TIP42C.	72
7. RESULTADOS	73
8. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	79
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80
10. ANEXOS	84

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fases del ciclo cardíaco [18].	22
Figura 2. Sistema de conducción cardíaco [17].	23
Figura 3. Potencial de acción cardíaco [28].	24
Figura 4. Plano derivaciones. [21].	25
Figura 5. Triángulo de Einthoven. [21].	26
Figura 6. Terminales para señales unipolares. [21].	26
Figura 7. Terminales señales precordiales. [21].	27
Figura 8. Señal de ECG de un paciente sano. [21].	28
Figura 9. Etapas de diseño para construcción de electrocardiógrafo. Fuente: Autor.	30
Figura 10. Esquema Unidad Motora [33].	32
Figura 11. EMG del músculo tibial anterior [36].	33
Figura 12. Posicionamiento de los electrodos para captar la señal EMG. (a) Zona posterior (b) Zona frontal. Fuente: Autor.	34
Figura 13. Etapas de diseño para construcción de electromiógrafo. Fuente: Autor.	35
Figura 14. Sinapsis eléctrica [28].	36
Figura 15. Sinapsis química [28].	36
Figura 16. Potencial de acción [28].	37
Figura 17. Mapeo de posicionamiento de electrodos (a) Sistema 10-20 y (b) Sistema 10-10 [30].	38
Figura 18. Ritmos típicos normales del cerebro [41].	39
Figura 19. Etapas de diseño para construcción de electrocardiógrafo. Fuente: Autor.	40
Figura 20. Curva de fuerza y duración [32].	42
Figura 21. Corriente directa [32].	44
Figura 22. Corriente alterna [32].	44
Figura 23. Parámetros dependientes del tiempo [32].	45
Figura 24. Amplitud de la corriente [32].	45
Figura 25. Frecuencia de la corriente en pulsos por segundo [32].	46
Figura 26. Tiempos de encendido y apagado [32].	46
Figura 27. Tiempos de rampa ascendente y descendente [32].	47
Figura 28. Efecto de la separación de los electrodos [32].	48
Figura 29. Diagrama de bloques. Fuente: Autor.	49
Figura 30. Etapas de desarrollo del proyecto. Fuente: Autor.	49
Figura 31. Diagrama de bloques del módulo. Fuente: Autor.	50
Figura 32. Electrodos. [33].	51
Figura 33. Cable apantallado. [34].	51
Figura 34. Circuito integrado ADS1298. [45].	52
Figura 35. Circuito generador de 3.3 V. Fuente: Autor.	52
Figura 36. Circuito generador de +2.5V. Fuente: Autor.	53
Figura 37. Circuito generador de -2.5V. Fuente: Autor.	53

Figura 38. Conexiones a las terminales de entrada del ADS1298. Fuente: Autor.	54
Figura 39. Diagrama de bloques internos ADS1298. [45]	55
Figura 40. Circuito Generador del WCT en el ADS1298. [45]	56
Figura 41. Circuito de pierna derecha. [45]	57
Figura 42. Implementación del PGA. [45]	57
Figura 43. Referencia interna. [45]	58
Figura 44. Salida de datos del Bus SPI para el ADS1298 (ocho canales). [45]	59
Figura 45. PIC18F45K50 de Microchip. [46]	60
Figura 46. Alimentación 5V mediante microUSB. Fuente: Autor.	61
Figura 47. Configuración LM2576. Fuente: Autor.	61
Figura 48. Conexiones en el ADS1298. Fuente: Autor.	62
Figura 49. Comunicación entre ADS1298 y PIC18F45K50. Fuente: Autor.	62
Figura 50. Comunicación entre PIC18F45K50 y HC-06. Fuente: Autor.	65
Figura 51. PCB PIC18F45K50 Ensamblada. Fuente: Autor.	66
Figura 52. Interfaz gráfica. Fuente: Autor.	68
Figura 53. Simulación generador de señales. Fuente: Autor.	69
Figura 54. Amplificador restador. Fuente: Autor.	70
Figura 55. Amplificador seguidor. Fuente: Autor.	70
Figura 56. Etapa de acondicionamiento. Fuente: Autor.	70
Figura 57. Circuito relé. Fuente: Autor.	71
Figura 58. Conexión con transformador. Fuente: Autor.	71
Figura 59. Etapa de potencia. Fuente: Autor.	72
Figura 60. Conexión a dispositivo para captación de señal electrocardiográfica. Fuente: Autor.	73
Figura 61. Trazado electrocardiográfico. Fuente: Autor.	74
Figura 62. Trazado electroencefalográfico. Fuente: Autor.	74
Figura 63. Conexión a dispositivo para captación de señal electroencefalográfica. Fuente: Autor.	75
Figura 64. Señal de salida circuito diseñado. Fuente: Autor.	76
Figura 65. Posicionamiento de electrodos. Fuente: Autor.	76
Figura 66. Señal de salida electroestimulador comercial. Fuente: Autor.	77
Figura 67. Comparación de señales. Fuente: Autor.	77

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Registros de inicialización. [35]..... 64

Tabla 2. Definición código de comandos. [35] 65

GLOSARIO

1. **Algoritmo:** Conjunto ordenado y finito de operaciones que permite hallar la solución de un problema.
2. **Bioingeniería:** Disciplina que hace uso de herramientas, métodos y principios de la ingeniería para el análisis de cuestiones vinculadas a la biología, aportando información de interés con todo lo referente a los seres vivos.
3. **Endocardio:** Membrana que cubre el interior de las cavidades del corazón.
4. **Frecuencia:** Número de ondas, vibraciones u oscilaciones por unidad de tiempo en cualquier fenómeno periódico.
5. **Hipertrofia:** Aumento excesivo del volumen de un órgano.
6. **Impedancia:** Resistencia aparente de un circuito eléctrico al paso de la corriente alterna.
7. **Interfaz:** Entorno visual compuesto por imágenes y/o objetos para una interacción usuario maquina.
8. **Microcontrolador:** Es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar ordenes grabadas en su memoria.
9. **Miocardio:** Tejido muscular del corazón, situado entre el pericardio y el endocardio.
10. **Morbilidad:** Proporción de personas que enferman en un lugar durante un periodo de tiempo determinado en relación con la población total de ese lugar.
11. **Narcolepsia:** Trastorno neurológico crónico causado por la incapacidad cerebral de regular de manera normal los ciclos de sueño y vigilia.
12. **Pericardio:** Bolsa de tejido conectivo que envuelve el corazón y está formada por dos membranas, una externa y fibrosa llamada epicardio y otra interna y serosa denominada miocardio.
13. **PIC (Programmable Integrated Circuited):** Es un circuito integrado programable, el cual contiene todos los componentes para poder realizar y controlar una tarea, por lo que se denomina microcontrolador.

RESUMEN

Este proyecto plantea el diseño e implementación de un prototipo de un modulo medico el cual registra señales biomédicas generadas por el corazón, el encéfalo y los músculos. Las señales obtenidas son digitalizadas para facilitar el envío de estas por medio de una conexión Bluetooth a un computador y visualizarlas en una aplicación. El desarrollo del módulo médico se basa en el uso del circuito integrado ADS1298 de Texas Instruments específico de electrocardiografía, electromiografía y electroencefalografía. Por otro lado, se desarrolla un estimulador muscular para uso de tratamientos de rehabilitación muscular.

Se realizan diferentes pruebas como la comparación de funcionamiento de un estimulador muscular del mercado y el desarrollado. Así mismo se contrasta las señales captadas por electrocardiógrafos, electroencefalógrafos y electromiógrafos del mercado con el prototipo implementado. Análogamente se compara el precio de adquisición y portabilidad.

INTRODUCCIÓN

La adquisición de señales biomédicas ha tomado gran relevancia debido a sus aplicaciones en interfaces hombre maquina como por ejemplo prótesis y maquinas controladas por señales electromiográficas (EMG) y electroencefalográficas (EEG). Así mismo la captación procesamiento y visualización de señales electrocardiográficas (ECG), EMG y EEG son de gran importancia debido a que son variables primordiales en el diagnóstico, prevención y tratamientos de patologías en el ser humano y paralelamente para el continuo estudio de si mismo.

Dichos dispositivos se descomponen en cinco etapas las cuales son: captación de señales mediante electrodos, amplificación, filtrado, digitalización y acondicionamiento de señales (EMG, EEG y EMG) para visualizar en una interfaz gráfica.

La dificultad de diseño e implementación de instrumentos médicos dedicados a captar señales biomédicas se traduce en un valor elevado de los dispositivos que componen cada sistema, siendo unas de las consecuencias por la cual centros de salud de bajo y medio nivel no tienen la posibilidad de adquirir dichos instrumentos médicos debido a su presupuesto limitado. Por otro lado, el transporte de unidades médicas en brigadas realizadas por profesionales de la salud en zonas de difícil acceso en Colombia es complicado debido a su gran tamaño.

De acuerdo con lo mencionado anteriormente en este proyecto de grado se diseñó e implemento un prototipo de modulo médico para la captación de señales EMG, ECG y EEG basado en el circuito integrado de Texas Instruments ADS1298 el cual es controlado por el microcontrolador 18F45K50 el cual envía los registros necesarios para el funcionamiento con lo que se puede configurar la ganancia de quince amplificadores programables, tasa de muestreo y demás mediante el uso de una comunicación SPI, la señal se digitaliza para luego enviar los datos a un computador mediante Bluetooth para visualizarlos en una aplicación. Paralelamente se implementó un estimulador muscular en cual es posible generar dos formas de onda para el uso de tratamientos de rehabilitación muscular.

El módulo medico se desarrolló pensando en tener un bajo costo y una fácil portabilidad. De este modo brindarles la posibilidad a centros de salud de medio y bajo nivel de poder contar con estos instrumentos médicos y de la misma forma brindarle un mejor servicio a las personas que se encuentran en zonas de difícil acceso y con dificultades para acceder a servicios médicos de primer nivel.

1. PROBLEMA

Actualmente el sistema de salud colombiano cuenta con equipos biomédicos como: el electrocardiógrafo, el electroencefalógrafo, el pulsioxímetro entre otros, que son utilizados para el estudio y análisis de la salud de la población. Sin embargo, el costo de adquisición de estos equipos es muy elevado, razón por la cual acceder a servicios especializados de salud es costoso, generando una problemática de cobertura en la prestación del servicio [1]. En Colombia el sistema de salud está pasando por una crisis, tanto económica como en la calidad del servicio, independientemente si el sistema de salud es público o privado [2]. Actualmente el 22% de los hospitales públicos, destinados a la población más pobre e indefensa, están en alto riesgo fiscal y financiero. Según el Ministerio de Hacienda, para poder contrarrestar un poco dicho riesgo, las instituciones han tenido que reducir el presupuesto destinado a la compra de equipos médicos y capacitación de personal. Esto ha traído consecuencias directas a miles de pacientes como son los incrementos en tiempos de espera y permanencia en los hospitales. Según temas tratados en el IV foro Internacional de Dispositivos Médicos, es posible disminuir dichos tiempos como también los índices de morbilidad y mortalidad de los pacientes; mediante la innovación en la implementación de equipos biomédicos [3], en este sentido como futuros ingenieros electrónicos se indaga en la presente problemática, buscando solucionar ¿Cómo se puede reducir el costo de adquisición de módulos de bioingeniería considerando el consumo de energía, desempeño y tamaño reducido, dirigidos especialmente a centros de salud?

2. ANTECEDENTES

2.1 CAPTACIÓN DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

Las patologías cardiovasculares son un problema cada día más frecuente en la población humana. Desde el siglo XIX se viene investigando las señales electrocardiográficas gracias a Willem Eithoven el cual creó el primer electrocardiógrafo, asimismo sentó bases para la técnica conocida como electrocardiografía la cual sigue siendo no invasiva. [4]

En el artículo "Design of ECG signal acquisition System Based on DSP" se plantea diseño de un sistema de adquisición de señales ECG basado en el DSP chip TMS320VC5509A. En dicho paper se describe el circuito de adquisición el cual usa filtros y amplificadores análogos, luego convierte las señales análogas a digitales para realizar filtros digitales, utilizando el chip mencionado y finalmente muestra la Señal ECG en una LCD para poder hacer los diferentes análisis de la actividad eléctrica del corazón [5].

En [6] plantea un objetivo el cual es detectar la actividad eléctrica del corazón, utilizando un sistema ECG de tres derivaciones, dicho sistema está conformado por un módulo de hardware el cual se encarga de adquirir los datos, por otro lado, se encuentra el módulo de software donde se procesa la señal ECG y se muestra una interfaz gráfica donde es posible visualizar información necesaria para evaluar la condición cardíaca. En la parte de la comunicación hardware software se utiliza el protocolo RS-232.

En 1961 Hubert Pipberger fue el pionero del análisis del electrocardiograma de forma computarizada. Para poder hacer una interpretación mediante la computadora se necesitan dos procesos en forma secuencial como es el procesamiento de la señal el cual requiere muestreo, filtrado y formación de los patrones, por otro lado se encuentra el proceso de implementar algoritmos diagnósticos entre los que se están algoritmos basados en reglas que son deterministas y algoritmos asentados en reglas probabilísticas, ejemplos de diagnósticos computacional son el infarto miocardio, hipertrofia ventricular y trastornos de conducción intraventricular, sin embargo hoy en día estos diagnósticos deben ser validados por un médico. [7]

En los diferentes papers mencionados se puede inferir que cada uno tiene una forma diferente de abordar el problema de captar señales ECG, así mismo de

procesarlas y visualizarlas. En este caso se planea usar el integrado ADS1298 de uso específico para señales ECG, adicionalmente tener la visualización en una computadora.

2.2 CAPTACIÓN DE SEÑALES ENCEFALOGRAFÍCAS

El avance en la tecnología de la electroencefalografía ha conseguido que el análisis de señales cerebrales haya dejado de ser una actividad reservada al ámbito médico. La adquisición de las señales encefalográficas se realiza con el uso de electrodos pasivos de cloruro de plata (AgCl), los cuales han ido sustituyendo los electrodos de calomelanos los cuales por su composición a base de mercurio son más tóxicos. En [8] se utilizaron las señales electroencefalográficas para el desarrollo de un sistema BCI (Interfaz Cerebro Ordenador), después de la captación de la señal se le realiza una adecuación con amplificadores para un muestreo a 256Hz con 8 bits de resolución, en este proyecto se clasifican las señales cerebrales con el uso de tres filtros, realizaron pruebas a 6 voluntarios captando las señales de imaginación de movimiento de una mano, el procesamiento de las señales fue realizado con el software Matlab.

Desde los primeros experimentos de EEG en personas en 1929, EEG ha sido usada para la evaluación de desórdenes neurológicos en el entorno clínico y para investigar las funciones del cerebro. En [9] se realiza la captación y procesamiento de señales encefalográficas para el análisis de la percepción de imágenes con un dispositivo EEG de bajo costo convirtiendo los estímulos visuales en espectrogramas teniendo como marco de referencia las emociones y el universo de símbolos, para la obtención de los datos se les mostraron diferentes imágenes a los participantes; de los datos obtenidos durante los experimentos se concluyó que los resultados eran muy malos en comparación a un dispositivo médico.

El análisis de ondas cerebrales en la actualidad es bastante avanzado en una variedad de contextos académicos y profesionales. En el pasado, los experimentos con ondas cerebrales requerían mucha preparación, y también requerían el uso de gel para fijar los electrodos a la cabeza del sujeto experimental. Los experimentos de EEG durante las últimas décadas han demostrado numerosas aplicaciones para la interfaz cerebro computador (BCI); en [10] evalúan un método de diseño para dispositivos BCI, como lo son para este caso unos auriculares de talla única, para la verificación del modelo realizado se realizaron comparaciones con dispositivos comerciales con los cuales se obtuvieron resultados similares.

En campo de la ingeniería los estudios actuales en EEG se enfocan principalmente en problemas de interfaces cerebro computador, para este caso específico la problemática será diferente, en el sentido de captación, adecuación y visualización de señales EEG; además de presentar una posible solución al problema económico, el diseño e implementación del sistema EEG se basa principalmente en su bajo costo.

2.3 ELECTROESTIMULADOR

El electroestimulador muscular es un dispositivo electrónico generador de pulsos eléctricos capaces de generar una respuesta motora, los impulsos son transmitidos a través de electrodos en la piel próxima a los músculos que se pretenden estimular. Los estímulos eléctricos cuando alcanzan suficiente amplitud tienen la capacidad de producir un potencial de acción muscular, el nervio conduce la señal y en la placa motora se desencadena una descarga que produce una contracción. [11]

2.4 CAPTACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Desde hace un tiempo las señales electromiografías han tenido varias aplicaciones como son en el ámbito de entretenimiento, medicina, deportivo, comunicación usuario máquina entre otras. En [12] se estudia aplicaciones de la electromiografía en el deporte, entre las que se encuentran el análisis de un gesto donde se determina las fuerzas externas o internas actuantes en el gesto y así conocer datos como grado de actividad muscular y tiempo de activación del músculo.

Por otro lado se encuentran aplicaciones como el análisis de la marcha, evaluar la fatiga, evaluación del rendimiento deportivo, valoración de trastornos de carácter neuromuscular, paralelamente se menciona una metodología para captar las señales EMG la cual la componen en tres fases iniciando por la fase previa donde se prepara al individuo, la piel y se colocan los electrodos, a continuación esta la fase de registro donde se obtiene una contracción voluntaria máxima y luego se hace un registro donde se hace la adquisición de la señal EMG a estudiar y por ultimo esta la fase de procesado en la cual se adecua la señal para que sea fácilmente analizable. Se menciona que el tipo de procesamiento dependerá del análisis que se hace, los cuales pueden ser análisis de amplitudes y análisis de las frecuencias.

En [13] diseña una interfaz en el cual se capturan, manipulan y procesan señales EMG a nivel superficial, paralelamente se diseña una prótesis para un implante de miembro superior, por otro lado, se envían las señales EMG a un sistema embebido

con el fin de controlar los diferentes motores que tiene el implante para simular los diferentes movimientos de la mano, y así tener un prototipo de una prótesis de la extremidad superior controlada por señales mioeléctricas.

En los estudios mencionados anteriormente se utilizan las señales electromiografías en áreas específicas como lo son el deporte y la ayuda a personas a las que les hace falta algunos de sus miembros exteriores, en este proyecto el problema radica en implementar un módulo que integre la captación de señales EMG, EEG, ESG y tengo un bajo costo para que de esta manera hospitales de bajo recursos puedan acceder al mismo.

2.5 TRABAJOS EN LA UNIVERSIDAD SANTO TOMAS SEDE BOGOTA

En la facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Santo Tomas se han realizado varios trabajos de grado relacionados con equipos médicos y procesamiento de señales ECG desde el 2016 hasta la actualidad, entre los cuales se destaca el proyecto “Diseño e implementación de un equipo simulador de la señal electrocardiográfica para el mantenimiento preventivo de electrocardiógrafos realizado por la empresa Innovatec S.A desarrollado por Pedro Burbano, en el cual el mantenimiento preventivo de equipos médicos u hospitalarios, fue estudiado planteando como objetivo la reducción de costos en la adquisición de equipos a partir de un diseño propio de un simulador de señales ECG para calibración de los equipos. El Simulador ECG, permite generar señales de las derivaciones bipolares, unipolares, precordiales y patológicas que se pueden observar en una pantalla TFT con sus respectivas especificaciones para que el usuario pueda identificar con mayor facilidad cada una de ellas. [14]

Otro proyecto Tomasino titulado “Diseño de algoritmo para cuantificación de frecuencia cardíaca promedio en dispositivo ARM (máquinas avanzadas Tipo RISC)” realizado por July Alejandra Urbano Vargas plantea el diseño de un algoritmo para la cuantificación- de frecuencia cardíaca en dispositivo ARM, para llevar a cabo este diseño se hace el uso de una tarjeta Arduino Due con algoritmos desarrollados en lenguaje C, la captación de la señal ECG se realizó con la tarjeta EKG-EMG. El algoritmo realizado obtiene el histograma y el umbral de dicha señal con el fin de conocer el tiempo R-R y la cantidad de muestras entre cada onda R. [15]

Los proyectos de grados mencionados se han enfocado en temas relacionados con el procesamiento y simulación de la señal ECG, a diferencia este proyecto busca

captar y adecuar señales ECG, EEG y EMG de manera modular teniendo en cuenta la reducción en el costo del equipo.

3. JUSTIFICACIÓN

El diseño de un módulo médico con diferentes sistemas articulados para distintas áreas de la salud proporciona una posible solución a la problemática social que se vive actualmente en el país; los dispositivos médicos son de gran importancia para la atención médica y la mejora de la salud de la población mundial. Actualmente las clínicas de bajos recursos del país no tienen la posibilidad de la adquisición de diferentes dispositivos médicos debido a su alto costo, un módulo médico económico ayudaría a diferentes poblaciones del país contribuyendo a un menor tiempo de espera y a mejorar la calidad en la prestación del servicio.

El presente proyecto busca generar un prototipo electrónico de un dispositivo médico para captación y análisis de señales eléctricas generadas en diferentes lugares del cuerpo humano, el cual adicionalmente contará con un electro estimulador muscular para terapias de rehabilitación muscular. Las señales obtenidas serán digitalizadas para facilitar el envío mediante una conexión USB al computador y visualizarlas en una interfaz gráfica. La interfaz permitirá al usuario modificar características de la señal a generar por el electro estimulador para sus diferentes usos. El prototipo de bioingeniería va dirigido a zonas del país con bajos recursos en donde dispositivos con estas características no pueden ser adquiridos por su alto costo y que requieren portabilidad, como el caso del instituto de salud de Bucaramanga ESE ISABU en donde, por falta de equipos médicos y fallas en los mismos se dejan de realizar diagnósticos médicos [16]. Con la realización de este proyecto se busca fomentar el desarrollo de la industria colombiana en cuanto a equipos médicos, tanto en diseño como implementación.

4. OBJETIVOS

4.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un prototipo de bioingeniería para la captación y adecuación de señales a partir de módulos de electrocardiografía, electromiografía y electroencefalografía.

4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un circuito electrónico para captar señales ECG y EEG a partir de electrodos de superficie.
- Implementar un circuito electrónico para generar señales eléctricas con fines de estimulación muscular definiendo la frecuencia, amplitud y forma de onda.
- Integrar el hardware específico de ECG, EEG y EMG en un PCB.
- Diseñar mediante un programa de alto nivel una interfaz gráfica de usuario para visualizar las señales ECG, EMG y EEG.

5. MARCO TEÓRICO

Actualmente, la medición de las diferentes señales biológicas generadas por el cuerpo humano se ha convertido en un indicador importante para el diagnóstico de ciertas patologías cardíacas, neuronales, musculares, entre otras, generadas por las condiciones cotidianas del desarrollo de la humanidad y a sus hábitos dietarios; por ello se ha incrementado el uso de módulos biomédicos o de bioingeniería (equipos que permiten la visualización de señales biológicas generadas por el cuerpo humano); sin embargo, el costo de adquisición es elevado (miles de dólares), por lo cual es necesario fomentar el diseño y desarrollo de módulos de excelente desempeño, menor consumo de energía y de bajos costos, dirigidos específicamente a centros de investigación, universidades y/o centros de salud de nivel I y II cuya carencia es evidente.

Para la solución de este problema se propone diseñar y desarrollar un módulo de investigación en bioingeniería basado en el circuito integrado ADS1298 [1] de Texas Instruments específico para electrocardiografía (ECG), electromiografía (EMG) y electroencefalografía (EEG), el cual es dirigido por un micro controlador que determina la ganancia de los amplificadores programables, registros de almacenamiento, frecuencias de muestreo de las señales ECG, EMG y EEG, además de comunicarse con los conversores digitales, los cuales proporcionan la señal digitalizada para permitir a través de un circuito electrónico basado en conexiones tipo A (USB) enviar las señales eléctricas captadas a un PC. Finalmente, mediante el diseño de una Interfaz Gráfica de Usuario (GUI por sus siglas en inglés) se visualizan y almacenan los datos correspondientes a las actividades eléctricas del corazón, musculares y/o neuronales.

