



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA**

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA  
OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

**“Generación de señales eléctricas para estimular el  
funcionamiento de músculos aplicado en fisioterapia”**

**T E S I S**

Presentada para obtener el título de:  
**Maestro en Ciencias de la Electrónica, Opción en Automatización**

Presenta:

**Ing. Osvaldo Damian Cruz López\***

Directores de tesis:

Dr. Sergio Vergara Limón (MCEA-FCE-BUAP)

Dr. Marciano Vargas Treviño (SBIT-UABJO)

Puebla, México

Noviembre 2021

# **AGRADECIMIENTOS**

Extiendo el agradecimiento más profundo y de corazón a toda mi familia. Sin todo su apoyo e inspiración no hubiera sido posible llevar a cabo este sueño

Agradezco a mis amigos del posgrado por haber compartido conmigo los altos y bajos durante esta etapa.

Mi más sincero agradecimiento a mis asesores de tesis por dedicar parte de su tiempo brindándome conocimiento y orientación en cada asesoría, además de tener la paciencia para responder mis dudas.

A los miembros del jurado revisor por cada observación y opinión en los avances de tesis, que contribuyeron de manera importante en el desarrollo de este proyecto.

Quiero agradecer a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, en especial a la Facultad de Ciencias de la Electrónica por brindar el espacio e instalaciones necesarias para llevar a cabo estudios de maestría y formar alumnos con espíritu científico. Gracias a la Maestría en Ciencias de la Electrónica, Opción en Automatización y a los profesores que compartieron su conocimiento conmigo, siendo para mí un ejemplo de superación.

Finalmente agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado durante el posgrado y que me ha sido de gran ayuda para culminar satisfactoriamente esta etapa de mi vida.

# RESUMEN

Para la fisioterapia, la estimulación muscular por medio de señales eléctricas, denominada electroterapia, es un tipo de terapia utilizada para el tratamiento de ciertos padecimientos, así como para la rehabilitación. En esta tesis se plantea la metodología a seguir para la creación de un dispositivo generador de señales eléctricas para su uso en fisioterapia (electro estimulador), este cuenta con una amplia gama de señales utilizadas para distintos propósitos en electroterapia, de igual forma posee la capacidad de que el usuario experto en esta rama pueda desarrollar sus propias formas de onda. En la introducción se plantean los antecedentes y conceptos necesarios para poder tener un mayor panorama en cuanto el trabajo desarrollado y que fueron utilizados a lo largo del documento.

Se presentan las señales eléctricas comúnmente utilizadas en la electroterapia. Este tipo de señales será clasificado de acuerdo a su frecuencia y se delimitara para que tipo de padecimientos son utilizadas. Después, se empieza a desarrollar la parte del hardware y firmware que fue implementado en el electro estimulador, se describe el sistema embebido a utilizar, así como su interfaz y programación, de igual manera se describe el conversor digital a analógico con el cual se realizaron las pruebas utilizando el sistema embebido.

Se abordan las series de Fourier, primeramente, una breve introducción de estas para después poder implementar la reproducción de las formas de onda de cada una de las corrientes con las que se han planteado. Aquí por medio de una serie de fórmulas se consigue la sumatoria de Fourier que reproduce la forma deseada, cuyo objetivo fue su futura implementación en el software. Al obtener las sumatorias se realiza la simulación en MATLAB® para poder determinar el número de muestras y sumandos necesarios para poder obtener la simetría deseada.

También se detalla a mayores rasgos el hardware implementado, se realizan las pruebas preliminares con el conversor digital a analógico, el sistema embebido y cada una de las etapas para la generación final de las ondas. Posteriormente se aborda lo pertinente a la programación de las formas de onda generadas, así como la interfaz implementada para realizar la comunicación entre el CPU del prototipo y el usuario final desarrollada para este trabajo. Finalmente, se presentan todos los resultados documentados del prototipo para ser comparados con la teoría y los valores deseados a obtener.

# ÍNDICE

|  |    |
|--|----|
| <b>INTRODUCCIÓN</b> .....  | 7  |
| <b>CAPÍTULO 1: DESCRIPCIÓN DEL GENERADOR</b> .....   | 15 |
| 1.1.- SEÑALES UTILIZADAS EN ELECTROTERAPIA .....   | 15 |
| 1.1.1.-CORRIENTES FARÁDICAS .....  | 16 |
| 1.1.2.-CORRIENTES ULTRAEXCITANTES DE TRABERT.....  | 17 |
| 1.1.3.-CORRIENTES MODULADA DE BERNARD .....  | 18 |
| 1.1.4.-TENS (ESTIMULACIÓN NERVIOSA ELÉCTRICA TRANSCUTÁNEA).....  | 18 |
| 1.1.5.-INTERFERENCIALES .....  | 19 |
| 1.1.6.-CORRIENTE DE ESTIMULACIÓN RUSA - KOTZ .....   | 20 |
| 1.1.7.-CORRIENTES DE ALTA FRECUENCIA .....   | 21 |
| 1.1.8.-ONDA CORTA .....  | 21 |
| 1.1.9.-ULTRACORTA.....   | 22 |
| 1.2.-CARACTERÍSTICAS DEL GENERADOR.....  | 22 |
| 1.3.- DIAGRAMA GENERAL .....   | 23 |
| 1.4.-SISTEMA EMBEBIDO.....   | 24 |
| 1.4.1.-CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN “D” .....  | 24 |
| 1.4.2.-COMPILADOR DE CÓDIGO “D” .....  | 25 |
| 1.4.3.- INTERFAZ DE USUARIO BASE.....  | 25 |
| 1.4.4.- TARJETA DE DESARROLLO .....  | 26 |
| 1.4.5.-TARJETA DE COMUNICACIÓN WIFI MÓDULO RN-XV WIFLY .....   | 27 |
| <b>CAPÍTULO 2: USO DE LA SERIE DE FOURIER PARA REPRODUCIR LAS SEÑALAS<br/>USADAS EN EL ELECTRO ESTIMULADOR</b> ..... | 28 |
| 2.1- SERIES DE FOURIER DE LAS CORRIENTES UTILIZADAS EN ELECTROTERAPIA.....   | 29 |
| 2.1.1.-SERIE DE FOURIER PARA LA CORRIENTE FARÁDICA .....   | 29 |
| 2.1.2.-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES ULTRAEXCITANTES DE<br>TRABERT.....                                       | 32 |
| 2.2.3.-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES MODULADA DE BERNARD.....   | 35 |
| 2.2.4.-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES INTERFERENCIALES .....   | 37 |
| 2.2.5.-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES RUSA - KOTZ.....   | 39 |
| <b>CAPÍTULO 3: HARDWARE</b> .....  | 42 |
| 3.1.1.-TARJETA FPGA .....  | 42 |
| 3.1.2.-DAC (CONVERTIDOR DIGITAL A ANALÓGICO) .....   | 47 |

|  |           |
|--|-----------|
| 3.1.3-ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO.....              | 49        |
| 3.1.4-TARJETA PCB.....                             | 55        |
| 3.1.5-ARMADO DEL PROTOTIPO .....                   | 58        |
| <b>CAPÍTULO 4: SOFTWARE.....</b>                   | <b>60</b> |
| 4.1- PROGRAMACIÓN DE LAS FORMAS DE ONDA .....      | 60        |
| 4.1.1-CORRIENTE DE BERNARD.....                    | 62        |
| 4.1.2-CORRIENTE DE TRABERT.....                    | 63        |
| 4.1.3-CORRIENTE RUSA KOTZ.....                     | 64        |
| 4.1.4-CORRIENTE INTERFERENCIAL .....               | 66        |
| 4.1.5-CORRIENTE FARADICA.....                      | 68        |
| 4.1.6-CORRIENTE TIPO TENS .....                    | 69        |
| 4.2-INTERFAZ DE USUARIO GENERAL .....              | 70        |
| 4.2-INTERFAZ DE USUARIO DEL GENERADOR.....         | 74        |
| 4.3-INTERFAZ DE USUARIO DEL GENERADOR FINAL .....  | 76        |
| 4.3-EJECUTABLE E INSTALADOR.....                   | 77        |
| <b>CAPÍTULO 5: RESULTADOS EXPERIMENTALES .....</b> | <b>80</b> |
| 5.1-PRUEBAS DE TIEMPO .....                        | 80        |
| 5.1.1-BERNARD .....                                | 80        |
| 5.1.2-CORRIENTE TIPO TENS .....                    | 81        |
| 5.1.3-CORRIENTE RUSA-KOTZ .....                    | 81        |
| 5.1.4-CORRIENTE FARADICA.....                      | 82        |
| 5.1.5CORRIENTE DE TRABERT.....                     | 82        |
| 5.1.6-CORRIENTE DE INTERFERENCIAL .....            | 83        |
| 5.2-PRUEBAS DE FRECUENCIA Y DE AMPLITUD .....      | 84        |
| 5.2.1-CORRIENTE DE BERNARD.....                    | 85        |
| 5.2.2-CORRIENTE TIPO TENS .....                    | 86        |
| 5.2.3-CORRIENTE RUSA KOTZ.....                     | 87        |
| 5.2.4-CORRIENTE FARADICA.....                      | 88        |
| 5.2.5-CORRIENTE DE TRABERT.....                    | 89        |
| 5.2.6-CORRIENTE INETRFERENCIAL .....               | 90        |
| <b>CONCLUSIONES GENERALES .....</b>                | <b>92</b> |
| <b>REFERENCIAS .....</b>                           | <b>94</b> |
| <b>ANEXO 1 .....</b>                               | <b>96</b> |
| <b>ANEXO 2 .....</b>                               | <b>97</b> |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| Figura 1: Aplicación de la electroterapia.....                                     | 8  |
| Figura 2: Galvanómetro.....  | 9  |
| Figura 3: Electroterapia deportiva .....   | 10 |
| Figura 4: Electro estimulador Odstock.....   | 10 |
| Figura 5: Electro estimulador Bioness H200.....                                    | 11 |
| Figura 6: Electro estimulador Bioness L300 .....                                   | 11 |
| Figura 7: Electro estimulador Motionstim 8.....                                    | 12 |
| Figura 8: Electro estimulador Compex3.....   | 12 |
| Figura 9: Diagrama a bloques para el diseño del equipo.....                        | 14 |
| Figura 10: Corriente Farádica.....   | 17 |
| Figura 11: Corriente de Trabert .....  | 18 |
| Figura 12: Corriente modulada de Bernard .....                                     | 18 |
| Figura 13: Corriente tipo TENS .....   | 19 |
| Figura 14: Corriente interferencial .....  | 20 |
| Figura 15: Corriente Rusa-Kotz .....   | 20 |
| Figura 16: Diagrama general .....  | 23 |
| Figura 17: Compilador de código D.....   | 25 |
| Figura 18: Interfaz de usuario base.....   | 26 |
| Figura 19: Tarjeta DE0-CV .....  | 26 |
| Figura 20: Módulo Wifly.....   | 27 |
| Figura 21: Corriente Farádica.....   | 29 |
| Figura 22: Reproducción de la corriente farádica en MATLAB®.....                   | 30 |
| Figura 23: Reproducción de la corriente Farádica con 5 y 10 muestras.....          | 31 |
| Figura 24: Reproducción de la corriente Farádica con distintos sumandos .....      | 31 |
| Figura 25: Corriente de Trabert .....  | 32 |
| Figura 26: Reproducción de la corriente de Trabert en MATLAB® .....                | 33 |
| Figura 27: Reproducción de la corriente de Trabert con 10 y 50 muestras.....       | 34 |
| Figura 28: Reproducción de la corriente de Trabert con distintos sumandos .....    | 34 |
| Figura 29: Corriente de Bernard.....   | 35 |
| Figura 30: Reproducción de la corriente de Bernard en MATLAB® .....                | 35 |
| Figura 31: Reproducción de la corriente de Bernard con 10 y 30 muestras.....       | 36 |
| Figura 32: Reproducción de la corriente de Bernard con distintos sumandos .....    | 37 |
| Figura 33: Corriente interferencial .....  | 37 |
| Figura 34: Reproducción de la corriente interferencial en MATLAB® .....            | 38 |
| Figura 35: Reproducción de la corriente interferencial con distintos sumandos..... | 39 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 36: Corriente Rusa-Kotz .....  | 39 |
| Figura 37: Reproducción de la corriente Rusa-Kotz en MATLAB® .....            | 40 |
| Figura 38: Reproducción de la corriente Rusa-Kotz con distintos sumandos..... | 41 |
| Figura 39: Diagrama a bloques general.....                                    | 42 |
| Figura 40: Tarjeta DE0-CV .....   | 43 |
| Figura 41: Componentes principales de la tarjeta DE0-CV .....                 | 43 |
| Figura 42: Distribución de pines .....  | 44 |
| Figura 43: Arquitectura del sistema embebido.....                             | 45 |
| Figura 44: Puertos de entrada y salida del sistema embebido .....             | 46 |
| Figura 45: Esquema general de un conversor digital a analógico .....          | 47 |
| Figura 46: Estructura interna del DAC AD7533 .....                            | 48 |
| Figura 47: Circuito del conversor digital a analógico .....                   | 48 |
| Figura 48: Distribución de pines del Amplificador operacional LTC6090.....    | 49 |
| Figura 49: Test socket .....  | 50 |
| Figura 50: Circuito de alimentación del OPAM LTC6090 .....                    | 51 |
| Figura 51 : Optoacoplador.....  | 52 |
| Figura 52: Configuración de los bits de control .....                         | 52 |
| Figura 53: Arreglo de fuentes de voltaje .....                                | 53 |
| Figura 54: Circuito pull push.....  | 53 |
| Figura 55: Circuito del generador de onda .....                               | 54 |
| Figura 56: Diagrama a bloques de la distribución de los canales.....          | 55 |
| Figura 57: Funcionamiento de un flip flop.....                                | 55 |
| Figura 58: Diseño de la placa PCB de uno de los canales.....                  | 56 |
| Figura 59: Placa PCB de uno de los canales .....                              | 56 |
| Figura 60: Diseño y placa PCB de la tarjeta madre.....                        | 57 |
| Figura 61: Conexión de la tarjeta madre y las tarjetas de los canales .....   | 58 |
| Figura 62: Vista isométrica del prototipo .....                               | 58 |
| Figura 63: Vista frontal del prototipo.....                                   | 59 |
| Figura 64: Vista posterior del prototipo .....                                | 59 |
| Figura 65: Diagrama de flujo de la lógica FOR .....                           | 60 |
| Figura 66: Diagrama de flujo para la construcción de señales .....            | 61 |
| Figura 67: Complemento del cuadro 1 para la corriente de Bernard .....        | 62 |
| Figura 68: Complemento del cuadro 1 para la corriente de Trabert.....         | 63 |
| Figura 69: Complemento del cuadro 1 para la corriente rusa-Kotz .....         | 65 |
| Figura 70: Complemento del cuadro 1 para la corriente Interferencial.....     | 66 |
| Figura 71: Complemento del cuadro 1 para la corriente Farádica .....          | 68 |
| Figura 72: Complemento del cuadro 1 para la corriente tipo TENS .....         | 69 |
| Figura 73: Ventana “Descarga de software” de la interfaz de usuario .....     | 71 |
| Figura 74: Ventana “Descarga datos a RAM” de la interfaz de usuario .....     | 71 |
| Figura 75: Ventana "Ejecución programa" de la interfaz de usuario .....       | 72 |
| Figura 76: Pestaña "enviar comandos" de la ventana "Ejecución programa" ..... | 73 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 77: Pestaña "Lectura de datos" de la ventana "Ejecución programa" .....                      | 73 |
| Figura 78: Interfaz de usuario del generador .....  | 74 |
| Figura 79: Botones de encendido de los canales .....  | 74 |
| Figura 80: Selectores de onda de la interfaz.....   | 75 |
| Figura 81: Ajuste de amplitud y frecuencia de los canales .....                                     | 75 |
| Figura 82: Interfaz de usuario del generador final .....  | 76 |
| Figura 83 : Botones deshabilitados.....   | 76 |
| Figura 84: Indicador de grabado y pantalla de instrucciones .....                                   | 77 |
| Figura 85: Creación de la aplicación para la interfaz .....   | 77 |
| Figura 86 : Ruta programada en la interfaz para la descarga del software.....                       | 78 |
| Figura 87: Selección de los archivos a incluir en el software .....                                 | 78 |
| Figura 88: Instalador de la interfaz de usuario .....   | 79 |
| Figura 89: Corriente de bernard con tiempo de muestreo de 0.00018 .....                             | 81 |
| Figura 90: Corriente tipo TENS con un tiempo de muestreo de 0.00016 .....                           | 81 |
| Figura 91: Corriente Rusa-Kotz con un tiempo de muestreo de 0.00033 .....                           | 82 |
| Figura 92: Corriente Farádica con un tiempo de muestreo de 0.00025.....                             | 82 |
| Figura 93: Corriente de Trabert con un tiempo de muestreo de 0.00033.....                           | 83 |
| Figura 94: Corriente interferencial con un tiempo de muestreo de 0.0008 .....                       | 83 |
| Figura 95: Ajuste de la amplitud y frecuencia en la interfaz de usuario del generador .....         | 85 |
| Figura 96: Pruebas de amplitud de la corriente de Bernard .; <b>Error! Marcador no definido.</b>    |    |
| Figura 97: Pruebas de frecuencia de la corriente de Bernard; <b>Error! Marcador no definido.</b>    |    |
| Figura 98: Pruebas de amplitud de la corriente tipo TENS ..; <b>Error! Marcador no definido.</b>    |    |
| Figura 99: Pruebas de frecuencia de la corriente tipo TENS; <b>Error! Marcador no definido.</b>     |    |
| Figura 100: Pruebas de amplitud de la corriente Rusa -Kotz; <b>Error! Marcador no definido.</b>     |    |
| Figura 101: Pruebas de frecuencia de la corriente Rusa-Kotz; <b>Error! Marcador no definido.</b>    |    |
| Figura 102: Pruebas de amplitud de la corriente Farádica ...; <b>Error! Marcador no definido.</b>   |    |
| Figura 103: Pruebas de frecuencia de la corriente Farádica .; <b>Error! Marcador no definido.</b>   |    |
| Figura 104: Pruebas de amplitud de la corriente de Trabert .; <b>Error! Marcador no definido.</b>   |    |
| Figura 105: Pruebas de frecuencia de la corriente de Trabert; <b>Error! Marcador no definido.</b>   |    |
| Figura 106: Pruebas de amplitud de la corriente interferencial; <b>Error! Marcador no definido.</b> |    |
| Figura 107: Pruebas de frecuencia de la corriente interferencial .....                              | 91 |

# INTRODUCCIÓN

La tecnología hoy en día es una constante que avanza rápidamente y a cada momento se renueva en cuanto a las técnicas de diseño y medición. El desarrollo y elaboración de instrumentos con control computacional está permitiendo la automatización de procesos de caracterización y medición de distintos sistemas implementado en diferentes áreas del conocimiento. El presente proyecto de tesis plantea el incremento de la infraestructura de plataformas experimentales de control en la Facultad de Ciencias de la Electrónica.

La infraestructura generada en base al desarrollo propuesto servirá para ayudar e impactar al sector salud de nuestro país, este instrumento será capaz de generar distintos tipos de señales eléctricas para la estimulación de músculos aplicado en fisioterapia, el tipo de señales podrán ser modificadas en cuanto forma, amplitud e intensidad dependiendo los requerimientos de los investigadores en el área de rehabilitación y fisioterapia teniendo así un mayor conocimiento en cuanto al resultado e impacto que tendrán este tipo de estimulaciones eléctricas en los pacientes con algún tipo de deficiencia en el funcionamiento de sus músculos.

La definición de Fisioterapia dada por la OMS (1968) la define como “el arte y la ciencia del tratamiento por medio del ejercicio terapéutico, calor, frío, luz, agua, masaje y electricidad. Además, la Fisioterapia incluye la ejecución de pruebas eléctricas y manuales para determinar el grado de afectación de la inervación y la fuerza muscular, pruebas para determinar las capacidades funcionales o la amplitud del movimiento articular y medidas de la capacidad vital, así como ayudas diagnosticas para el control de la evolución” [1].

La electroterapia, consiste en el uso de energía electromagnética al organismo (de distintas maneras), con el objetivo de producir reacciones biológicas y fisiológicas, las cuales serán aprovechadas para mejorar los tejidos del cuerpo cuando se encuentran sometidos a enfermedad o alteraciones metabólicas de las células que componen dichos tejidos, que a su vez forman el organismo vivo humano y animal en general. [2]

Este tipo de terapia es de gran ayuda para todas las personas que, por algún accidente o enfermedad, han tenido inmóvil alguna parte del cuerpo por un tiempo prolongado. Ya que la inmovilidad es causante de atrofia muscular, donde el musculo pierde masa, tamaño y sus funciones se ven degradadas.

Los principales efectos de las distintas corrientes de electroterapia son:

- Antiinflamatorio.
- Analgésico.
- Mejora del trofismo.
- Potenciación neuro - muscular.
- Térmico, en el caso de electroterapia de alta frecuencia.

Se aplica en procesos dolorosos, inflamatorios músculo-esqueléticos y nerviosos periféricos, así como en atrofas, lesiones musculares y parálisis. Existe la posibilidad de aplicarla combinada con la ultrasonoterapia. La electroterapia es una prescripción médica y debe ser aplicada a manos de un fisioterapeuta. Para realizar este tipo de terapia es necesario el uso de equipo electrónico médico, cómo el electro estimulador de la figura 1, el cual genera pulsos eléctricos los cuales son aplicados en el musculo para que tenga contracciones.



Figura 1: Aplicación de la electroterapia

La historia de la electroterapia se remonta a los tiempos de los romanos, en los cuales utilizaban la anguila eléctrica aplicada en la zona afectada, a veces era decapitada para que la descarga fuera más intensa. En cuanto a investigadores de la electricidad que ayudaron al desarrollo de la electroterapia:

La primera publicación encontrada sobre contracción muscular provocada intencionalmente por medio de electricidad estática fue en el año 1745 por Kratzenstein.

En 1578 Beccaria observo que las contracciones realizadas con estímulos eléctricos son más fuertes que las producidas por estímulos mecánicos.

En 1791 Galvani llevo a cabo el estudio de contracciones musculares en ranas. Observo la relación entre la electricidad y la contracción muscular. Afirio que la electricidad era generada por el organismo. En 1794 estimulo la contracción muscular colocando la terminación libre de un nervio a través de un musculo sin la intervención de animales, la cual demostró la capacidad del tejido animal para generar electricidad.

En 1801, Ritter aplico electricidad al musculo por medio de una serie de pilas. Aumento gradualmente la corriente agregando una pila, después la redujo lentamente por medio de una resistencia de agua y llego a la conclusión de que, si el estímulo no se aplica con viveza, el musculo no llega a contraerse.

Remak detallo los puntos lindantes en donde los músculos podrían ser excitados de una manera más efectiva aproximadamente en 1850.

Para el año de 1922, Soderbergh, mientras investigaba un caso de enfermedad de Wilson, comprobó una respuesta desusada a la estimulación eléctrica, que posteriormente nombro

como reacción miodistónica, el músculo respondió bien a la corriente farádica, pero la relajación normalmente era lenta y discontinua.

En 1907, Bordet fue el primero en usar las mediciones de acomodación para lograr identificar la denervación. Los nervios intactos se adaptan por sí mismos a los estímulos que alcanzan su valor máximo en un corto tiempo.

Igualmente, durante el mismo año Piper por medio de un galvanómetro de hilo, observado en la figura 2, fue capaz de registrar las primeras contracciones voluntarias de los flexores del antebrazo de un hombre. Verificó distintos ritmos para cada músculo que, según él, indicaban la velocidad de los estímulos recibidos por parte del sistema nervioso.



Figura 2: Galvanómetro

Buchanan hizo uso de un electrómetro capilar en los mismos músculos para corroborar los hallazgos hechos por Piper, determinó que no existía un ritmo potencial regular, comprobó una respuesta irregular de potenciales a la velocidad de 120 por segundo.

En 1922, el médico estadounidense Joseph Erlanger y el fisiólogo Herbert Spencer Gasser, representaron de forma gráfica en un osciloscopio de rayos catódicos las señales eléctricas originadas al estimular una fibra nerviosa, descubriendo que las fibras nerviosas son capaces de conducir impulsos a diferentes velocidades según su espesor y que poseen su propio umbral de excitabilidad.

En el año de 1929 Adrián y Broke introdujeron un electrodo de aguja coaxial que hizo posible el registro potencial desarrollado por una sola fibra muscular. Lograron determinar la velocidad y el tamaño de los potenciales de acción durante la contracción voluntaria.

A finales de los años 50's y a principios de los 60's, George Whatmore mediante la electromiografía implementó la técnica de relajación progresiva, conocida como retroalimentación biológica (feedback), la cual es de gran utilidad para el tratamiento de algunos trastornos y enfermedades como dolor de cabeza, asma, estrés, hipertensión, entre otras. Su funcionamiento es por medio de sensores que se encuentran en contacto con los músculos de interés, las señales eléctricas que envían estos, son absorbidas por el instrumento

(que como respuesta envía señales audibles y visuales para conocer el nivel de tensión muscular y aprender a controlarla [3]).