5.1. ELECTROFISIOLOGÍA CARDIACA

El corazón es un órgano relativamente pequeño, se asemeja al tamaño de la mano cerrada. Mide alrededor de 12 cm de largo, 9 cm de ancho y 6 cm de espesor; tiene un peso promedio de 250 g en mujeres y de 300 g en hombres. Posee cuatro cámaras, las superiores denominadas aurículas, cámaras de entrada, y las dos inferiores conocidas como ventrículos. Las aurículas reciben la sangre de las venas, mientras que los ventrículos la eyectan desde el corazón hacia las arterias [17].

El lado derecho del corazón bombea sangre hacia los pulmones, esto permite que tome el oxígeno y libere dióxido de carbono, recibe sangre a través de la válvula tricúspide en un flujo unidireccional y llega a los pulmones por medio de la arteria pulmonar para que sea oxigenada. Por su parte, el lado izquierdo del corazón bombea sangre hacia un estimado de 100.000 km de vasos sanguíneos. La sangre ingresa a la aurícula izquierda, pasa al ventrículo por la válvula bicúspide para que

finalmente la sangre oxigenada viaja a todo el cuerpo a través de la arteria aorta [18].

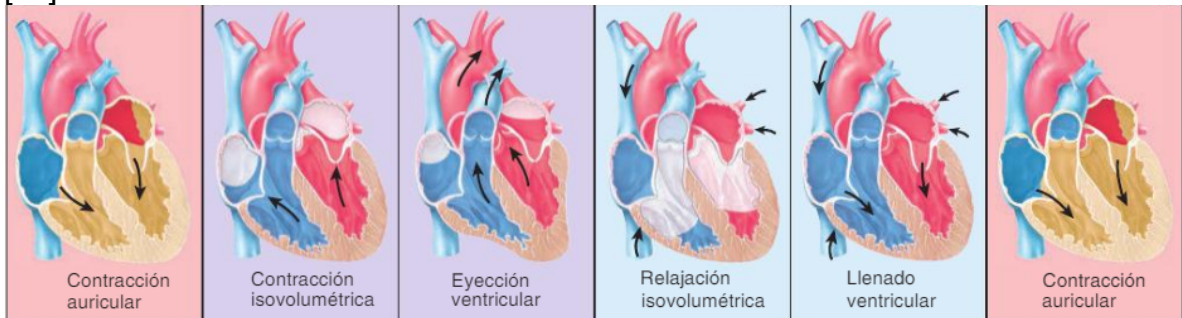


Figura 1. Fases del ciclo cardíaco [18].

La existencia de una actividad cardíaca eléctrica intrínseca y rítmica permite que el corazón pueda latir de manera constante. La fuente de esta actividad es una red de fibras musculares cardíacas denominadas fibras autorrítmicas ya que son autoexcitables, estas fibras generan potenciales de acción de manera repetitiva causando las contracciones cardíacas.

5.1.1. Sistema de conducción

Las fibras autorrítmicas forman este sistema, una red de fibras especializadas que proveen un camino para que cada ciclo de excitación cardíaca se de a través del corazón. Este sistema de conducción asegura que tanto los ventrículos como las aurículas sean reciban el estímulo para contraerse de manera coordinada, lo que hace que el corazón sea una bomba efectiva.

Los potenciales de acción cardíacos se propagan a lo largo del sistema de conducción de la siguiente manera:

1. La excitación cardíaca inicia en el **nodo sinoauricular (SA)**, el cual se encuentra en la aurícula derecha, debajo del orificio de desembocadura de la vena cava superior. Las células se despolarizan de manera continua y alcanzan espontáneamente el potencial umbral. Esta despolarización espontánea es un potencial marcapasos, cuando este alcanza el umbral se desencadena un potencial de acción [17]. El potencial de acción se propaga a través de las aurículas por medio de uniones presentes en los discos intercalares de las fibras musculares, para así contraerse al mismo tiempo.
2. El potencial viaja hasta el **nodo auriculoventricular (AV)**, localizado en el tabique interauricular, justo delante del orificio de desembocadura del seno coronario. Allí el potencial de acción se retrasa y esto permite que las aurículas movilicen la sangre en los ventrículos [17].

3. Desde el nodo AV el potencial de acción se dirige hacia el **fascículo auriculoventricular**, conocido como el Haz de His. Es el único sitio en cual los potenciales de acción pueden propagarse desde las aurículas hasta los ventrículos [17], después de propagarse a través del haz de His, el potencial de acción llega a las ramas derecha e izquierda, las cuales se extienden a través del tabique interventricular hacia el vértice cardíaco.
4. Finalmente, las **fibras de Purkinje** o ramos subendocárdicos conducen el potencial de acción desde el vértice cardíaco hacia el resto del miocardio, los ventrículos se contraen y así llevan la sangre hacia las válvulas semilunares [17].

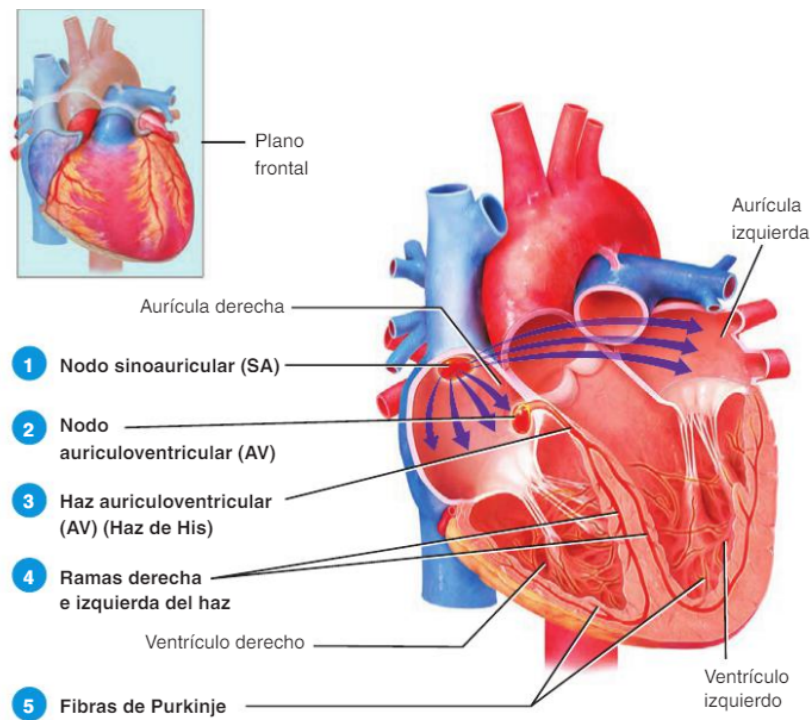


Figura 2. Sistema de conducción cardíaco [17].

5.1.2. Potencial de acción y contracción cardíaca

El potencial de acción que inicia en el nodo SA viaja por el sistema de conducción y excita las fibras musculares de las cámaras de corazón, denominadas fibras contráctiles. Estos potenciales se generan de la siguiente manera:

1. **Despolarización.** Las fibras contráctiles tienen un potencial de membrana de reposo estable, con un valor cercano a -90 [mV]. Cuando se alcanza el potencial umbral, los canales de Na^+ rápidos voltaje-dependientes se abren,

esta apertura permite el influjo de sodio produciendo una despolarización rápida [17].

2. **Plateau o meseta.** Consiste en un periodo de despolarización sostenida, esto se debe a la apertura de canales Ca^{2+} lentos voltaje-dependientes que se encuentran en el sarcolema. Al abrirse los iones de calcio se mueven desde el líquido intersticial hacia el citosol, el aumento de la concentración de calcio en el citosol provoca la contracción [17]. Adicionalmente, existen canales de K^{+} en el sarcolema de las fibras contráctiles, antes de que inicie la meseta algunos canales de K^{+} se abren y permiten la salida de los iones de potasio de la fibra contráctil. Es por esta razón que la despolarización se mantiene durante la meseta debido a que la entrada de Ca^{2+} equilibra la salida de K^{+} . Esta fase dura aproximadamente 0,2 segundos y el potencial de membrana de la fibra se mantiene cercano a 0 [mV] [17].
3. **Repolarización.** Los canales de K^{+} con compuerta de voltaje se abren. La salida de potasio restablece el potencial de membrana en reposo (90 mV). A su vez, los canales de calcio del sarcolema y del retículo sarcoplásmico se cierran, contribuyendo a la repolarización [17].
4. **Período refractario.** Es el intervalo durante el cual no puede desencadenarse una segunda contracción, este período dura más que la contracción.

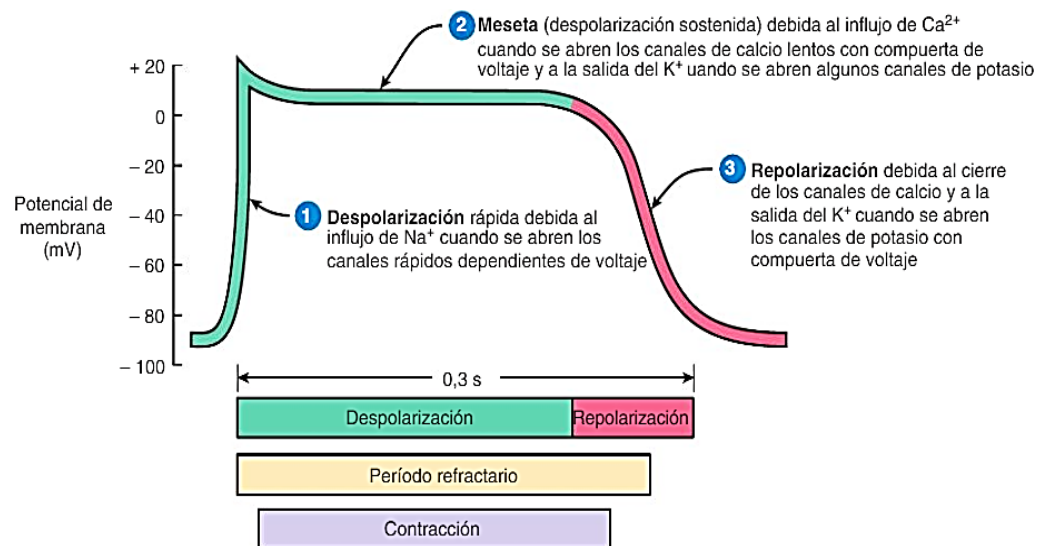


Figura 3. Potencial de acción cardíaco [28].

5.2. ELECTROCARDIOGRAFÍA

5.2.1. Definición y conceptos básicos.

La electrocardiografía como término se introdujo en el año 1887 por el fisiólogo británico *Augustus D. Waller* [5], término que se ha definido como el estudio del registro gráfico obtenido de la actividad eléctrica del corazón. A partir de este estudio es posible determinar diferentes patologías o afectaciones del músculo cardíaco, como lo son las arritmias. La señal de ECG proviene de los movimientos e impulsos creados en las células cardíacas; los impulsos son generados por cambios de polarización de la célula entre su interior y su exterior [19]

5.2.2. Derivaciones

La electrocardiografía utiliza diferentes referencias del cuerpo humano y específicamente cuenta con 12 puntos llamados derivaciones, que actúan como contactos eléctricos; éstos se encuentran en dos planos perpendiculares como se presenta en la Figura 4. Mediante el plano frontal se analizan las derivaciones de miembros (Bipolares estándar de Einthoven y unipolares ampliadas de Wilson) [20] mientras que en el plano horizontal se encuentran las derivaciones precordiales.

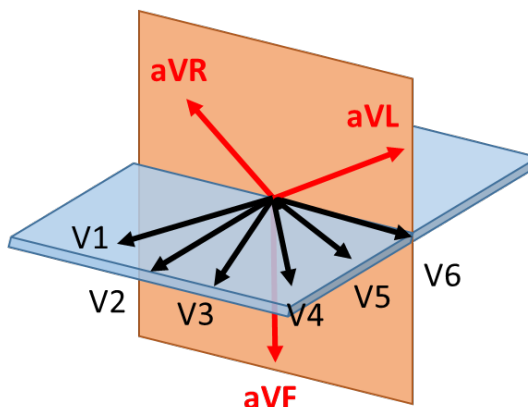


Figura 4. Plano derivaciones. [21]

5.2.2.1. Derivación de miembros Bipolares

Las derivaciones bipolares de Einthoven se denominan DI, DII y DIII, forman un triángulo equilátero conocido como el triángulo de Einthoven (ver 5). Estas señales son determinadas por tres electrodos colocados en los brazos derecho (RA) e izquierdo (LA) y en el pie izquierdo (LL). Se utiliza un electrodo en el pie derecho para ayudar a obtener un trazado más estable utilizándolo como referencia [20].

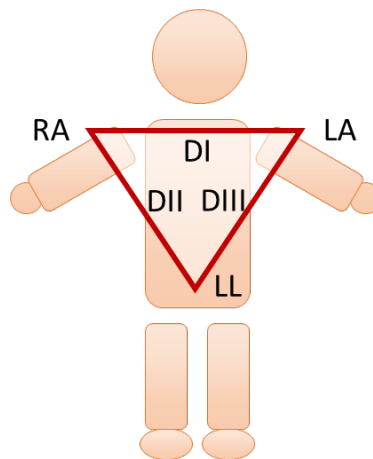


Figura 5. Triángulo de Einthoven. [21]

5.2.2.2. Derivación de miembros Unipolares

Consiste en registrar los potenciales de los electrodos activos de ECG en los brazos derecho (R), izquierdo (L) y en el pie izquierdo (F) con respecto a un punto de referencia denominado terminal central de *Wilson* (CT) [11] (Ver figura 9).

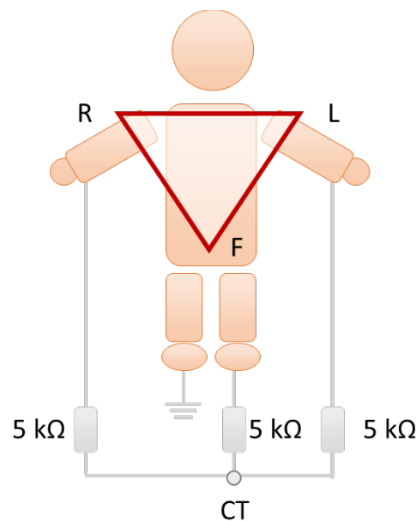


Figura 6. Terminales para señales unipolares. [21]

5.2.2.3. Derivaciones Precordiales

Las derivaciones precordiales ubicadas en el plano transversal tienen la característica que su amplitud es mayor que las derivaciones de miembros. Las señales eléctricas precordiales son capturadas a partir de 6 puntos que forman un arco en la región torácica del cuerpo humano como se ilustra en la figura 7.

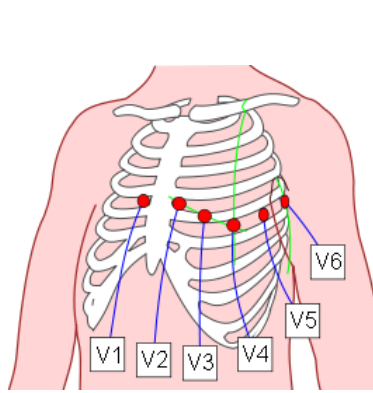


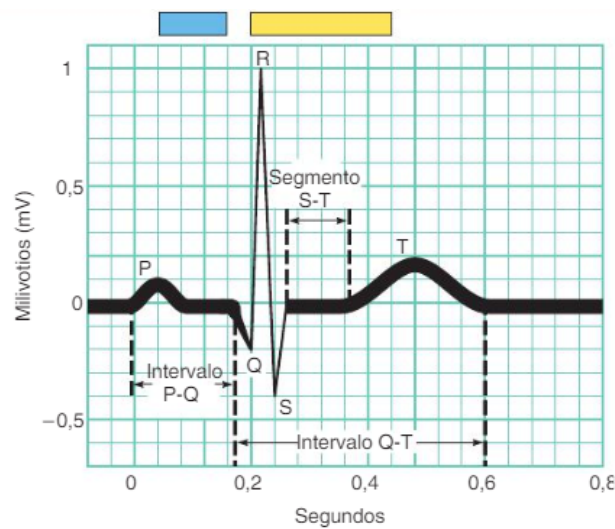
Figura 7. Terminales señales precordiales. [21]

5.2.2.4. Señales de ECG

La señal de ECG (ver figura 11) se compone de 6 segmentos fundamentales denotadas con las letras P, Q, R, S, y T [20]. Cada uno de estos segmentos de onda contribuye al estudio del funcionamiento eléctrico del corazón.

En un trazado típico, aparecen 3 ondas. La primera, **onda P**, representa la despolarización auricular, que se propaga desde el nodo SA y se muestra como una pequeña deflexión positiva. La segunda, es el **complejo QRS**, la cual inicia con una deflexión negativa, continua con una onda de forma triangular positiva y termina con una onda negativa; este complejo representa la despolarización ventricular rápida. La tercera onda, denominada **onda T**, representa la repolarización ventricular y aparece cuando los ventrículos van a relajarse [17].

El análisis del ECG incluye la medición de los denominados intervalos o segmentos, los cuales son los espacios existentes entre las ondas. El **intervalo P-Q** es el lapso entre el comienzo de la onda P y el inicio del complejo QRS, representa el tiempo de conducción entre el comienzo de la excitación auricular hasta el inicio de la despolarización ventricular. El segmento S-T, representa el tiempo que las fibras ventriculares están despolarizadas en la fase de meseta del potencial de acción, este segmento comienza al final de la onda S y termina al inicio de la onda T. finalmente, el intervalo Q-T, muestra el tiempo que pasa desde el inicio de la despolarización ventricular hasta el final de la repolarización del ventrículo.



Clave:

- Contracción auricular
- Contracción ventricular

Figura 8. Señal de ECG de un paciente sano. [21]

Las porciones del electrocardiograma entre las fluctuaciones se denominan segmentos mientras que las duraciones de las ondas y los segmentos son denominadas intervalos.

En la figura 11 se observan los diferentes elementos que componen una señal electrocardiográfica como lo son:

Onda P: Representa la despolarización de la aurícula. Inicia en el nodo 5 y se propaga por toda la aurícula.

Onda R: Porción media de la despolarización ventricular, el paso de la despolarización por las fibras de Purkinje, y desde el endocardio al pericardio.

Onda T: Repolarización de los ventrículos que precede a su relajación. Inicia por la zona próxima a las aurículas y se dirige hacia la punta cardíaca.

Onda S: Porción terminal de la despolarización ventricular, despolarización que asciende por las paredes del ventrículo hacia las aurículas.

Onda Q: Comienza de la despolarización ventricular que empieza un poco antes en el lado izquierdo. [21]

Intervalo PR: Tiempo requerido para la despolarización auricular y la conducción del impulso.

Intervalo QT: Tiempo que se requiere para la despolarización y repolarización de los ventrículos.

Intervalo QRS: Tiempo que se requiere para la despolarización de los ventrículos.

Segmento PR: Representa el retraso fisiológico debido a la transmisión del impulso a través del nodo AV.

Segmento ST: Periodo de inactividad eléctrica después que todo el miocardio ventricular se ha despolarizado. [21]

5.2 ELECTROCARDIOGRAFO

5.2.1. Definición y conceptos básicos.

El electrocardiógrafo es un equipo electrónico que amplifica, filtra y permite la visualización de señales eléctricas generadas en cada contracción y relajación del corazón. Las señales de entrada del electrocardiógrafo son obtenidas mediante la adquisición de transductores (electrodos) ubicados en las 4 extremidades del cuerpo humano y en las 6 posiciones precordiales vistas en la sección 1.2. La señal entregada por el electrocardiógrafo al usuario se conoce como electrocardiograma (ECG), el cual puede ser visualizado en una pantalla o puede ser impresa sobre papel. Los cardiólogos son especialistas médicos que realizan lecturas del ECG y dictaminan o diagnostican a los pacientes sobre el estado del musculo principal del sistema cardiovascular.

5.2.2 Etapas del Electrocardiógrafo.

El electrocardiógrafo se puede fabricar mediante 7 etapas que se encuentran conectadas en cascada (ve figura 12), cada una de ellas ejecuta una acción sobre la señal de forma tal, que ésta a la salida del dispositivo es confiable en su lectura y/o visualización. Algunos de los criterios iniciales en el diseño de un electrocardiógrafo son:

- La señal de ECG tiene componentes de frecuencia relevantes en el intervalo [0.05, 150] Hz.
- La amplitud de la señal de ECG ésta definida en el intervalo [0.5, 10] mV.
- La ganancia de voltaje considerada para amplificar la señal de ECG debe ser de ≥ 1000 V/V.

- La relación de rechazo en modo común (CMRR) [15] debe ser lo más alto posible.
- La Resistencia de entrada debe ser aproximadamente 2 [MΩ] o superior para obtener un acople de impedancias y no atenuar la señal.

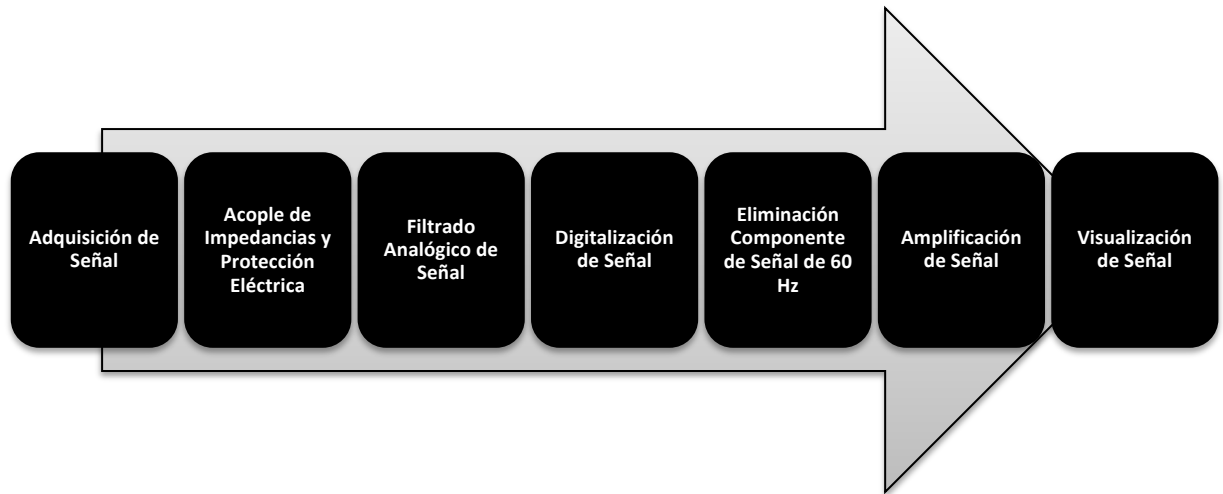


Figura 9. Etapas de diseño para construcción de electrocardiógrafo. Fuente: Autor.

5.3. ELECTROFISIOLOGÍA MUSCULAR

El tejido muscular cuenta con la propiedad de excitabilidad eléctrica, esta es la capacidad que tiene el músculo de responder a determinados estímulos generando señales eléctricas conocidas como potenciales de acción o impulsos. Estos potenciales se denominan potenciales de acción musculares.

5.3.1. Uniones neuromusculares

Las neuronas estimulan la contracción de las fibras musculares esqueléticas y son denominadas neuronas motoras somáticas. Cada neurona tiene un axón que viaja desde el encéfalo o la medula espinal hasta un grupo de fibras musculares, las fibras se contraen en respuesta a los potenciales de acción que se propagan a lo largo del sarcolema y a través del sistema de túbulos T. Los potenciales de acción se originan en la **unión neuromuscular (UNM)**, la sinapsis entre la neurona motora y la fibra muscular [17]. En la mayoría de la sinapsis, las células están separadas por un pequeño espacio, conocido como hendidura sináptica, al no estar en contacto directo se comunican por medio de sustancias químicas denominadas neurotransmisores.

En la UNM, el axón terminal se divide en los bulbos terminales sinápticos. Dentro de cada bulbo hay cientos de vesículas sinápticas, y dentro de las mismas hay moléculas de acetilcolina (ACh), neurotransmisor liberado en la UNM.