En 1970 fue el ruso Kotz quien empieza a utilizar la electro estimulación como forma de entrenamiento muscular [7]. Es a partir de esta época en la cual se da un crecimiento en el uso y aceptación de esta tecnología dada especialmente por parte de atletas como Bruce Lee (Flexitone 1974) o Franz Beckenbauer, empezando así la electroterapia deportiva (figura 3).



Figura 3: Electroterapia deportiva

A continuación, se muestran algunos dispositivos comerciales para uso médico y otros desarrollados por universidades.

El Odstock dropped foot stimulator (ODFS) es un electro estimulador adecuado para personas cuyo caminar se ve afectado, este dispositivo proporciona estimulación, ayudando a levantar el pie. Es activado por un sensor localizado en ese lugar del cuerpo de forma inalámbrica, como se observa en la figura 4, el cual elimina la necesidad de tener cables y por consiguiente es más práctico y a su vez le da una estética más discreta para su uso diario [12].



Figura 4: Electro estimulador Odstock

El BIONESS H200, mostrado en la figura 5, consiste en un sistema inalámbrico para rehabilitación de manos. Este está integrado en una órtesis (férula) para colocar la muñeca en la posición requerida. El sistema está diseñado para aumentar la función de la mano, mantener el rango de movimiento de la misma, reducir espasmos musculares, prevenir la pérdida muscular o aumentar la circulación sanguínea. Contiene cinco electrodos de superficie, los cuales permiten el agarre palmar y lateral [13].



Figura 5: Electro estimulador Bioness H200

El BIONESS L300 (figura 6) es un sistema para lesiones de pie caído que consiste en un solo electrodo con un mando para ser controlado por el paciente. El sistema está diseñado para ayudar a las personas con afecciones neurológicas a caminar de forma más natural. Contiene un sensor que adapta su funcionamiento dependiendo de los cambios de velocidad y el terreno por el cual se circula, permitiendo así la detección de posición de zancada y el estado del ciclo de marcha, brindando un caminar con más seguridad y facilidad como así también subir y bajar escaleras [14].

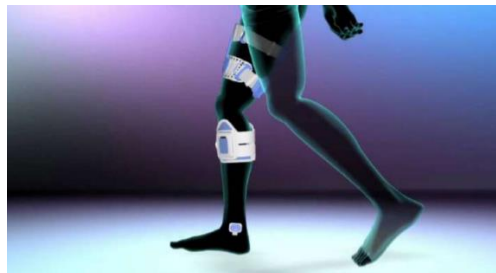


Figura 6: Electro estimulador Bioness L300

En la figura 7 se observa el MOTIONSTIM 8, el cual es un sistema FES superficial utilizado para la rehabilitación a partir de software (programable, aunque requiere de conocimiento específico para esto). Se pueden lograr fácilmente patrones de movimiento complejos, como agarrar un objeto o levantarse fácilmente y el uso de hasta 8 canales de estimulación permite un tratamiento eficiente de la atrofia muscular [15].



Figura 7: Electro estimulador Motionstim 8

El COMPEX3, mostrado en la figura 8, es un electro estimulador FES de cuatro canales de estimulación, con la capacidad de multiplicar sensores para capturar la actividad muscular. Cuenta con entrada USB para poder cargar distintos tipos de programas [16].



Figura 8: Electro estimulador Compex3

Los generadores de funciones de más alta tecnología permiten sintetizar la función de onda mediante procesamiento de señales digitales (DPS) y posteriormente utilizan un convertor digital analógico (DAC) para producir una señal de tipo analógico. Esto brinda la posibilidad de ampliar la variedad de formas de onda y son conocidos como AWG (Por sus siglas en ingles “generador de onda arbitraria”) [8]. Los AWG son capaces de generar lo que es conocido como onda arbitraria, lo cual permite que el usuario forme ondas de cualquier tamaño, con las restricciones de la resolución horizontal y velocidad de muestreo determinadas por el equipo.

Existen distintos modelos comerciales de generadores de forma de onda arbitraria con distintos grados de complejidad, sin embargo, cada uno de ellos incorpora funciones básicas para la personalización de parámetros, tales como: selector de forma de onda, amplitud, frecuencia de onda, etc [8].

La mayoría de los generadores de onda arbitraria poseen múltiples canales para aplicaciones en las que se necesite más de una señal de entrada, esto resulta de gran importancia en el ahorro con respecto a utilizar más AWG de un solo canal. También cuentan con una interfaz

gráfica que permite realizar la configuración de los parámetros deseados, la visualización de la señal y la edición para facilitar el uso. Algunos de los generadores de onda arbitraria poseen software adicional lo que facilita la creación de formas de onda personalizadas definidas por el usuario.[8]

Electro estimulador es el equipo que se emplea para provocar los efectos de la electroterapia anteriormente señalados, con él podremos relajar la musculatura, mejorar su respuesta ante el estímulo deportivo, evitar lesiones, y todo ello tanto en el campo de la rehabilitación como en el del fitness para mejorar en suma la capacidad acción y de recuperación de la musculatura.

El electro estimulador es básicamente un aparato de electroterapia que produce el tipo de corriente específica que necesitamos, para lograr el impulso eléctrico justo capaz de generar una respuesta motora. Los equipos actuales más modernos son incluso capaces de producir una estimulación secuencial, ello quiere decir que podemos trabajar primero el músculo agonista y luego el músculo antagonista obteniendo un trabajo más fisiológico de los músculos en cuestión.

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. Un buen electro estimulador debe poder trabajar con unas frecuencias entre dos y 120 Hz, suelen tener los programas más eficaces y utilizados en memoria y básicamente no hay nada más que hacer, buscar el programa adecuado y aplicarlo.

### **OBJETIVO GENERAL:**

*“Generar señales eléctricas para estimular el funcionamiento de músculos aplicado a fisioterapia”*

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS:**

- Estudio del generador de onda arbitraria.
- Estudio de las características de las señales eléctricas usadas en estimulación neuromuscular eléctrica
- Elección de los electrodos para aplicar las señales
- Diseñar el hardware necesario
- Diseñar el firmware necesario
- Diseñar el software necesario
- Realizar pruebas experimentales del sistema diseñado
- Publicación de resultados
- Escritura de la tesis

En el primer capítulo se realiza la descripción general del generador (electro estimulador), para esto se realiza la descripción de cada una de las señales con las que este contara, sus aplicaciones y usos en los programas de rehabilitación. Se presenta el diagrama a bloques general del dispositivo, así como los componentes del sistema embebido y la descripción de este.

En el capítulo dos se abordan los principios teóricos de la serie de Fourier esto con el objetivo de explicar la forma en que se ejecuta la reproducción de las señales a utilizar en el generador. Una vez con los principios teóricos explicados se procede a determinar la respectiva serie de Fourier de cada señal y el número de muestras y de sumandos mínimos que necesita para su correcta reproducción.

En el tercero se explican los elementos del hardware necesarios en la construcción del prototipo. Se plantea el esquema general y cada uno de los elementos que lo componen. De igual forma se plantean los principios teóricos de su funcionamiento y algunos de los contratiempos presentados durante la construcción y su respectiva solución.

En el cuarto se presenta la programación que se llevó a cabo en código D para reproducir las series de Fourier, previamente determinadas en el segundo capítulo, de cada una de las formas de onda a reproducir. De igual forma se presentan las lógicas de programación de cada una de estas, así como el código utilizado y los resultados obtenidos de esta programación.

En el quinto capítulo se exponen los resultados obtenidos y se comparan con las simulaciones y valores deseados. En la figura 9 se presenta el diagrama a bloques que describe la metodología utilizada para la realización de este trabajo de tesis.

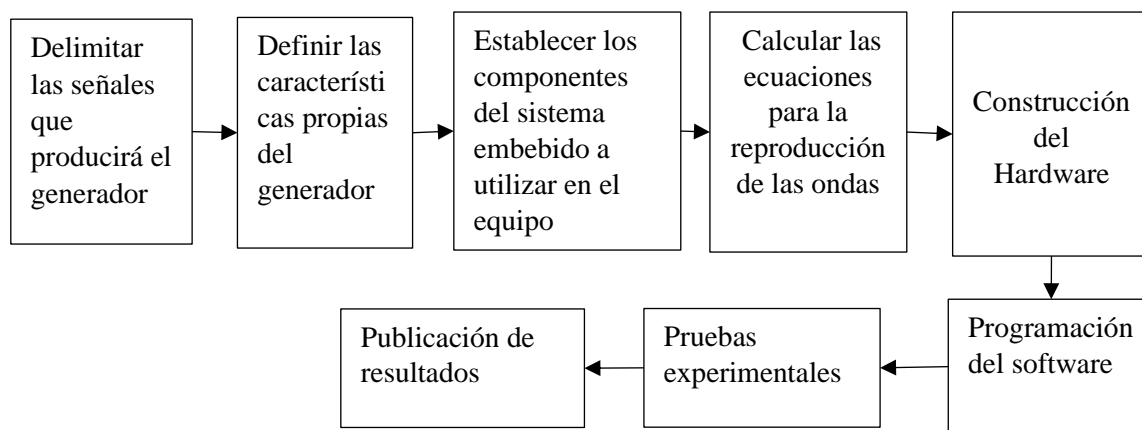


Figura 9: Diagrama a bloques para el diseño del equipo

# CAPÍTULO 1: DESCRIPCIÓN DEL GENERADOR

Un generador de señal es toda fuente de señal electrónica cuyas especificaciones (forma de onda, frecuencia, tensión, etc.) se pueden delimitar a valores fijos o pueden ser moduladas dentro de unos límites establecidos. Un generador no mide ningún tipo de magnitud, aunque este puede indicar los parámetros de la señal que esté entregando. Los generadores son utilizados habitualmente en pruebas, ensayos y tareas de mantenimiento.

## 1.1.- SEÑALES UTILIZADAS EN ELECTROTERAPIA

El término “onda” se puede definir como un patrón de variables cuantitativas de valores que se repiten en un determinado intervalo de tiempo. Las ondas son comunes en la naturaleza: ondas sonoras, ondas cerebrales, ondas de luz, ondas de voltaje, y muchas más. Los generadores de señal son relacionados con la producción de ondas eléctricas que se repiten de forma controlable.

Cada repetición completa de una onda es conocida como “ciclo”. Una forma de onda es una representación gráfica de la actividad de la onda y su variación a lo largo del tiempo. Una forma de onda de voltaje es un gráfico cartesiano clásico, con el tiempo en el eje horizontal y la tensión en el eje vertical. Se debe de tener presente que algunos instrumentos tienen a capacidad de capturar o producir ondas de corriente, formas de onda de potencia u otras alternativas [9].

Debida a la gran variedad de formas, tiempos, nuevas corrientes, superposición de efectos, etc. Surgidos en los últimos tiempos, las corrientes pueden agruparse de la siguiente manera [4]:

- Según efectos sobre el organismo
  1. Efectos electroquímicos
  2. Efectos motores sobre nervio y músculo
  3. Efectos sensitivos sobre nervio sensitivo
  4. Efectos por aporte energético para mejorar el metabolismo
- Según modos de aplicación
  1. Pulsos aislados
  2. Trenes o ráfagas
  3. Aplicación mantenida o frecuencia fija
  4. Corrientes con modulaciones
- Según frecuencias

Estas se definen por el número de impulsos emitidos por segundo

1. Galvánica
2. Corriente de baja frecuencia (0-1000 Hz)

- Rectangulares
  - Triangulares
  - Farádicas y neofaradicas
  - Ultra excitantes de trabert
  - Dinámicas de Bernard
  - TENS
3. Corriente de frecuencia media (1000-100 000 Hz)
    - Interferenciales
    - Estimulación Rusa de Kotz
  4. Corriente de alta frecuencia (>100 000 Hz)
    - Corriente de onda corta
    - Microondas
    - UHF

Conforme se va aumentando la frecuencia, se obtienen contracciones cada vez más rápidas, con un periodo de relajación menor, y llegado determinado momento, la frecuencia de los estímulos impide que se produzca la relajación muscular y las respuestas musculares, antes individualizadas, parecerán ahora como continuas, denominándose contracciones tetánicas. La tensión desarrollada durante una contracción tetánica es, aproximadamente, cuatro veces superior a la de una contracción simple individual.

Tabla 1 : Efectos de las frecuencias sobre el organismo

| FRECUENCIAS | EFFECTOS SOBRE EL ORGANISMO  |
|-------------|--|
| 1 Hz-3Hz    | Efecto analgésico, relajante y reductor de la tensión muscular.                              |
| 4 Hz-10Hz   | Aumenta la actividad metabólica y estimula la recuperación.                                  |
| 10Hz-20Hz   | Aumentan la capacidad de esfuerzo.   |
| 20Hz-33Hz   | Activa las fibras lentas y mejora su resistencia a la fatiga                                 |
| 33Hz-50Hz   | Activa las fibras intermedias mejorando su resistencia.                                      |
| 50Hz-75Hz   | Activa las fibras intermedias aumentando la fuerza la resistencia y la hipertrofia muscular. |
| 75Hz-120Hz  | Activa las fibras rápidas a un nivel máximo mejorando la fuerza y la explosividad.           |

### 1.1.1.-CORRIENTES FARÁDICAS

La faradización consta del uso de corrientes alternas de baja frecuencia (50 Hz) con las cuales se provoca la excitación neuromuscular en musculatura comúnmente inervada. Este tipo de corriente consiste en la aplicación de trenes de impulsos para causar contracciones tetánicas. Originalmente, el tipo de forma del impulso era de doble onda puntiaguda, pero actualmente se ha sustituido por una forma triangular, observada en la figura 10, de 1 milisegundo de tiempo de impulso y 19 milisegundos de tiempo de intervalo. Las contracciones tetánicas en

la musculatura esquelética más funcionales son conseguidas con frecuencias oscilantes entre los 40 y 80 Hz; por lo tanto, estas corrientes son las más utilizadas para lo que se conoce como EEF, estimulación eléctrica funcional, donde el paciente participa de manera activa en las contracciones al mismo tiempo que la corriente farádica. Las indicaciones más llamativas de este tipo de corriente son [4]:

- Re inervaciones incipientes
- Atrofias por inactividad o por inmovilizaciones prolongadas
- Atrofias postquirúrgicas
- Reeduación de la marcha en pacientes hemipléjicos
- Musculatura antagonista de músculos espásticos

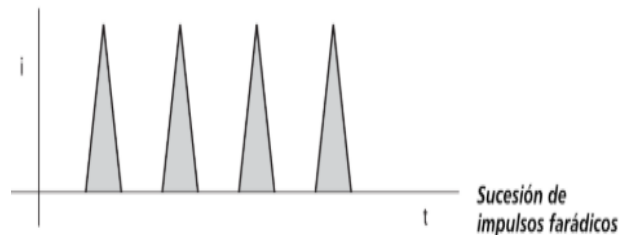


Figura 10: Corriente Farádica

### 1.1.2-CORRIENTES ULTRAEXCITANTES DE TRABERT

También conocida como corriente Ultra Reiz, ultra excitantes o farádicas ultra excitantes son un tipo de corriente que consiste en una sucesión de impulsos de forma cuadrangular con una duración de 2 milisegundos de impulso y 5 milisegundos de pausa (figura 11). Se trata de una corriente continua interrumpida de una frecuencia de 142 Hz. Una de las características de este tipo de corrientes es que son comúnmente aplicadas con electrodos grandes, de placa, con la técnica bipolar abarcando entre ellos el área de tratamiento. Trabert específico aplicaciones paravertebrales colocando el cátodo sobre el punto doloroso sin inversión de la polaridad. La intensidad no debe ser mayor a los 30 mili amperios y la duración del tratamiento se encuentra entre los 10 y 0 minutos. Los efectos provocados por este tipo de corrientes son:

- Analgesia: se consigue aumentando progresivamente la intensidad de la corriente para obtener un umbral más alto
- Estimulación muscular: por ser de tipo farádico, ya que los impulsos son menores a 10 milisegundos. La desventaja es que producen fatiga muscular. La intensidad se ajusta una vez que desaparecen las contracciones a los pocos minutos de empezar, pues son de corta duración, pero sin llegar a provocar fuertes contracciones.

- Estimulación de la circulación: causada por la influencia segmentaria en tratamientos paravertebrales y por estimulación directa sobre la piel

Trabert describió cuatro localizaciones paravertebrales de los electrodos (cervical, dorsal, dorso lumbar y lumbosacra), porque sugería el tratamiento de la columna previo al de la periferia por la influencia segmentada [4].

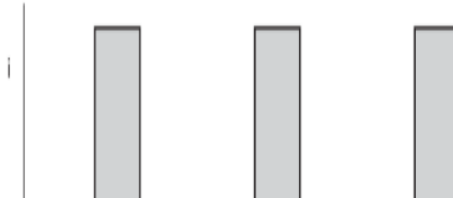


Figura 11: Corriente de Trabert

### 1.1.3-CORRIENTES MODULADA DE BERNARD

Son corrientes de baja frecuencia. Específicamente dos, 50 y 100 Hz, aplicadas en diferentes combinaciones entre frecuencias fundamentales.

Este tipo de corrientes, mostradas en la figura 12, suelen utilizarse para obtener una acción analgésica, espasmolítico y trófica [6]:

- Monofásica fija: estimulación de la circulación, acción trófica
- Difásica fija: acción analgésica y espasmolítico
- Cortos periodos: acción analgésica y trófica
- Largos periodos: acción analgésica y espasmolítico

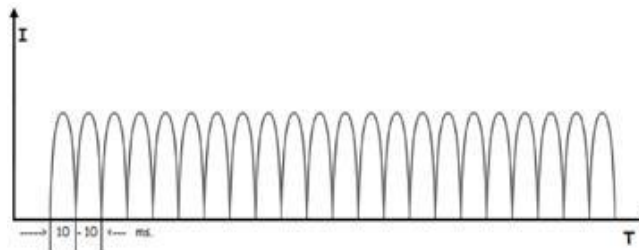


Figura 12: Corriente modulada de Bernard

### 1.1.4-TENS (ESTIMULACIÓN NERVIOSA ELÉCTRICA TRANSCUTÁNEA)

La TENS es empleada en el tratamiento del dolor agudo y crónico en forma aislada o en combinación con otras modalidades terapéuticas, aunque puede llegar a ser empleada en afecciones no dolorosas. En electroterapia se clasifica como un tipo de corriente de baja frecuencia.

Las formas de onda comúnmente brindadas por los equipos son, como se observa en la figura 13, rectangulares o en espiga y también, monofásicas (corriente directa) o bifásicas (corriente alterna), pero por lo general no es empleada la corriente directa pues al transportar iones a la piel causa irritación cutánea y, descomposición de los electrodos, lo que es evitado con la corriente alterna, ya que los iones fluyen primero en una dirección y luego en la opuesta.

Los tres parámetros de corriente empleados en la TENS son: frecuencia (2-200 Hz), ancho del pulso, que determina la duración de cada impulso (por lo general 40-300 mseg) y la intensidad  $i$ , altura de la onda pulsátil, medida en mA [5].

Objetivos de la terapia TENS:

- Disminución del dolor
- Incremento de la función y la movilidad
- Fortalecimiento muscular

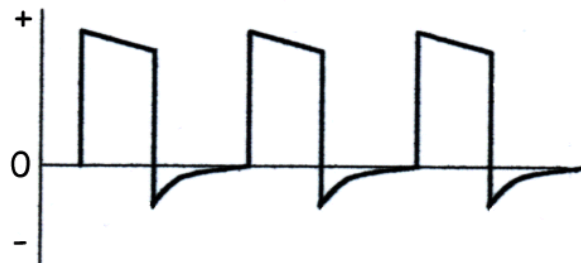


Figura 13: Corriente tipo TENS

### 1.1.5-INTERFERENCIALES

Estas ondas son emitidas en la forma de trenes o paquetes de impulsos (figura 14) caracterizada por ser alterna, bifásica, en estado variable con impulsos simétricos equilibrados, sinusoidales, ininterrumpidos modulados en intensidad pertenecientes a la media frecuencia.

Utilizan 2 circuitos, uno con frecuencia fija de 4000 Hz y el otro con una frecuencia de 4000 Hz hasta 4250 Hz. Estos circuitos se van a cruzar, lo que producirá el efecto de batido, es decir, la interferencia de dos frecuencias en un punto. Esto da como resultado una onda con una frecuencia que será la diferencia de las anteriores.

Efectos corrientes interferenciales [6]:

- Disminución del dolor por estimulación de fibras mielínicas de gran diámetro: teoría de la compuerta.

- Normalización del balance neurovegetativo por descargas orto simpáticas procedentes de la estimulación de fibras miélicas.

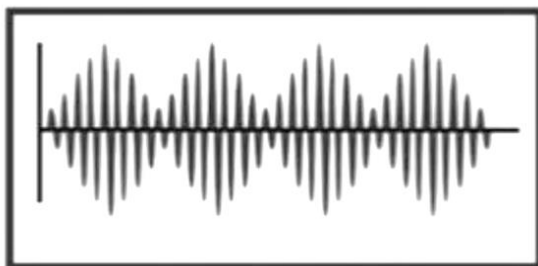


Figura 14: Corriente interferencial

### 1.1.6-CORRIENTE DE ESTIMULACIÓN RUSA - KOTZ

Se emite en forma de trenes o paquetes de impulsos, caracterizada por ser alterna, bifásica, en estado variable, con impulsos rectangulares, simétricos, equilibrados, ininterrumpidos pertenecientes a la media frecuencia, como se muestra en la figura 15.

El objetivo de esta corriente es la estimulación muscular, reduciendo molestias sensitivas, para ello utiliza frecuencias desde 2500 Hz hasta 4000 Hz.

Se programan las formas deseadas de trenes, el tiempo de impulso, las pausas y la frecuencia de trenes, generalmente entre 20 y 150 Hz [6].

Efectos de corriente de estimulación rusa

- Atrofias por desuso
- Períodos de inmovilización
- Fortalecimiento en procesos postquirúrgicos
- Rehabilitación deportiva

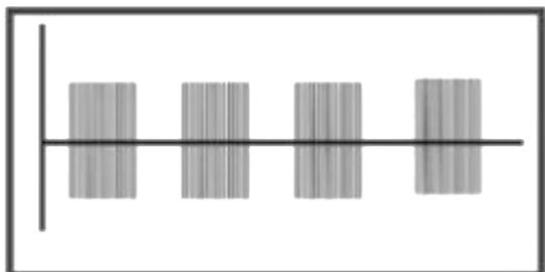


Figura 15: Corriente Rusa-Kotz

### 1.1.7-CORRIENTES DE ALTA FRECUENCIA

Las ondas electromagnéticas que se encuentran en la categoría de alta frecuencia son empleadas en electroterapia, porque al invadir los tejidos generan calor por causa de la ley de joule, es por esto, que, al circular una corriente eléctrica por un conductor, en este se puede generar calor como nueva energía según la siguiente fórmula:

$$C = (Z * I^2 * t) * 0.24 \quad (1. 1)$$

Las calorías generadas (C) dependen de (Z) o impedancia (resistencia de la materia) por la intensidad de la corriente al cuadrado ( $I^2$ ) y por el tiempo en segundos (t), todo ello convertido a calorías si lo multiplicamos por 0.24 [4].

Cuando alta frecuencia es aplicada a la materia, dependiendo de las condiciones y características de la energía, forma de aplicarla, condiciones electro físicas del medio que la soporta, etc., esta es transformada en otro tipo de manifestación energética, tal como fuerza magnética o fuerza electromotriz, que actuaran sobre los iones o moléculas de las disoluciones y dispersiones coloidales contenidas en el organismo vivo. O simplemente aparecerán cambios en la longitud de onda y frecuencia de las ondas aplicadas.

Esta forma de generar calor dentro del organismo nos conduce a denominar esta técnica con el sobre nombre de termoterapia profunda, pues la energía térmica producida aparece en los tejidos por transformación de una banda electromagnética (no térmica) en otra banda del espectro (térmica) [6].

### 1.1.8-ONDA CORTA

La onda corta son corrientes de alta frecuencia entre 3 y 300 MHz, que tienen un efecto de calentamiento de los tejidos que absorben su energía, se enmarca en las bandas de alta frecuencia y frecuencia muy alta [18].

- La frecuencia de utilización es de 27 MHz
- Su efecto electro físico fundamental se basa en la capacitancia o efecto de condensador.
- Se aplica con placas o bobinas separadas de la piel
- El calor es generado por desplazamiento de cargas eléctricas
- Se genera más calor en los tejidos de mayor conductividad.

### 1.1.9-ULTRACORTA

- La frecuencia de utilización es de 432 MHz
- Se aplica con irradiador o antenas direccionadas
- El aplicador se mantiene separado de la piel unos centímetros
- No se basa en el efecto capacitivo ni inductivo, sino en el campo de irradiación
- Se emplea un único electrodo
- La energía electromagnética penetra en los tejidos profundos a través de la piel y tejido celular subcutáneo
- No aparece el peligro de derivaciones eléctricas del paciente hacia tierra
- El calor se genera por la vibración molecular, en lugar de por el desplazamiento de cargas eléctricas internas del organismo [18].

### 1.2.-CARACTERÍSTICAS DEL GENERADOR

\*Generación de señales para distintos propósitos.

- Analgesia: se consigue aumentando progresivamente la intensidad de la corriente para obtener un umbral más alto
- Estimulación muscular: por ser de tipo farádico, ya que los impulsos son menores a 10 milisegundos. La desventaja es que producen fatiga muscular. La intensidad se ajusta una vez que desaparecen las contracciones a los pocos minutos de empezar, pues son de corta duración, pero sin llegar a provocar fuertes contracciones.
- Estimulación de la circulación: causada por la influencia segmentaria en tratamientos paravertebrales y por estimulación directa sobre la piel
- Disminución del dolor
- Incremento de la función y la movilidad
- Fortalecimiento muscular
- Atrofias por desuso
- Períodos de inmovilización
- Fortalecimiento en procesos postquirúrgicos
- Rehabilitación deportiva

\*4 canales independientes.

Las ondas generadas por el sistema saldrán por los puertos de salida de este y pasarán por una etapa de acondicionamiento donde se trabajará con la señal para que esta cumpla con todas las especificaciones deseadas y finalmente llegara a los electrodos los cuales serán los encargados de aplicar las señales a los pacientes.

\*Frecuencia de 0-4000 Hz.

La frecuencia (f) se define como el número de ciclos que se efectúan por segundo. Su unidad es el hercio y se representa por HZ [10]. La frecuencia es la inversa del periodo (T); cuanto menos dura el periodo, mayor es la frecuencia:

$$f = \frac{1}{T} \quad (1.2)$$

\*80 mA de potencia.

Distancia o valor máximo de una cantidad variable, de su valor medio o valor base, o la mitad del valor máximo pico a pico de una función periódica, como un movimiento armónico simple.

### 1.3.- DIAGRAMA GENERAL.

En este diagrama a bloques general podemos observar que el núcleo del sistema será un FPGA, el cual será el encargado de realizar todas las operaciones lógicas con las que se desarrollaran cada una de las señales eléctricas. Este dispondrá de su propia memoria RAM con la cual trabajará a 32 bits, por lo que todo el sistema estará basado en esta arquitectura. El sistema se comunicará por medio de protocolo WIFI, esto será posible gracias al módulo wifi acoplado al mismo.

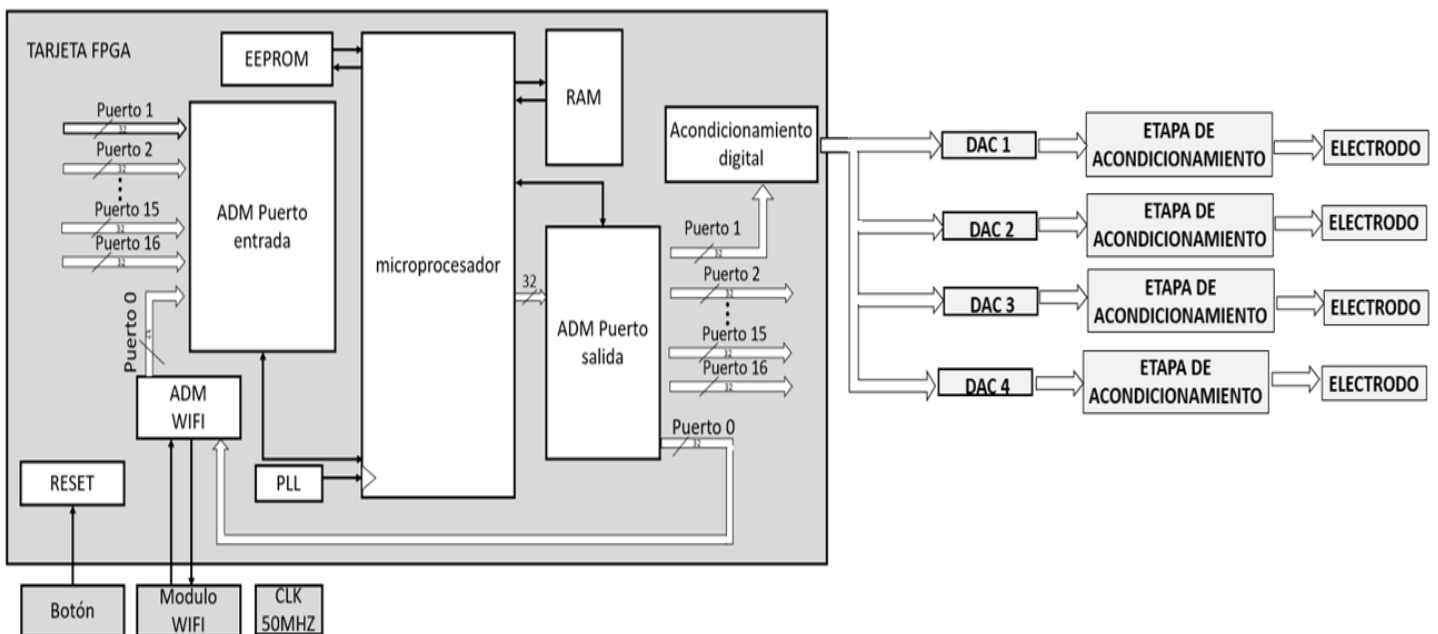


Figura 16: Diagrama general

Como se puede observar el sistema contara con puertos de entrada, ya que por defecto el FPGA cuenta con este tipo de puertos y aunque por el momento estos no se planean ser utilizados se encuentran disponibles para ser ocupados si se presenta algún un cambio en la arquitectura planteada.

Las ondas generadas por el sistema saldrán por los puertos de salida de este y pasarán por una etapa de acondicionamiento donde se trabajará con la señal para que esta cumpla con todas las especificaciones deseadas y finalmente llegara a los electrodos los cuales serán los encargados de aplicar las señales a los pacientes.

## 1.4.-SISTEMA EMBEBIDO

La arquitectura de firmware inicial del sistema embebido se presenta en la figura 16, se resalta la presencia de un módulo para la comunicación inalámbrica WIFI, así como el desarrollo de sistemas para la comunicación con las memorias RAM y ROM. Con posterioridad se describirán los recursos con los cuales se puede contar. Los módulos fueron desarrollados utilizando el lenguaje AHDL de altera y permiten la ejecución concurrente de las diferentes estructuras descritas mediante firmware. La unidad central de procesamiento (CPU) está conformada por una unidad aritmética lógica, una unidad para la decodificación, así como una unidad para el control de acceso a memoria. El decodificador de instrucciones se encarga de procesar el código de programa almacenado en la memoria, garantizando el programado de la unidad. Este proceso se realiza controlando la unidad aritmética lógica, donde se encuentra ubicado el firmware necesario para la ejecución de las instrucciones lógicas y aritméticas.

El acceso oportuno y adecuado a los espacios de memoria es garantizado a partir del bloque de control de memoria, que permite mapear adecuadamente el módulo de memoria SDRAM. Las instrucciones desarrolladas para el control del microprocesador están diseñadas bajo la arquitectura MIPS de 32 bits y es un conjunto basado en la utilización de 16 registros de memoria caché dentro del microprocesador.

La comunicación entre la tarjeta, el microcontrolador y el medio circundante se efectúa mediante los puertos de entrada y los puertos de salida que se han definido. Cada puerto tiene asociado un registro de 32 bits que permite el direccionamiento de diferentes recursos [19].

### 1.4.1-CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN “D”

La programación del microcontrolador puede realizarse utilizando las instrucciones en lenguaje ensamblador, sin embargo, esta programación puede resultar compleja y en determinadas circunstancias, engorrosa.

Para evitar estas problemáticas y una vez fueron definidos los recursos, así como los puertos y periféricos que permiten la comunicación del microprocesador con el medio circundante y

de esa manera las labores de control, se desarrolló un código de programación de alto nivel que permita traducir las instrucciones precisas al microprocesador, el código ha sido denominado “Código D”. Este código es producto de desarrollos anteriores dentro de la MCEA. El mismo cuenta con instrucciones de asignación, condicionales, matemáticas y ciclos que permiten desarrollar cualquier tipo de control con gran efectividad y rapidez, en función de las características de la tarjeta FPGA que se esté empleando [20].

### 1.4.2-COMPILADOR DE CÓDIGO “D”

Como todo código de alto nivel, es preciso realizar su traducción a código de máquina, entendible por los microcontroladores, para ello se utiliza un compilador desarrollado de la misma manera dentro de la MCEA que permite obtener el código hexadecimal que comprende el controlador. En la figura 17 se presenta la interfaz del mencionado compilador, como se observa existe una pestaña para la carga del archivo de texto (.txt) que contiene la programación en código D, posteriormente se procede a generar los archivos en formato ensamblador (.ens) y en formato hexadecimal (.hex) que se utiliza para programar al microcontrolador. Tiene además la facilidad de identificar los errores de sintaxis que se cometen en la programación [20].

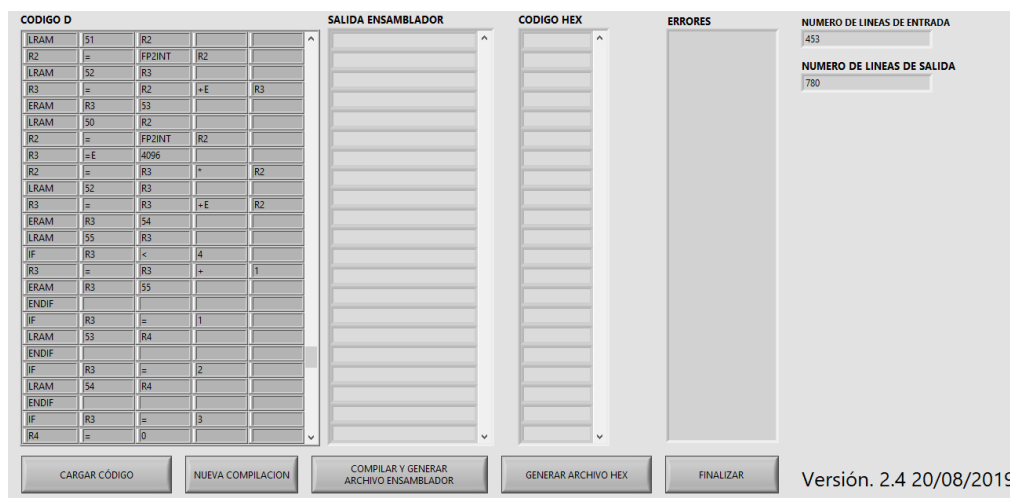


Figura 17: Compilador de código D

### 1.4.3- INTERFAZ DE USUARIO BASE

Se ha definido una interfaz de usuario general (figura 18) que permita enviar/recibir información desde y hacia la tarjeta, esta interfaz se desarrolló en LabVIEW© y puede ser adaptada a las necesidades de cada proyecto en particular.

Para ir intercalando entre cada una de las formas de onda predefinidas se modificó la interfaz de usuario para ser capaz y de ir alternando entre las señales.

De igual forma brinda la posibilidad de ingresar la amplitud y la frecuencia deseada al momento de generar la señal. También existe la posibilidad de modificar el tiempo de

muestreo, aunque para cada una de esta señal ya fue establecido el tiempo idóneo en el que el programa tarda en realizar el cómputo para la generación de señales [20]

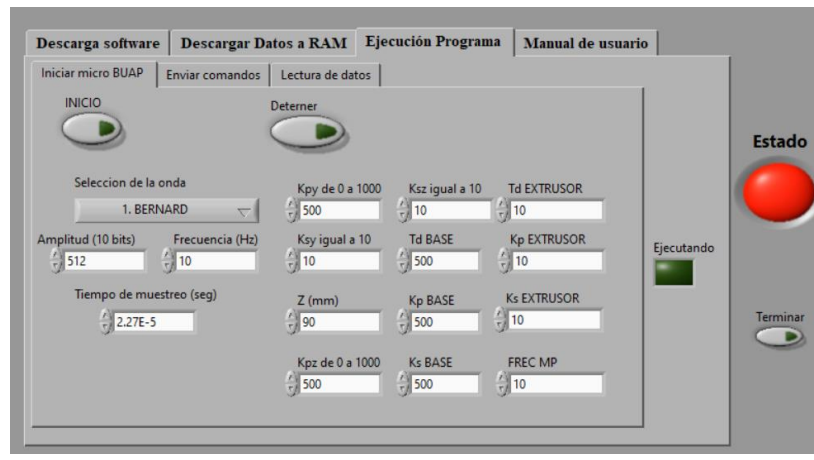


Figura 18: Interfaz de usuario base

#### 1.4.4- TARJETA DE DESARROLLO

Como dispositivo de procesamiento se utilizará una tarjeta de desarrollo FPGA modelo DE0-CV, figura 19. Esta tarjeta es una plataforma robusta para el diseño de hardware empleando como soporte un FPGA Cyclone V de altera que se encuentra optimizado para realizar labores variadas con alto grado de flexibilidad en los diseños.

Como se aprecia en la figura 19, la tarjeta provee un entorno de desarrollo complejo con puertos de entrada salida de tipo USB, VGA y PS/2; además cuenta con dos bloques de expansión para terminales que nos permiten acceder a 40 pines que pueden ser configurados como entrada o salida en función de los intereses de desarrollo. Es posible acceder a 4 botones y a un bloque de 10 switch que pueden ser utilizados para generar interrupciones o para programar diferentes funciones dentro de la FPGA [21].

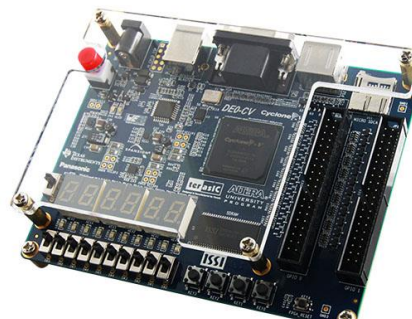


Figura 19: Tarjeta DE0-CV

La tarjeta cuenta con capacidades de memoria con ranuras de expansión para tarjetas SD y una SDRAM propia para almacenar las instrucciones de programas y tiene un total de 49000 compuertas lógicas; se ha manejado para emular un microprocesador conectado a núcleos de

propiedad intelectual, *IP-Core*, a través de los puertos de entrada/salida con funcionalidades para la lectura/escritura de datos con propósitos generales y específicos. Para un adecuado funcionamiento es necesario el diseño de los bloques de firmware interno desde los cuales se manejan los recursos disponibles, la programación del firmware se realiza utilizando el lenguaje de programación AHDL [21].

#### 1.4.5-TARJETA DE COMUNICACIÓN WIFI MÓDULO RN-XV WIFLY

La comunicación entre el sistema y la computadora del usuario, en donde se encuentra la interfaz previamente vista, se realiza mediante comunicación inalámbrica por medio de protocolo wifi, esta comunicación es posible mediante la conexión de la tarjeta de red de la computadora del usuario y del módulo WiFly implementado en el sistema embebido.

Este módulo es la interfaz de comunicación WiFi empleada para la recepción inalámbrica de los datos generados de la forma de onda en la PC. La tarjeta (figura 20) incluye un módulo RN-171, adaptado a una PCB con el fin de ser compatible con el módulo XBee. Este diseño facilita su uso, ya que el RN-171 por sí solo es de montaje superficial y su método de soldadura es delicado, además de requerir el diseño de una PCB para su montaje. También cuenta con una antena integrada a la PCB, LEDs indicadores y una distribución de pines que, aunque no corresponde al paso de pines comúnmente usado como por ejemplo una protoboard, se adquirió una PCB Xbee Breakout de Sparkfun la cual adapta el paso entre pines de XBee al estándar de 2.54 mm [11].

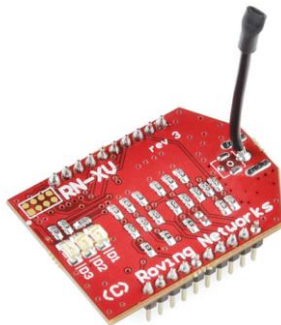


Figura 20: Módulo Wifly

#### CONCLUSIONES

El dispositivo a realizar por medio de este trabajo de tesis será capaz de generar las señales comúnmente utilizadas en electroterapia, cada una de estas señales presenta su uso y ventajas en la rehabilitación de un paciente (cualidades descritas de igual forma en el capítulo). Este prototipo tendrá de base un sistema embebido previamente desarrollado en la maestría y presenta varias ventajas al momento de realizar la programación y comunicación con el CPU del sistema y una computadora externa del usuario.

## **CAPÍTULO 2: USO DE LA SERIE DE FOURIER PARA REPRODUCIR LAS SEÑALAS USADAS EN EL ELECTRO ESTIMULADOR**

Para la construcción de las señales a utilizar, tanto de las predeterminadas como las que el usuario tendrá la capacidad de construir, se hará uso de las series de Fourier las cuales por medio de sumatorias de un número infinito de iteraciones pueden replicarnos las distintas formas de ondas requeridas.

El concepto básico de las series de Fourier, es que toda función periódica de periodo T puede ser expresada como una suma trigonométrica de senos y cosenos del mismo periodo T. La historia moderna de las series de Fourier comenzó con D'Alembert y su tratado de las oscilaciones de las cuerdas del violín. El desplazamiento  $u = u(t, x)$  de una cuerda de violín, como una función del tiempo  $t$  y de la posición  $x$ , es solución de la ecuación diferencial [9]:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}, \quad t > 0, \quad 0 > x < 1, \quad (2. 1)$$

El análisis de Fourier juega un papel central en el tratamiento de señales. Algunas señales muestran componentes periódicos que se repiten a intervalos fijos; estos son estudiados convenientemente por el análisis armónico basado en la serie de Fourier. Al utilizar la serie y transformada de Fourier, debemos de tener en mente todas las consideraciones necesarias para no generar resultados o interpretaciones erróneos [9].

Por medio de las series de Fourier, es posible describir señales periódicas como una combinación lineal de exponenciales complejas, multiplicados por factores de peso que determinan la contribución relativa de cada componente a la señal original; con esta herramienta podemos analizar una señal periódica en términos de su contenido en frecuencia. La combinación lineal permite que operaciones en el dominio del tiempo se conserven en el dominio de las frecuencias. Al conjunto de expansiones en series de Fourier se denomina base ortogonal [9].

Una señal periódica es aquella que fielmente se repite después de un periodo definido. Matemáticamente, la definición de una función periódica se expresa de la siguiente manera:

$$f(t) = f(t + T) \quad (2. 2)$$

Donde  $T$  representa el periodo de la señal,  $f$  la función periódica y  $t$  el tiempo.

El teorema de Fourier dice: Toda señal compleja, o sea, no senoidal, periódica y continua en el intervalo de  $0$  a  $T$ , se puede descomponer en una suma infinita de ondas de forma senoidal de frecuencias múltiples de la señal compleja. Matemáticamente esto se expresa por [9]:

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos \left( 2\pi n \frac{1}{T} t \right) + b_n \text{sen} \left( 2\pi n \frac{1}{T} t \right)) \quad (2.3)$$

En donde T es el periodo, n el número de sumandos, t es el tiempo y  $a_0$ ,  $a_n$  y  $b_n$  son los coeficientes de Fourier los cuales se obtienen por medio de las siguientes fórmulas:

$$\begin{aligned} a_0 &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) dt \\ a_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos \left( 2\pi n \frac{1}{T} t \right) dt \\ b_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \text{SEN} \left( 2\pi n \frac{1}{T} t \right) dt \end{aligned} \quad (2.4)$$

Dichos coeficientes son múltiplos de la frecuencia fundamental  $a_0$ . Como ejemplo, una onda cuadrada se compone de una serie infinita de componentes senoidales. Estas componentes senoidales se denominan armónicos, y sus frecuencias son múltiplo de la frecuencia de la señal compleja. Por ejemplo, una señal compleja de  $f = 1000 \text{ Hz}$  podría componerse de armónicos de  $1000 \text{ Hz}$ ,  $2000 \text{ Hz}$ ,  $3000 \text{ Hz}$ ,  $4000 \text{ Hz}$ , etc. A la componente de frecuencia igual a la de la señal compleja se le denomina fundamental [9].

## 2.1- SERIES DE FOURIER DE LAS CORRIENTES UTILIZADAS EN ELECTROTERAPIA

Por medio del cálculo de los coeficientes de Fourier y de la aproximación por medio de una serie finita es posible representar las formas de ondas utilizadas en electroterapia presentadas en avance de tesis I.

### 2.1.1-SERIE DE FOURIER PARA LA CORRIENTE FARÁDICA

La faradización consta del uso de corrientes alternas de baja frecuencia (50 Hz) con las cuales se provoca la excitación neuromuscular en musculatura comúnmente inervada. Esta consta de una forma triangular o rectangular de 1 milisegundo de tiempo de impulso y 19 milisegundos de tiempo de intervalo, observado en la figura 21 [4].

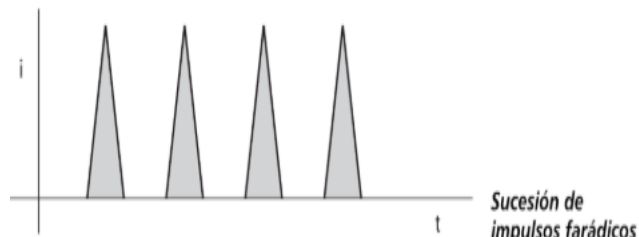


Figura 21: Corriente Farádica

Para reproducir esta corriente en el prototipo se hará uso de las series de Fourier que por medio de un número finito de sumandos podremos reproducir la forma de onda deseada. Por lo cual la construcción se llevó a cabo la construcción de esta serie por medio de los cálculos de los coeficientes de Fourier de la función:

$$f(t) = \begin{cases} 0; & -\frac{19}{20} < t < 0 \\ 40t; & 0 < t < \frac{1}{40} \\ 2 - 40t; & \frac{1}{40} < t < \frac{1}{20} \end{cases} \quad (2.5)$$

Donde t es el tiempo y de la cual obtenemos la gráfica observada en la figura 22.

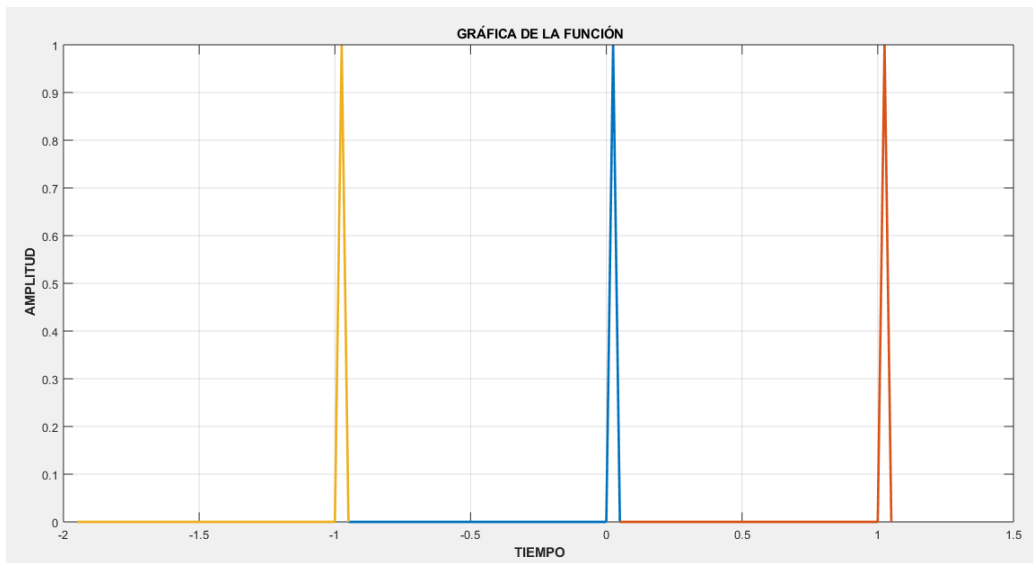


Figura 22: Reproducción de la corriente farádica en MATLAB®

Posteriormente por medio de un programa de MATLAB® que calculara las integrales de los coeficientes de Fourier obtenemos:

$$\begin{aligned} a_0 &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) dt = \frac{1}{40} \\ a_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt = \frac{40 \cos\left(\frac{\pi n}{20}\right) \left(\cos\left(\frac{\pi n}{20}\right) - 1\right)}{\pi^2 n^2} \\ b_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \sin\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt = \frac{40 \sin\left(\frac{\pi n}{20}\right) \left(\sin\left(\frac{\pi n}{20}\right) - 1\right)}{\pi^2 n^2} \end{aligned} \quad (2.6)$$

En donde T es el periodo, n el número de sumando, t es el tiempo y  $a_0$ ,  $a_n$  y  $b_n$  son los coeficientes de Fourier con los que se obtiene la siguiente serie:

$$f(t) = \frac{8}{\pi^2} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n^2} \cos(n\omega_0 t); n = \text{impar} \quad (2.7)$$

Se realizó la simulación de esta sumatoria en MATAB® para poder determinar el número de sumandos necesarios para reproducir la forma de onda, pero para ello primeramente se seleccionaron el número de muestras óptimo tomadas para cada sumando.