La región del sarcolema frente a los bulbos se denomina placa motora y dentro de esta placa hay cientos de receptores colinérgicos, proteínas transmembranas integrales a las que se une la ACh. Un potencial de acción nervioso induce un potencial de acción muscular de la siguiente manera [17]:

1. **Liberación de acetilcolina.** La llegada del impulso nervioso estimula la apertura de los canales voltaje dependientes, los iones de calcio ingresan a través de estos canales. Este ingreso estimula la exocitosis de las vesículas sinápticas, estas se fusionan con la membrana citoplasmática de la neurona y liberan acetilcolina en la hendidura sináptica y desde este punto se difunde.
2. **Activación de los receptores de acetilcolina.** La unión de moléculas de ACh al receptor de la placa motora abre el canal iónico del receptor colinérgico. Una vez se abre, cationes pequeños, principalmente el Na^+ , pueden atravesar la membrana.
3. **Producción del potencial de acción muscular.** La entrada de sodio aumenta la carga positiva dentro de la fibra muscular y este cambio desencadena el potencial de acción muscular. Este potencial de acción se propaga a lo largo del sarcolema hacia el sistema de túbulos T, lo que hace que el retículo sarcoplásmico libere Ca^{2+} al sarcoplasma, y que finalmente la fibra muscular se contraiga.
4. **Terminación de la actividad de acetilcolina.** El efecto de la unión de ACh dura poco tiempo, ya que es degradada por la enzima acetilcolinesterasa de manera rápida, esta enzima se encuentra unida a las fibras de colágeno de la matriz extracelular de la hendidura sináptica.

5.3.2. Unidades motoras

Corresponde a la unidad funcional más pequeña para describir el control neuronal del proceso de contracción muscular. Cada unidad motora consiste en una motoneurona y todas las fibras musculares que inerva, las cuales pueden variar en número dependiendo del músculo [22].

Los músculos encargados de movimientos finos están formados por múltiples unidades motoras pequeñas, es decir, la motoneurona estimula pocas fibras musculares de 2 a 3 aproximadamente. Por otra parte, los músculos que realizan movimientos gruesos o de potencia tienen una gran cantidad de fibras musculares por unidad motora.

Una vez que la motoneurona descarga el estímulo, se generan los potenciales de acción en las uniones neuromusculares y posteriormente se propagan a lo largo de todas las fibras musculares. Es por esto, que la fuerza total de la contracción muscular depende, del tamaño de las unidades motoras y de la cantidad activada en el momento.

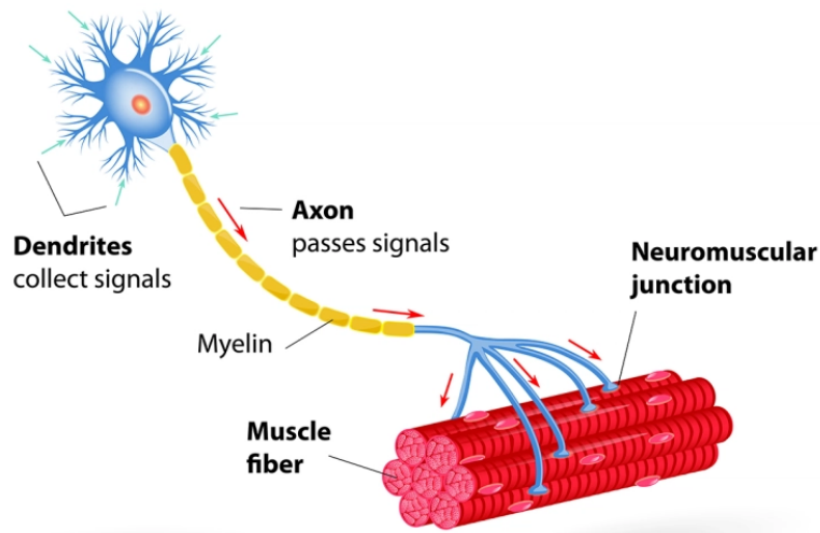


Figura 10. Esquema Unidad Motora [33].

5.4. ELECTROMIOGRAFÍA

5.4.1. Definición y conceptos básicos.

La electromiografía como término se introdujo en el año 1929 por *Adrián y Bronk* [23], término que se ha definido como el estudio electrofisiológico del sistema neuromuscular. Consiste en adquirir señales eléctricas generadas en los diferentes nervios y músculos del cuerpo humano, realizando un registro de las ondas obtenidas por electrodos ubicados sobre puntos específicos del cuerpo humano. A partir de este estudio es posible analizar la fisiología y los patrones de activación muscular.

5.4.2. Origen de la señal electromiográfica

La excitabilidad de las fibras musculares a través del control neural representa un factor de gran importancia en la fisiología muscular.

La señal se basa en potenciales de acción en la membrana de la fibra muscular que resultan en procesos de despolarización y repolarización. La extensión de esta zona de despolarización es de aproximadamente $1\text{-}3\text{ mm}^2$ [22]. Posteriormente a esta excitación inicial, el potencial viaja por la fibra muscular a una velocidad de $2\text{-}6\text{ m/s}$ y en su trayecto pasa por la zona en donde se ubicarán los electrodos. Por lo general, la separación de los electrodos es de 10 mm , por esta razón mientras un electrodo está captando la señal de despolarización, el otro registra un potencial de reposo.

5.4.3. Señales de EMG

La señal de EMG (ver figura 15) se compone de múltiples ondas generadas por los potenciales de acción muscular de los cuales se destacan las ondas M, F, H, A y T [24].

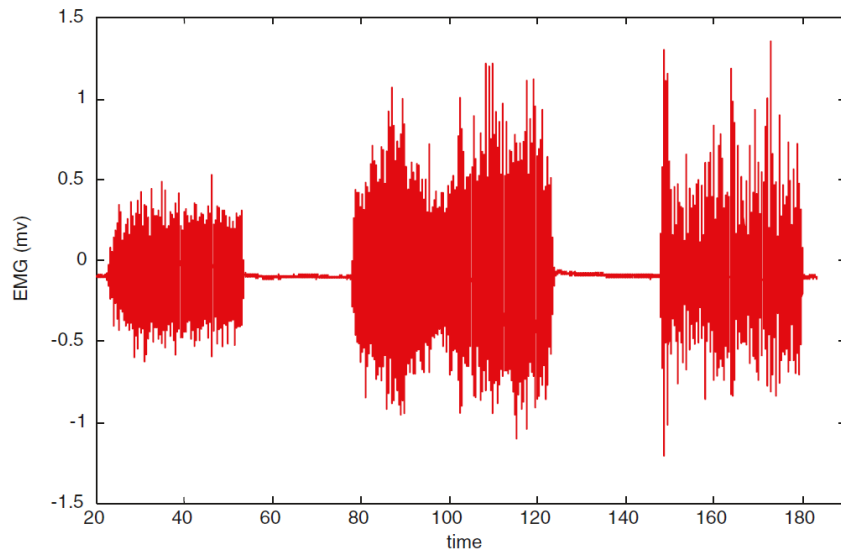


Figura 11. EMG del músculo tibial anterior [36].

5.4.4. Distancia entre electrodos

La normatividad define la distancia entre electrodos como "la distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos". Con respecto a la distancia entre electrodos, la normatividad recomienda que:

- Los electrodos bipolares EMG de superficie deben estar distanciados entre [20, 30] mm.
- En el caso de ubicar electrodos bipolares sobre músculos pequeños, los electrodos no deben superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular en la distancia de uno con respecto al otro. Así se reducen los efectos producidos por tendones y terminaciones de las fibras musculares.

5.4.5. Posicionamiento de los electrodos

El posicionamiento de electrodos puede ser realizado sobre 39 regiones musculares diferentes y es preciso manifestar que existen 2 formas en la que dicha actividad se lleva acabo (ver Figura 12) [25].

- **Transversal:** El electrodo es posicionado sobre la zona media del músculo, manteniendo una línea entre los electrodos paralela al eje longitudinal del músculo.
- **Longitudinal:** El electrodo es posicionado en zona media del músculo, específicamente se ubica entre el tendón distal y la terminación de la neurona motora.

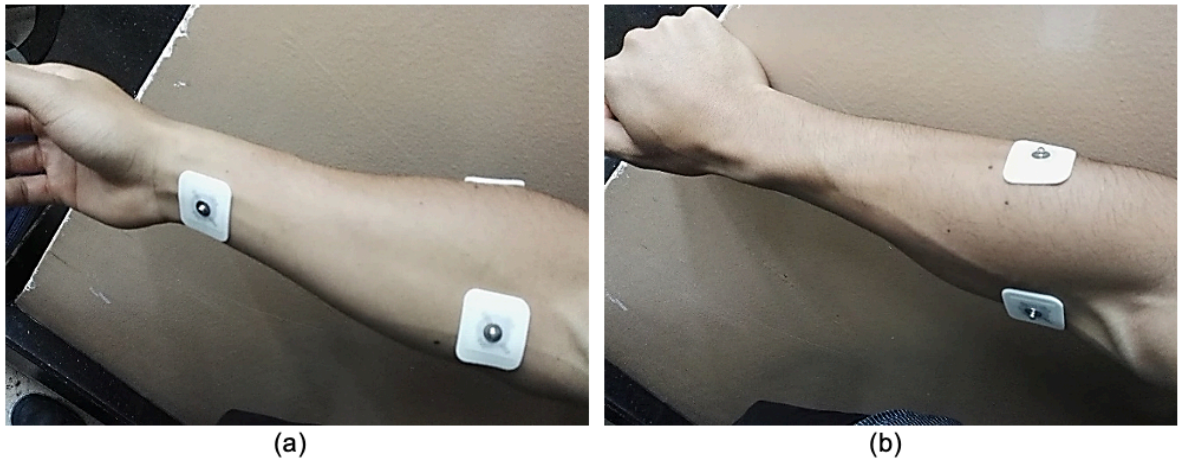


Figura 12. Posicionamiento de los electrodos para captar la señal EMG. (a) Zona posterior (b) Zona frontal. Fuente: Autor.

5.5. ELECTROMIÓGRAFO

El electromiógrafo es un equipo electrónico que amplifica, filtra y permite la visualización de señales eléctricas generadas en cada contracción y relajación de los músculos lisos presentes en las extremidades humanas. Las señales de entrada del electromiógrafo son obtenidas mediante la adquisición de electrodos ubicados en puntos específicos en el cuerpo humano como se observó en la sección 2.1.3. La señal entregada por el electromiógrafo al usuario se conoce como electromiograma (EMG), el cual puede ser visualizado en una pantalla o puede ser impresa sobre papel.

5.5.1. Etapas del Electromiógrafo

El electromiógrafo se puede estudiar mediante 6 etapas que se encuentran conectadas en cascada (ver figura 17), cada una de ellas ejecuta una acción sobre la señal de forma que a la salida del dispositivo la señal sea confiable en su lectura y/o visualización.

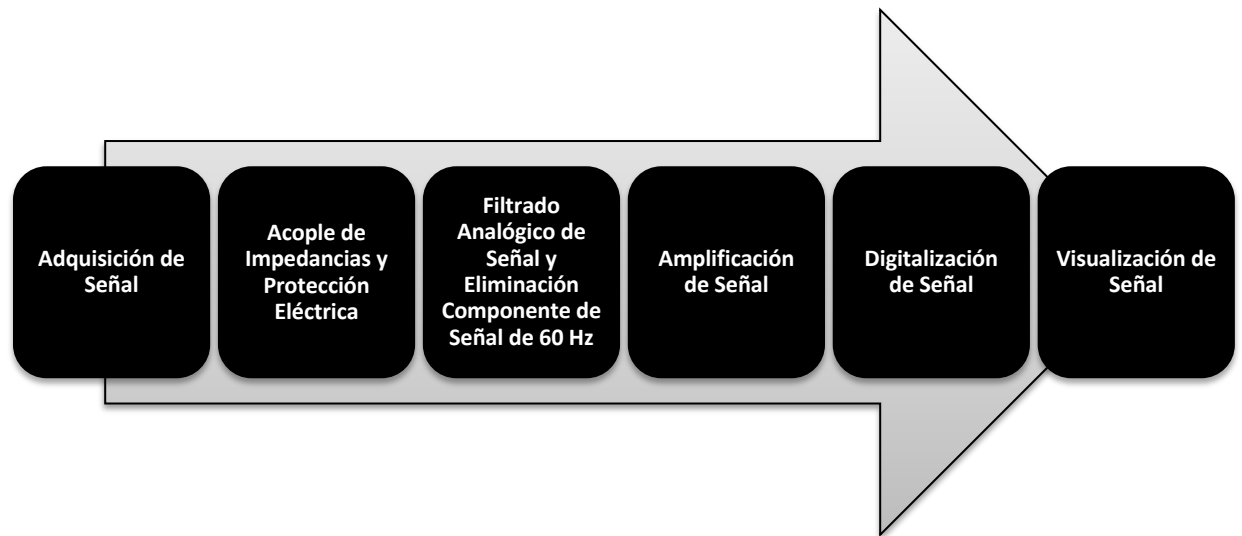


Figura 13. Etapas de diseño para construcción de electromiógrafo. Fuente: Autor.

Algunos de los criterios iniciales en el diseño de un electromiógrafo son:

- Espectro de importancia [10, 50] Hz.
- Energía dominante entre [50, 150] Hz.
- La adquisición de señales EMG se ve fuertemente afectada por los 60 Hz correspondientes al ruido de la línea.
- Amplitudes entre [0, 6] mV y [0, 1.5] mVrms.
- Los potenciales de acción de cada músculo presentan una magnitud fija, contienen un número de disparos y un número de fibras reclutadas [25].

5.6. ELECTROFISIOLOGÍA CEREBRAL

La unidad estructural y funcional del sistema nervioso son las neuronas. Su principal función es transmitir información a través de impulsos nerviosos a todo el cuerpo. Estas células tienen excitabilidad eléctrica, lo que les permite responder a un estímulo y convertirlo en un potencial de acción.

5.6.1. Sinapsis

Son pequeños espacios al final de una neurona y la región de contacto entre dos neuronas adyacentes. Hay millones de neuronas en el cerebro humano que actúan como sistema de procesamiento de información. Cada neurona comprende un axón, un cuerpo celular y dendritas. Para comunicarse, los impulsos nerviosos deben enviar señales a través de la hendidura sináptica [26].

Estas conexiones, son los sitios donde se transmite información desde la neurona presináptica a la neurona postsináptica [27].

5.6.1.1. Tipos de sinapsis [28]

1. **Sinapsis eléctricas.** Las neuronas están muy cercanas y se conectan por medio de proteínas que permiten el paso de iones de una neurona a otra. La transmisión del impulso es rápida y directa.

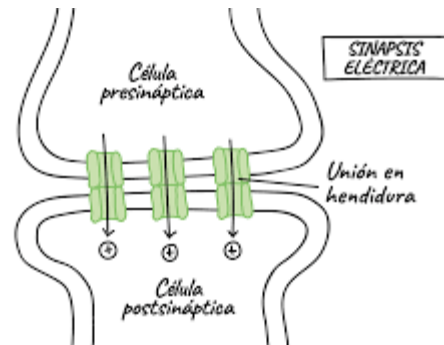


Figura 14. Sinapsis eléctrica [28].

2. **Sinapsis químicas.** En este tipo las neuronas no están en contacto directo, se encuentran separadas por un espacio denominado hendidura sináptica.

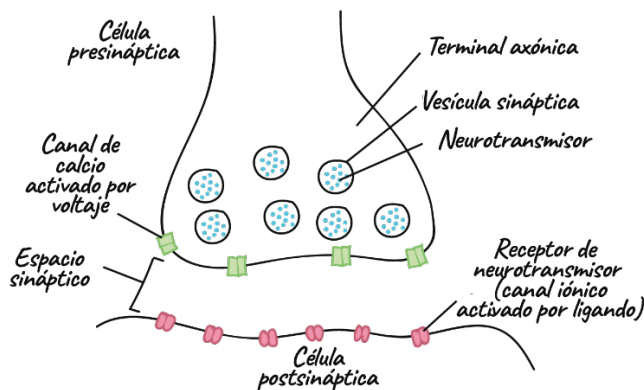


Figura 15. Sinapsis química [28].

5.6.2. Potenciales de acción

Consiste en una secuencia de procesos que suceden rápidamente y disminuyen o revierten el potencial de membrana y lo restablecen al estado de reposo. Tiene dos fases principales: despolarización y repolarización. Durante la **despolarización**, el potencial de membrana negativo se vuelve menos negativo, llega a cero y luego se vuelve positivo. Mientras que, durante la **fase de repolarización**, el potencial de membrana retorna a su estado de reposo de -70 [mV]. Después de esta fase, puede

haber una de **poshiperpolarización**, durante la cual el potencial de membrana se torna transitoriamente mas negativo que el nivel de reposo.

Durante un potencial de acción, se abren y cierran dos tipos de canales iónicos con compuerta de voltaje, estos canales se encuentran en la membrana citoplasmática del axón y en los axones terminales [17]:

1. Primero se abren los **canales de Na^+** , lo que genera el ingreso rápido del sodio hacia el interior de la célula, y esto produce la **fase de despolarización**.
2. Luego se abren los **canales de K^+** con compuerta de voltaje y esto permite el flujo hacia afuera del potasio, que genera la **fase de repolarización**.
3. Cuando los canales de K^+ voltaje-dependientes se mantienen abiertos después de terminada la fase de repolarización, se produce la **poshiperpolarización**.
4. **Periodo refractario**, es el tiempo que transcurre desde el inicio de un potencial de acción durante el cual una célula no puede generar otro potencial de acción, durante este periodo ni siquiera un estímulo muy intenso lograra iniciar un segundo potencial de acción.

Para que sea posible que se desencadene un potencial de acción en la membrana del axón de una neurona se debe alcanzar un nivel denominado umbral, de aproximadamente -55 [mV] , la generación de este potencial de acción depende de que un estímulo sea capaz de llevar el potencial de membrana hasta el umbral.

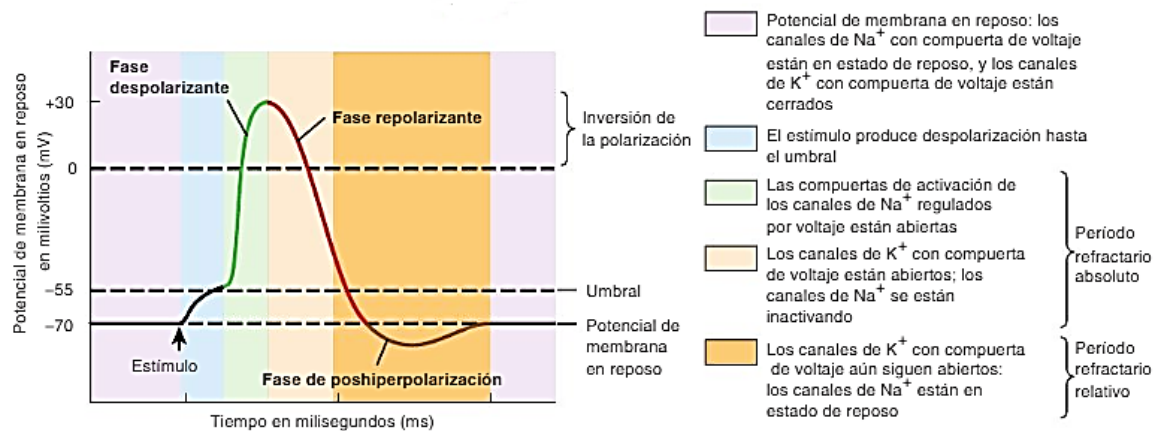


Figura 16. Potencial de acción [28].

5.7. ELECTROENCEFALOGRAFÍA

5.7.1. Definición y conceptos básicos.

La electroencefalografía como término se introdujo en el año 1875 por el científico Inglés Richard Caton, pero fue el doctor alemán Hans Berger el primero en registrar un EEG de un ser humano [29]. El término EEG se ha definido como el estudio del registro grafico obtenido de la actividad eléctrica de la corteza del cerebro. A partir de este estudio es posible determinar diferentes patologías o afectaciones, como lo son las epilepsias y narcolepsias entre otras enfermedades. Una señal de EEG es una señal de corriente que fluye durante la excitación sináptica de las dendritas de muchas neuronas piramidales en la corteza cerebral.

Las señales eléctricas EEG normales son función del estado del paciente considerando sueño o vigilia y en ellas se encuentran ondas específicas de la siguiente forma:

- Vigilia: ritmos alfa, delta, beta y theta.
- Sueño: actividad REM y no REM (que se divide en 4 fases).
- Estímulos: alteraciones externas ocasionadas por actividad sonora, visual, dolorosa o sensitiva.

5.7.2. Sistemas de posicionamiento de electrodos.

Las señales de EEG son obtenidas por medio de electrodos ubicados estratégicamente según criterios de distribución espacial para tomar total cobertura de la superficie craneal como los sistemas 10-20 y 10-10 (ver figura 17), que hacen referencia al porcentaje de distancia que debe haber entre los extremos [30].

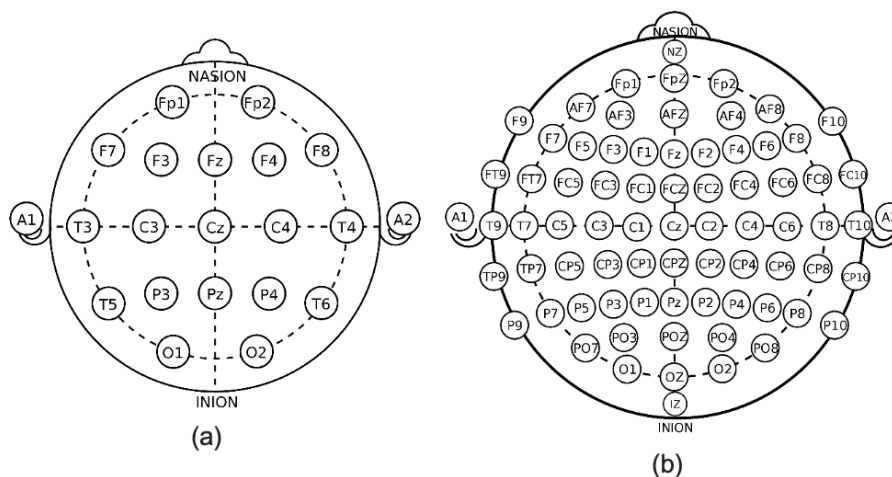


Figura 17. Mapeo de posicionamiento de electrodos (a) Sistema 10-20 y (b) Sistema 10-10 [30].

Las iniciales F, C, P, O y T corresponden a frontal, central, parietal, occipital y temporal, y Fp, a frontopolar. Los números impares hacen referencia al lado izquierdo de la cabeza y los pares, al derecho. El sufijo z designa los electrodos situados en la línea media.

5.7.3. Señales de EEG

La señal de EEG puede presentarse de 6 morfologías diferentes según sea la onda eléctrica siendo beta, alpha, theta y delta las fundamentales como se presenta en la figura 18.

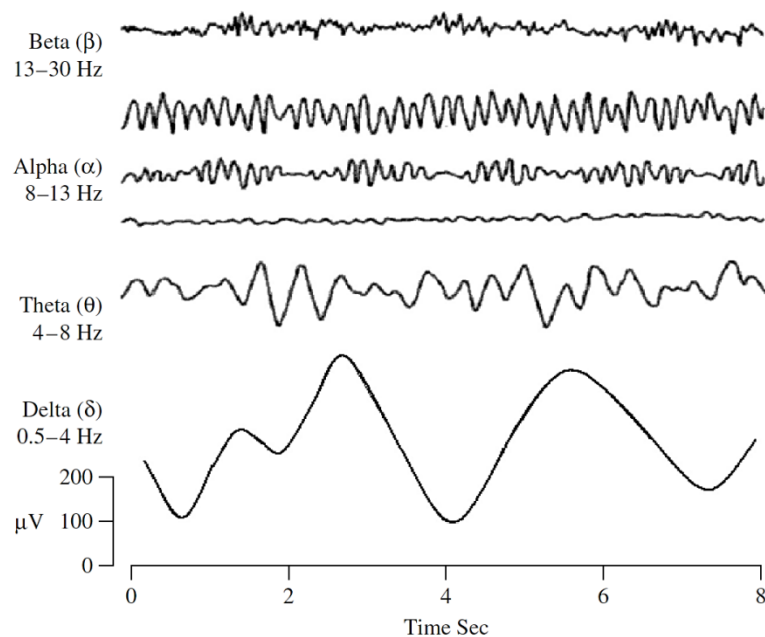


Figura 18. Ritmos típicos normales del cerebro [41].

En la figura 18 se observan las diferentes señales producidas por el cerebro EEG, que fueron obtenidas con el paciente en reposo con los ojos cerrados, el detalle de cada señal se presenta a continuación:

Señales Gamma (γ): Ancho de banda entre 30 y 40 Hz. Tienen una amplitud baja, pueden indicar eventos de sincronización cerebral y ser usado para confirmar algunos trastornos cerebrales.

Señales Beta (β): Ancho de banda entre 13 y 30 Hz. Indican un estado de alerta, con atención de pensamiento activo.

Señales Alpha (α): Ancho de banda entre 8 y 13 Hz. Indican un estado relajado, con poca o ninguna atención o concentración.

Señales Theta (θ): Ancho de banda entre 4 y 8 Hz. Indican la creación de inspiración o meditación profunda; también puede aparecer en sueños (etapa REM).

Señales Delta (δ): Ancho de banda entre 0.5 y 4 Hz. Principalmente asociadas con el sueño profundo o la pérdida de la conciencia corporal, pero pueden estar presentes en el estado de caminar. [31]

5.7.4. Etapas del Electroencefalógrafo.

El electroencefalógrafo se puede estudiar mediante 6 etapas que se encuentran conectadas en cascada (ver Figura 19), cada una de ellas ejecuta una acción sobre la señal, de forma que a la salida del dispositivo, ésta, sea confiable en su lectura y/o visualización.



Figura 19. Etapas de diseño para construcción de electrocardiógrafo.

Fuente: Autor.

Algunos de los criterios iniciales en el diseño de un electromiógrafo son:

- Espectro de importancia [0, 300] Hz.
- La adquisición de señales EEG se ve fuertemente afectada por los 60 Hz de la red eléctrica.
- Amplitudes entre [0, 100] μ V.
- Respuesta temporal cada segundo.
- Frecuencia de muestreo recomendadas (100, 250, 500, 1000 y 2000) muestras por segundo.

5.8. Electroestimulación muscular

Es una técnica en la cual se utilizan corrientes eléctricas, esto con el fin de provocar contracciones musculares, haciendo uso de un aparato llamado electroestimulador, para prevenir lesiones, entrenar o en procesos de rehabilitación.

5.8.1. ¿En qué consiste? Y su historia

La electroestimulación consiste en enviar una corriente eléctrica a través de electrodos para así generar la contracción de las fibras musculares sin necesidad de que la persona intervenga de manera activa en el proceso.

Entendiendo a las corrientes eléctricas como un flujo de partículas cargadas, que pueden ser electrones o iones. Estas corrientes eléctricas se han aplicado en diferentes sistemas biológicos para modificar procesos fisiológicos. En 1771, Galvani publicó por primera vez la producción de contracciones en el músculo al ponerlo en contacto con un metal en modelos animales, por lo cual poco tiempo después, luego de que Volta contruyera el precursor de la batería, lo utilizó para generar corriente y provocar las contracciones a nivel muscular. Llamó a esta corriente “Corriente Galvánica” y en un intento de comprender los mecanismos de acción de las corrientes que producían las contracciones, Duchenne cartografió las localizaciones sobre la piel en las que la estimulación eléctrica provocaba de forma efectiva la contracción de músculos específicos y las nombro “Puntos motores” [32]. A finales del siglo XIX, Faraday descubrió que las corrientes eléctricas bidireccionales, a las cuales llamo “corrientes farádicas”, se podían utilizar para generar estas contracciones musculares.

En la actualidad, la estimulación eléctrica tiene un muy amplio campo de aplicaciones clínicas en rehabilitación, como la producción de contracciones musculares, el control del dolor agudo, crónico y postoperatorio y la promoción de la cicatrización tisular [32]. Estas contracciones musculares generadas eléctricamente pueden aplicarse para fortalecer y reeducar los músculos, evitar la atrofia, la formación de trombosis venosa profunda, disminuir los espasmos musculares.

En la mayoría de aplicaciones, las corrientes eléctricas ejercen efectos fisiológicos despolarizando las membranas nerviosas produciendo de esta manera potenciales de acción. Las corrientes de amplitud suficiente y que duran el tiempo suficiente provocarán un cambio de tal magnitud en el potencial de membrana que generará un potencial de acción. Una vez este potencial se propague a lo largo del axón, el cuerpo humano responderá a el de la misma forma que a los potenciales de acción que se inician por estímulos fisiológicos.

La cantidad de electricidad que se necesita para producir un potencial de acción depende del tipo de nervio y puede representar por la curva de fuerza y duración

del nervio (figura 20). Esta curva representa la combinación mínima de fuerza de la corriente (amplitud) y la duración de pulso necesarias para despolarizar dicho nervio [32]. Esta interacción entre la amplitud y la duración de pulso es la base para la especificidad del efecto de la electroestimulación. En general, las amplitudes de corriente menores y duraciones de pulso más cortas pueden despolarizar los nervios sensitivos, mientras que amplitudes más altas o pulsos más largos despolarizarán nervios motores.

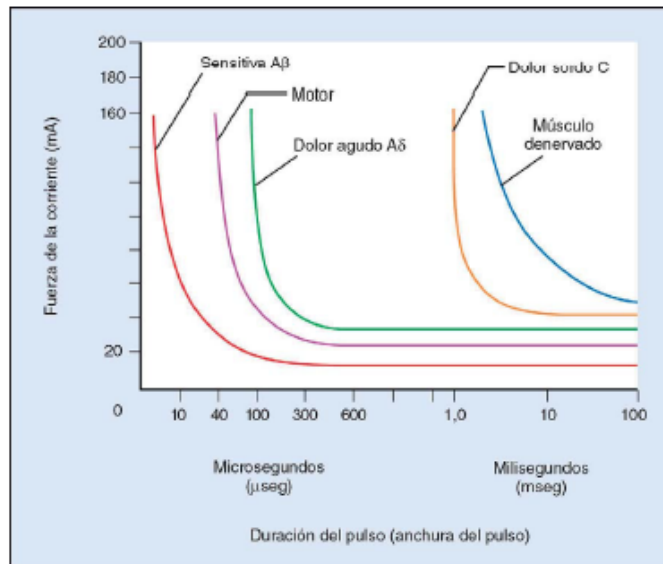


Figura 20. Curva de fuerza y duración [32].

Muchas unidades portátiles de estimulación eléctrica diseñadas para producir contracciones musculares tienen una duración de pulso fija de 200 a 300 μ s. cuando se estimulan contracciones de músculos más pequeños y de músculos en pacientes jóvenes y en personas mayores, pueden ser efectivos pulsos más cortos, de 125 a 250 μ s de duración, menos molestos y mejor tolerados que los pulsos de más duración.

5.8.2. Electroestimulador

Son generadores de corrientes eléctricas, que producen impulsos con la energía suficiente para generar un potencial de acción en las células excitables, ya sean musculares o nerviosas.

Muchos profesionales consideran la estimulación eléctrica como un componente valioso y efectivo de su arsenal terapéutico, por lo cual, en un esfuerzo continuo, se han proliferado equipos cada vez más sofisticados. Estas máquinas tienen ondas diferentes, permiten seleccionar una amplia gama de parámetros, pueden incluir imágenes computarizadas de las partes del cuerpo y de la colocación de los

electrodos para diagnósticos específicos y pueden ser integradas en dispositivos de ortesis para facilitar su uso funcional [32].

Es de vital importancia mencionar que la disponibilidad de unidades pequeñas, asequibles al paciente y que se pueden utilizar en la comodidad de sus hogares, representan una mejora en la eficacia de la estimulación eléctrica al permitir un tratamiento continuado entre las visitas a los centros médicos.

Estas corrientes se pueden aplicar en el cuerpo de diferentes formas, la electricidad puede liberarse desde un estimulador implantado en el cuerpo, como por ejemplo los marcapasos cardiacos, o se puede emplear un estimulador externo para liberar corriente a electrodos implantados o transcutáneos externos superficiales. Además, existe otra alternativa para su aplicación vía percutánea a través de agujas de acupuntura en puntos concretos y a esta aplicación se le conoce como *electro acupuntura*.

5.8.3. Parámetros de la corriente eléctrica

Las características de las corrientes eléctricas pueden describirse en forma de parámetros. A continuación, se brindarán una serie de descripciones y explicaciones de los parámetros mas conocidos y disponibles, y que a menudo son ajustables para su empleación en el ámbito clínico.

5.8.3.1. Ondas

Las ondas de las corrientes eléctricas pueden ser de tres tipos: corrientes directas, corrientes alternas y corrientes pulsadas. La corriente directa es un flujo unidireccional continuo de partículas cargadas y es empleada para la iontoforesis y para la estimulación de contracciones en músculos denervados (ver figura 21). Por otro lado, la corriente alterna es un flujo bidireccional de partículas y puede utilizarse para controlar el dolor, para la contracción muscular como el protocolo ruso (ver figura 22). Finalmente, la corriente pulsada es un flujo interrumpido de partículas cargas en el que la corriente fluye en una serie de pulsos separados por periodos en los que no hay corriente, se emplea para el control del dolor, la cicatrización tisular y la contracción muscular y es la onda más utilizada en la electroestimulación [32].

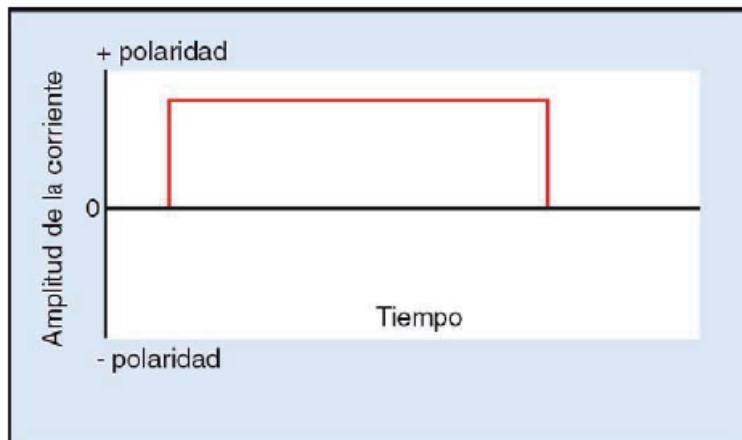


Figura 21. Corriente directa [32].

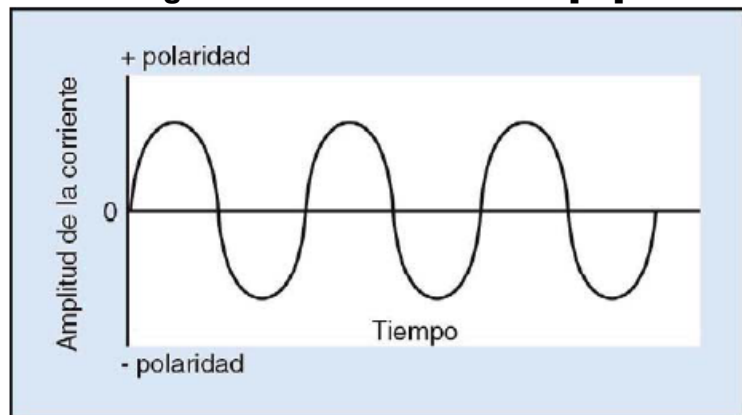


Figura 22. Corriente alterna [32].

5.8.3.2. Parámetros dependientes del tiempo

La *duración del pulso* es el tiempo que transcurre desde el comienzo de la primera fase de un pulso hasta el final de la última fase de un pulso. Esta duración del pulso se expresa en microsegundos. Las duraciones más largas se emplean para la generación de contracciones musculares, mientras que las más cortas suelen usarse para controlar el dolor [32]. La *duración de fase* es el tiempo que dura una fase del pulso. Cuando el pulso está compuesto de dos fases de la misma duración, la duración de la fase es la mitad que la duración del pulso. Finalmente, el *intervalo intrapulso* es la cantidad de tiempo que transcurre entre los pulsos. En la figura 23, se pueden observar de manera más clara estos parámetros.

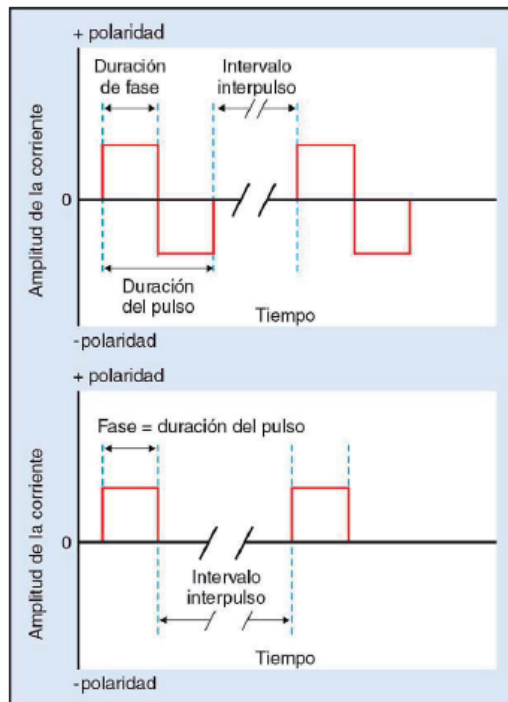


Figura 23. Parámetros dependientes del tiempo [32].

5.8.3.3. Otros parámetros de la corriente eléctrica

La *amplitud* es la magnitud de la corriente o voltaje y también se conoce como “intensidad” o “fuerza” de la corriente (ver figura 24). Este parámetro suele estar controlado por el paciente y puede afectar a la intensidad con la que se percibe la estimulación, así como por los tipos de nervios que se activan frente a esta corriente.

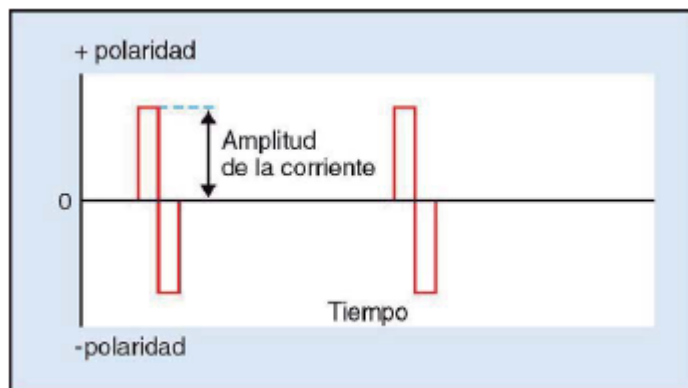


Figura 24. Amplitud de la corriente [32].

La *frecuencia*, por su parte, es el numero de ciclos o pulsos por segundo y se mide en hertzios (Hz) o pulsos por segundo (pps) y se prescribirá según el objetivo del tratamiento (figura 25).

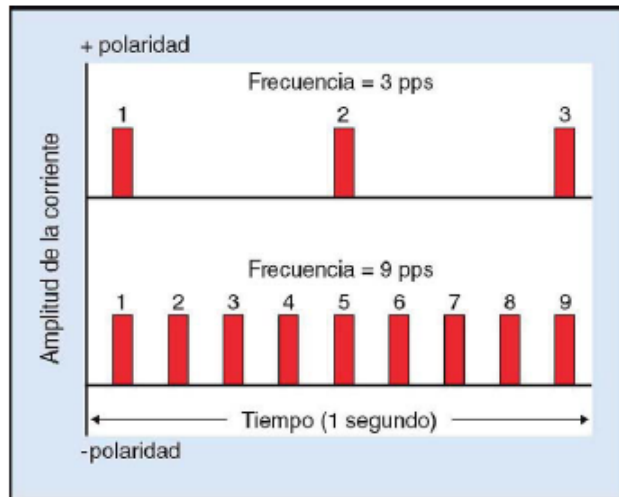


Figura 25. Frecuencia de la corriente en pulsos por segundo [32].

El *tiempo de encendido* es el tiempo en el que se produce el tren de pulsos y el de *apagado* es el tiempo entre los trenes de pulsos en el que no fluye la corriente. Los temporizadores de encendido y apagado se emplean cuando se utiliza la estimulación eléctrica para producir contracciones musculares para así simular las fases de contracción voluntaria y de relajación del ejercicio fisiológico normal y para disminuir la fatiga muscular [32]. El tiempo de encendido produce la contracción y el tiempo de apagado se expresa en forma de cociente (ver figura 26).

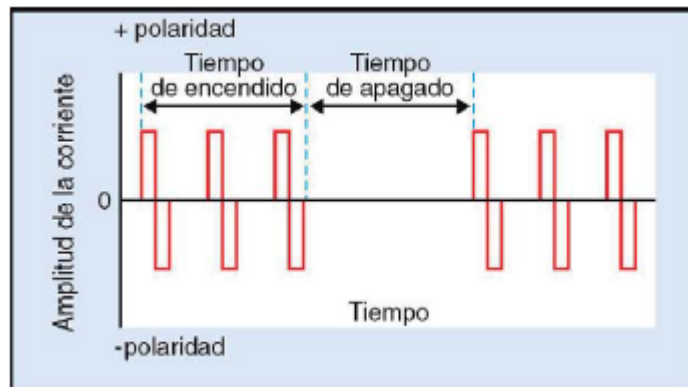


Figura 26. Tiempos de encendido y apagado [32].

La *rampa ascendente* es el tiempo que tarda la amplitud de corriente en aumentar desde cero durante el tiempo de apagado hasta su amplitud máxima durante el tiempo de encendido. La *rampa descendente*, por su parte, es el tiempo que tarda la amplitud de la corriente en disminuir desde su amplitud máxima hasta cero, como

se puede observar en la figura 27. Estas rampas se utilizan para mejorar la comodidad del paciente cuando se utilizan las corrientes para producir las contracciones musculares, ya que le permiten acostumbrarse a la estimulación al tiempo que se contrae el músculo.

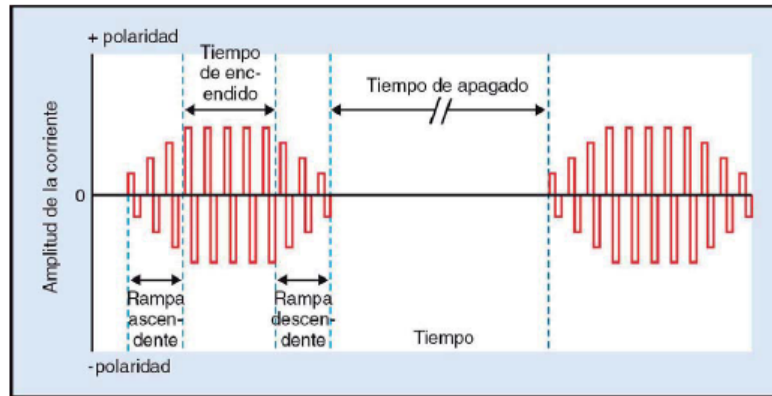


Figura 27. Tiempos de rampa ascendente y descendente [32].

5.8.4. Técnica de aplicación

A continuación, se describirán las normas para la secuencia de procedimientos necesarios para una aplicación segura y eficaz de la estimulación eléctrica.

5.8.4.1. Posición del paciente

La posición del paciente dependerá de la zona que se vaya a tratar, los objetivos de tratamiento y el dispositivo que se vaya a utilizar. Cabe mencionar que prima la comodidad y el bienestar del paciente. En lo posible deben tener ropa cómoda, que les permitan realizar ejercicios voluntarios con la estimulación colocada.

5.8.4.2. Tipo de electrodo

Existen varios tipos de electrodos disponibles para usar con los diferentes dispositivos. Estos se conectan a una maquina mediante cables de plomo forrados. También existen electrodos implantables de manera quirúrgica. Al seleccionar los electrodos para la electroestimulación se deben considerar diversos factores, como el material del que están formados, el tamaño y la forma, la necesidad de gel conductor y los tejidos que se van a tratar.

Los electrodos que se utilizan con mayor frecuencia son desechables y flexibles y tienen una cubierta de gel autoadhesivo que actúa como conductor. El gel reduce la resistencia entre el electrodo y la piel [32]. El número de veces que puede utilizarse un electrodo depende de la naturaleza de la cubierta de gel conductor que

presente y de lo bien que se cuide, y la mejor forma de hacerlo, es pegarlos a una lámina de plástico y colocarlos dentro de una bolsa hermética. Una vez que la cobertura de gel comienza a secarse, la liberación de la corriente empieza a ser menos uniforme, provocando una densidad de corriente desigual.

Algunos pacientes pueden presentar sensibilidad cutánea a los electrodos y desarrollar enrojecimiento o un exantema en la zona en la que se han colocado los electrodos. Esta es una respuesta refleja por lo general una alergia al adhesivo en gel del conductor.

La selección del tamaño, de la forma y del tipo de electrodo depende de los objetivos del tratamiento, de la zona que se va a tratar y de la cantidad de tejido o de la masa muscular a la que se dirige el tratamiento. Los electrodos de menor tamaño están diseñados para estimular una zona pequeña, mientras que los más grandes afectarán a una zona más amplia. Sin embargo, los diferentes tipo y formas de los electrodos no modifican la eficacia global de la mayoría de los tratamientos de estimulación eléctrica.

5.8.4.2.1. Colocación de los electrodos

Para garantizar una liberación homogénea de la corriente, los electrodos deben apoyarse suavemente sobre la piel sin arrugas ni defectos. Los electrodos no deben colocarse directamente sobre prominencias óseas por la mayor resistencia del hueso y porque la mala adhesión de los electrodos en superficies con relieve aumenta el riesgo de quemaduras y molestias, además, es menos probable que se consigan beneficios terapéuticos.

La distancia o espacio entre los electrodos influyen sobre la profundidad y el trayecto de la corriente [32]. Cuanto más cerca estén los electrodos, la corriente viajará de manera más superficial y de manera contraria, cuanto mayor sea la distancia entre los electrodos, la corriente tendrá mayor profundidad (ver figura 28).

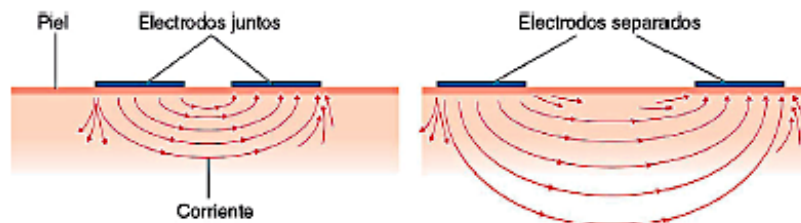


Figura 28. Efecto de la separación de los electrodos [32]

6. DISEÑO METODOLÓGICO

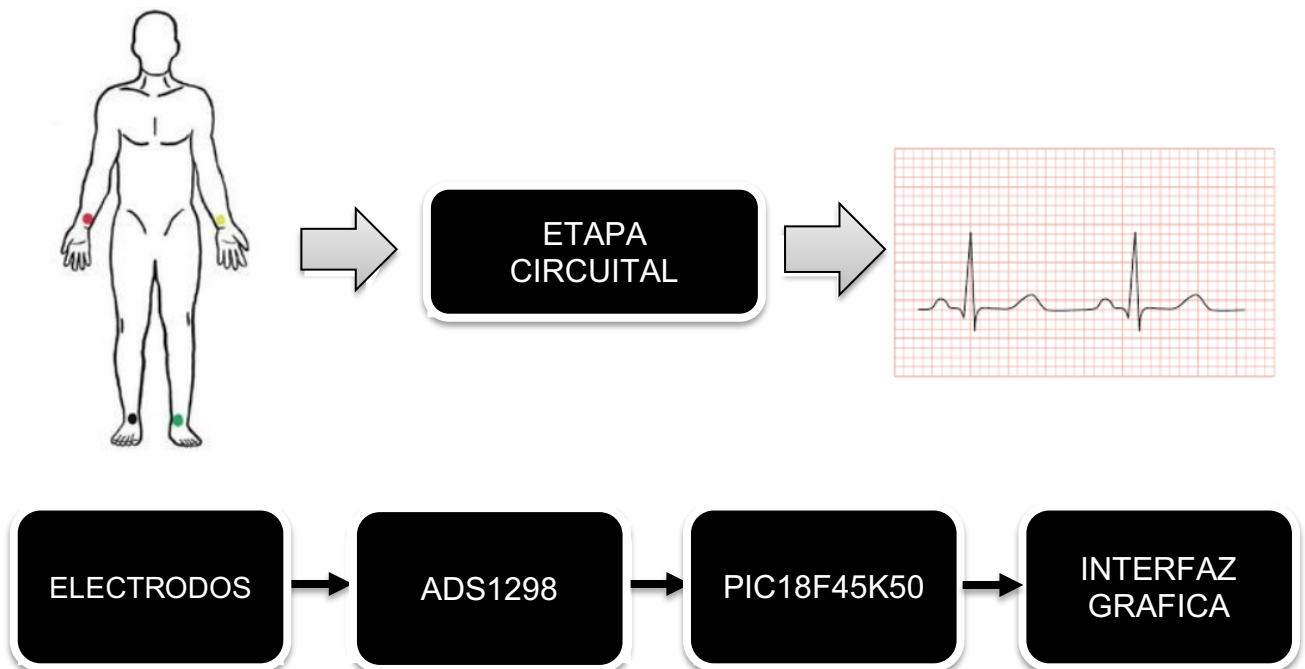


Figura 29. Diagrama de bloques. Fuente: Autor.