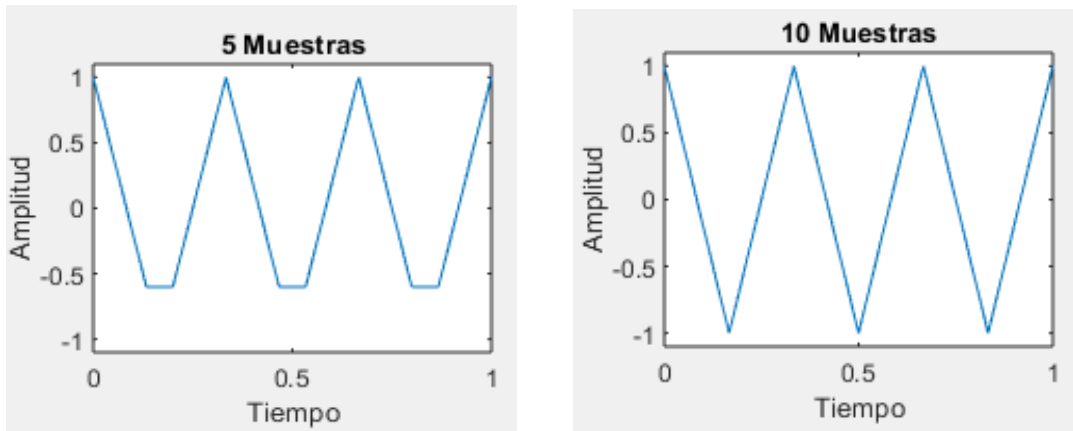


Figura 23: Reproducción de la corriente Farádica con 5 y 10 muestras

De acuerdo a los resultados de la figura 23 podemos determinar que con un número de 10 muestras se obtiene la forma de onda deseada, por lo cual se procede a determinar el número de sumandos de la serie de Fourier a utilizar

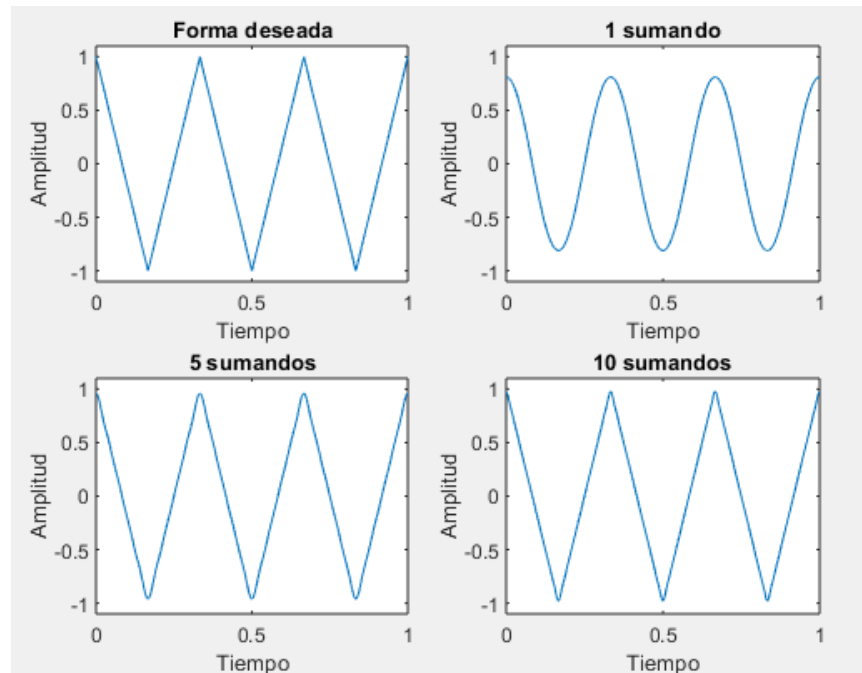


Figura 24: Reproducción de la corriente Farádica con distintos sumandos

Podemos observar en la figura 24 que a partir de 5 términos de la sumatoria la forma es casi idéntica a la original, aunque con cierta curvatura en las puntas por lo que se tomaran 10 sumandos como el valor idóneo para la reproducción de la onda.

### 2.1.2-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES ULTRAEXCITANTES DE TRABERT

Se trata de una corriente continua interrumpida de una frecuencia de 142 Hz (figura 25). La intensidad no debe ser mayor a los 30 mili amperios y la duración del tratamiento se encuentra entre los 10 y 0 minutos [4].

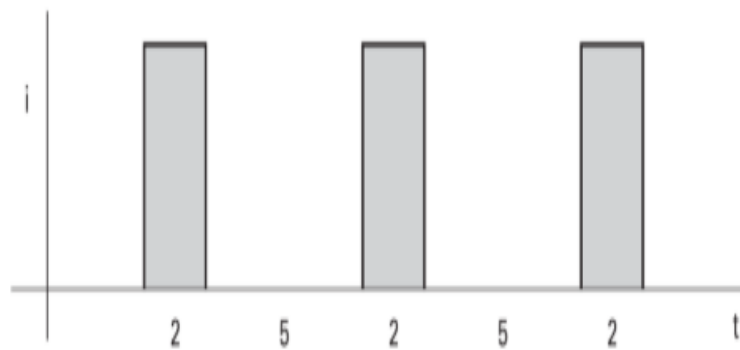


Figura 25: Corriente de Trabert

Para reproducir esta corriente en el prototipo se hará uso de las series de Fourier que por medio de un número finito de sumandos podremos reproducir la forma de onda deseada. Por lo cual la construcción se llevó a cabo la construcción de esta serie por medio de los cálculos de los coeficientes de Fourier de la función:

$$f(t) = \begin{cases} 0; & 0 < t < \frac{2}{7} \\ 1 & \frac{2}{7} < t < 1 \end{cases} \quad (2.8)$$

Donde t es el tiempo y de la cual obtenemos la gráfica observada en la figura 26.

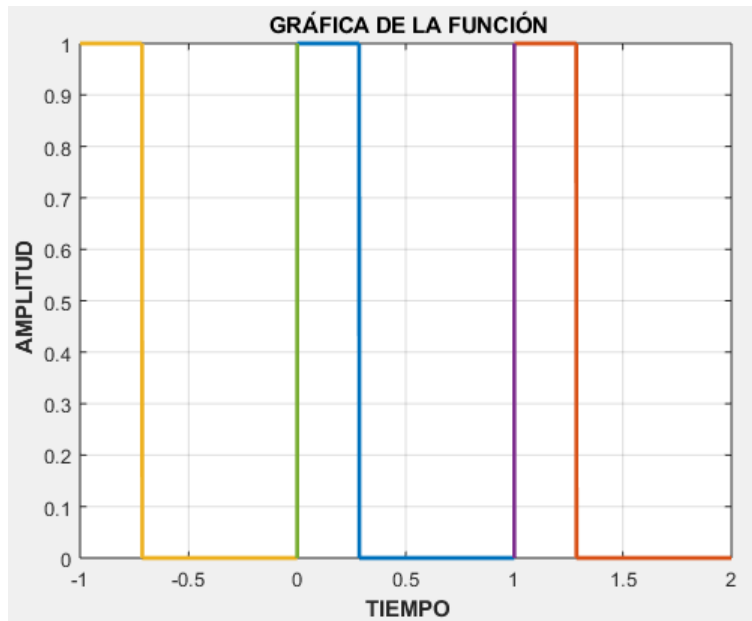


Figura 26: Reproducción de la corriente de Trabert en MATLAB®

Posteriormente por medio de un programa de MATLAB® que calculara las integrales de los coeficientes de Fourier obtenemos:

$$\begin{aligned}
 a_0 &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) dt = \frac{2}{7} \\
 a_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt = \frac{\text{sen}\left(\frac{4\pi n}{7}\right)}{\pi n} \\
 b_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \text{SEN}\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt = \frac{2\text{sen}\left(\frac{2\pi n}{7}\right)^2}{\pi n}
 \end{aligned}
 \tag{2.9}$$

En donde T es el periodo, n el número de sumando, t es el tiempo y  $a_0$ ,  $a_n$  y  $b_n$  son los coeficientes de Fourier con los que se obtiene la siguiente serie:

$$f(t) = \frac{4}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n} \text{sen}(nw_0 t); \quad n = \text{impar}
 \tag{2.10}$$

Se realizó la simulación de esta sumatoria en MATLAB® para poder determinar el número de sumandos necesarios para reproducir la forma de onda, pero para ello primeramente se seleccionaron el número de muestras óptimo tomadas para cada sumando.

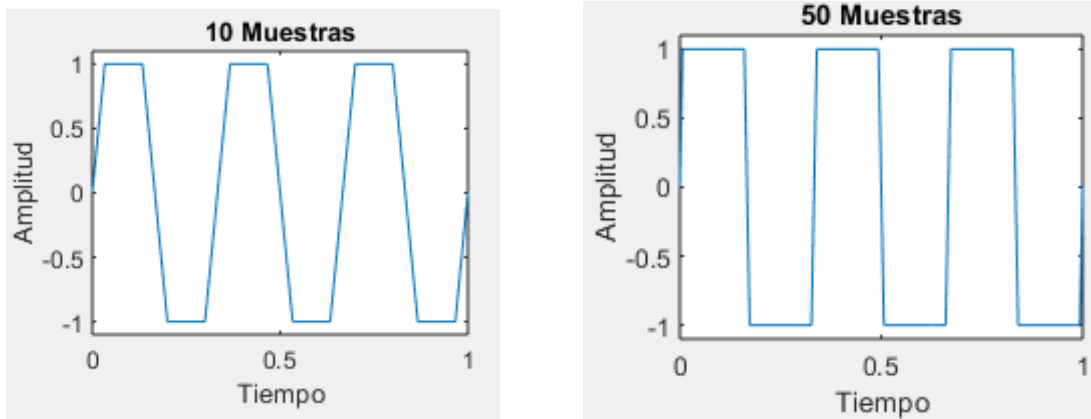


Figura 27: Reproducción de la corriente de Trabert con 10 y 50 muestras

De acuerdo a los resultados de la figura 27 podemos determinar que con un número de 50 muestras se obtiene la forma de onda deseada, por lo cual se procede a determinar el número de sumandos de la serie de Fourier a utilizar

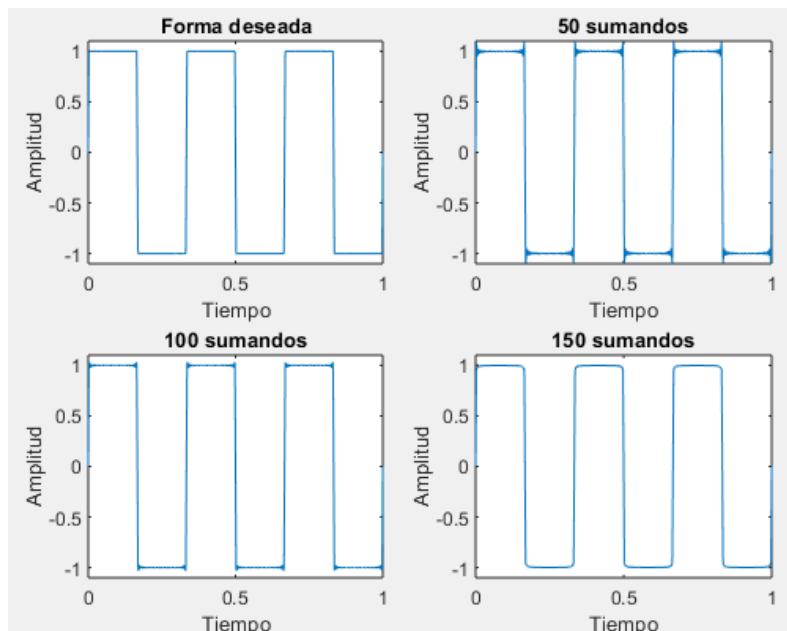


Figura 28: Reproducción de la corriente de Trabert con distintos sumandos

Podemos observar en la figura 28 que a partir de 50 términos de la sumatoria la forma es casi idéntica a la original, aunque con picos formados en las esquinas de la forma cuadrada por lo que se tomaran 150 sumandos como el valor idóneo para la reproducción de la onda.

### 2.2.3-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES MODULADA DE BERNARD

En la figura 29 se muestra este tipo de corriente que son corrientes de baja frecuencia. Específicamente dos, 50 y 100 Hz, aplicadas en diferentes combinaciones entre frecuencias fundamentales [4].

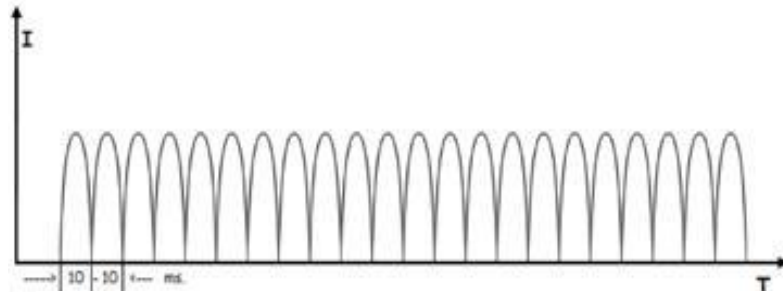


Figura 29: Corriente de Bernard

Para reproducir esta corriente en el prototipo se hará uso de las series de Fourier que por medio de un número finito de sumandos podremos reproducir la forma de onda deseada. Por lo cual la construcción se llevó a cabo la construcción de esta serie por medio de los cálculos de los coeficientes de Fourier de la función:

$$f(t) = \text{sen}\left(\frac{2\pi n}{T}\right) \quad (2.11)$$

Donde t es el tiempo y de la cual obtenemos la gráfica observada en la figura 30.

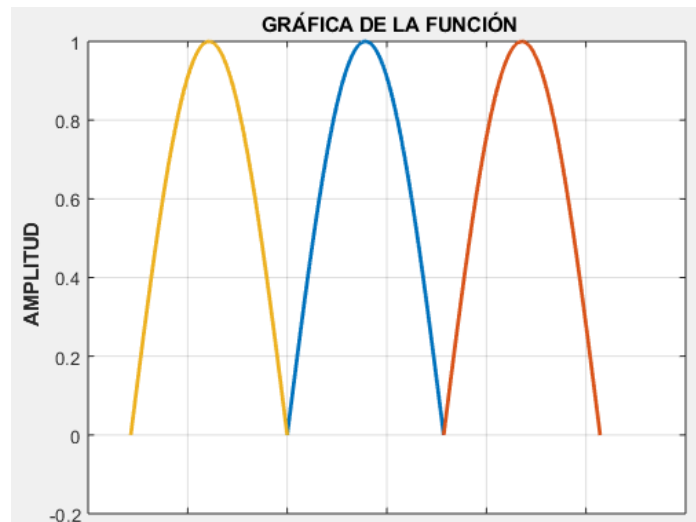


Figura 30: Reproducción de la corriente de Bernard en MATLAB®

Posteriormente por medio de un programa de MATLAB® que calculara las integrales de los coeficientes de Fourier obtenemos:

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) dt = \frac{2}{7}$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt = \frac{\text{sen}\left(\frac{4\pi n}{7}\right)}{\pi n}$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \text{SEN}\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt = \frac{2\text{sen}\left(\frac{2\pi n}{7}\right)^2}{\pi n} \quad (2.12)$$

En donde T es el periodo, n el número de sumando, t es el tiempo y  $a_0$ ,  $a_n$  y  $b_n$  son los coeficientes de Fourier con los que se obtiene la siguiente serie:

$$f(t) = \frac{2}{\pi} + \frac{4}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{(1-4n^2)} \cos(2nw_0t) \quad (2.13)$$

Se realizó la simulación de esta sumatoria en MATLAB® para poder determinar el número de sumandos necesarios para reproducir la forma de onda, pero para ello primeramente se seleccionaron el número de muestras óptimo tomadas para cada sumando.

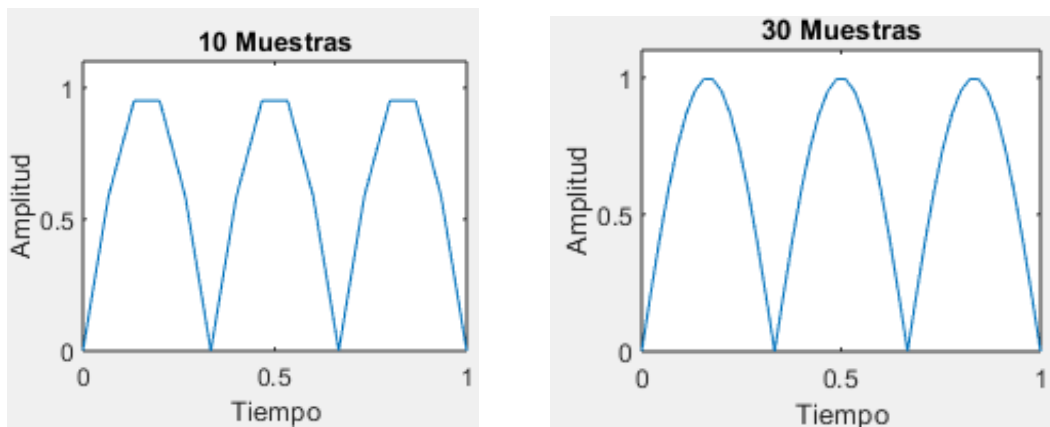


Figura 31: Reproducción de la corriente de Bernard con 10 y 30 muestras

De acuerdo a los resultados de la figura 31 podemos determinar que con un número de 30 muestras se obtiene la forma de onda deseada, por lo cual se precede a determinar el número de sumandos de la serie de Fourier a utilizar

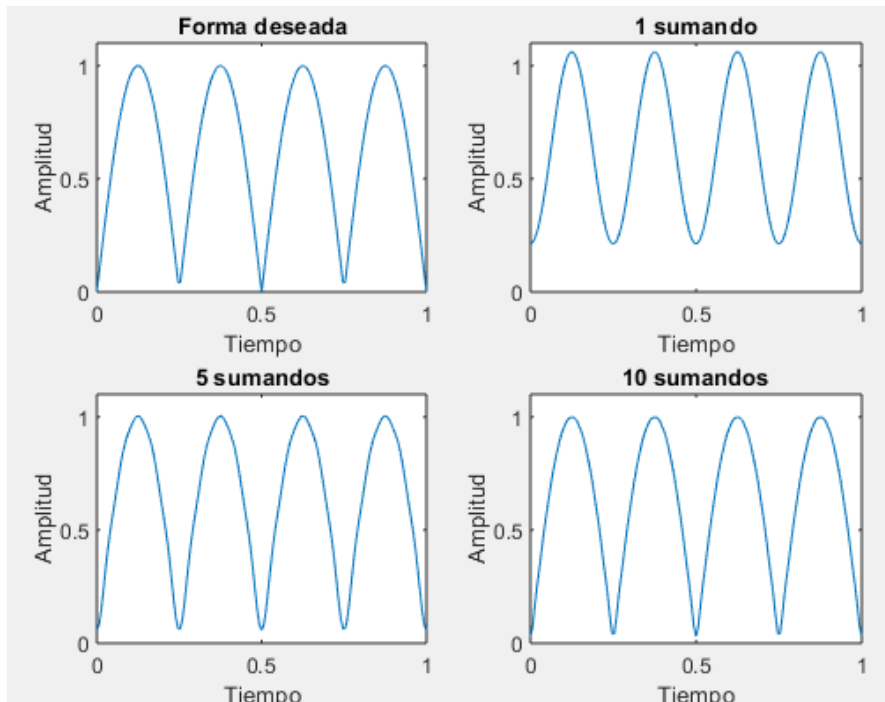


Figura 32: Reproducción de la corriente de Bernard con distintos sumandos

En la figura 32 podemos observar que a partir del primer término de la sumatoria la forma es casi idéntica a la original, aunque con cierto offset con respecto al inicio por lo que se fijara una sumatoria de 10 sumandos para la reproducción ideal de esta forma de onda.

#### 2.2.4-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES INTERFERENCIALES

Este tipo de onda son emitidas en la forma de trenes o paquetes de impulsos, como se observa en la figura 33, caracterizada por ser alterna, bifásica, en estado variable con impulsos simétricos equilibrados, sinusoidales, ininterrumpidos modulados en intensidad pertenecientes a la media frecuencia. Utilizan 2 circuitos, uno con frecuencia fija de 4000 Hz y el otro con una frecuencia de 4000 Hz hasta 4250 Hz [4].

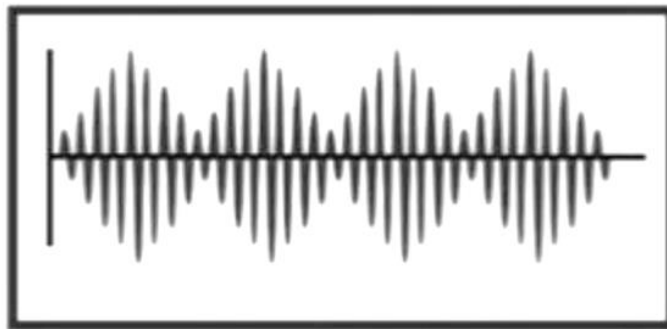


Figura 33: Corriente interferencial

Para reproducir esta corriente en el prototipo se hará uso de las series de Fourier que por medio de un número finito de sumandos podremos reproducir la forma de onda deseada. Por lo cual la construcción se llevó a cabo la construcción de esta serie por medio de los cálculos de los coeficientes de Fourier de la función:

$$f(t) = \begin{cases} 2t & 0 < t < \frac{1}{16} \\ -0.25 - 2t & \frac{1}{16} < t < \frac{2}{16} \\ \vdots & \vdots \end{cases} \quad (2.14)$$

Donde t es el tiempo y de la cual obtenemos la gráfica observada en la figura 34.

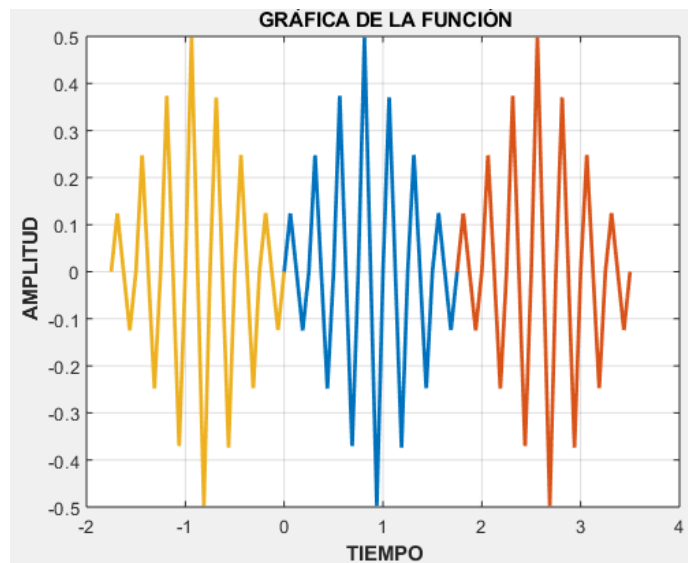


Figura 34: Reproducción de la corriente interferencial en MATLAB®

Posteriormente por medio de un programa de MATLAB® que calculara las integrales de los coeficientes de Fourier obtenemos:

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) dt = 0$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt$$

$$= 7\cos(2\pi n) - 28\cos\left(\frac{\pi n}{2}\right) + 28\cos\left(\frac{3\pi n}{2}\right) + \dots$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \sin\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt$$

$$= 7\sin(2\pi n) - 28\sin\left(\frac{\pi n}{2}\right) + 28\sin\left(\frac{3\pi n}{2}\right) + \dots \quad (2.15)$$

En donde  $T$  es el periodo,  $n$  el número de sumando,  $t$  es el tiempo y  $a_0$ ,  $a_n$  y  $b_n$  son los coeficientes de Fourier.