El desarrollo del proyecto se divide en las siguientes etapas:

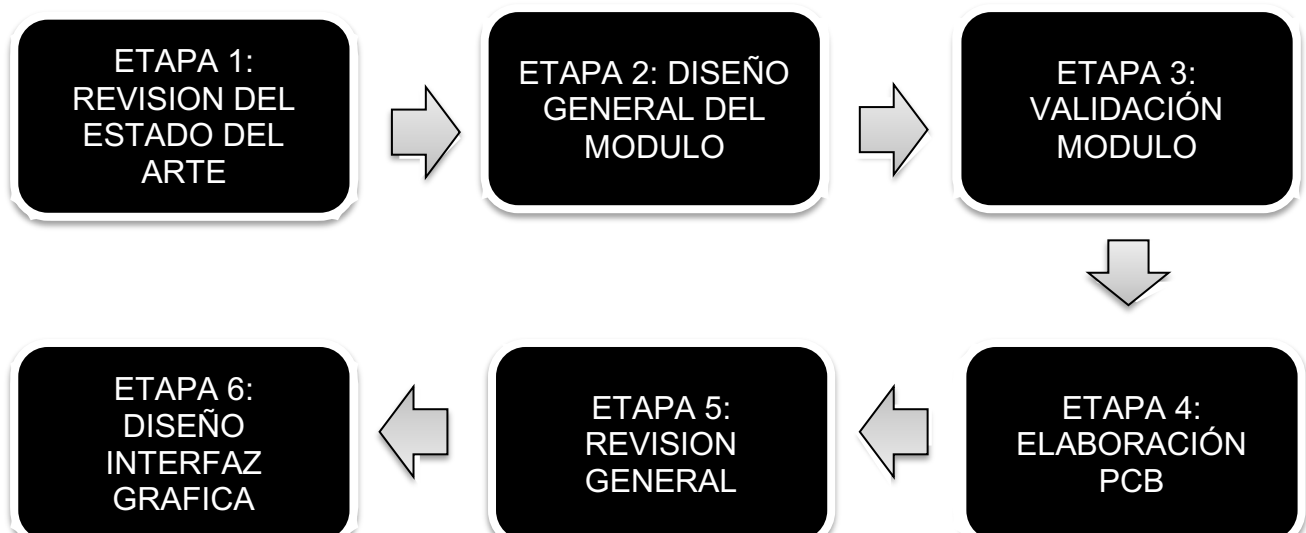


Figura 30. Etapas de desarrollo del proyecto. Fuente: Autor.

A continuación, se en listarán las actividades a realizar en cada etapa de la metodología mostrada en la figura 34:

6.1. Revisión del estado del arte:

- Obtención de información sobre equipos médicos y sus características.
- Conceptualización de conceptos referentes al área de la medicina.
- Estudio de generalidades de captación de señales biomédicas.
- Recopilación de trabajos previos sobre adquisición de señales biomédicas y diseño de prototipos para bioingeniería.
- Identificación de dispositivos.

6.2. Diseño general del módulo:

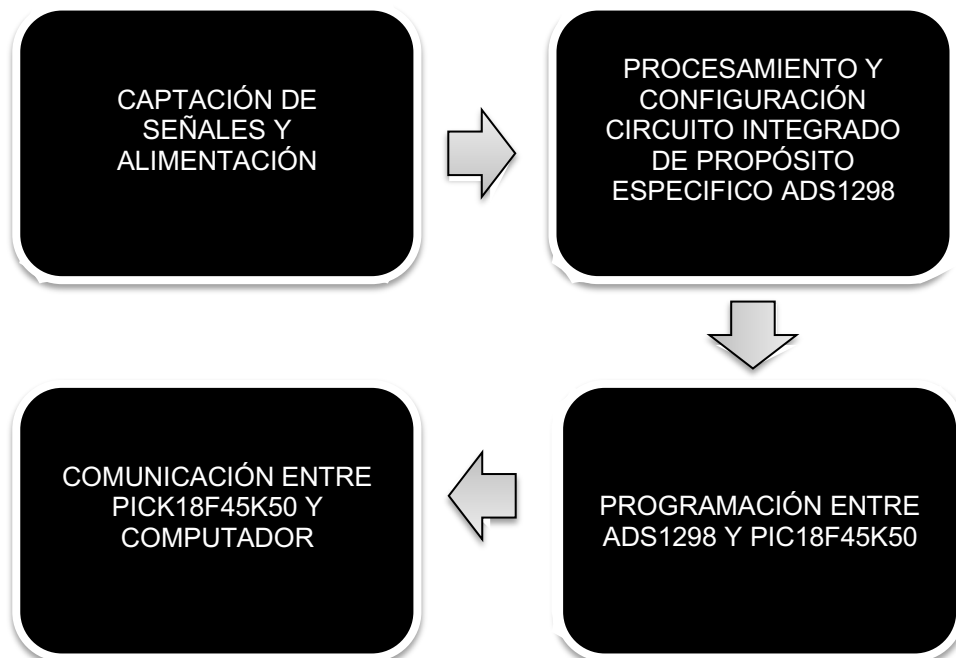


Figura 31. Diagrama de bloques del módulo. Fuente: Autor.

6.2.1. Captación de señales y alimentación.

Para la transformación de la energía en señales eléctricas es necesario el uso de un dispositivo transductor, el cual en este caso es un electrodo (ver Figura 32). Esta pieza permite transformar las corrientes del cuerpo humano en corrientes o señales eléctricas quienes poseen la información necesaria para el análisis y el procesamiento.



Figura 32. Electroodos. [33]

Para transferir las señales eléctricas captadas por el electrodo es necesario el uso de un cable apantallado (ver figura 33), el cual por sus características de bajo ruido y alta calidad permiten la transmisión libre de interferencias o distorsiones.



Figura 33. Cable apantallado. [34]

La alimentación del dispositivo puede ser tomada de tres fuentes diferentes:

Primera: Tensión obtenida por puerto USB 5v.

Segunda: Tensión obtenida por baterías AAA las cuales proporcionan 5v.

Tercera: Tensión obtenida de un adaptador de voltaje 9v regulado en el dispositivo a 5v.

6.2.2. Procesamiento y configuración circuito integrado de propósito específico ADS1298.

6.2.2.1. ADS1298

El ADS1298 es un circuito integrado de propósito específico el cual permite realizar adquisición y adecuación de forma simultánea, multicanal y de alta precisión de señales biológicas tales como son las señales producidas por el corazón (ECG), por el cerebro (EEG) y por los músculos (EMG).



Figura 34. Circuito integrado ADS1298. [45]

Para el funcionamiento del ADS1298 es necesario la generación de diferentes niveles de tensión los cuales son -2.5V, +2.5V y 3.3V. Para generar estos niveles se usan 3 reguladores de tensión diferentes.

El voltaje de 3.3V usado en la terminal DVDD del ADS1298 se obtiene a través del regulador TLV757P33 de Texas Instruments(ver figura 35), el cual regula con una tensión de entrada de 5 V la cual es proporcionada por el circuito de alimentación del microcontrolador utilizado en el proyecto que se explicara mas adelante.

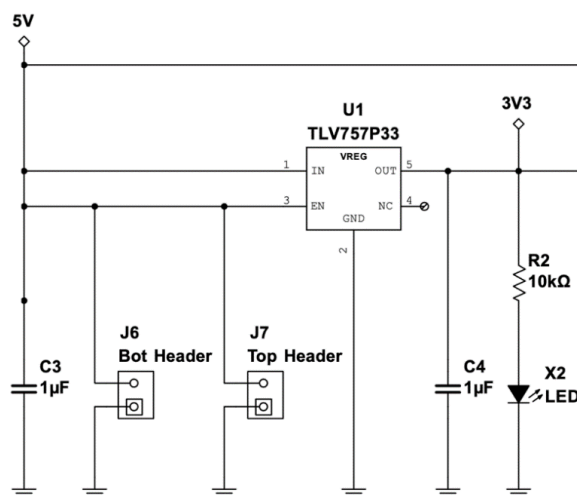


Figura 35. Circuito generador de 3.3 V. Fuente: Autor.

En el circuito de la figura 3 podemos observar como con una tensión de entrada de 5V y haciendo uso del regulador TLV1171 de Texas Instruments se obtiene el voltaje de 2.5V usado en la terminal AVDD del ADS1298.

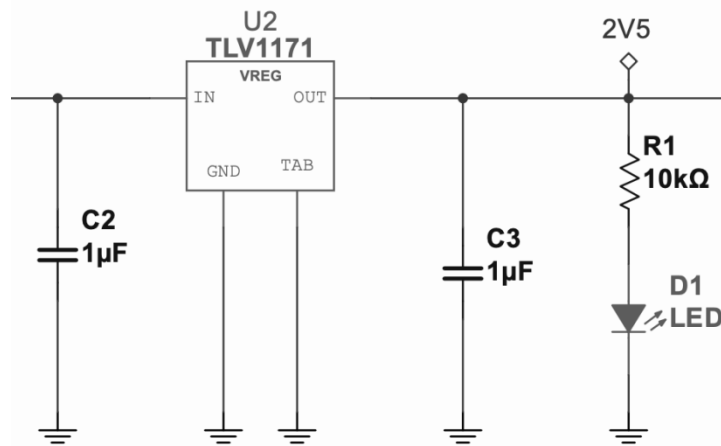


Figura 36. Circuito generador de +2.5V. Fuente: Autor.

En el circuito mostrado en la figura 37 podemos observar como con la tensión de salida proveniente del regulador TLV1171 de +2.5V y por medio del regulador TPS60403 de Texas Instruments se genera una señal de -2.5V usada en el terminal AVSS del ADS1298.

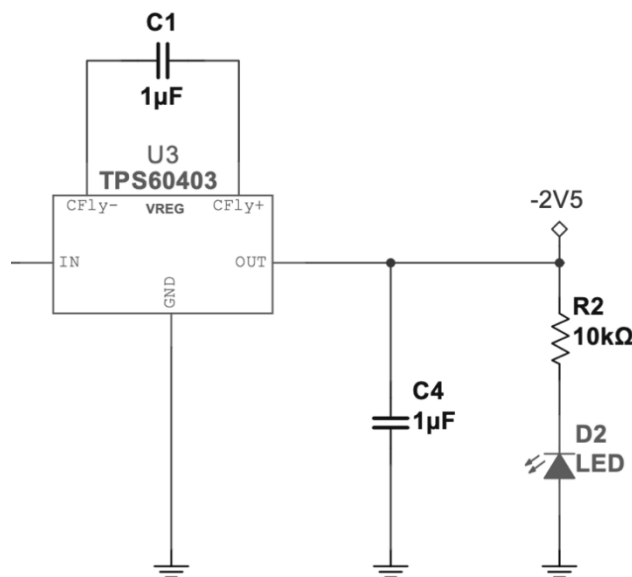


Figura 37. Circuito generador de -2.5V. Fuente: Autor.

Con el circuito de alimentación el ADS1298 ya se encuentra listo para funcionar, no obstante, es necesario realizar la configuración de los registros y proporcionar las señales a procesar. El circuito de la figura 38 muestra las conexiones a las terminales de entrada del ADS1298 las cuales serán conectadas al paciente haciendo el uso de electrodos y cables apantallados para una correcta transmisión.



Figura 38. Conexiones a las terminales de entrada del ADS1298. Fuente: Autor.

6.2.2.2. Bloques funcionamiento ADS1298

El ADS1298 está compuesto por diferentes bloques para su funcionamiento (ver figura 39).

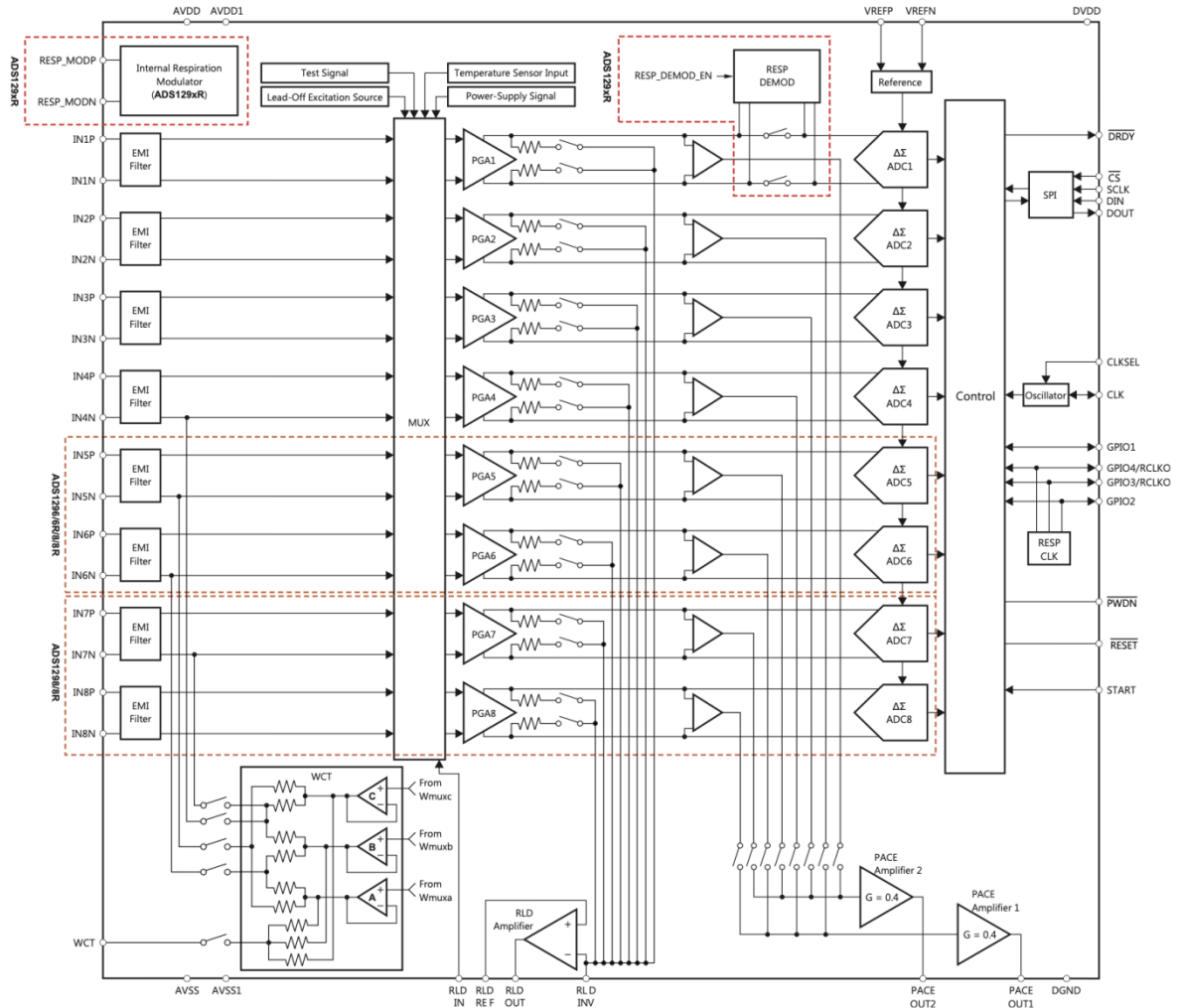


Figura 39. Diagrama de bloques internos ADS1298. [45]

1. Filtrado de interferencia electromagnética.
2. Terminal central de Wilson(WCT).
3. Circuito de pierna derecha.
4. Amplificación.
5. Conversión analógico-digital ADC.
6. Sistema de control de comunicación.

Se debe tener en cuenta que los bloque dos y tres son usados únicamente para modo ECG.

6.2.2.2.1. Filtrado de interferencia electromagnética.

Cada una de las 8 entradas de los canales del ADS1298 posee un filtro de interferencia electromagnética (EMI) compuesta por dispositivo pasivos que cumplen la función de suprimir interferencias. Estas interferencias sean naturales o artificiales aceleran la degradación provocando mal funcionamiento de los dispositivos electrónicos. El ancho de banda del filtro es de aproximadamente 3 MHz. [35]

6.2.2.2.2. Terminal central de Wilson (WCT).

La terminal de Wilson se define como el promedio de los electrodos brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA) y pierna izquierda (LL).

$$WCT = (RA + LA + LL) / 3$$

El ADS1298 genera el WCT a partir de un circuito con tres amplificadores integrados de bajo nivel de ruido, tres multiplexores y tres resistencias de 30 KΩ. Los multiplexores 8:1 permiten según la configuración de los registros WCT1 y WCT2 que los electrodos RA, LA y LL puedan ser conectados a cualquier terminal de los cuatro primeros canales (ver figura 40), de igual forma cada amplificador puede encenderse o apagarse según la configuración de los registros previamente dichos. [35]

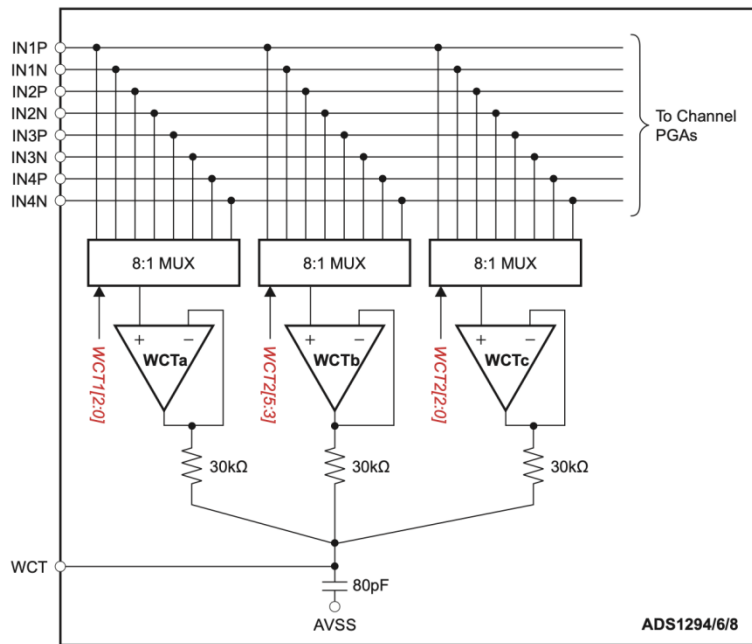


Figura 40. Circuito Generador del WCT en el ADS1298. [45]

6.2.2.2.3. Circuito de pierna derecha

Las señales de entrada como se ha mencionado son las tomadas de RA, LA y LL, para una disminución de ruido el ADS1298 tiene integrado un circuito conocido como el circuito de pierna derecha, este permite la disminución del ruido mezclándose con las señales generadas por el paciente (ver figura 41). [35]

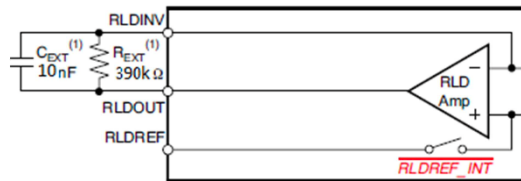


Figura 41. Circuito de pierna derecha. [45]

6.2.2.2.4. Amplificación

Al interior del ADS1298 se realiza la amplificación de la señal por medio de sus amplificadores diferenciales de ganancia programable (PGA's). La ganancia de cada amplificador se configura en los registros CH1SET a CH8SET del ADS1298 con la posibilidad de 7 niveles diferentes. Estos amplificadores cuentan con una impedancia de entrada infinita. [35]

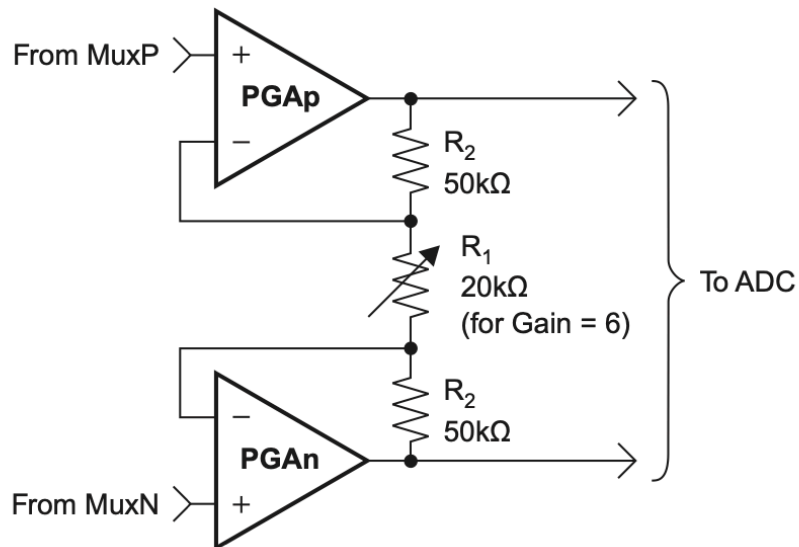


Figura 42. Implementación del PGA. [45]

6.2.2.2.5. Conversión análogo-digital ADC

En esta etapa se realiza la conversión de la señal analógica a una señal digital para ser enviada al microcontrolador usado para el envío de los datos al PC. Cada canal del ADS1298 cuenta con un ADC de 24 bits(referenciar data sheet). El convertidor utiliza como referencia sus terminales positiva y negativa para determinar el rango de tensión a manipular, de esta forma genera los intervalos según la resolución del ADC.

Como referencia negativa en el diseño se tomo la alimentación negativa AVSS del ADS1298 de -2.5V; la referencia positiva se conecta a la referencia negativa haciendo uso de un capacitor de 10 μF gracias al circuito interno que posee el ADS1298 que genera el voltaje de referencia para el ADC, en este caso de 2.4V. (ver figura 43). [35]

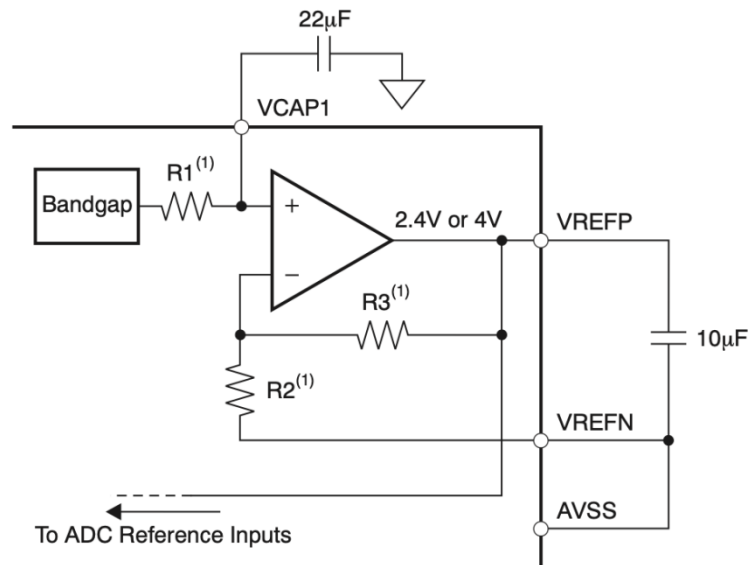


Figura 43. Referencia interna. [45]

Para un $VREFP = 2.4$ $R1 = 12.5$ [k Ω] $R2 = R3 = 25$ [k Ω]

6.2.2.2.6. Sistema de control de comunicación

Como protocolo de comunicación entre el ADS1298 y el PIC18F45K50 se utilizo la interfaz serial de comunicación (SPI), esta interfaz se lee la conversión de los datos, se leen y escriben registros y se controla en funcionamiento del ADS1298, estas funciones las realiza con el uso de cuatro señales:

Chip Selector (CS): Esta señal según su valor 0 o 1 digital selecciona los dispositivos para la comunicación SPI. Cuando la señal se encuentra en bajo la interfaz serial se encuentra activa por lo tanto para una correcta comunicación esta señal debe estar en bajo durante toda la comunicación serial.

Reloj (SCLK): La señal de SCLK es el reloj serial de la interfaz SPI utilizada para determinar los instantes en los que se procesan los datos tanto de lectura como de escritura. Mientras la señal de CS del ADS1298 esta en bajo el dispositivo decodifica y ejecuta comandos cada ocho relojes en serie, por lo tanto, cada transferencia serial debe realizarse en múltiplos de 8 SCLK para mantener el correcto funcionamiento.

Datos de entrada (DIN): El pin de entrada de datos junto con la señal de SCLK es usada la comunicación con el AS1298. El dispositivo bloquea los datos de DIN cuando SCLK esta en bajo.

Datos de salida (DOUT): Esta señal es de salida del ADS1298 y al igual que DIN es procesada cada 8 ciclos de reloj. Los datos se desplazan hacia fuera en el flanco de subida de SCLK como se observa en la figura 44.

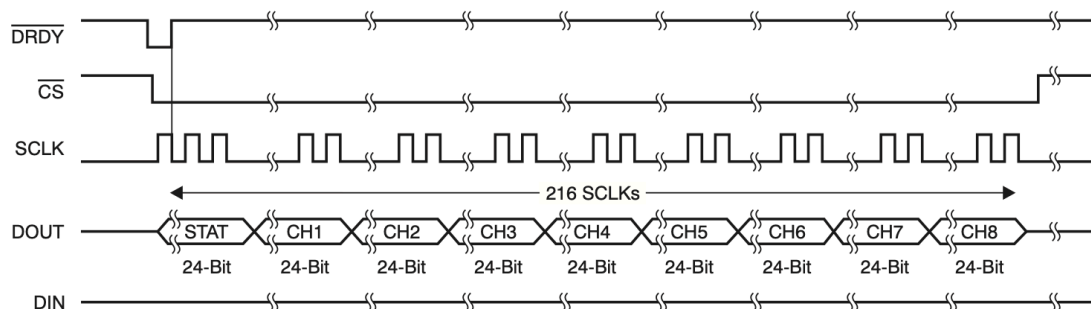


Figura 44. Salida de datos del Bus SPI para el ADS1298 (ocho canales). [45]

6.2.2.3. PIC18F45K50

Es un circuito integrado programable de alto rendimiento computacional y de alta resistencia, entre sus principales características están:

- Memoria flash programable que permite altas velocidades de funcionamiento.
- Diez diferentes modos de configuración de su oscilador lo que le permite adecuarse al hardware diseñado.
- Canales análogos y digitales.
- Puertos de entrada y de salida.
- Comunicación serial RS232.
- Interfaz de comunicación SPI.

Por las características previamente dichas se selecciono este microcontrolador para lograr el correcto funcionamiento del ADS1298 programando los registros mediante una comunicación serial SPI.

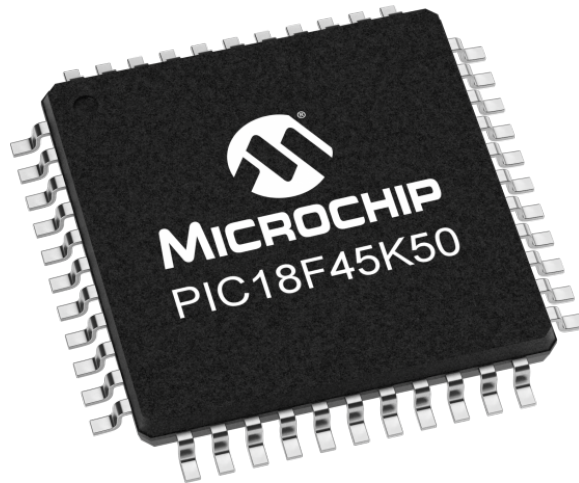


Figura 45. PIC18F45K50 de Microchip. [46]

De este microcontrolador se usaron 7 terminales los cuales son:

Modulo SPI

Terminal 8 / RB0: MISO (*multiple input single outputs*).

Terminal 9 / RB1: SCLK (*serial clock*).

Terminal 10 / RB3: MOSI (*multiple output single input*).

Terminal 14 / RB4: SS ó CS (*chip select*).

Del módulo SCI

Terminal 44 / RC6: TX (Transmisión).

Terminal 45 / RC7: RX (Recepción).

Propósito General (Uso: Leds)

Terminal 25 / RE0

Terminal 26 / RE1

Terminal 27 / RE2

Para el uso del microcontrolador se realizo un diseño para su alimentación debido a que para su funcionamiento necesita un valor de voltaje diferente a los del ADS1298.

El voltaje de 5.V necesario para la alimentación del microcontrolador puede ser obtenido de dos formas:

La primera es como se observa en la figura 46, haciendo uso de una conexión micro usb conectado a un adaptador de 5V.

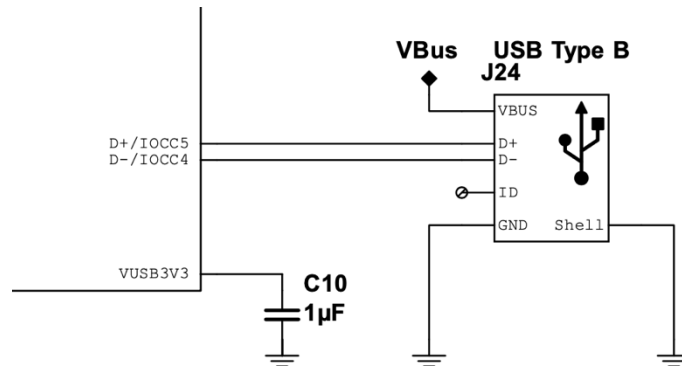


Figura 46. Alimentación 5V mediante microUSB. Fuente: Autor.

La segunda es haciendo uso del regulador LM2576 de Texas Instruments el cual para este caso se le diseño una configuración para la salida requerida de 5V con una tensión de entrada no mayor a 15V.

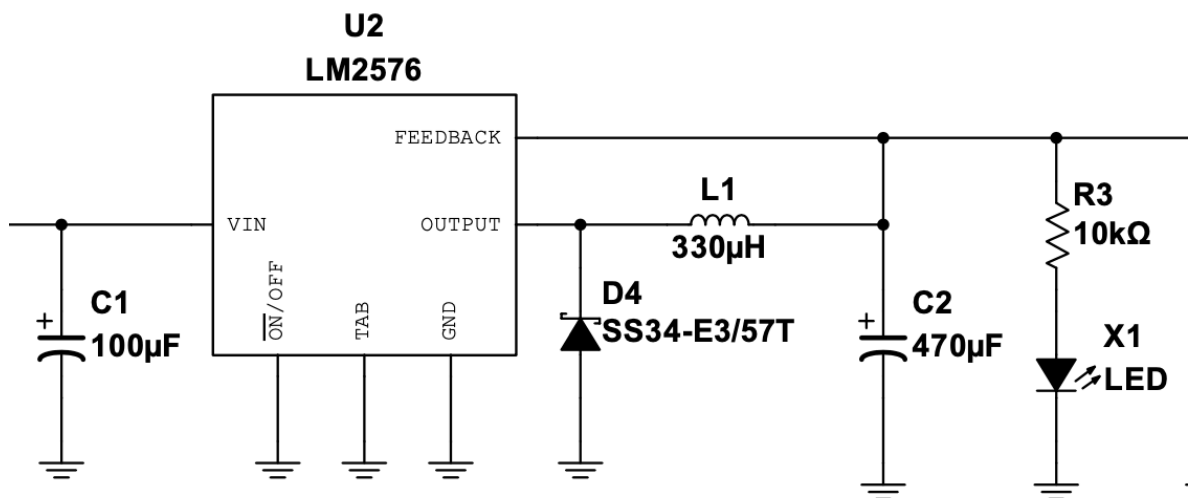


Figura 47. Configuración LM2576. Fuente: Autor.

6.3. Programación entre el ADS1298 y el PIC18F45K50

Las conexiones se proponen de acuerdo con las configuraciones mostradas en las hojas de datos del ADS1298 y del PIC18F45K50 [35] [36].

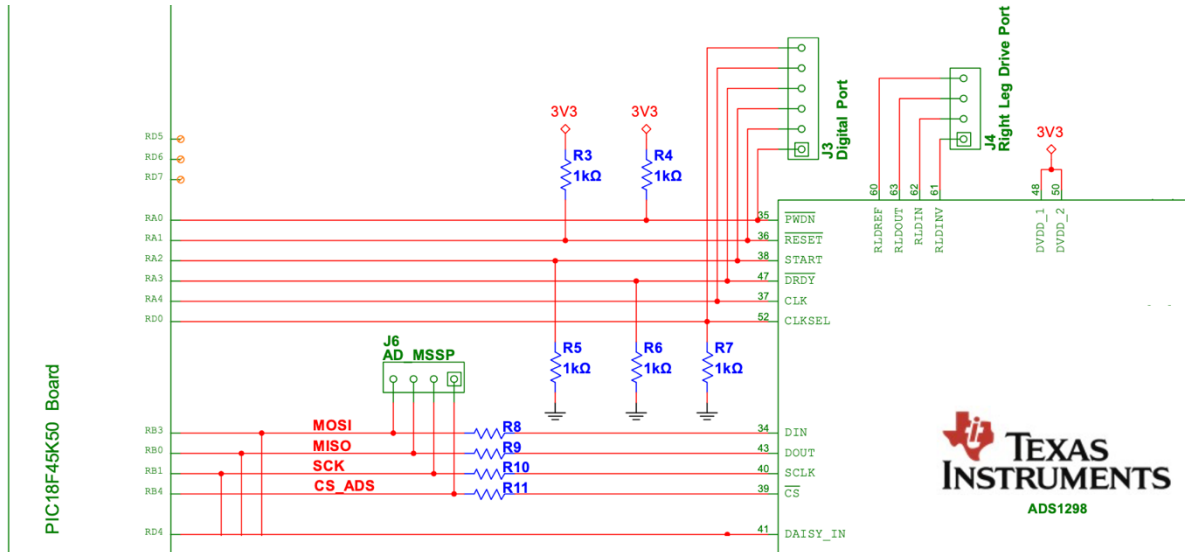


Figura 48. Conexiones en el ADS1298. Fuente: Autor.

La comunicación entre el ADS1298 y el PIC18F45K50 haciendo uso de una comunicación SPI se realiza conectando las respectivas terminales de los dispositivos como se muestra en la figura 49. El microcontrolador actúa como maestro y el ADS1298 lo hace como esclavo.

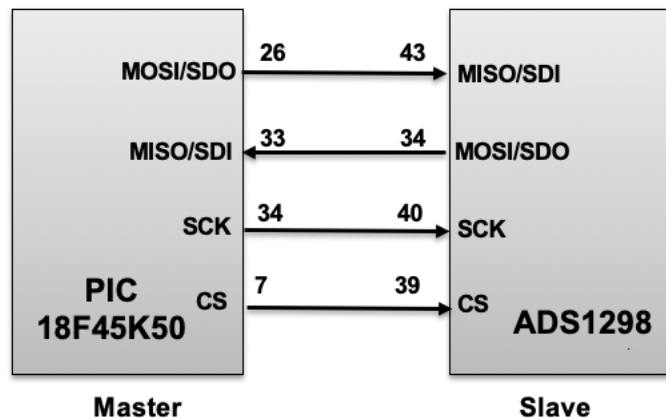


Figura 49. Comunicación entre ADS1298 y PIC18F45K50. Fuente: Autor.

La programación del ADS1298 se realiza por medio del PIC18F45K50, elegido para el desarrollo del proyecto por permitir una comunicación por protocolo SPI y RS232,

la primera característica empleada para comunicarse con el ADS1298 y la segunda para hacerlo con un computador que recibirá los datos adquiridos.

El código para programar el microcontrolador se desarrolla en MPLAB X Integrated Development Environment (IDE) [37] empleando el compilador C COMPILER de CCS [38]. Las librerías y comandos del compilador se detallan en el manual que se usa para desarrollar el código [39].

En el programa del microcontrolador primero se modifican los registros del PIC18F45K50 para generar la señal de reloj del ADS1298 y luego se modifican los registros del ADS1298 para que funcione con las características deseadas.

Para la comunicación SPI el ADS1298 requiere una frecuencia entre 1.95 [MHz] y 2.4 [MHz]. La frecuencia del reloj para la comunicación SPI se fija en 2 [MHz].

El PIC18F45K50 permite fijar el reloj de la comunicación SPI dividiendo el reloj principal del sistema o utilizando la mitad de la frecuencia del Timer 2. Para lograr la frecuencia 2 [MHz], se opta por emplear el Timer 2 oscilando a 4 [MHz].

Las funciones empleadas para escribir y leer datos en chip por SPI son **SPI_WRITE()** y **SPI_READ()** respectivamente, después de las cuales se debe esperar 8 ciclos de reloj SPI para no perder datos.

En el PIC18F45K50 se implementaron las funciones de programación necesarias para la inicialización del ADS1298. Los registros y sus valores correspondientes se observan en la siguiente tabla:

Registros de inicialización		
Registro	Valor	Especificación
ADS1298_REG_ID	10010010	Selección de familia ADS1298X y uso de 8 canales.
ADS1298_REG_CONFIG1	10100010	Alta resolución, modo de cadena, salida de reloj oscilador habilitado y 8 kSPS.
ADS1298_REG_CONFIG2	00100000	Frecuencia constante de fmod/16, origen de la señal de prueba desde el exterior, calibración de la amplitud y frecuencia a 1[mV] y fclk/2.
ADS1298_REG_CONFIG3	11001100	<i>Buffer</i> de referencia interna de energía-abajo, VREFP a 2.4 [V], RLD para cálculos abierto, fuente de señal RLDREF externa, <i>buffer</i> para RLD habilitado, deshabilitada la función de detección RLD y RLD está conectado.

ADS1298_REG_LOFF	-----	No se configura ya que no es relevante para ECG.
ADS1298_REG_CH1SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH2SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH3SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH4SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH5SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH6SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH7SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH8SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_GPIO	-----	No se configura ya que no es relevante para ECG.
ADS1298_REG_CONFIG4	00000000	Modo conversión continúa.
ADS1298_REG_WCT1	00001000	Alimentación de energía baja encendido para WCTA, entrada positiva del canal 1 conectado a WCTA.
ADS1298_REG_WCT2	11010100	Alimentación de energía baja encendido para WCTB y WCTC, entrada positiva del canal 2 conectado a WCTB, entrada positiva del canal 3 conectado a WCTC.

Tabla 1. Registros de inicialización. [35]

Los registros **GPIO**, **PACE**, **RESP**, **CONFIG4**, **WCT1**, **WCT2**, no son utilizados en este proyecto.

COMMAND	DESCRIPTION	FIRST BYTE	SECOND BYTE
SYSTEM COMMANDS			
WAKEUP	Wakeup from standby mode	0000 0010 (02h)	-----
STANDBY	Enter standby mode	0000 0100 (04h)	-----
RESET	Reset the device	0000 0110 (06h)	-----
START	Start/restart (synchronize) conversions	0000 1000 (08h)	-----
STOP	Stop conversion	0000 1010 (0Ah)	-----
DATA READ COMMANDS			

RDATA	Enable Read Data Continuous mode. This mode is the default mode at power up.	0001 0000 (10h)	-----
SDATA	Stop Read Data Continuously mode	0001 0001 (11h)	-----
RDATA	Read data by command; supports multiple read back.	0001 0010 (12h)	-----
REGISTER READ COMMANDS			
RREG	Read n nnnn registers starting at address r rrrr	001r rrrr (2xh) ⁽²⁾	000n nnnn ⁽²⁾
WREG	Write n nnnn registers starting at address r rrrr	010r rrrr (4xh) ⁽²⁾	000n nnnn ⁽²⁾

Tabla 2. Definición código de comandos. [35]

6.4. Comunicación entre PIC18F45K50 y computador

Para esta comunicación se hizo uso del protocolo RS232 de comunicación serial con un módulo Bluetooth HC-06 y un computador. Este protocolo permite el envío de los datos recibidos en el microcontrolador PIC18F45K50 a una velocidad de 9600bps por medio de una conexión inalámbrica gracias al uso de una tecnología Bluetooth, el envío y la recepción se realiza de 8 bits a través de las señales de transmisión TX y recepción RX.

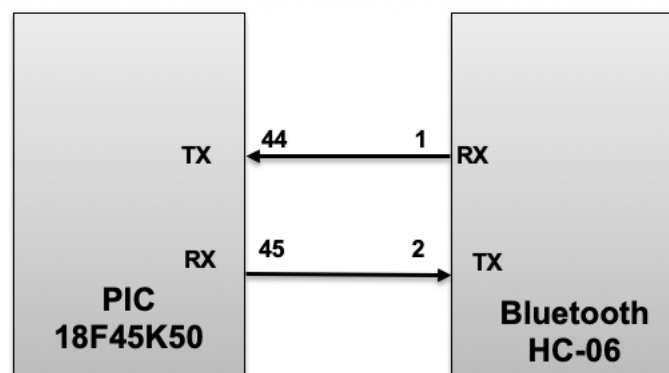


Figura 50. Comunicación entre PIC18F45K50 y HC-06. Fuente: Autor.

6.5. Elaboración de PCB

Se realizó el diseño de dos tarjetas PCB una para el microcontrolador PIC18F45K50 y la segunda para el ADS129 con la colaboración del docente Jhon Erick Navarrete


```
bytesize = EIGHTBITS,  
parity = PARITY_NONE,  
stopbits = STOPBITS_ONE,  
timeout = None,  
xonxoff = False,  
rtscts = False,  
write_timeout = None,  
dsrdtr = False,  
inter_byte_timeout = None)
```

Se reciben las muestras provenientes del microcontrolador para posteriormente graficarlas en tiempo real en la pantalla de un computador permitiendo de esta forma una fácil visualización al usuario de las señales, se hizo uso de la librería matplotlib de Python la cual genera gráficos a partir de listas o arreglos, en este caso un arreglo de muestras.

```
data = []  
x = np.arange(50)  
plt.plot(x,data)  
plt.title('Señal seno')  
plt.xlabel('Muestras', fontsize=12)  
plt.ylabel('Amplitud', fontsize=12)  
plt.grid(True)  
plt.show()
```

Debido a que la salida de datos del ADS1298 es de 24 bits, el programa realiza la concatenación de los bytes para obtener el valor real de la muestra. El eje “x” de la pantalla es la cantidad de muestras recibidas, mientras el eje “y” es la amplitud de la señal adquirida como se observa en la figura 52, la cual fue graficada con datos enviados del PIC18F45K50 al computador. El programa después de unos segundos refresca la pantalla para una mejor visualización de la señal.

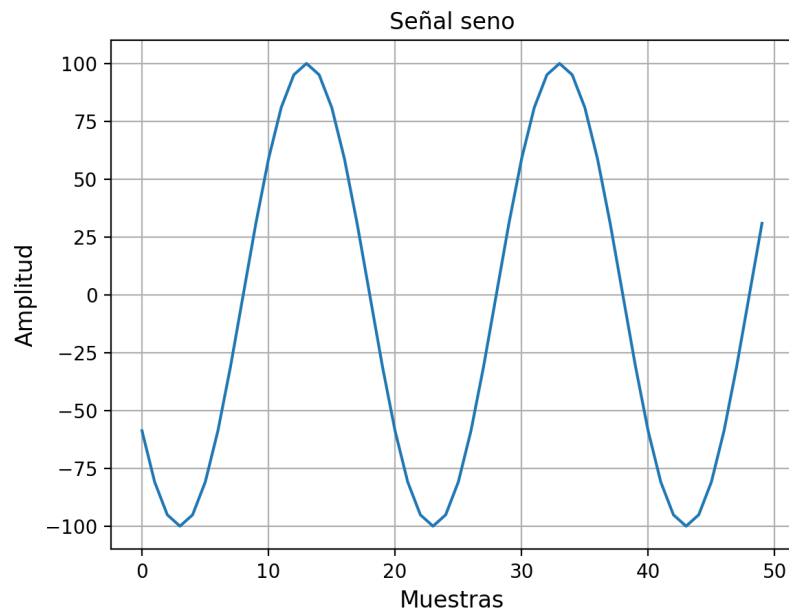


Figura 52. Interfaz gráfica. Fuente: Autor.

6.7. Electroestimulador.

Para el diseño del electroestimulador muscular se hizo uso de diferentes etapas:

1. Generación de señales con integrado ICL 8038.
2. Adecuación de la señal triangular con amplificadores operacionales.
3. Relé para selección de señal de salida.
4. Amplificación de la señal con un transformador.
5. Etapa de potencia con TIP41C Y TIP42C.

6.7.1. Generación de señales con integrado ICL 8038

El ICL 8038 es un integrado con la capacidad de generar señales senoidales, triangulares y cuadradas, las señales generadas pueden ser modificadas en ancho de pulso y frecuencia desde 0,001 Hz hasta 300 KHz haciendo uso de resistencias y condensadores.

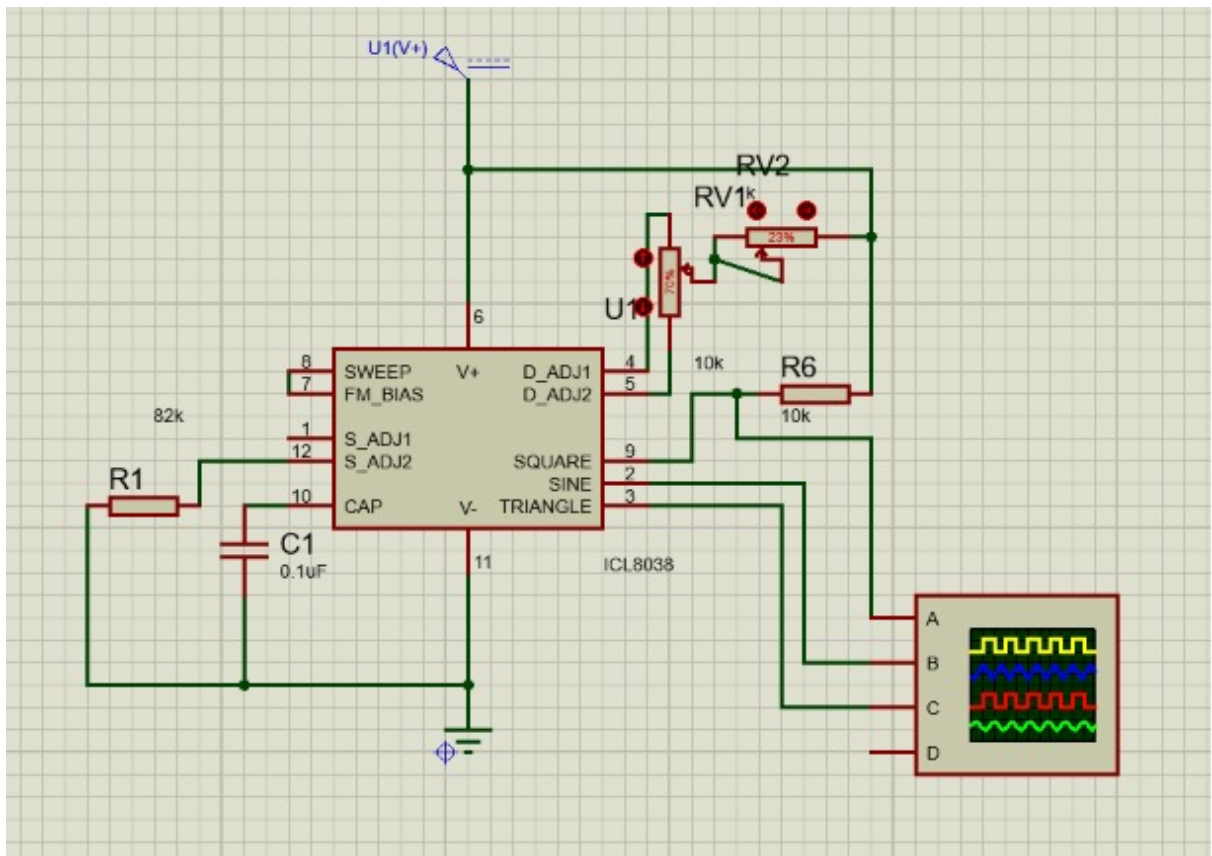


Figura 53. Simulación generador de señales. Fuente: Autor.