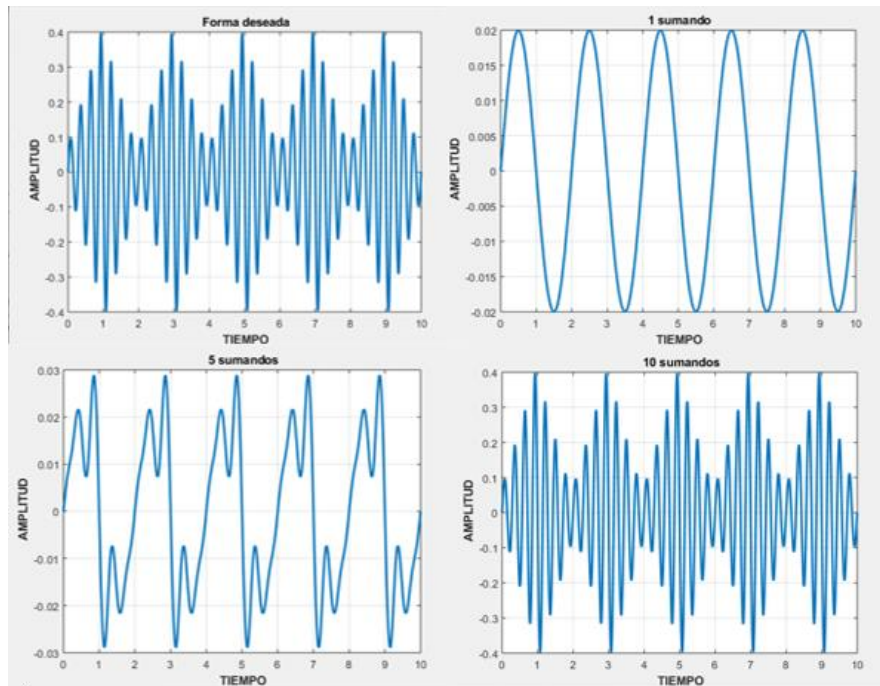


Figura 35: Reproducción de la corriente interferencial con distintos sumandos

En la figura 35 podemos observar que con menos de 10 términos en la sumatoria no obtenemos la forma deseada por lo que se fijaran 10 términos como los sumandos ideales para la reproducción de esta corriente.

### 2.2.5-SERIE DE FOURIER PARA LAS CORRIENTES RUSA - KOTZ

En la figura 36 se observa que este tipo de onda se emiten en forma de trenes o paquetes de impulsos, caracterizada por ser alterna, bifásica, en estado variable, con impulsos rectangulares, simétricos, equilibrados, ininterrumpidos pertenecientes a la media frecuencia. Se programan las formas deseadas de trenes, el tiempo de impulso, las pausas y la frecuencia de trenes, generalmente entre 20 Hz y 150 Hz [4].



Figura 36: Corriente Rusa-Kotz

Para reproducir esta corriente en el prototipo se hará uso de las series de Fourier que por medio de un número finito de sumandos podremos reproducir la forma de onda deseada. Por lo cual la construcción se llevó a cabo la construcción de esta serie por medio de los cálculos de los coeficientes de Fourier de la función:

$$f(t) = \begin{cases} 1 & 0 < t < \frac{2}{40} \\ -1 & \frac{2}{40} < t < \frac{4}{40} \\ \vdots & \vdots \end{cases} \quad (2.16)$$

Donde t es el tiempo y de la cual obtenemos la gráfica observada en la figura 37.

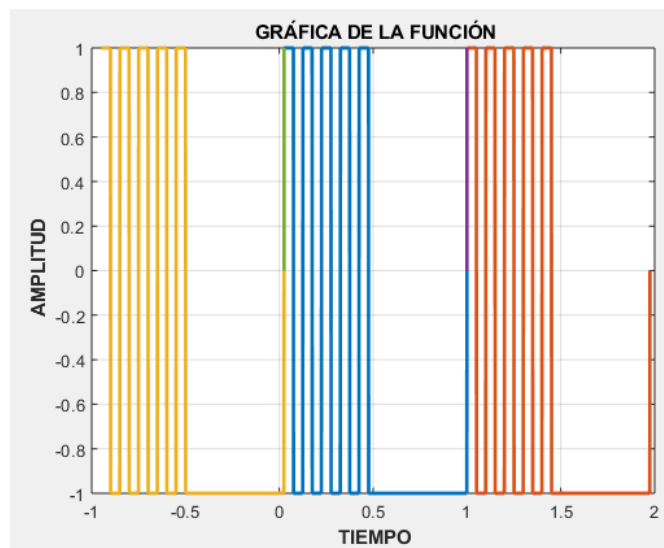


Figura 37: Reproducción de la corriente Rusa-Kotz en MATLAB®

Posteriormente por medio de un programa de MATLAB® que calculara las integrales de los coeficientes de Fourier obtenemos:

$$\begin{aligned} a_0 &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) dt = -\frac{19}{39} \\ a_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt \\ &= -2\operatorname{sen}\left(\frac{2\pi n}{3}\right) - 2\operatorname{sen}\left(\frac{2\pi n}{13}\right) + 2\operatorname{sen}\left(\frac{6\pi n}{13}\right) + \dots \\ b_n &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \operatorname{sen}\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) dt \\ &= 2\operatorname{cos}\left(\frac{2\pi n}{3}\right) - 2\operatorname{cos}\left(\frac{2\pi n}{13}\right) + 2\operatorname{cos}\left(\frac{6\pi n}{13}\right) + \dots \end{aligned} \quad (2.17)$$

En donde  $T$  es el periodo,  $n$  el número de sumando,  $t$  es el tiempo y  $a_0$ ,  $a_n$  y  $b_n$  son los coeficientes de Fourier.

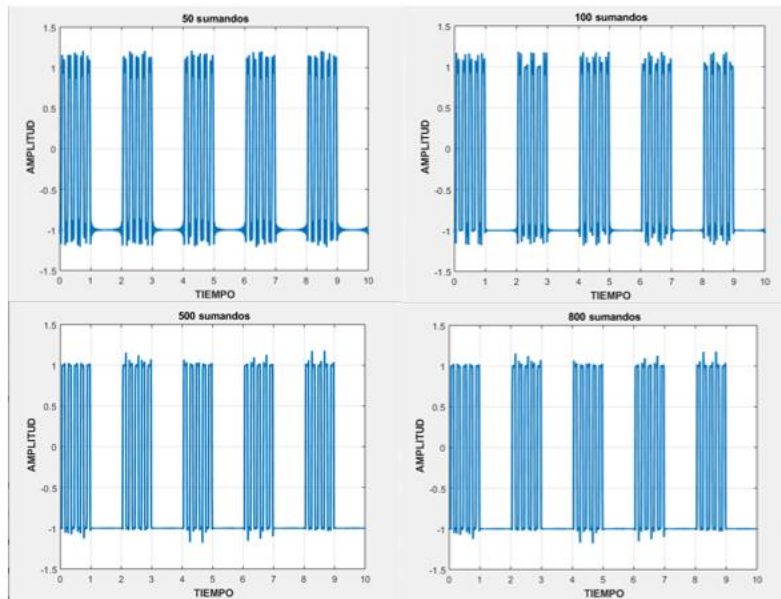


Figura 38: Reproducción de la corriente Rusa-Kotz con distintos sumandos

Observamos en la figura 38 que a partir de los 500 sumandos no se aprecia diferencia entre las formas de ondas, por lo que este será el valor fijado de sumandos para la reproducción de esta corriente.

## CONCLUSIONES

Con lo realizado en este capítulo se obtuvieron el número de muestras necesarias para la reproducción de las señales a utilizar en el generador además de la sumatoria de Fourier para la reproducción de estas y el número de sumandos mínimos requeridos para la correcta construcción de las señales para poder así optimizar la programación y el tamaño del software.

# CAPÍTULO 3: HARDWARE

Para continuar con el diseño del hardware se partió del prototipo usado para verificar las formas de onda de las señales, para esto solo se tendría que amplificar la amplitud de las señales e incorporar el acondicionamiento de la señal para que la corriente proporcionada siempre sea constante. Para esto partiremos del diagrama general (figura 39).

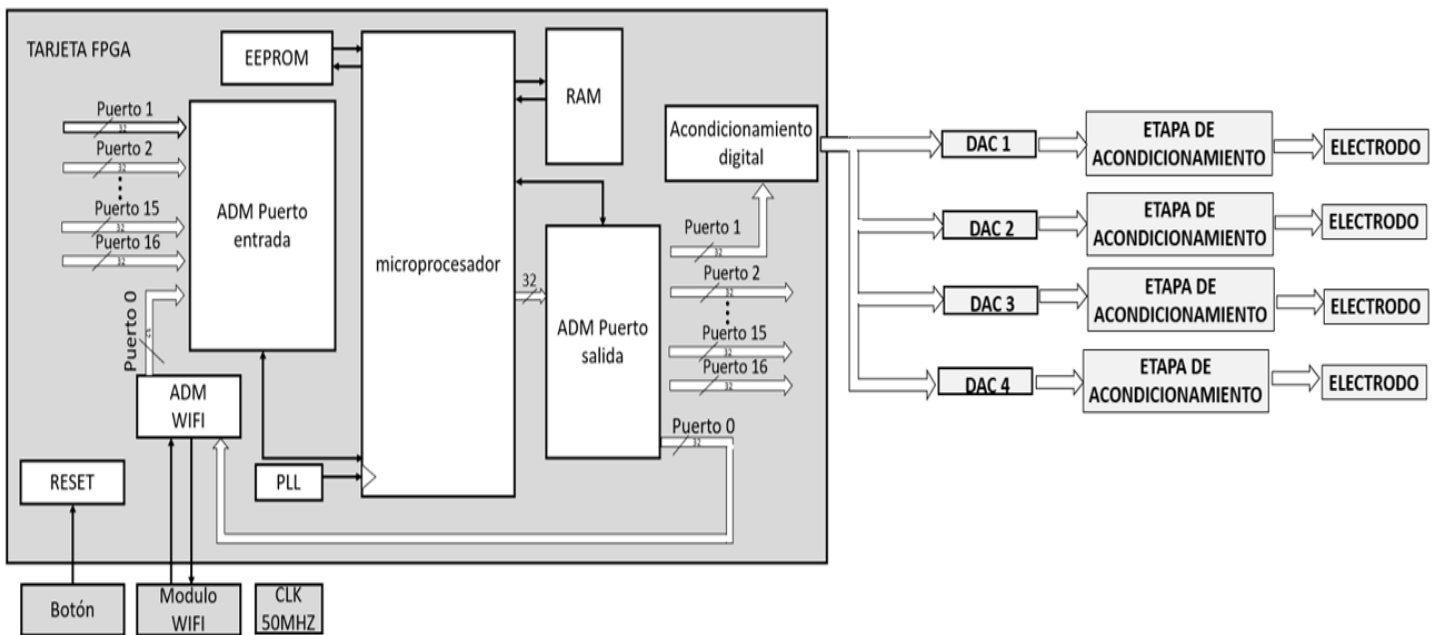


Figura 39: Diagrama a bloques general

## 3.1-DESCRIPCIÓN GENERAL DEL HARDWARE

Para describir adecuadamente el diagrama general del hardware tomaremos los bloques del diagrama general y explicaremos detenidamente cada uno de estos, los cuales estarán divididos en la tarjeta FPGA, el bloque DAC que, aunque sean 4 diferentes el circuito y su explicación es la misma en todos los casos, la etapa de acondicionamiento de la señal, para finalmente terminar en el electrodo.

### 3.1.1-TARJETA FPGA

Como dispositivo de procesamiento se utilizará una tarjeta de desarrollo FPGA modelo DE0-CV, figura 40. Esta tarjeta es una plataforma robusta para el diseño de hardware utilizando como soporte un FPGA Cyclone V de altera que se encuentra optimizado para realizar labores variadas con alto grado de flexibilidad en los diseños [21].

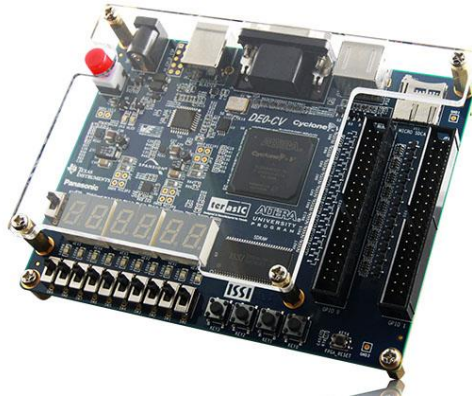


Figura 40: Tarjeta DE0-CV

Como se aprecia en la figura 40, la tarjeta provee un entorno de desarrollo complejo con puertos de entrada salida de tipo USB, VGA y PS/2; además cuenta con dos bloques de expansión para terminales que nos permiten acceder a 40 pines, señalados en la figura 41, que pueden ser configurados como entrada o salida en función de los intereses de desarrollo. Es posible acceder a 4 botones y a un bloque de 10 switch que pueden ser utilizados para generar interrupciones o para programar diferentes funciones dentro de la FPGA.

La tarjeta cuenta con capacidades de memoria con ranuras de expansión para tarjetas SD y una SDRAM propia para almacenar las instrucciones de programas y tiene un total de 49000 compuertas lógicas; se ha manejado para emular un microprocesador conectado a núcleos de propiedad intelectual, *IP-Core*, a través de los puertos de entrada/salida con funcionalidades para la lectura/escritura de datos con propósitos generales y específicos. Para un adecuado funcionamiento es necesario el diseño de los bloques de firmware interno desde los cuales se manejan los recursos disponibles, la programación del firmware se realiza utilizando el lenguaje de programación AHDL [21].

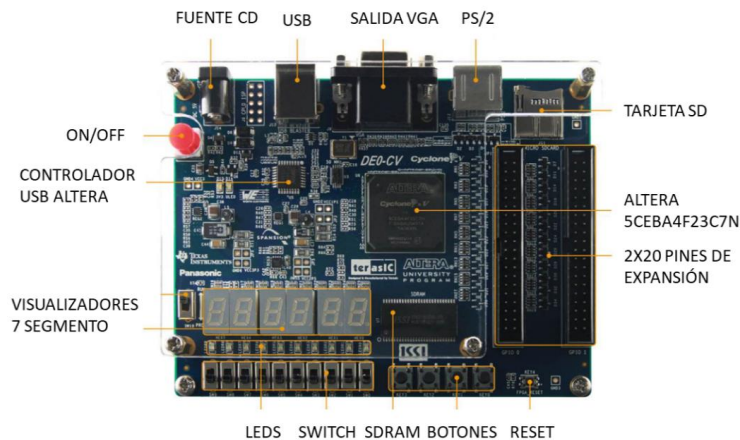


Figura 41: Componentes principales de la tarjeta DE0-CV

En la siguiente tabla se presenta un resumen de las principales características de la tarjeta de desarrollo utilizada.

Tabla 2 : Características de la tarjeta DE0-CV

|                            |  |
|----------------------------|--|
| Procesador                 | Cyclone V 5CEBA4F23C7N   |
| Compuertas lógicas totales | 49000  |
| Memoria SDRAM              | 64 MB  |
| Método de programación     | Software Quartus® II y/o Nios II (aplicaciones embebidas)  |
| Pines de propósito general | 2 expansiones de 40 pines: 36 pines de entrada/salida, 2 fuentes (3.5 V y 5 V) y dos de tierra (GND) |
| Periféricos genéricos      | 4 push buttons, 10 switch, 10 leds, 6 pantallas 7 segmentos  |
| Otros periféricos          | Salida VGA, expansión SD, PS/2   |

En la figura 42 se presenta la distribución de pines físicos a donde se conectan las diferentes etapas de potencia, así como los transductores para su comunicación con el microprocesador

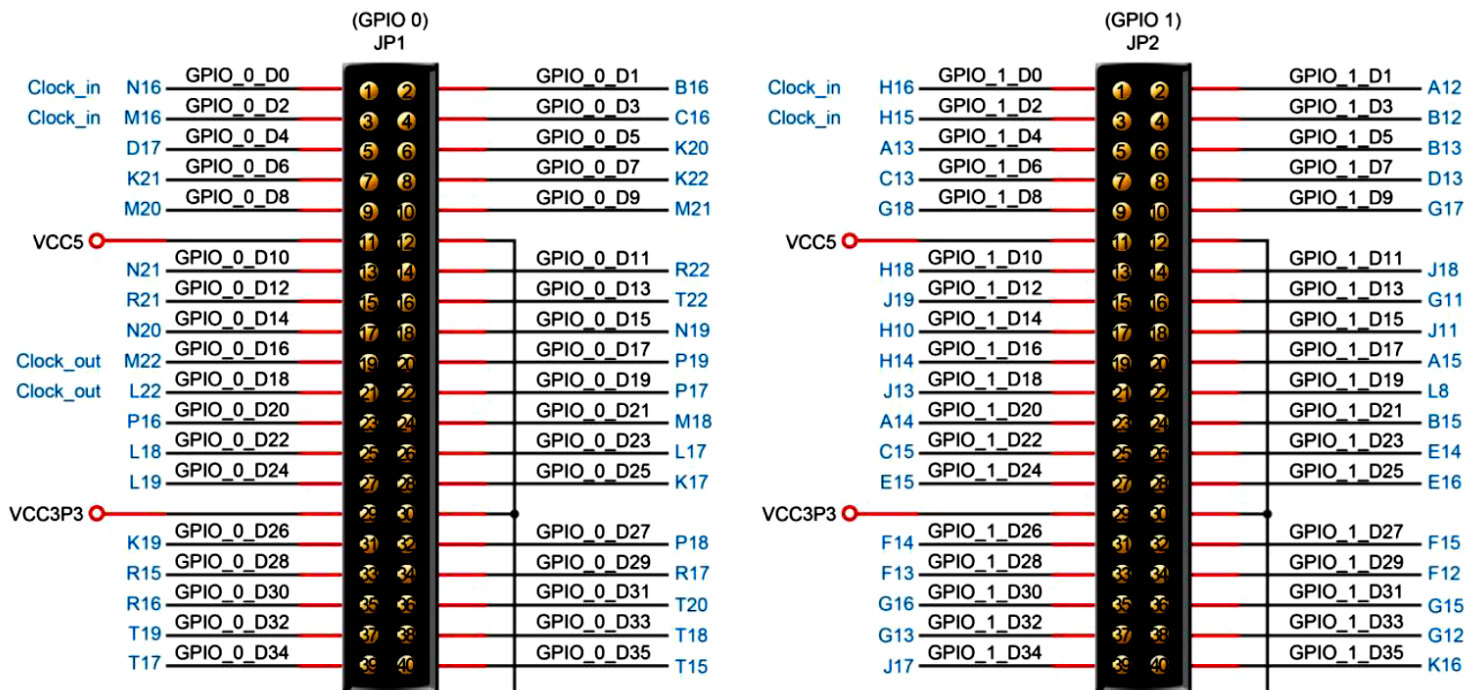


Figura 42: Distribución de pines

que se encuentra en el interior de la tarjeta de desarrollo, una vez se realiza el diseño de los bloques de firmware y se define su interfaz de salida o entrada física [21].

La arquitectura de firmware inicial del sistema embebido se presenta en la figura 43, se resalta la presencia de un módulo para la comunicación inalámbrica WIFI, así como el desarrollo de sistemas para la comunicación con las memorias RAM y ROM. Con posterioridad se describirán los recursos con los cuales se puede contar [19].

Los módulos fueron desarrollados utilizando el lenguaje AHDL de altera y permiten la ejecución concurrente de las diferentes estructuras descritas mediante firmware. La unidad central de procesamiento (CPU) está conformada por una unidad aritmética lógica, una unidad para la decodificación, así como una unidad para el control de acceso a memoria. El decodificador de instrucciones se encarga de procesar el código de programa almacenado en la memoria, garantizando el programado de la unidad. Este proceso se realiza controlando la unidad aritmética lógica, donde se encuentra ubicado el firmware necesario para la ejecución de las instrucciones lógicas y aritméticas

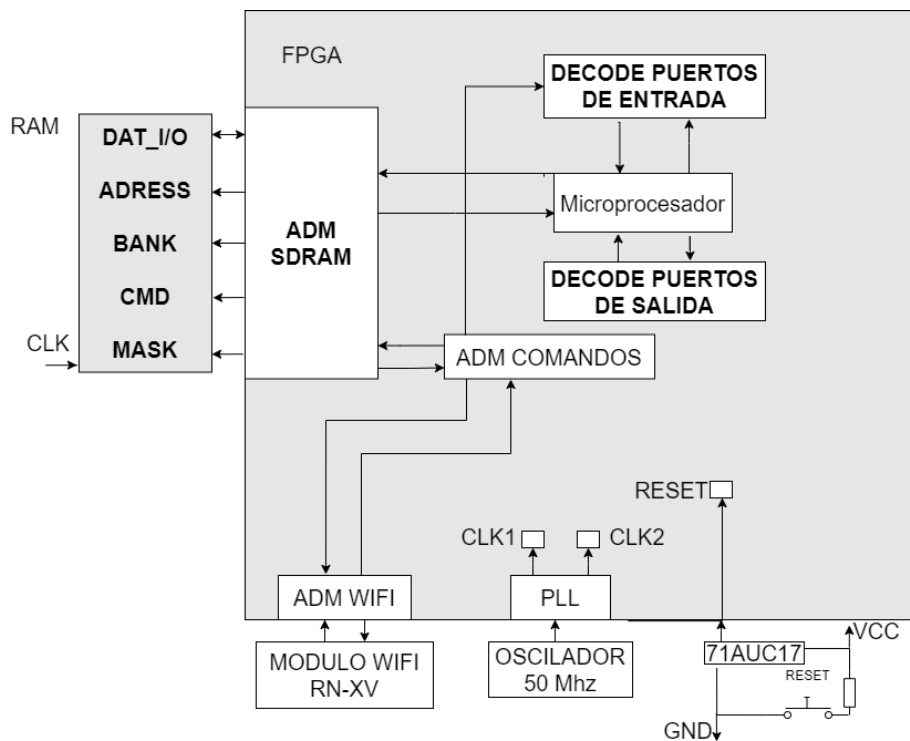


Figura 43: Arquitectura del sistema embebido

El acceso oportuno y adecuado a los espacios de memoria es garantizado a partir del bloque de control de memoria, que permite mapear adecuadamente el módulo de memoria SDRAM. Las instrucciones desarrolladas para el control del microprocesador están diseñadas bajo la arquitectura MIPS de 32 bits y es un conjunto basado en la utilización de 16 registros de memoria caché dentro del microprocesador [19].

La comunicación entre la tarjeta, el microcontrolador y el medio circundante se realiza mediante los puertos de entrada y los puertos de salida que se han definido. Cada puerto tiene asociado un registro de 32 bits que permite el direccionamiento de diferentes recursos. Cuando se ejecuta la programación de los algoritmos de control resulta importante considerar esta distribución para evitar realizar lecturas erróneas de datos.

Se han implementado 7 puertos de entrada, de ellos solo 6 son accesibles para los usuarios, el puerto PT0 está restringido para la comunicación inalámbrica WIFI y no es accesible a los usuarios, el resto se especifican seguidamente. Es necesario señalar que la lectura de los datos se realiza en formato entero de ahí que a nivel software es preciso realizar determinadas consideraciones.

El bit 32 de cada uno de los puertos no se utiliza para no cambiar el significado de la palabra que se envía, este bit es el de signo de ahí que una incorrecta manipulación puede modificar toda la palabra generando resultados no deseados. En el caso de los puertos de salida se han ocupado hasta el momento únicamente 3, de ellos solo son accesibles para el usuario 2 porque el puerto de salida PT0 se encuentra reservado para garantizar la comunicación inalámbrica [19].

En la figura 44 se puede observar la distribución referente a los puertos de entrada y a los puertos de salida en el sistema embebido.

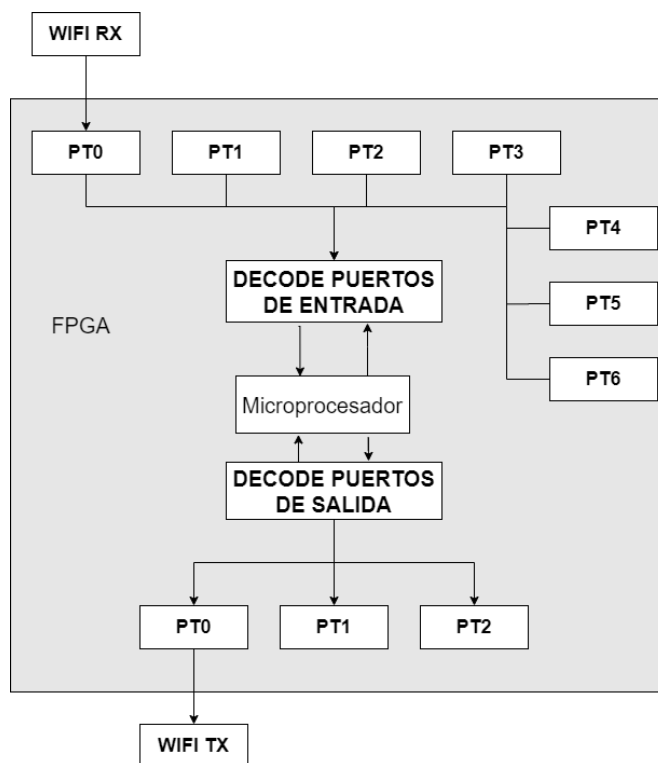


Figura 44: Puertos de entrada y salida del sistema embebido

El sistema utilizado permite el empleo de una memoria RAM para el almacenamiento temporal de valores o datos necesarios para el procesamiento dentro de las labores de control.