En la imagen anterior se observa el esquemático del circuito generador de señales con cambio de frecuencia y ancho de pulso, para el electroestimulador se hará uso de la señal cuadrada y la señal triangular.

6.7.2. Adecuación de la señal triangular con amplificadores operacionales.

La señal triangular generada por el ICL 8038 tiene un voltaje de offset de 6 voltios, por lo cual se hace uso de un amplificador operacional LM358 en configuración restador para eliminarlo, después de esto se amplifica la señal para que tenga el mismo voltaje de salida que la señal cuadrada y por último para aislar impedancias se utiliza un amplificador operacional seguidor de voltaje.

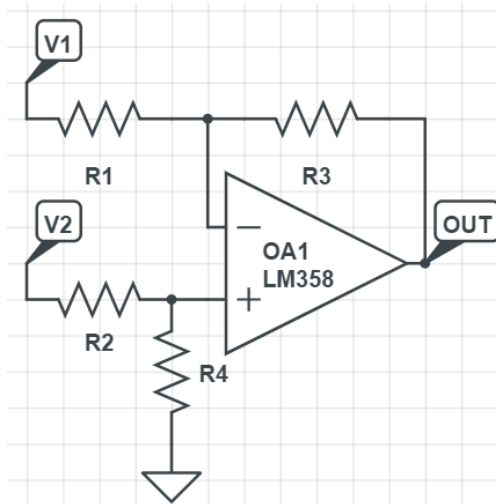


Figura 54. Amplificador restador. Fuente: Autor.

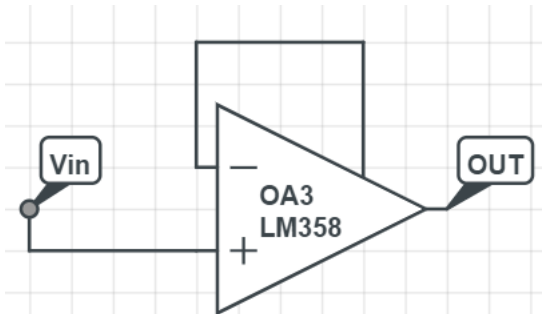


Figura 55. Amplificador seguidor. Fuente: Autor.

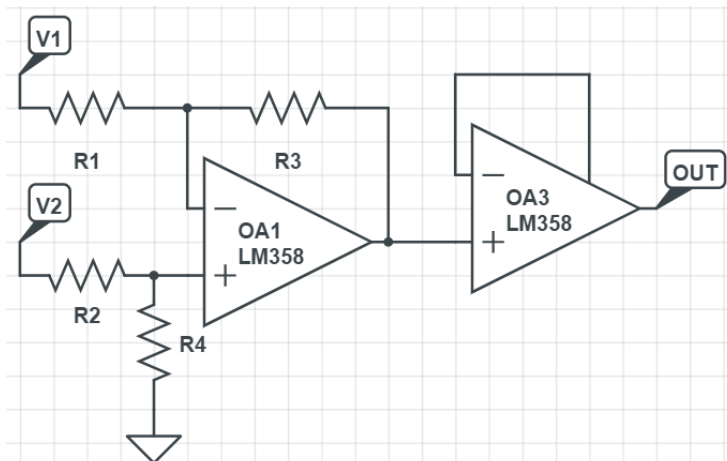


Figura 56. Etapa de acondicionamiento. Fuente: Autor.

6.7.3. Relé para selección de señal de salida.

Las dos señales entran a un relé el cual está conectado a tierra y a un pulsador que está conectado a VCC para hacer el cambio de la señal que va al transformador.

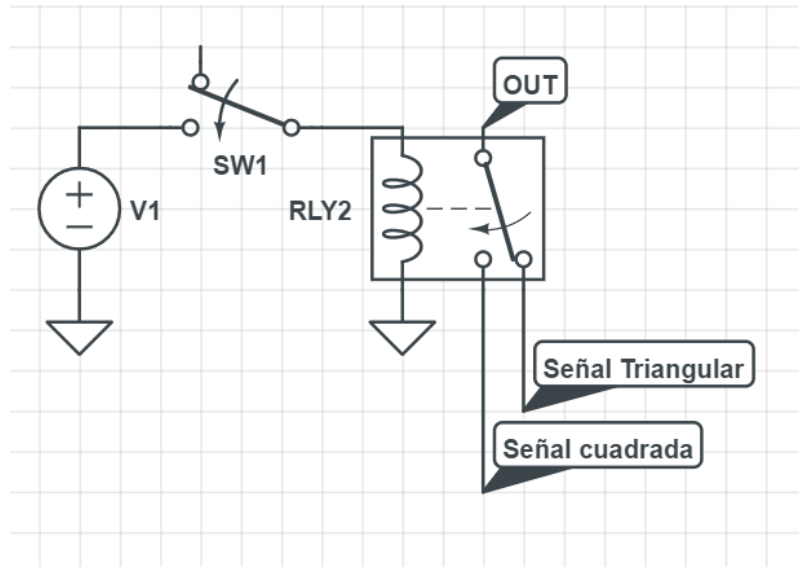


Figura 57. Circuito relé. Fuente: Autor.

6.7.4. Amplificación de la señal con un transformador.

La salida del relé se conecta a una terminal del transformador mientras la otra terminal va conectada a VCC.

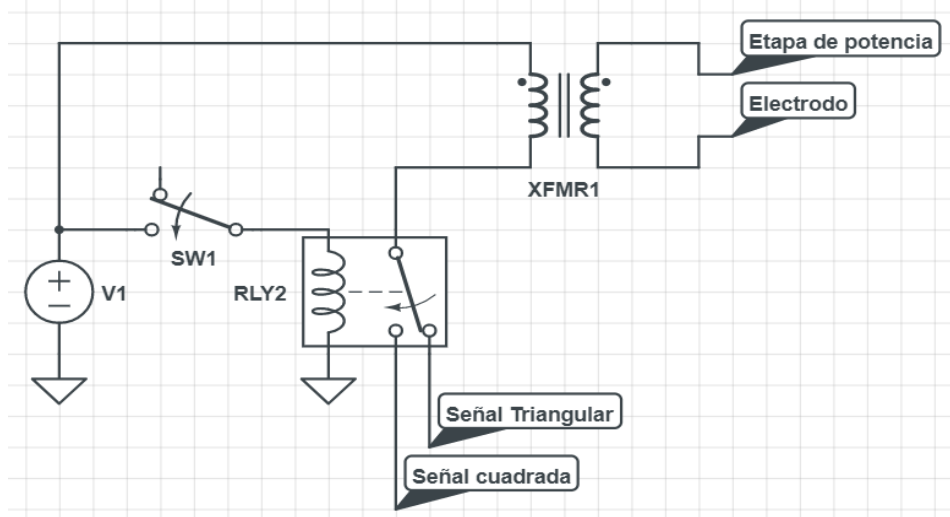


Figura 58. Conexión con transformador. Fuente: Autor.

6.7.5. Etapa de potencia con TIP41C Y TIP42C.

En esta última etapa se aumenta la corriente haciendo uso de dos transistores en una configuración conocida como PUSH-PULL.

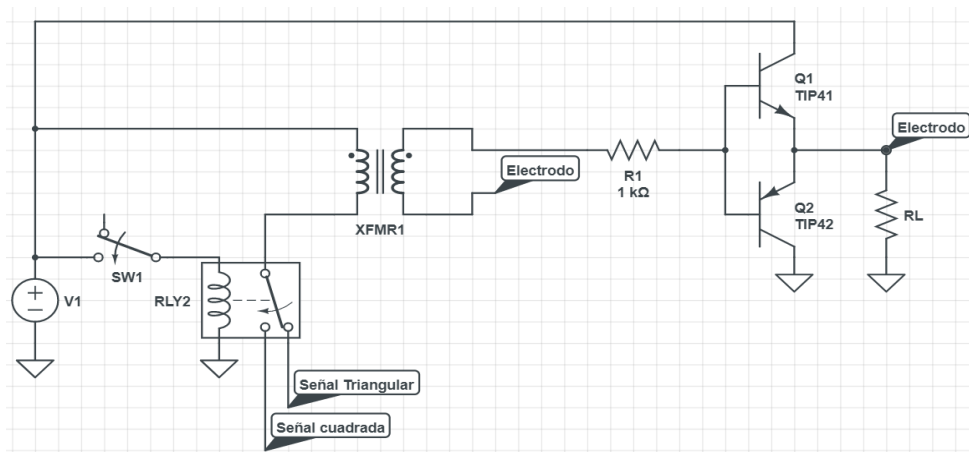


Figura 59. Etapa de potencia. Fuente: Autor.

7. RESULTADOS

Una vez finalizados y contruidos los diseños del modulo para captación de señales biológicas y el electroestimulador, se procedió a la toma de datos adquiridos por el modulo y a la observación de las señales generadas por el electroestimulador.

Las señales de electrocardiografía y electroencefalografía fueron tomadas en un usuario de 24 años de genero masculino quien no refirió antecedentes de relevancia.



Figura 60. Conexión a dispositivo para captación de señal electrocardiográfica. Fuente: Autor.

A continuación, se presenta el trazado electrocardiográfico, en el, se puede observar de manera clara los diferentes componentes del electrocardiograma como lo son el complejo PQR al inicio del trazado, el segmento ST y finalmente la onda U.

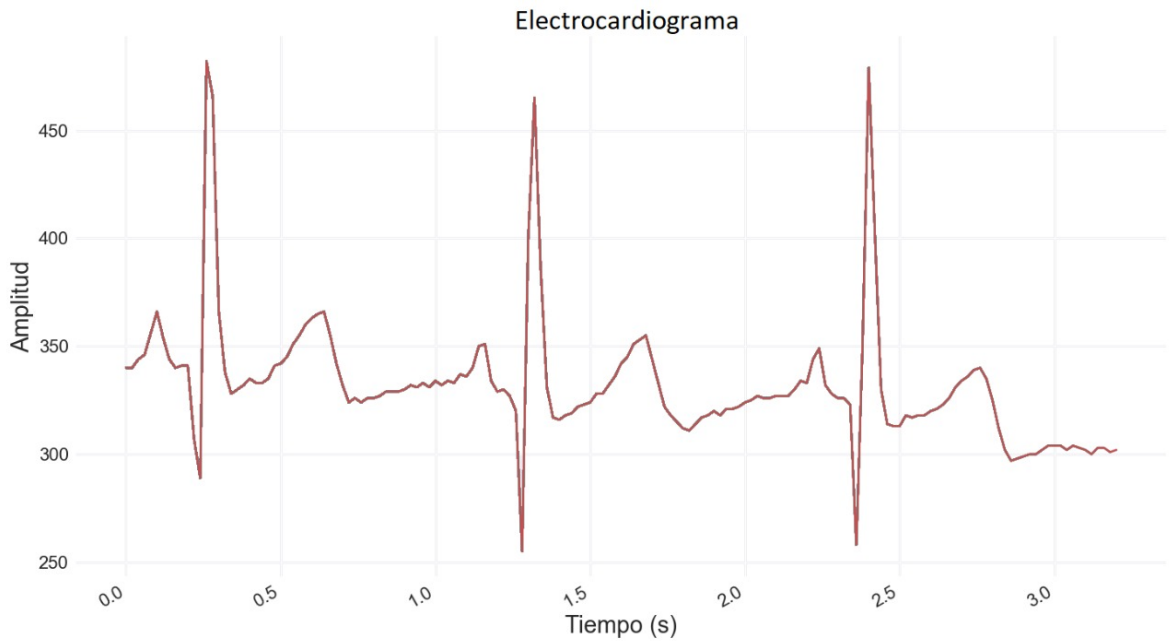


Figura 61. Trazado electrocardiográfico. Fuente: Autor.

El electrocardiograma se obtuvo a partir de la derivación unipolar aumentada de pie izquierdo aVf, en donde la pierna izquierda es la referencia positiva, mientras los brazos derecho e izquierdo son la referencia negativa a partir de un punto común.

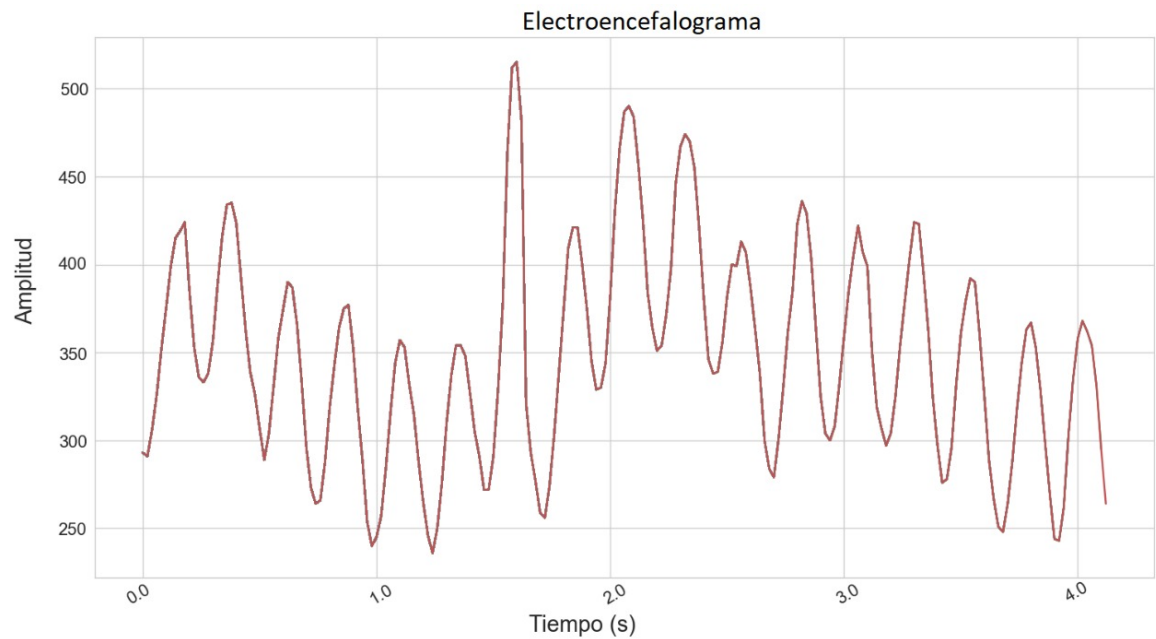


Figura 62. Trazado electroencefalográfico. Fuente: Autor.

En la anterior figura se observa el trazado electroencefalográfico captado con tres electrodos en la cabeza del usuario, dos ubicados en la frente y uno en la oreja izquierda. Según la forma de la onda y el estado del usuario al momento de la captación de los datos, se puede deducir que es similar a una onda Alpha la cual indica un estado de relajación y poca concentración.



Figura 63. Conexión a dispositivo para captación de señal electroencefalográfica. Fuente: Autor.

Para una mayor confiabilidad la captación debe ser realizada en diferentes momentos mientras el usuario realiza distintas actividades como tareas duales o resolución de problemas, adicionalmente es recomendable la utilización de un casco el cual permite ampliar el numero de electrodos, logrando así una mejor lectura de las ondas cerebrales.

En la figura 64 se observa la señal de salida del circuito, con una señal de entrada cuadrada de 10 voltios, la señal generada tiene una frecuencia variable que en este caso como se observa en la figura es de 30 Hz y al momento de la aplicación fue observable una leve contracción muscular a nivel del biceps derecho del usuario haciendo uso de dos electrodos como se observa en la figura 65.

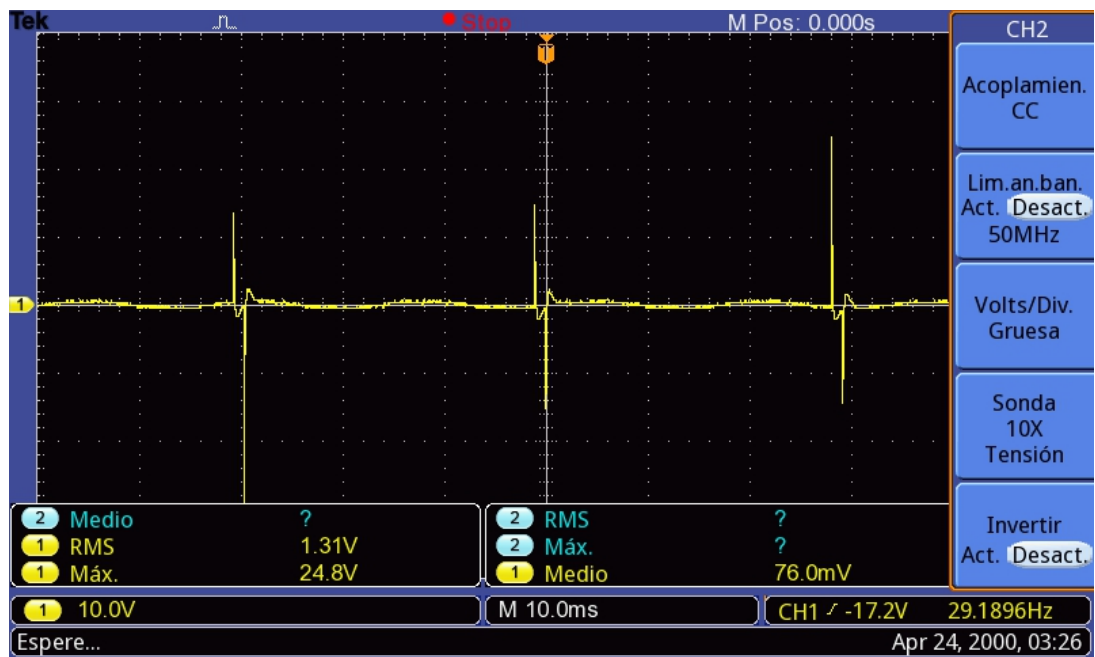


Figura 64. Señal de salida circuito diseñado. Fuente: Autor.



Figura 65. Posicionamiento de electrodos. Fuente: Autor.

Con el eletroestimulador implementado se pueden lograr diferentes aplicaciones como la despolarización sobre las neuronas motoras, para así propiciar

contracciones musculares, esto dependiendo de los parámetros de la señal como lo son la frecuencia y duraciones de pulso.

En la figura 66 se observa la señal de salida de un electroestimulador comercial con el cual se realizó una comparación, esta comparación se observa en la figura 67.

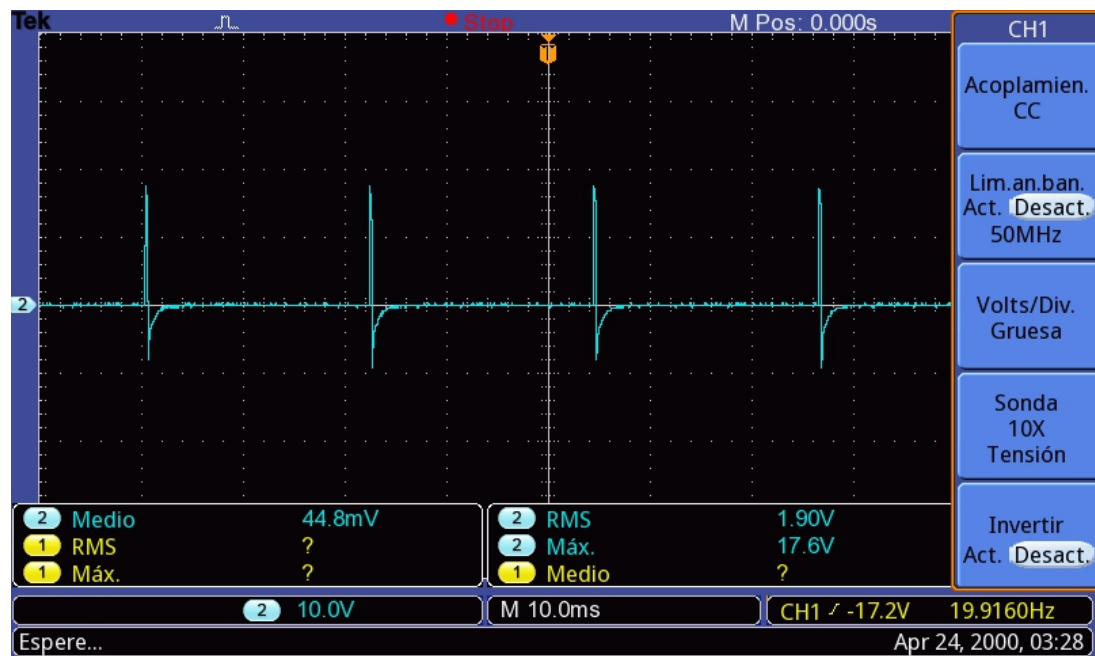


Figura 66. Señal de salida electroestimulador comercial. Fuente: Autor.

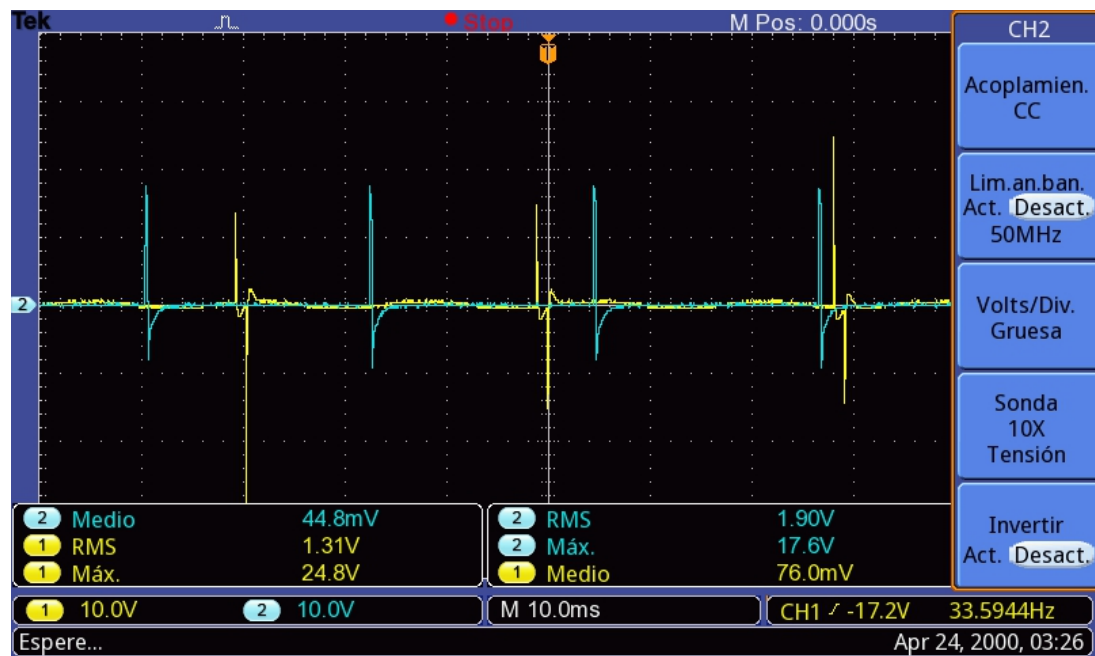


Figura 67. Comparación de señales. Fuente: Autor.

El electroestimulador diseñado cuenta con las siguientes características:

Rango de amplitud de señal: 5 a 10V.

Rango de frecuencia: 0 a 100 Hz.

Variación de forma de onda: Cuadrada o triangular.

8. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

- El diseño electrónico realizado a partir del integrado de uso específico ADS1298 de Texas Instruments, el microcontrolador PIC18F45K50 de microchip y un dispositivo Bluetooth permitió la correcta captación de señales biológicas con el uso de electrodos de superficie.
- Tras el diseño de un circuito a partir de un ILC 8038, amplificadores operaciones y un transformador se logro implementar la generación de señales para estimulación con parámetros de onda ajustables como la frecuencia, la forma de onda y la amplitud.
- A partir de un diseño de PCB fue posible la integración de los diferentes módulos para permitir la captación de las diferentes señales biológicas.
- Mediante la utilización del lenguaje de programación Python y sus librerías se realizo la conexión para recibir los datos mediante una comunicación serial y de esta forma graficarlos en tiempo real.
- El microcontrolador PIC18F45K50 de Microchip facilita la configuración por medio de registros del integrado de uso específico ADS1298 logrando su digitalización y de esta forma la visualización de las señales en una interfaz grafica en tiempo real.
- La utilización del integrado específico ADS1298 de Texas Instruments, facilita el diseño del prototipo gracias a sus características eléctricas para adquisición de señales EEG y ECG.
- En función de las pruebas realizadas los diseños implementados son viables y confiables tanto para la captación de señales biológicas como para la generación de señales para estimulación.
- Se logro la generación de señales similares a las presentadas en electroestimuladores comerciales con parámetros de onda ajustables como la frecuencia, el tipo de onda y la amplitud.

Para futuros trabajos:

- Construir o adquirir un casco para posicionamiento de los electrodos de EEG para poder tener una lectura mas limpia de las señales biomédicas.
- Realizar un análisis y procesamiento mas profundo de las señales biomédicas adquiridas.
- El uso de mas canales para las señales de ECG y EEG. De esta forma podemos tener mas información de las señales biomédicas adquiridas.
- A partir del diseño realizado para el ADS1298 su programación puede ser realizada con diferentes microcontroladores.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Isapres, «Isapres,» 17 03 2017. [En línea]. Available: http://www.isapre.cl/PDF/El_efecto_del_incremento_de_precios_en_la_salud_en_Latinoamerica%20.pdf. [Último acceso: 22 Agosto 2018].
- [2] M. M. Gomes, «La importancia de los dispositivos médicos para el sector de la salud,» Bogotá D.C., 2016.
- [3] J. Gossain, «La verdadera historia de hospitales y clínicas al borde de la quiebra,» *El Tiempo*, p. 1, 25 Julio 2018.
- [4] K. P. Carmona, «Diseño e implementación de un sistema de captación de señales electrocardiográficas,» Universitat Politècnica de Catalunya, Catalunya, 2017.
- [5] S. Kening W, F. Jing, Z. Weizhao, F. Manhong y Z. Dan, «Design of ECG signal acquisition System Based on DSP,» Lanzhou, 2011.
- [6] P. Avishek y J. Jahnavi, «ECG Signal Acquisition and Processing System,» *International Journal of Electrical, Electronics and Computer Engineering*, vol. 2, nº 2, pp. 62-65, 2013.
- [7] G. Pozas, «El electrocardiograma,» *Avances*, vol. 8, nº 24, pp. 27-31.
- [8] G. Rodríguez Bermúdez, P. J. García Laencina, D. Brizion y J. Roca Dorda, «Repositorio Digital UPC,» Abril 2013. [En línea]. Available: <http://repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/3295/apc.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. [Último acceso: 22 Septiembre 2018].
- [9] A. SGunawan y M. KomalaSurya, «Procedia Computer Science,» *Elsevier*, vol. 135, pp. 128-129, 2018.
- [10] J. E. T. G. B. M. M. H. J. S. S. DaniëllLack, «Ergonomic design of an EEG headset using 3D anthropometry,» *Applied Ergonomics*, vol. 58, pp. 128-136, 2017.
- [11] eFisioterapia, «eFisioterapia,» 17 Agosto 2009. [En línea]. Available: <https://www.efisioterapia.net/articulos/electroestimulacion-y-fisioterapia>. [Último acceso: 22 Noviembre 2018].
- [12] N. Massó, F. Rey, D. Romero, G. Gual, L. Costa y A. Germán, «Aplicaciones de electromiografía de superficie en el deporte,» *Apunts Medicina de l'Esport*, pp. 128-133, 2010.
- [13] C. Torres, A. Tonatiu, E. Lugo y R. Tapia, «Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior,» *Revista Colombiana de Biotecnología*, vol. 13, nº 2, pp. 70-83, 2011.
- [14] P. A. Burbano Rojas, «Diseño e implementación de un equipo simulador de la señal electrocardiográfica para el mantenimiento preventivo de electrocardiógrafos realizado por la empresa innovatec s.a,» Bogotá D.C., 2017.

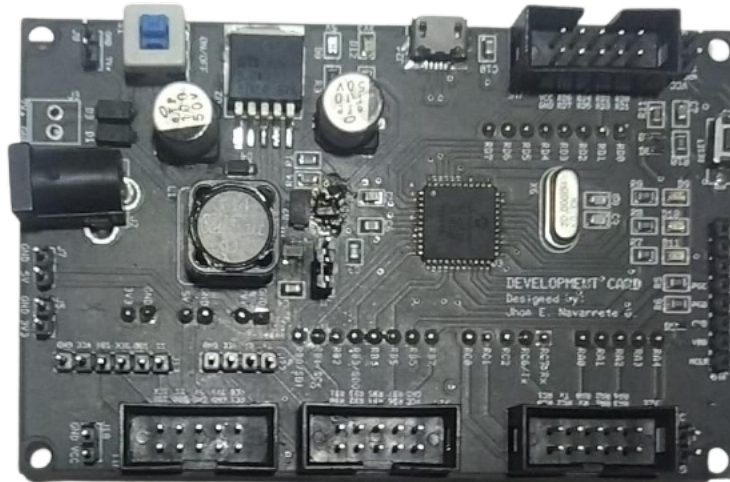
- [15] J. Urbano Vargas, «Diseño de algoritmo para cuantificación de frecuencia cardíaca promedio en dispositivo ARM (máquinas avanzadas Tipo RISC),» Bogotá D.C., 2017.
- [16] P. C. Pedraza Gómez, «Informe de Gestión,» Bucaramanga, 2011. [En línea]. Available: https://www.procuraduria.gov.co/portal/media/file/info_gel_archivos/5/Informe%20PGN%202011.pdf
- [17] G. Tortora y B. Derrickson, «Aparato cardiovascular: El corazón,» de *Principios de Anatomía y Fisiología*, Editorial Médica Panamericana, 2013, p. 711.
- [18] K. L. Moore y A. F. Dalley, *Anatomía con Orientación Clínica*, Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2006.
- [19] D. Kilpatrick y P. R. Johnston, «Origin of the electrocardiogram,» *EEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 13, nº 4, pp. 479-486, 1994.
- [20] M. K. Park, «Capítulo 3 - Electrocardiografía,» de *Cardiología Pediátrica*, Barcelona, Elsevier España, 2008, pp. 40-65.
- [21] Media Nucleus Medical, «Smart Image Base,» 30 Abril 2015. [En línea]. Available: <https://ebSCO.smartimagebase.com/ecg-chart/cite?ItemID=11957>. [Último acceso: 11 Octubre 2018].
- [22] E. Guzmán Muñoz y G. Méndez Rebolledo, «Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación,» *Salud Uninorte*, vol. 3, nº 34, pp. 753-765, 2018.
- [23] A. ED y D. Bronk, «The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions,» *The Journal of Physiology*, vol. 67, nº 2, pp. i3-151, 1929.
- [24] A. American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine, «AANEM Glossary of Terms in Neuromuscular and Electrodiagnostic Medicine,» *Muscle & Nerve Supplement*, vol. 52, pp. S37-S41, 2015.
- [25] L. Weiss, J. Silver y J. Weiss, *Easy EMG*, Elsevier, 2004.
- [26] D. Weinberg, «Synapse,» Salem Press Encyclopedia of Health, 2020.
- [27] Khan Academy, «La Sinapsis,» 2018. [En línea]. Available: <https://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/the-synapse>. [Último acceso: 17 Enero 2020].
- [28] Instituto de Educación Secundaria Ramón Pignatelli, «El sistema nervioso,» [En línea]. Available: http://agrega.educacion.es/repositorio/14062013/46/es_2013061412_9103939/SistemaNervioso/la_sinapsis.html. [Último acceso: 17 Enero 2020].
- [29] S. Sanei y J. A. Chambers, *EEG SIGNAL PROCESSING*, John Wiley & Sons Ltd, 2007.

- [30] J. I. Franco, J. A. González-Granda, M. A. Esteban y E. U. Bolumburu, *Electroencefalografía del adulto / Adult electroencephalography*, Elsevier, 2012.
- [31] P. Campisi, D. La Rocca y G. Scarano, «EEG for Automatic Person Recognition,» *Computer*, vol. 45, nº 7, pp. 87-89, 2012.
- [32] M. Cameron, *Agentes Físicos en rehabilitación: Práctica basada en la evidencia*, España: Elsevier, 2018.
- [33] Medisana, «Medisana,» [En línea]. Available: <https://www.medisana.es/tienda/dos-electrodos-para-bt-850/>. [Último acceso: 2020].
- [34] Medke, «Medke,» [En línea]. Available: <https://www.medke.com/es/schiller-10-lead-shielded-ekg-cable-aha-banana4-0-short-screw-k1114b.html>. [Último acceso: 2020].
- [35] Texas Instruments, «ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements,» Agosto 2015. [En línea]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1294r.pdf?ts=1591115020847>. [Último acceso: 12 Enero 2019].
- [36] Microchip Technology Inc., «Flash Memory Programming Specification,» 2012. [En línea]. Available: <https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/515050/MICROCHIP/PIC18F45K50.html>. [Último acceso: 12 Enero 2019].
- [37] Microchip, «MPLAB® X Integrated Development Environment (IDE),» [En línea]. Available: <https://www.microchip.com/mplab/mplab-x-ide>. [Último acceso: 21 Enero 2019].
- [38] Custom Computer Services, Inc., «Code Optimizing C Compilers for Microchip PIC® and dsPIC® DSCs,» [En línea]. Available: <http://www.ccsinfo.com/content.php?page=compilers>. [Último acceso: 21 Enero 2019].
- [39] Custom Computer Services, Inc., «CCS C Compiler Manual PCB, PCM, PCH and PCD,» Marzo 2019. [En línea]. Available: http://www.ccsinfo.com/downloads/ccs_c_manual.pdf.
- [40] B. Mokhlesabadifarahani y V. K. Gunjan, *EMG Signals Characterization in Three States of Contraction by Fuzzy Network and Feature Extraction*, India: Springer, 2015.
- [41] M. J. Shea, «Manual MSD,» [En línea]. Available: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/trastornos-del-coraz%C3%B3n-y-los-vasos-sangu%C3%ADneos/diagn%C3%B3stico-de-las-enfermedades-cardiovasculares/electrocardiograf%C3%ADa>. [Último acceso: 22 Septiembre 2018].
- [42] B. Gal, M. López, A. I. Martín y J. Prieto, *Bases de la fisiología*, Tébar Flores, 2007.

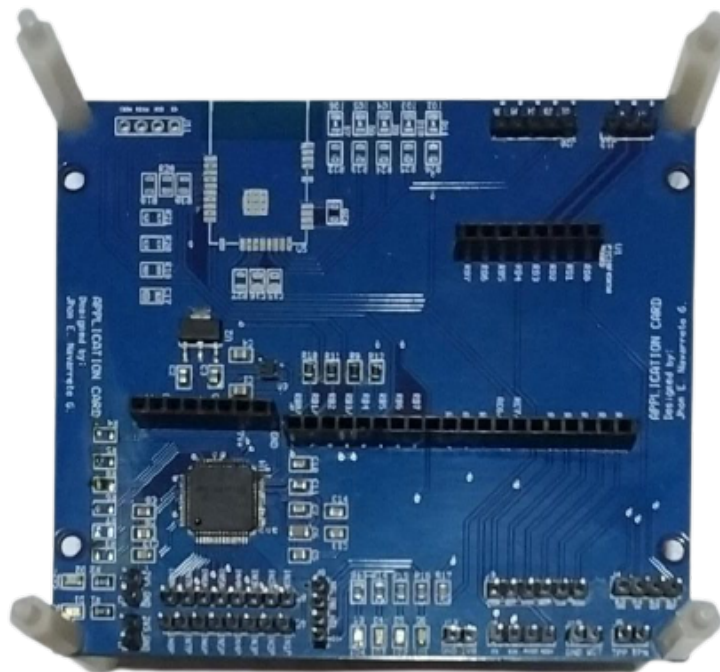
- [43] M. Bear, B. Connors y M. Paradiso, Neurociencia: La exploración del cerebro, Wolters Kluwer, 2016.
- [44] D. Saceda, «Webconsultas,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/electroencefalograma-eeg-12529>. [Último acceso: 15 Agosto 2018].
- [45] Brainworks, «Brainworks,» [En línea]. Available: <https://brainworksneurotherapy.com/what-are-brainwaves>. [Último acceso: 22 Septiembre 2018].
- [46] J. N. Côté, «ELECTROMYOGRAPHY: INTRO TO THE MUSCLE ACTIVITY ASSESSMENT TECHNIQUE,» Montreal, 2015.
- [47] K. R. Mills, «The basics of electromyography,» *Journal Neurol. Neurosurg, Psychiatry*, pp. 32-35, 2005.
- [48] A. W. V. A. W. M. M. Richard L. Drake, Gray's Anatomy For Students, Churchill Livingstone, 2013.
- [49] S. Laxmi y B. Sangeeta, «ONLINE EMG SIGNAL ANALYSIS FOR DIAGNOSIS OF NEUROMUSCULAR DISEASES BY USING PCA AND PNN,» *International Journal of Engineering Science and Technology*, vol. 4, nº 10, pp. 4453-4459, 2012.
- [50] El ático de Julie, «La neurona, los músculos y la unidad motora,» [En línea]. Available: <https://elaticodejulie.wordpress.com/datos/la-neurona-los-musculos-y-la-unidad-motora/>. [Último acceso: 15 Enero 2020].
- [51] Microchip, «Microchip,» [En línea]. Available: <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/PIC18F45K50>. [Último acceso: 2020].
- [52] O. M. G. Lizarazo, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA UTILIZANDO CIRCUITOS INTEGRADOS DE PROPÓSITO ESPECIFICO., Bucaramanga: UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER, 2013.

10. ANEXOS

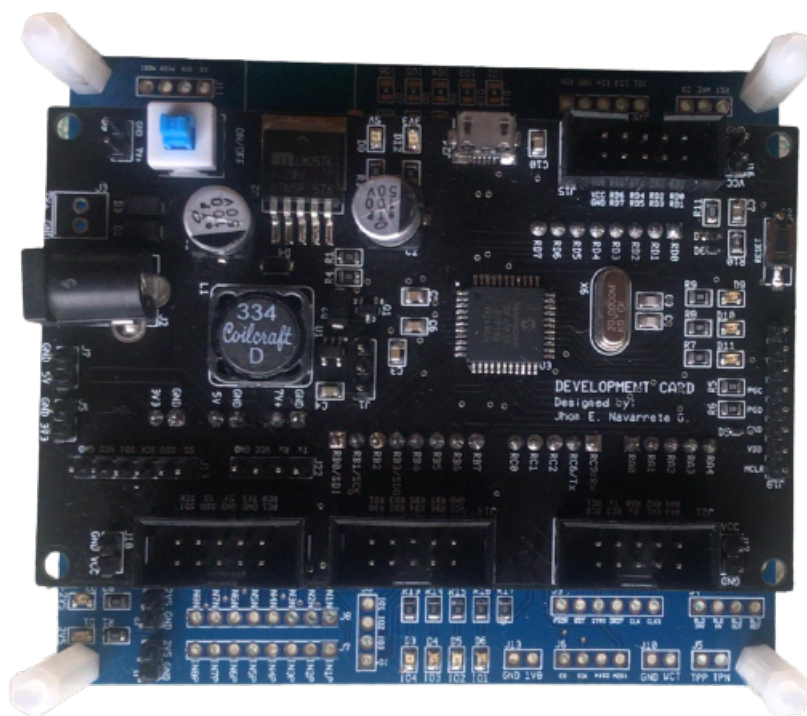
PCB Microcontrolador PIC18F45K50. Fuente: Autor.



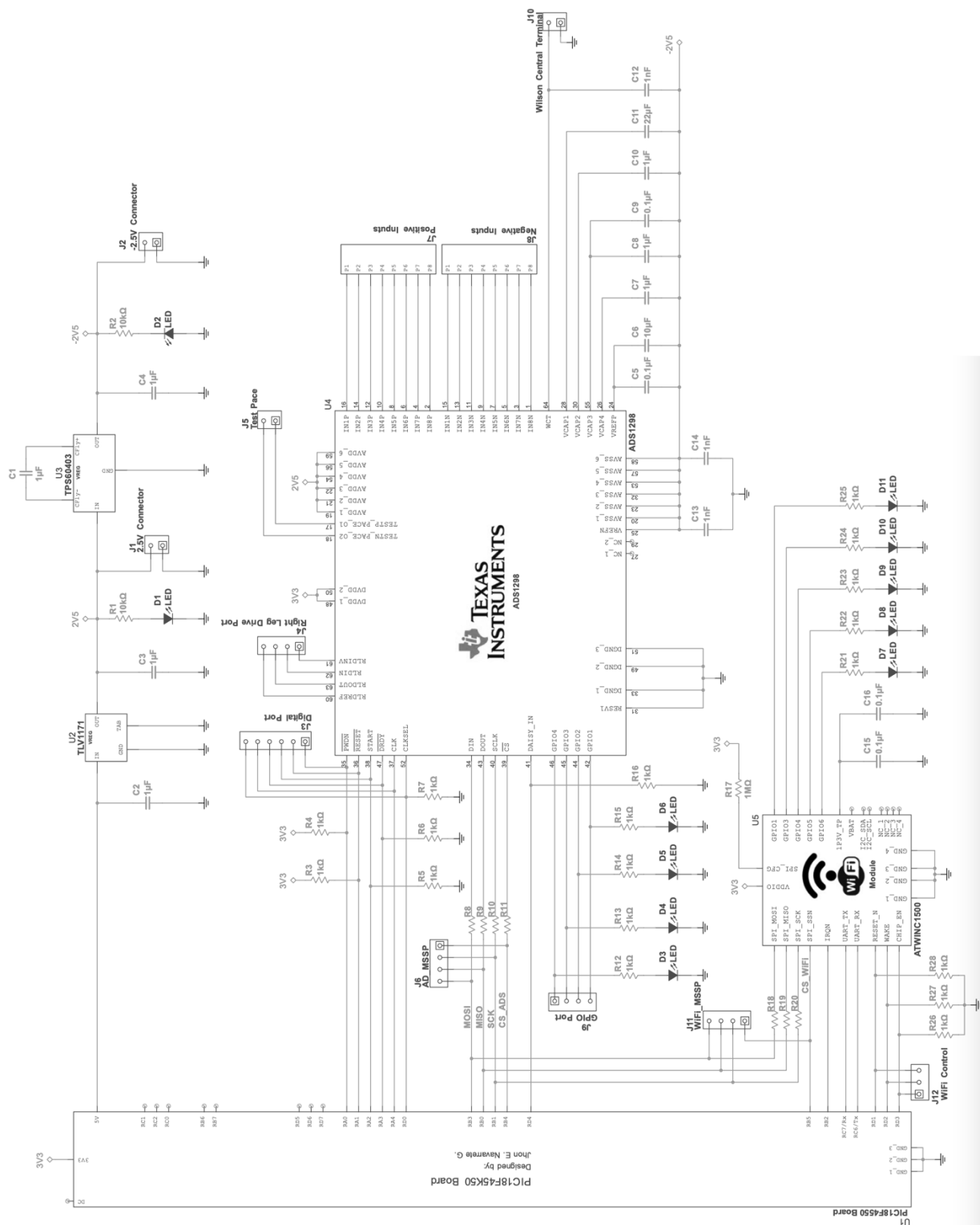
PCB Integrado de uso específico ADS1298. Fuente: Autor.



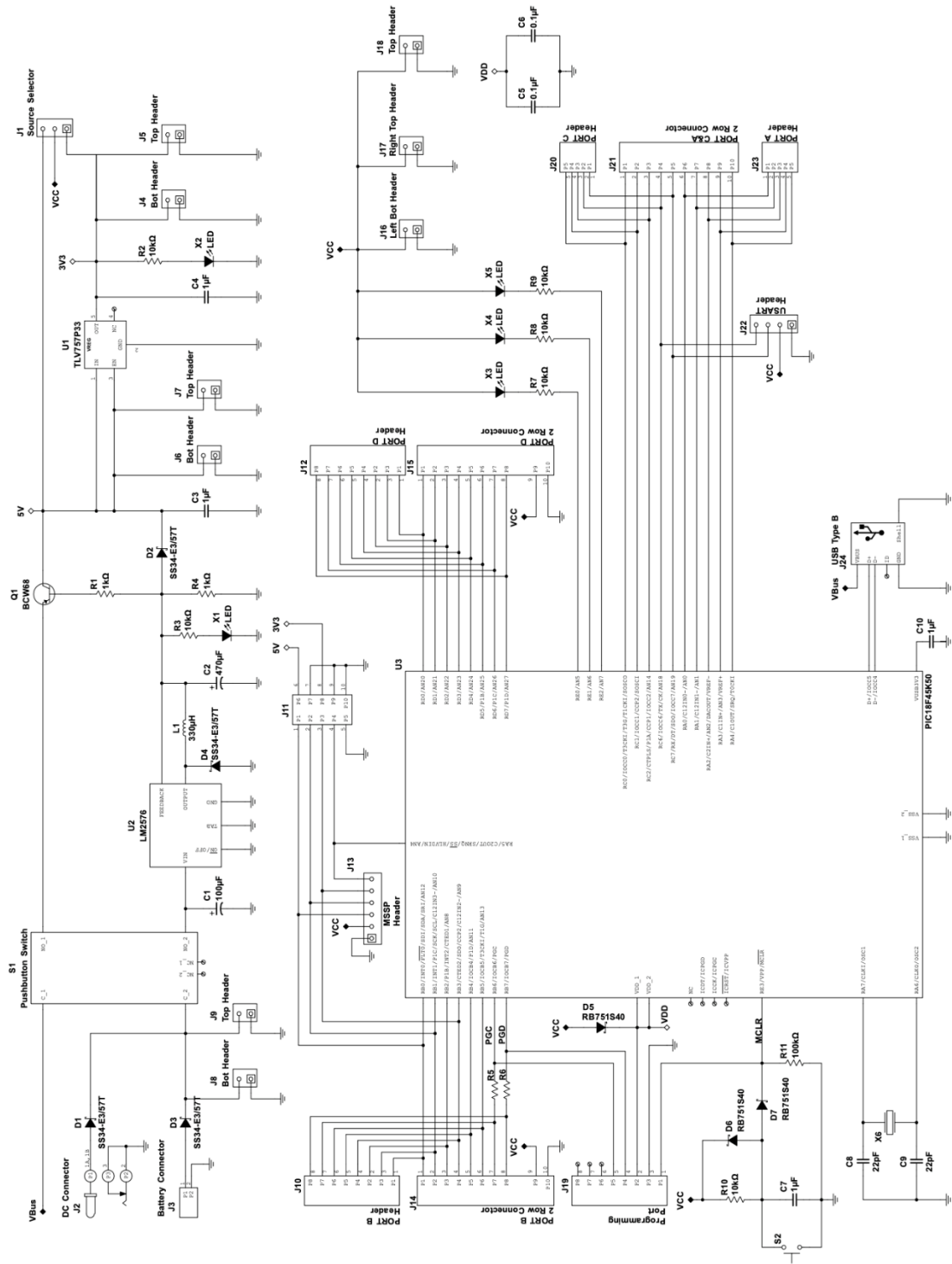
MODULO. Fuente: Autor.



ESQUEMATICO ADS1298. Fuente: Autor.



ESQUEMATICO PIC18F45K50. Fuente: Autor.



ESQUEMATICO ELECTROESTIMULADOR. Fuente: Autor.