La arquitectura se ha diseñado para el trabajo con registros de 32 bits, de ahí que resulte posible direccionar  $2^{32} - 1$  localizaciones de memoria, resultandos suficientes para las aplicaciones que se encuentran desarrollando. La utilización de estos recursos permite disminuir los tiempos de respuesta y procesamiento del sistema desarrollado [19].

### 3.1.2-DAC (CONVERTIDOR DIGITAL A ANALÓGICO)

Un convertidor analógico digital es capaz de convertir la información binaria presente en su entrada en una variable analógica que puede ser una tensión o una corriente. La estructura general de un DAC puede ser observada en la figura 45. Un circuito de interfaz adopta los niveles lógicos de entrada a los que necesitan los conmutadores. Estos actúan a sobre una res resistiva de precisión, que, con ayuda de una fuente de referencia, dará una salida analógica en forma de corriente o de tensión [22].

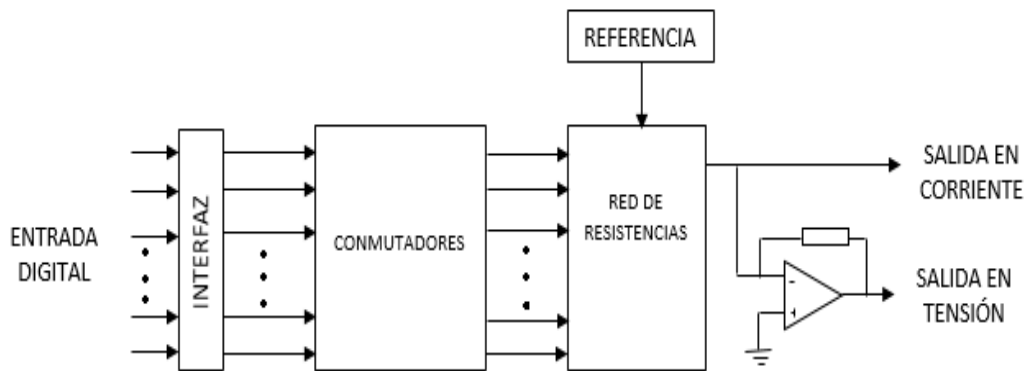


Figura 45: Esquema general de un conversor digital a analógico

Un convertidor digital-analógico, obtiene a partir de una palabra digital de n bits,  $2^n$  niveles discretos de tensión o corriente, la entrada de referencia (tensión o corriente) se divide adecuadamente para obtener la señal de salida. La salida solo puede tomar valores finitos discretos.

$$Salida\ analógica = \frac{entrada\ digital}{(2^n - 1)} \times Entrada\ de\ referencia$$

Para convertir nuestra señal nuestra salida digital en una de corriente y voltaje se realizaron pruebas con el DAC AD7533. El cual cuenta con una resolución de 10 bits y consiste de una escalera R-2R de película delgada altamente estable. La mayoría de las aplicaciones requieren de la adición de un solo amplificador operacional de salida y un voltaje o referencia actual [22].

El circuito interno del DAC puede ser visualizado en la figura 46, donde se aprecia el uso de una estructura de escalera R-2R, es decir, la ponderación binaria de las corrientes se alterna

entre las líneas del bus IOUT1 e IOUT2, logrando así mantener una corriente constante en cada tramo de escalera independiente del interruptor [23].

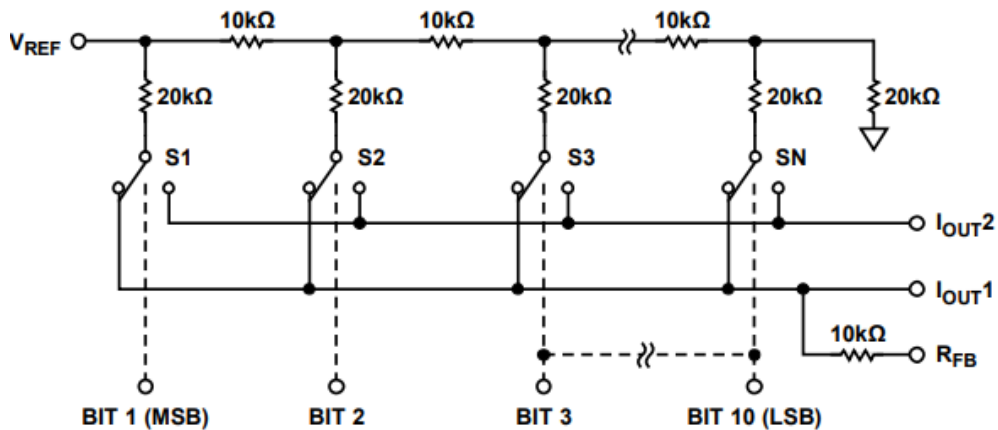


Figura 46: Estructura interna del DAC AD7533

Debido a la naturaleza del DAC, lo obtenido a la salida de este es corriente, por lo que se deberá pasar por una primera etapa de amplificación para convertir la corriente de salida del DAC en voltaje para la manipulación de este en el prototipo. Para este fin se hizo uso de dos amplificadores operacionales en su configuración amplificador inversor y cuyo circuito se muestra en la figura 47.

### TARJETA FPGA DE0-CV

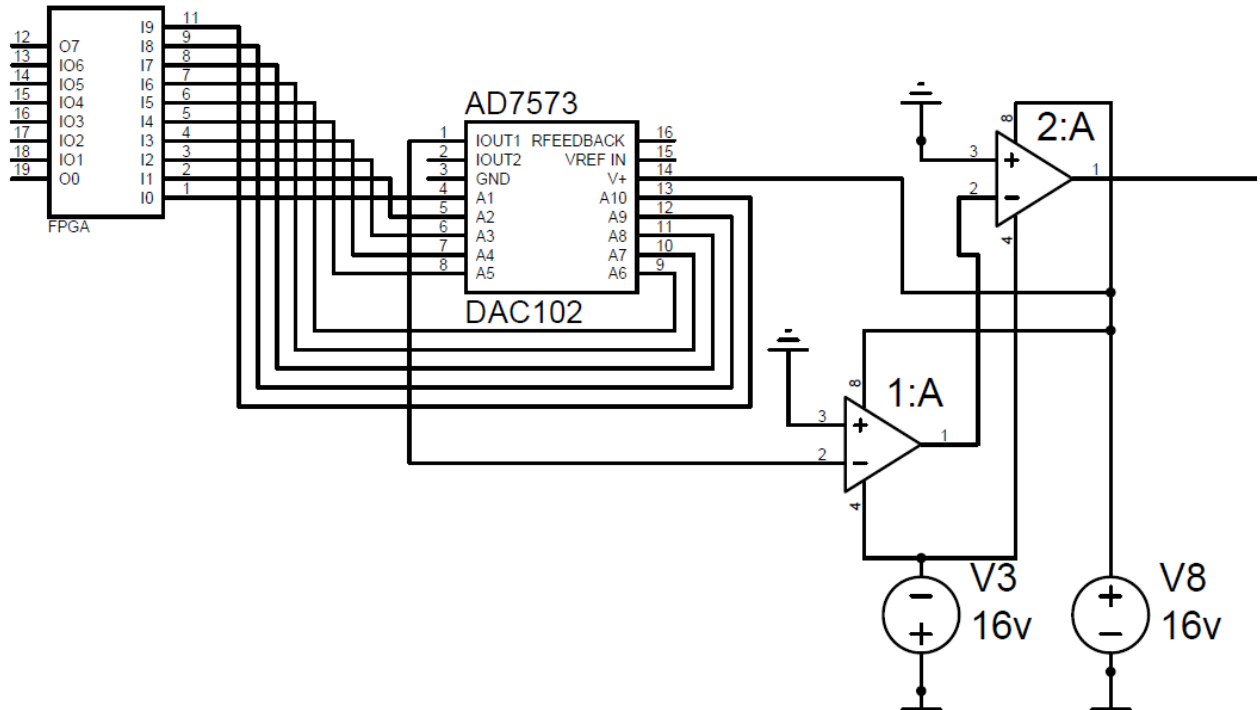


Figura 47: Circuito del convertor digital a analógico

### 3.1.3-ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO

Debido a que a la salida del conversor digital a analógica la salida máxima de las señales es de más menos 12v, será necesario acondicionar la señal y para esto tendrá que pasar por una segunda etapa de amplificación.

En esta segunda etapa de amplificación se cuenta nuevamente con un amplificador operacional, pero en esta ocasión se trata de uno capaz de operar a grandes rangos de voltaje, para así poder soportar los rangos de trabajo establecido.

Para utilizar como operacional de potencia en el prototipo se hizo la selección del OPAM LTC6090 debido a que es capaz de soportar los altos voltajes necesarios en el generador de onda.

Los LTC6090, mostrados en la figura 48, son amplificadores operacionales de precisión monolíticos de alta tensión. El LTC6090 es la unidad ganancia estable. El LTC6090 es estable en configuraciones de ganancia de ruido de 5 o más. Cuentan con alta ganancia de bucle abierto, voltaje de compensación y ruido de baja entrada preferidos, y corriente de polarización de entrada pA y son ideales para alto voltaje, búfer de alta impedancia y / o configuraciones de alta ganancia. Los amplificadores están protegidos internamente contra condiciones de sobrecalentamiento. Salida de advertencia térmica, TFLAG, se activa cuando la temperatura de la matriz se acerca a 150 ° C. La etapa de salida se puede apagar con la salida desactivada pin OD. Este amplificador se puede ejecutar desde un solo 140V o escupir  $\pm 70$  V fuentes de alimentación y son capaces de conducir hasta 200pF de capacidad de carga [24].

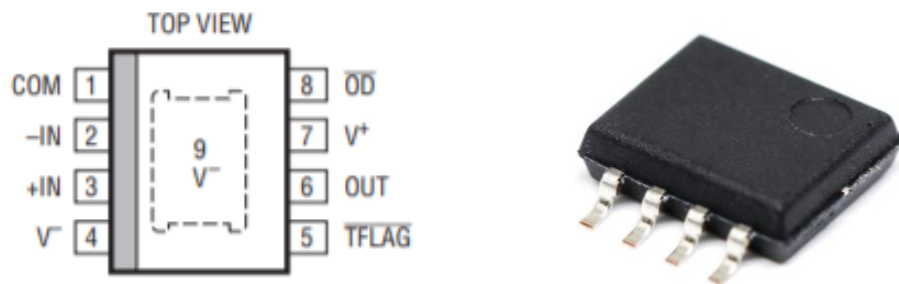


Figura 48: Distribución de pines del Amplificador operacional LTC6090

Debido a la arquitectura del amplificador operacional (SOIC nano) era necesario la realización de una placa para el circuito prototipo así como soldar los componentes lo que representaría una mayor inversión tanto económica y de tiempo por lo que para realizar las pruebas de una manera más segura y rápida se hizo uso de un socket especializado para cambiar la arquitectura a tipo DIP de 8 pines y utilizar este dispositivo con los demás componentes en protoboard.

Este enchufe de prueba semuestra en la figura 49 y es bueno para cualquier chip SOIC / SOP "Estrecho" de 8 pines en un cuerpo de 150 mil de ancho. Simplemente, se presiona hacia abajo en la parte superior, se coloca el chip con cuidado y luego se suelta para enganchar el chip. El chip se sostiene firmemente contra los "dedos" dorados en el zócalo.

El zócalo está soldado a un par de PCB que lo convierten, esencialmente, en un DIP de 16 pines con un espaciado de 0,6 "que se puede conectar con bastante facilidad. Dado que el zócalo es un enchufe de 16 pines que se ha seccionado para tener solo 8 pines, hay 16 pines en la placa de prueba, simplemente use 4 en cada lado e ignore los otros 8 pines; proporcionan estabilidad mecánica cuando se conectan a una placa de pruebas [24].



Figura 49: Test socket

Ya que el amplificador operacional seleccionado soporta un voltaje máximo de 140 V el rango de voltaje se verá limitado por la forma de onda a generar, los cuales pueden ir de los -24v a 100v para las formas de onda con mayor componente positivo y de los -60v a 60 v para aquellas formas de onda bifásicas y simétricas. Por ello se planteó que a la salida de la etapa de acondicionamiento de corriente se implementara un Relé para manejar 2 salidas, una de ellas directa para sacar los voltajes con el primer rango de trabajo y otra con un capacitor para eliminar la componente en directa y trabajar con el segundo rango de voltaje.

En la salida para corrientes con componente en alterna se colocó un capacitor para eliminar la componente en directa, esto con el objetivo de tener la salida de estas formas de onda una amplitud igual tanto en el ámbito positivo como en el negativo sin la necesidad de tener generadores de +- 60 v.

Al realizar esta primera alternativa se logró sacar las señales por ambas salidas con el inconveniente que la salida para las corrientes alternas se deformaban debido al capacitor, que si eliminaba la componente en directa, pero no mantenía la forma deseada de las señales.

Para solucionar este problema se efectuó una modificación en el diseño del prototipo, la cual es mostrada en la figura 50.

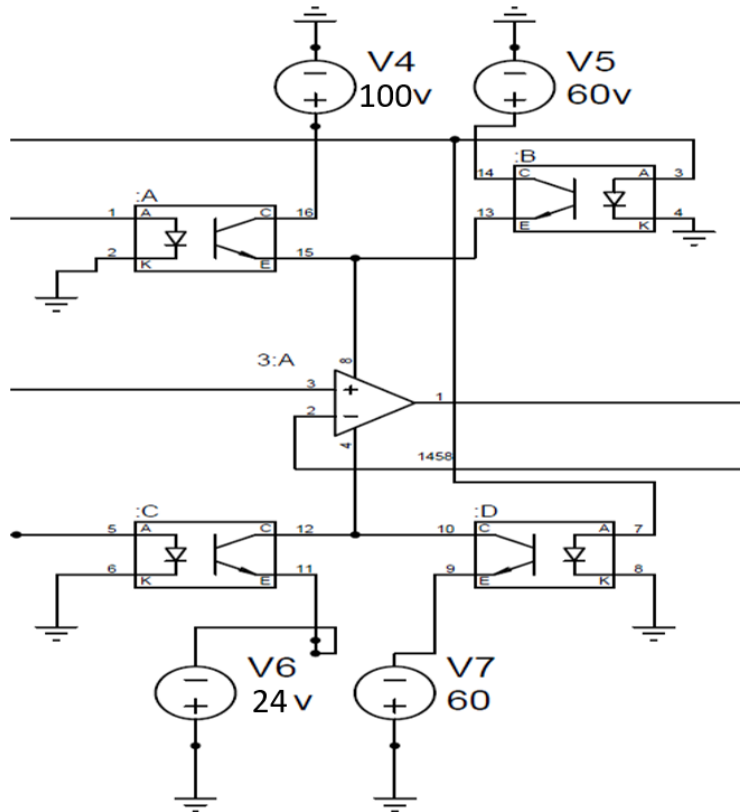


Figura 50: Circuito de alimentación del OPAM LTC6090

En esta propuesta se elimina la salida con el capacitor y se agrega un juego de opto acopladores para ir alternando los voltajes de alimentación del amplificador operacional por medio de dos bits de control y así alcanzar los rangos de voltajes deseados sin saturar los 140 v de capacidad del amplificador operacional TC6090.

Un opto acoplador también llamado opto aislador, es un circuito electrónico que funciona como un interruptor aislado ópticamente. Es decir, que permite una conexión eléctricamente aislada entre dos circuitos que operan a distintos voltajes. Está construido por un led y un circuito de control activado por luz infrarroja (figura 51). Entre otras cosas, una de las ventajas principales de los opto acopladores es su aislación eléctrica entre la carga y la electrónica de control. La única conexión entre ambos elementos es la luz del led que activa al fototransistor.

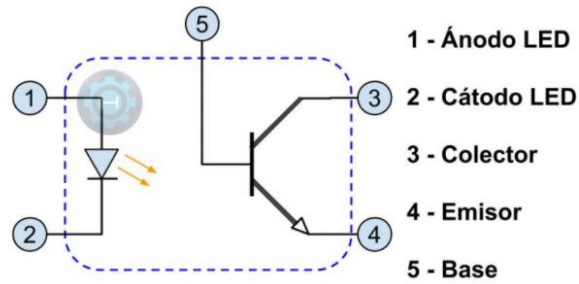


Figura 51 : Optoacoplador

Para poder manejar correctamente los altos voltajes planteados en el prototipo se necesita de un opto acoplador de potencia de los cuales fue seleccionado el opto acoplador H11G1. La serie H11GH son aisladores ópticamente acoplados que constan de un diodo emisor de luz infrarroja y un darlington de silicio NPN de alto voltaje que tiene una resistencia de emisor de base integral para optimizar la velocidad de intercambio y las características de temperatura elevada en un paquete de plástico estándar de 6 pines en línea doble [6].

Para activar y seleccionar cada uno de los rangos de voltajes se implementó el uso de 2 bits de control provenientes de la tarjeta de FPGA que al pasar por un conjunto de compuertas impiden la activación simultánea de los rangos de voltaje y cuya configuración se observa en la figura 52.

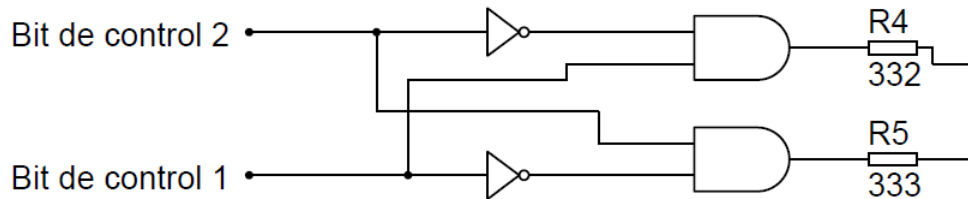


Figura 52: Configuración de los bits de control

Debido a la falta de fuentes de alimentación comerciales con los valores requeridos de voltaje y que la construcción de unas fuentes capaces de brindar la diferencia de potencial previamente mencionada significaba una mayor inversión de tiempo y de capital económico, se optó por llegar a los valores deseados mediante un juego de distintas fuentes de voltaje con valores comerciales. Los valores comerciales de las fuentes seleccionadas fueron de 48v y 12v, que en distintas configuraciones nos permiten llegar a los rangos deseados.

Pensando en la mayor optimización de espacio y de componentes a utilizar se buscó disminuir la cantidad de fuentes necesarias para alcanzar los valores. Probando distintas configuraciones se llegó a la cantidad de 6 fuentes de voltaje como la cantidad mínima necesaria para este propósito, siendo 3 fuentes de 48v y 3 de 12v.

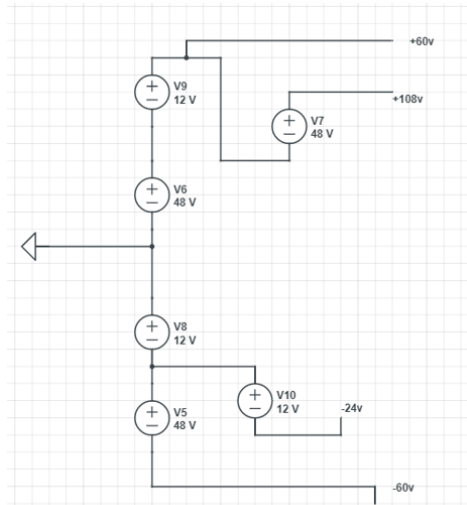


Figura 53: Arreglo de fuentes de voltaje

Estas fuentes se conectaron en serie fijando una tierra flotante para tener así los voltajes positivos y negativos, en la figura 53 se observa el arreglo de las fuentes que al ser conectadas alcanzan los rangos de -24v a 108v y de -60v a 60v.

Debido a que el amplificador operacional soporta altos voltajes, pero la salida de este no genera de manera constante la corriente necesitada para las terapias, se diseñó e implemento a la salida del operacional un circuito push pull el cual será el encargado de suministrar la corriente deseada para la forma de onda especificada. En la figura 54 se puede apreciar el circuito implementado a la salida del operacional.

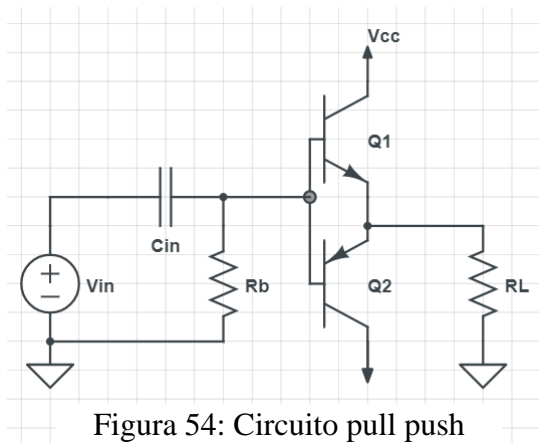


Figura 54: Circuito pull push

Con este circuito contamos con la ventaja de poseer voltaje tanto positivo como negativo, permitiendo así generar sin inconvenientes las corrientes alternas que se deseen producir.

El voltaje de salida esta dado por la siguiente ecuación:

$$V_o = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_e \quad (3.1)$$

Donde  $V_o$  es el voltaje de salida,  $V_e$  el voltaje de entrada y tanto  $R_1$  como  $R_2$  son los valores de las resistencias. Y al aplicar los valores definidos tenemos:

$$V_o = \left(1 + \frac{1000}{100}\right) V_e = 11V_e \quad (3.2)$$

Lo cual nos deja con un voltaje de salida de aproximadamente 11 veces el de entrada, teniendo de igual forma una corriente constante como la que es necesaria para este tipo de terapias.

Al juntar cada una de los bloques descritos en este capítulo obtenemos el diagrama electrónico de la figura 55.

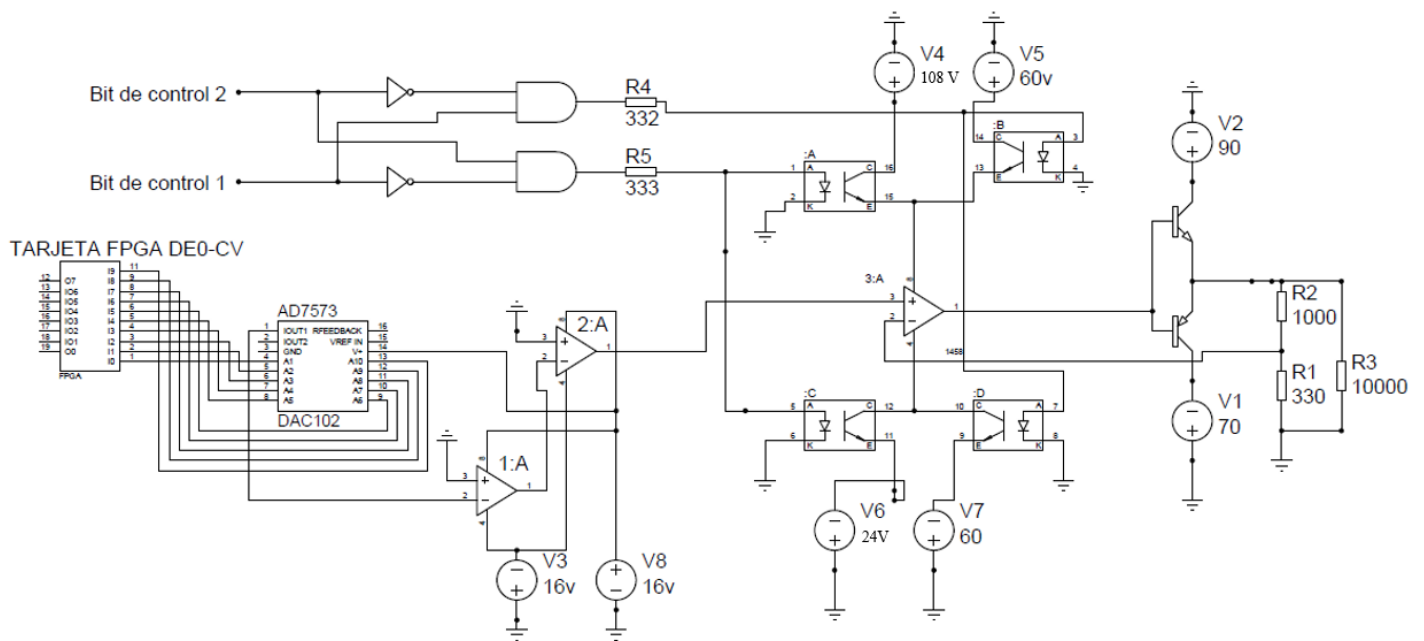


Figura 55: Circuito del generador de onda

Este diagrama corresponde a uno de los 4 dacs planteados en el diagrama general por lo que este se replicara cuatro veces para así poder cumplir con los canales planteados inicialmente.

Ya que las salidas de la tarjeta FPGA no se dan abasto para conectar cada uno de los 4 dacs se decidió hacer uso de 4 latch para retener los datos de los 12 bits correspondientes a la utilización de un canal, de igual forma esta configuración ayudara a darle independencia a cada uno de los canales por lo que se podrán generar 4 formas de onda (si de esta manera se desea) distintas en cada canal de forma independiente.

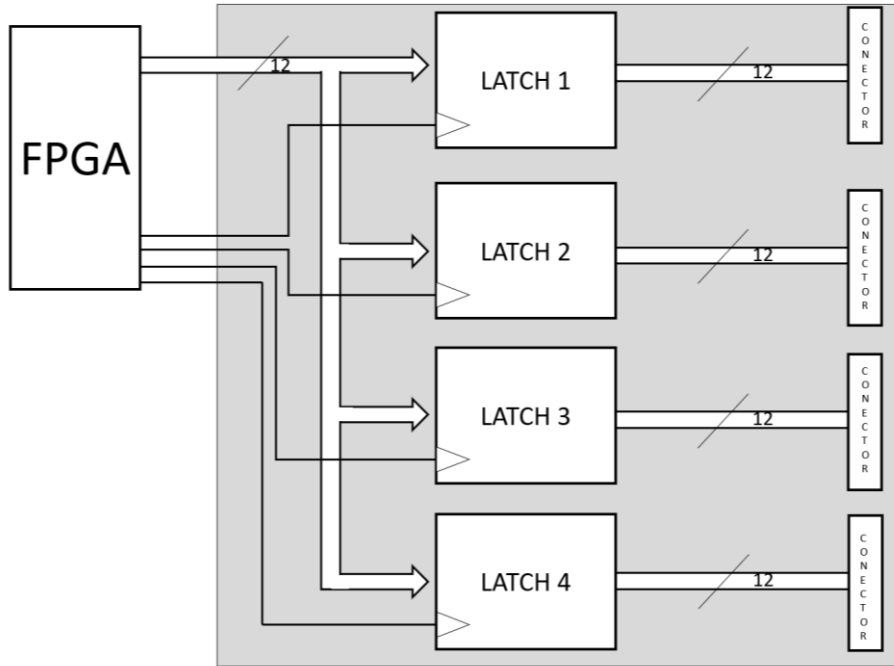


Figura 56: Diagrama a bloques de la distribución de los canales

En la figura 56 podemos observar que de la tarjeta FPGA solamente proviene un bus de 12 bits el cual es el que proporcionara la información para los 4 canales, aparte de este bus de la tarjeta FPGA provienen 4 bits que van de forma individual a cada uno de los latches. Este bit individual es el cual dará la señal de reloj para retener los datos en el latch haciendo así que capture la información mandada en esa fracción de segundo, como se observa en la figura 57, antes de pasar con la información necesaria para la generación de la siguiente forma de onda.

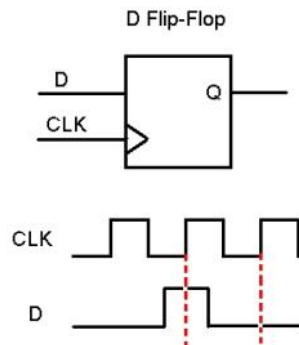


Figura 57: Funcionamiento de un flip flop

### 3.1.4-TARJETA PCB.

Para el modelo final del prototipo todos los componentes estarán montados y soldados sobre una placa PCB, para evitar que los componentes se muevan y dejar fijo el hardware junto a su configuración a usar.

Para el diseño de la placa PCB se tomaron los diagramas electrónicos previamente mostrados y se plasmaron sobre una placa en el software de Altium®. Esta placa se diseñó mediante el pensamiento de funcionalidad y ocupación del menor espacio posible para poder colocar múltiples canales en el prototipo.

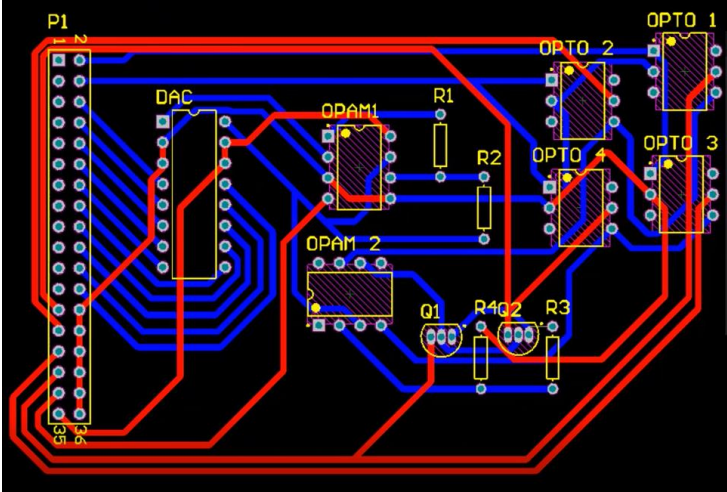


Figura 58: Diseño de la placa PCB de uno de los canales

La figura 58 muestra la distribución de los componentes de un canal y la conexión de estos en la placa PCB. La conexión de los componentes se realizó mediante 2 capas, siendo estas la superior (delimitada por el color rojo) y la capa inferior (delimitada por el color azul), evitando ocasionar un cortocircuito por el cruce de las conexiones en la placa. En la figura 59 se observa la placa PCB ya impresa y sin los componentes soldados.

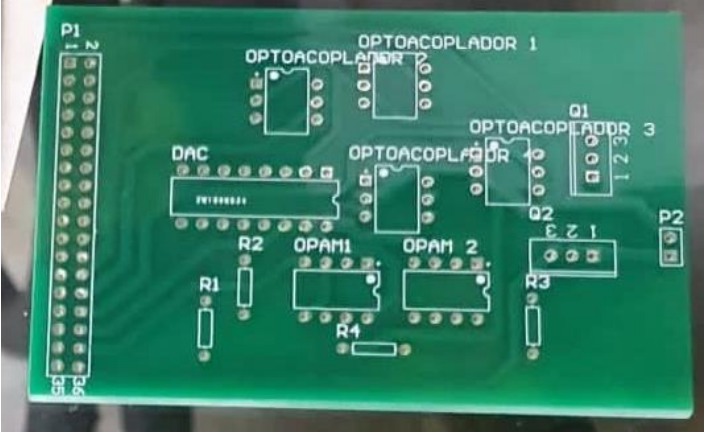


Figura 59: Placa PCB de uno de los canales

Ya que el prototipo se plantea con múltiples canales es necesario tener una manera de conectar estos múltiples canales con las salidas limitadas y establecidas del FPGA. Por este motivo se llevó a cabo el diseño de una tarjeta madre en la cual irán conectados los latch y los distintos voltajes para alimentar a las tarjetas de los canales y poder así ir switchando las formas de onda generadas por el FPGA a sus canales correspondientes (figura 60).

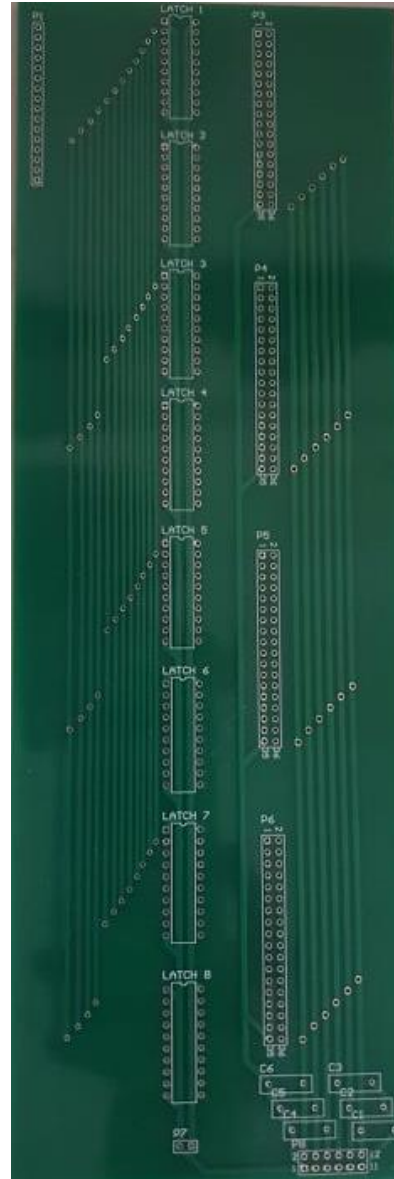
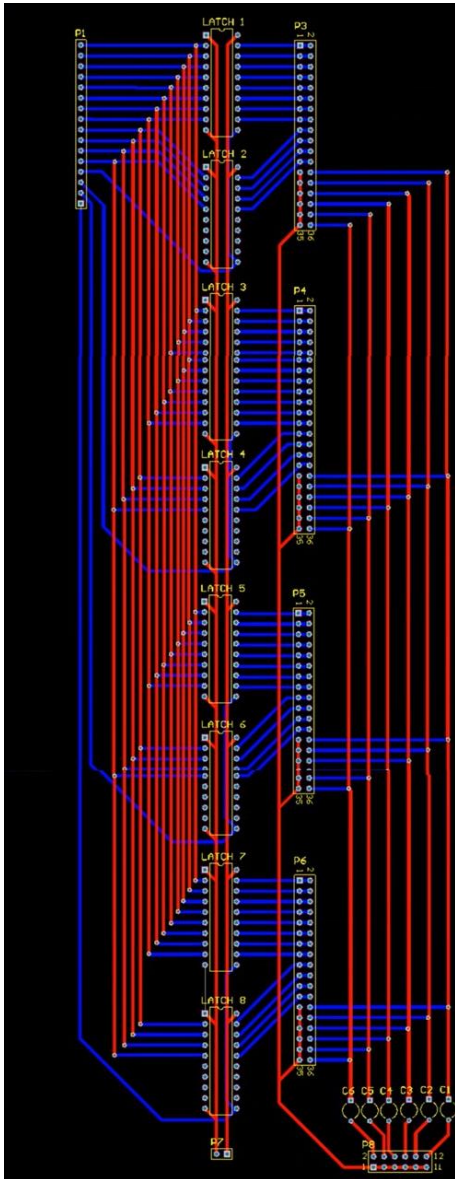


Figura 60: Diseño y placa PCB de la tarjeta madre

Con ambas placas diseñadas se procedió a la elaboración de estas y posteriormente la soldadura de sus componentes, como se observa en la figura 61.

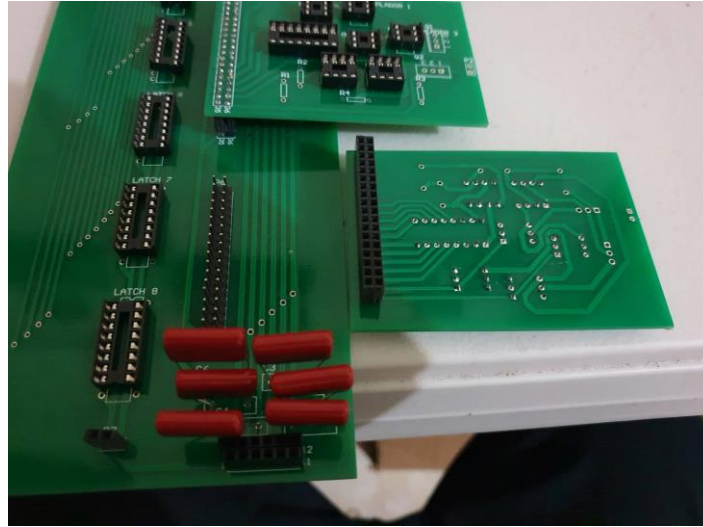


Figura 61: Conexión de la tarjeta madre y las tarjetas de los canales

### 3.1.5-ARMADO DEL PROTOTIPO

Teniendo finalmente todos los componentes internos listos (fuentes, tarjeta FPGA y tarjetas PCB) se procedió a ensamblar todo y fijar todo dentro de una carcasa de plástico la cual será el cuerpo final del prototipo, mostrado en la figura 62.



Figura 62: Vista isométrica del prototipo

Desglosando el equipo podemos observar, en la figura 63, la parte frontal que se encuentra dividida en 2 canales, cada uno conteniendo un interruptor de activado, un par de conectores para los electrodos y una luz indicadora que denota si el canal se encuentra activo.

### PARTE FRONTAL

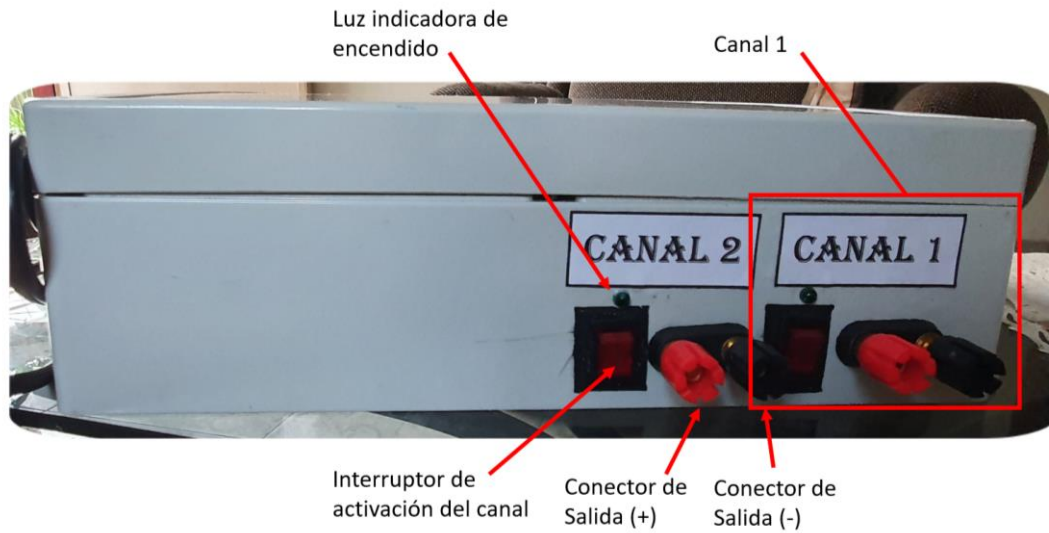


Figura 63: Vista frontal del prototipo

En la parte posterior se encuentra el interruptor de encendido y apagado del equipo, así como su cable de alimentación, mostrado en la figura 64.

### PARTE POSTERIOR



Figura 64: Vista posterior del prototipo

### CONCLUSIONES:

En este capítulo se abordó el diagrama general del hardware construido así como cada uno de los elementos que lo componen, justificando la utilización de cada uno y describiendo las ventajas de utilizar dichos componentes.

## CAPÍTULO 4: SOFTWARE

En la parte competente al software se llevará a cabo la realización de 2 tareas, la programación en código D de las señales a utilizar, la cual será ingresada en la tarjeta de desarrollo, y la programación y realización de la interfaz de usuario final desde la cual el usuario podrá seleccionar y modificar la señal generada, así como controlar en términos generales el electro estimulador.

### 4.1- PROGRAMACIÓN DE LAS FORMAS DE ONDA

Debido a la naturaleza sumatoria de la serie de Fourier se realizaron las primeras aproximaciones del programa por medio de la instrucción FOR incluida en el conjunto de instrucciones que vienen predeterminadas en el código D. Sin embargo, las formas de onda generadas por estos programas no eran las esperadas al ser visualizadas en el osciloscopio.

Por lo que después de múltiples intentos y de descartar errores de lógica al llevar a cabo la programación se llegó a la conclusión de que existía algún inconveniente con la instrucción FOR del código D.

Con base en la conclusión anterior se decidió proceder a realizar a cabo la sumatoria por medio otras instrucciones lógicas, siguiendo la lógica del siguiente diagrama de flujo:

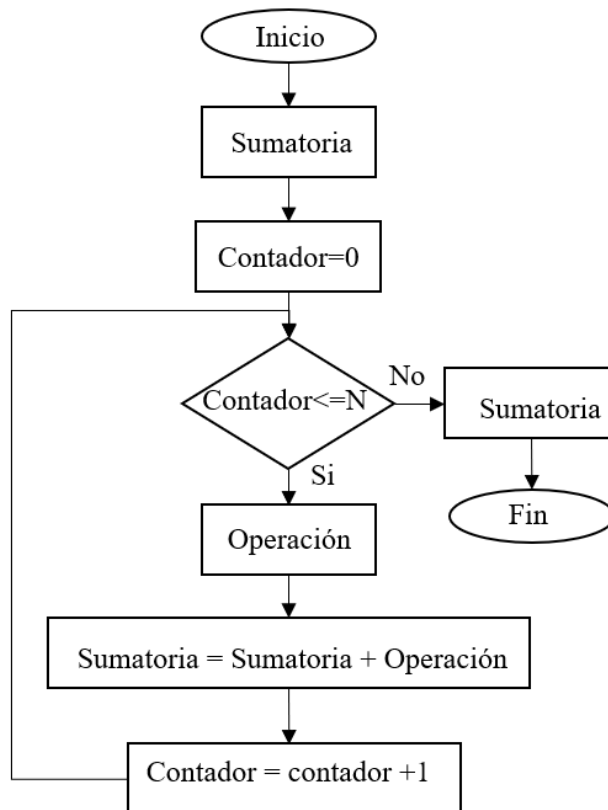


Figura 65: Diagrama de flujo de la lógica FOR

En la figura 65 se observa el algoritmo que se siguió para hacer la programación de la sumatoria por medio de la instrucción IF. Al comprobar que la sumatoria se da correctamente se procedió a computar en código D cada una de las señales mediante la lógica del siguiente diagrama de flujo:

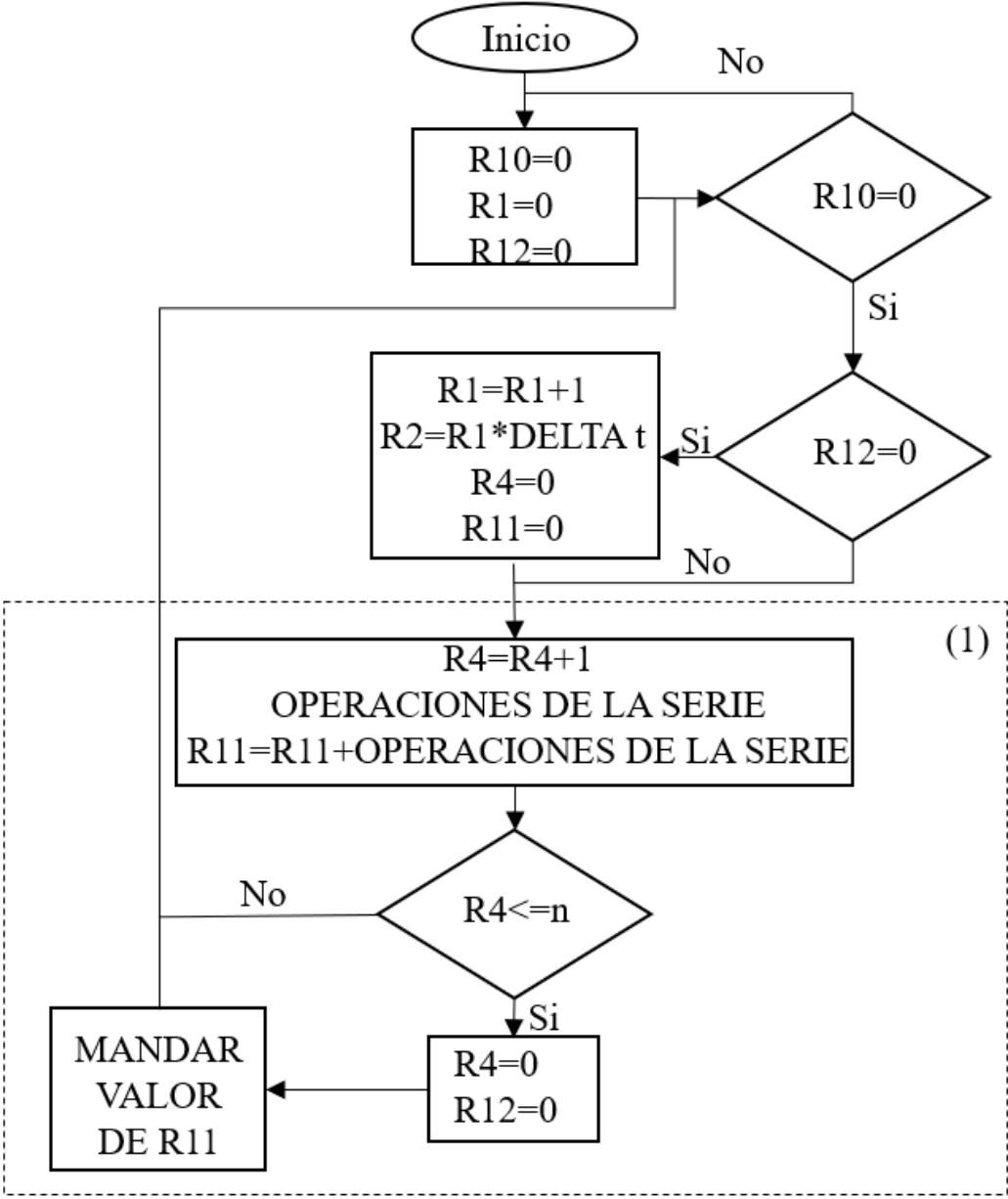


Figura 66: Diagrama de flujo para la construcción de señales

En la figura 66 se observa el algoritmo que se siguió para la programación de todas las señales, se utiliza el registro R10 como la condicional para realizar todo el ciclo. Como en el registro R1 para ejecutar el conteo de cada ciclo y se multiplica por el tiempo que tarda en efectuarse todas las operaciones del programa (DELTA t) para obtener el tiempo real, que es usado para las operaciones de la serie. De igual forma el registro R12 se emplea como condicional para hacer o no el conteo del ciclo, ya que este solo se ejecutará al terminar con toda la sumatoria (R4 = N), por lo tanto, el registro R4 es empleado como el contador de los sumandos de la sumatoria. Finalmente, el registro R11 es el encargado de ir guardando el valor de la sumatoria. Siendo procesador no puede contar en tiempo real se empleó además que todo lo contenido en el cuadro (1) de la figura 65 varía en cada una de las corrientes varían por lo que este apartado será diferente en cada señal producida.

#### 4.1.1-CORRIENTE DE BERNARD

Para la elaboración de esta corriente en código D se realizó la siguiente sumatoria de Fourier:

$$f(t) = \frac{2}{\pi} + \frac{4}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{(1-4n^2)} \text{COS}(2n\omega_0 t) \quad (4.1)$$

Donde n es el número de sumando,  $\omega_0$  la frecuencia angular y t el tiempo. Y complementando el contenido del cuadro (1) de la figura 66 con el diagrama de la figura 67.

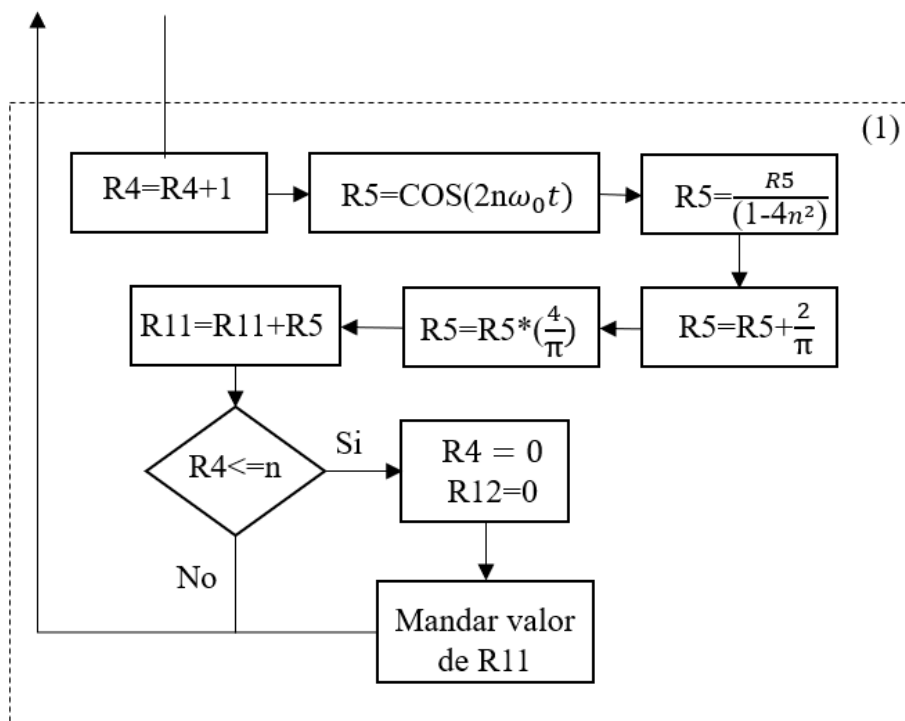


Figura 67: Complemento del cuadro 1 para la corriente de Bernard

Esta sumatoria se fue implementando por medio de registros que fueron guardando los valores de cada uno de los sumandos hasta llegar a la cantidad idónea de estos para poder generar adecuadamente la forma de onda. Por medio de la programación se fijó la capacidad de cambiar la frecuencia para utilizarla a la conveniencia del usuario, así como la capacidad de incrementar o disminuir la amplitud de la forma de onda. Finalmente, existe la capacidad de modificar el tiempo de muestreo de la señal para ajustar el tiempo que tarda el microprocesador en llevar a cabo las operaciones necesarias del programa y generar la forma de onda deseada.

#### 4.1.2-CORRIENTE DE TRABERT

Para la elaboración de esta corriente en código D se realizó la siguiente sumatoria de Fourier:

$$f(t) = \frac{2}{7} + \left( \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{\text{SEN}\left(\frac{4\pi n}{7}\right)}{n\pi} \right) \text{COS}(nw_0t) + \left( \frac{2\text{SEN}\left(\frac{2\pi n}{7}\right)}{n\pi} \right) \text{SEN}(nw_0t) \right) \quad (4.2)$$

Donde n es el número de sumando,  $w_0$  la frecuencia angular y t el tiempo. Y complementando el contenido del cuadro (1) de la figura 66 con el diagrama de la figura 68.

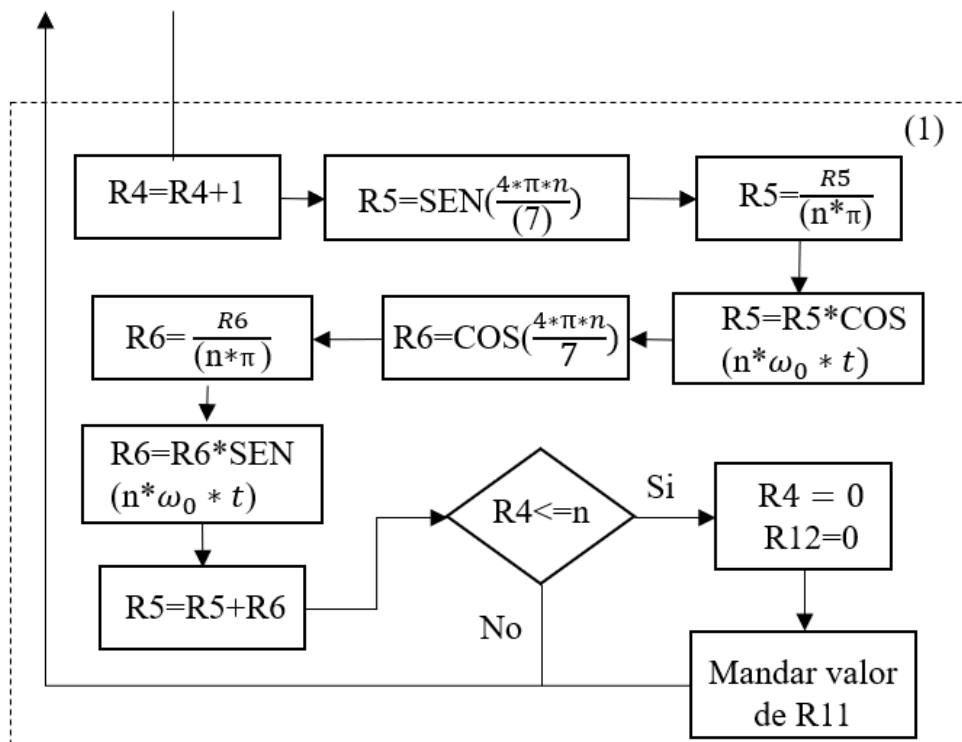


Figura 68: Complemento del cuadro 1 para la corriente de Trabert

Esta sumatoria se fue implementando por medio de registros que fueron guardando los valores de cada uno de los sumandos hasta llegar a la cantidad idónea de estos para poder generar adecuadamente la forma de onda. Por medio de la programación se fijó la capacidad de cambiar la frecuencia para utilizarla a la conveniencia del usuario, así como la capacidad de incrementar o disminuir la amplitud de la forma de onda. Finalmente, existe la capacidad de modificar el tiempo de muestreo de la señal para ajustar el tiempo que tarda el microprocesador en llevar a cabo las operaciones necesarias del programa y generar la forma de onda deseada

#### 4.1.3-CORRIENTE RUSA KOTZ

Para la elaboración de esta corriente en código D se realizó la siguiente sumatoria de Fourier:

$$\begin{aligned}
 F(t) &= \sum_{n=1}^{\infty} \left( \left( \left( -\frac{2 * \text{SEN}(2 * \pi * n)}{3} - \frac{2 * \text{SEN}(2 * \pi * n)}{13} + \frac{2 * \text{SEN}(6 * \pi * n)}{13} - \frac{2 * \text{SEN}(10 * \pi * n)}{13} \right) \right. \right. \\
 &\quad \left. \left. + \frac{\text{SEN}(2 * \pi * n)}{39} + \frac{2 * \text{SEN}(10 * \pi * n)}{39} - \frac{2 * \text{SEN}(14 * \pi * n)}{39} - \frac{2 * \text{SEN}(22 * \pi * n)}{39} \right) \right. \\
 &\quad \left. \left. + \frac{2 * \text{SEN}((34 * \pi * n))}{39} - \frac{2 * \text{SEN}(38 * \pi * n)}{39} + \frac{\text{SEN}(80 * \pi * n)}{39} \right) \right) // (n * \\
 &\quad * \cos(n * w_0 * t) \\
 &\quad \left( \left( + \frac{2 * \cos((2 * \pi * n))}{3} - \frac{2 * \cos(2 * \pi * n)}{13} + \frac{2 * \cos(6 * \pi * n)}{13} - \frac{2 * \cos(10 * \pi * n)}{13} \right) \right. \\
 &\quad \left. + \frac{\cos(2 * \pi * n)}{39} + \frac{2 * \cos(10 * \pi * n)}{39} - \frac{2 * \cos(14 * \pi * n)}{39} - \frac{2 * \cos(22 * \pi * n)}{39} \right) // \\
 &\quad \left. \left. + \frac{2 * \cos((34 * \pi * n))}{39} - \frac{2 * \cos(38 * \pi * n)}{39} + \frac{\cos(80 * \pi * n)}{39} \right) \right) // (n * \pi) \\
 &\quad * \text{SEN}(n * w_0 * t)
 \end{aligned} \tag{4.3}$$

Donde  $n$  es el número de sumando,  $\omega_0$  la frecuencia angular,  $t$  el tiempo y los elementos multiplicados por  $\cos(n * \omega_0 * t)$  y  $\sin(n * \omega_0 * t)$  son  $a_n$  y  $b_n$  respectivamente. Y complementando el contenido del cuadro (1) de la figura 66 con el diagrama de la figura 69.

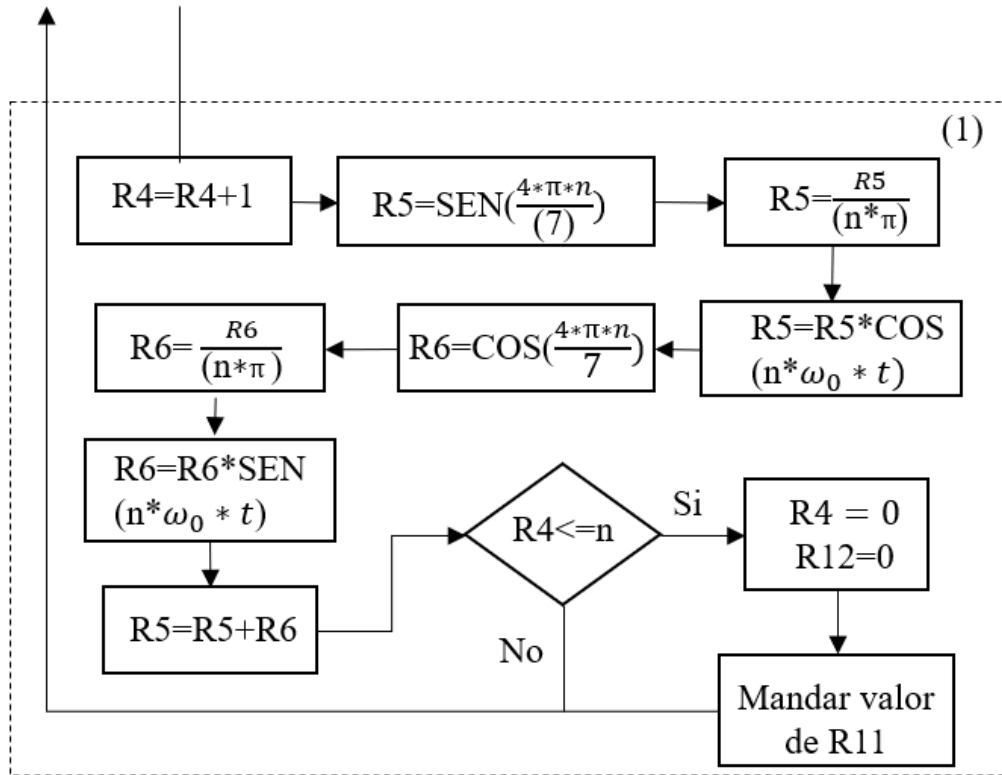


Figura 69: Complemento del cuadro 1 para la corriente rusa-Kotz

Esta sumatoria se fue implementando por medio de registros que fueron guardando los valores de cada uno de los sumandos hasta llegar a la cantidad idónea de estos para poder generar adecuadamente la forma de onda. Por medio de la programación se fijó la capacidad de cambiar la frecuencia para utilizarla a la conveniencia del usuario, así como la capacidad de incrementar o disminuir la amplitud de la forma de onda. Finalmente, existe la capacidad de modificar el tiempo de muestreo de la señal para ajustar el tiempo que tarda el microprocesador en llevar a cabo las operaciones necesarias del programa y generar la forma de onda deseada.

#### 4.1.4-CORRIENTE INTERFERENCIAL

Para la elaboración de esta corriente en código D se complementó el contenido del cuadro (1) de la figura 66 con el diagrama de la figura 70.

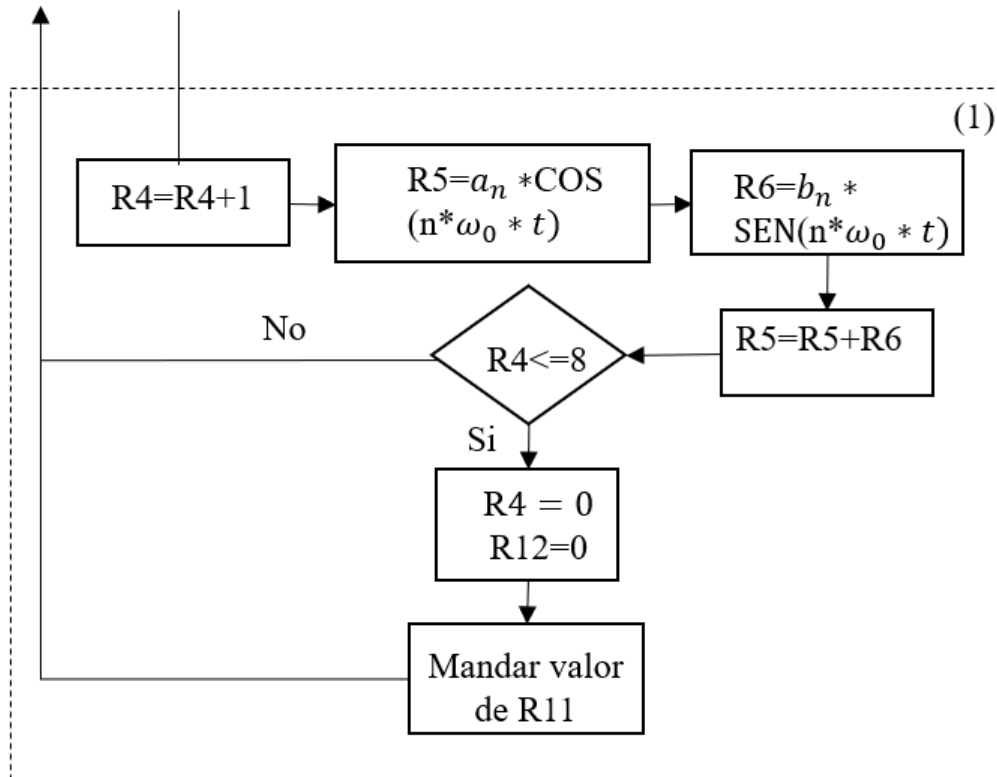


Figura 70: Complemento del cuadro 1 para la corriente Interferencial

Además de la siguiente sumatoria de Fourier, donde los elementos multiplicados por  $\cos(n * w_0 * t)$  y  $\sin(n * w_0 * t)$  son  $a_n$  y  $b_n$  respectivamente.

$$F(t) = \sum_{n=1}^{\infty} \left( \begin{aligned} & \frac{7 * \cos(2 * \pi * n)}{7} - \frac{28 * \cos(\pi * n)}{2} + \frac{28 * \cos(3 * \pi * n)}{2} - \frac{7 * \cos(2 * \pi * n)}{7} \\ & - \frac{7 * \cos(4 * \pi * n)}{7} - \frac{7 * \cos(6 * \pi * n)}{7} + \frac{14 * \cos(\pi * n)}{14} + \frac{7 * \cos(8 * \pi * n)}{7} \\ & - \frac{14 * \cos(3 * \pi * n)}{14} + \frac{7 * \cos((10 * \pi * n))}{7} + \frac{28 * \cos(5 * \pi * n)}{14} + \frac{7 * \cos(12 * \pi * n)}{7} \\ & + \frac{42 * \cos(9 * \pi * n)}{14} - \frac{42 * \cos(11 * \pi * n)}{14} + \frac{56 * \cos(13 * \pi * n)}{14} - \frac{56 * \cos(15 * \pi * n)}{14} \\ & + \frac{42 * \cos(17 * \pi * n)}{14} - \frac{42 * \cos(19 * \pi * n)}{14} - \frac{28 * \cos(23 * \pi * n)}{14} + \frac{14 * \cos(25 * \pi * n)}{14} \\ & - \frac{14 * \cos(27 * \pi * n)}{14} - 7 \end{aligned} \right) // (4 * n^2 * \pi^2)$$

$$+ \cos(n * w_0 * t) \left( \begin{aligned} & \frac{7 * \text{SEN}(2 * \pi * n)}{7} - \frac{28 * \text{SEN}(\pi * n)}{2} + \frac{28 * \text{SEN}(3 * \pi * n)}{2} - \frac{7 * \text{SEN}(2 * \pi * n)}{7} \\ & - \frac{7 * \text{SEN}(4 * \pi * n)}{7} - \frac{7 * \text{SEN}(6 * \pi * n)}{7} + \frac{14 * \text{SEN}(\pi * n)}{14} + \frac{7 * \text{SEN}(8 * \pi * n)}{7} \\ & - \frac{14 * \text{SEN}(3 * \pi * n)}{14} + \frac{7 * \text{SEN}((10 * \pi * n))}{7} + \frac{28 * \text{SEN}(5 * \pi * n)}{14} + \frac{7 * \text{SEN}(12 * \pi * n)}{7} \\ & + \frac{42 * \text{SEN}(9 * \pi * n)}{14} - \frac{42 * \text{SEN}(11 * \pi * n)}{14} + \frac{56 * \text{SEN}(13 * \pi * n)}{14} - \frac{56 * \text{SEN}(15 * \pi * n)}{14} \\ & + \frac{42 * \text{SEN}(17 * \pi * n)}{14} - \frac{42 * \text{SEN}(19 * \pi * n)}{14} - \frac{28 * \text{SEN}(23 * \pi * n)}{14} + \frac{14 * \text{SEN}(25 * \pi * n)}{14} \\ & - \frac{14 * \text{SEN}(27 * \pi * n)}{14} - 7 \end{aligned} \right) // (4 * n^2 * \pi^2)$$

$$+ \text{SEN}(n * w_0 * t)$$

(4. 4)

Esta sumatoria se fue implementando por medio de registros que fueron guardando los valores de cada uno de los sumandos hasta llegar a la cantidad idónea de estos para poder generar adecuadamente la forma de onda. Por medio de la programación se fijó la capacidad de cambiar la frecuencia para utilizarla a la conveniencia del usuario, así como la capacidad de incrementar o disminuir la amplitud de la forma de onda. Finalmente, existe la capacidad de modificar el tiempo de muestreo de la señal para ajustar el tiempo que tarda el microprocesador en llevar a cabo las operaciones necesarias del programa y generar la forma de onda deseada.

#### 4.1.5-CORRIENTE FARADICA

Para la elaboración de esta corriente en código D se complementó el contenido del cuadro (1) de la figura 66 con el diagrama de la figura 71:

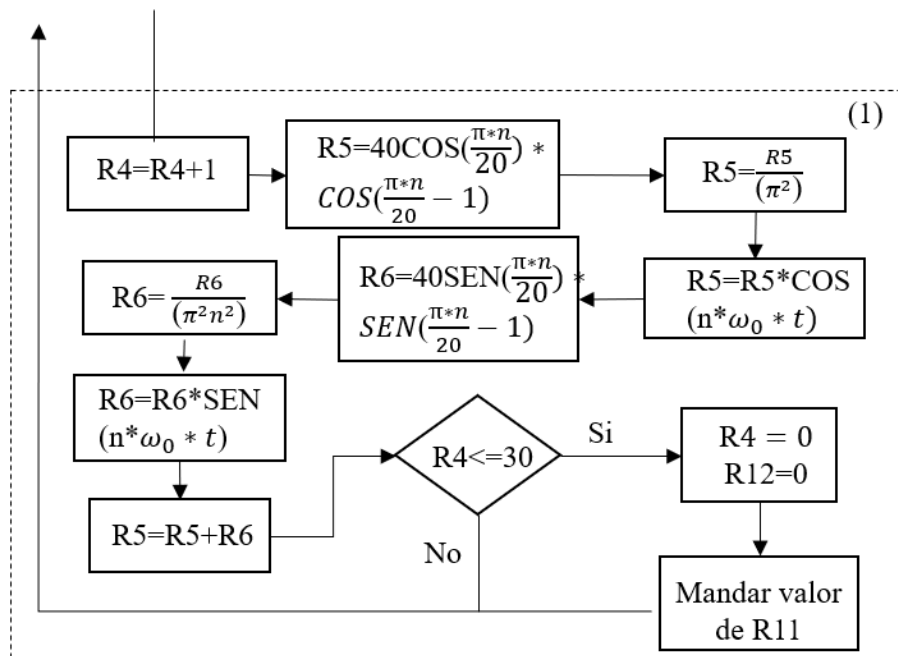


Figura 71: Complemento del cuadro 1 para la corriente Farádica

Además de la siguiente sumatoria de Fourier:

$$f(t) = 1.25 * \left( \sum_{n=1}^{\infty} \left( -\frac{40 \cos\left(\frac{\pi n}{20}\right) \left(\cos\left(\frac{\pi n}{20}\right) - 1\right)}{\pi^2 n^2} \right) \cos(nw_0 t) + \left( -\frac{40 \text{SEN}\left(\frac{\pi n}{20}\right) \left(\cos\left(\frac{\pi n}{20}\right) - 1\right)}{\pi^2 n^2} \right) \text{SEN}(nw_0 t) \right) \quad (4.5)$$

Donde n es el número de sumando,  $w_0$  la frecuencia angular y t el tiempo. Y complementando el contenido del cuadro (1) de la figura 65 con el siguiente diagrama

Esta sumatoria se fue implementando por medio de registros que fueron guardando los valores de cada uno de los sumandos hasta llegar a la cantidad idónea de estos para poder generar adecuadamente la forma de onda. Por medio de la programación se fijó la capacidad de cambiar la frecuencia para utilizarla a la conveniencia del usuario, así como la capacidad de incrementar o disminuir la amplitud de la forma de onda. Finalmente existe la capacidad de modificar el tiempo de muestreo de la señal para ajustar el tiempo que tarda el microprocesador en llevar a cabo las operaciones necesarias del programa y generar la forma de onda desea

#### 4.1.6-CORRIENTE TIPO TENS

ra la elaboración de esta corriente en código D se complementó el contenido del cuadro (1) de la figura 66 con el diagrama de la figura 72:

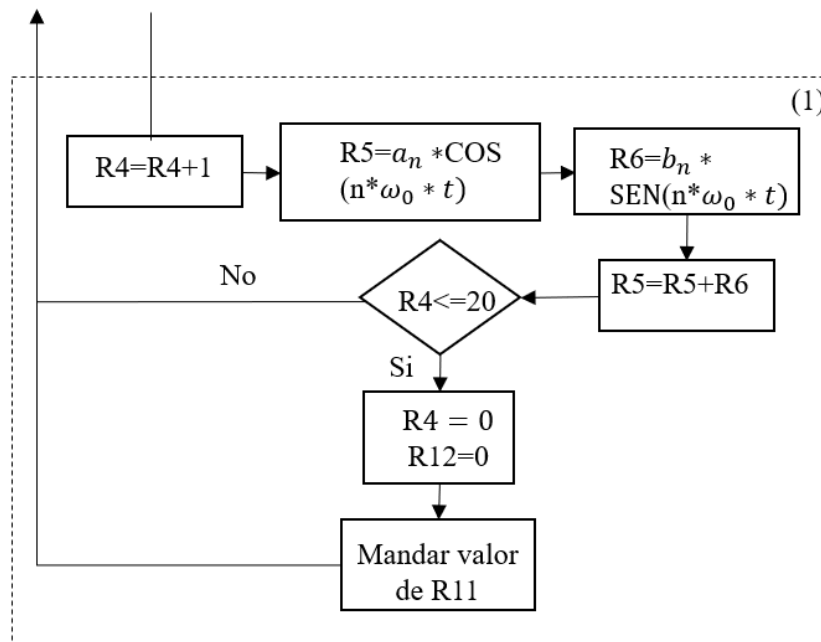


Figura 72: Complemento del cuadro 1 para la corriente tipo TENS

Además de la siguiente sumatoria de Fourier, donde los elementos multiplicados por  $\cos(n * w_0 * t)$  y  $\sin(n * w_0 * t)$  son  $a_n$  y  $b_n$  respectivamente

$$\begin{aligned}
 .F(t) = & \\
 \sum_{n=1}^{\infty} & \left( \left( \frac{6 * \cos(5 * \pi * n)}{4} - 10 * \cos(\pi * n) + 4 * \cos(\pi * n)^2 \right. \right. \\
 & \left. \left. + 22 * n * \pi * \text{SEN}(\pi * n) - n * \pi * \cos(\pi * n) * \text{SEN}(\pi * n) \right) / (20 * n^2 * \pi^2) \right) * \\
 & \cos(n * w_0 * t) + \\
 & \left( \left( 4 * \text{SEN}(2 * \pi * n) - 20 * \text{SEN}(\pi * n) + \frac{12 * \text{SEN}((5 * \pi * n))}{4} \right. \right. \\
 & \left. \left. 39 * \pi * n - 44 * n * \pi * \cos(\pi * n) + 2 * n * \pi * \cos(\pi * n)^2 \right) / (40 * n^2 * \pi^2) \right) * \\
 & \text{SEN}(n * w_0 * t)
 \end{aligned} \tag{4.6}$$

Esta sumatoria se fue implementando por medio de registros que fueron guardando los valores de cada uno de los sumandos hasta llegar a la cantidad idónea de estos para poder generar adecuadamente la forma de onda. Por medio de la programación se fijó la capacidad de cambiar la frecuencia para utilizarla a la conveniencia del usuario, así como la capacidad de incrementar o disminuir la amplitud de la forma de onda. Finalmente existe la capacidad de modificar el tiempo de muestreo de la señal para ajustar el tiempo que tarda el microprocesador en llevar a cabo las operaciones necesarias del programa y generar la forma de onda deseada.

Una vez terminados los programas para generar las señales individualmente se realizó un programa general desde el cual es posible seleccionar la forma de onda deseada.

#### 4.2-INTERFAZ DE USUARIO GENERAL

Se ha definido una interfaz de usuario general que permita enviar/recibir información desde y hacia la tarjeta, esta interfaz se desarrolló en LabVIEW® y puede ser adaptada a las necesidades de cada proyecto en particular. En la figura 72, se observa la ventana de “Descarga software”, en esta interfaz se procede a efectuar la carga del archivo con formato hexadecimal que contiene la información codificada de los algoritmos desarrollados en código D. Además, presenta una pantalla para indicar errores en la comunicación de la información entre el módulo de LabVIEW® y la tarjeta FPGA, considerando que esta comunicación se ejecuta de manera inalámbrica y pueden existir interferencias que comprometan la calidad de la transmisión.



Figura 73: Ventana “Descarga de software” de la interfaz de usuario

En la figura 73 se aprecia la ventana de descarga datos a RAM, aquí se puede ingresar directamente datos específicos a cada una de las direcciones de la memoria RAM esto con el objetivo de poder interactuar de manera directa con el software descargado, así como observar en tiempo real la respuesta de este sin la necesidad de detener el programa y volver a cargar el software corregido con los nuevos datos deseados.

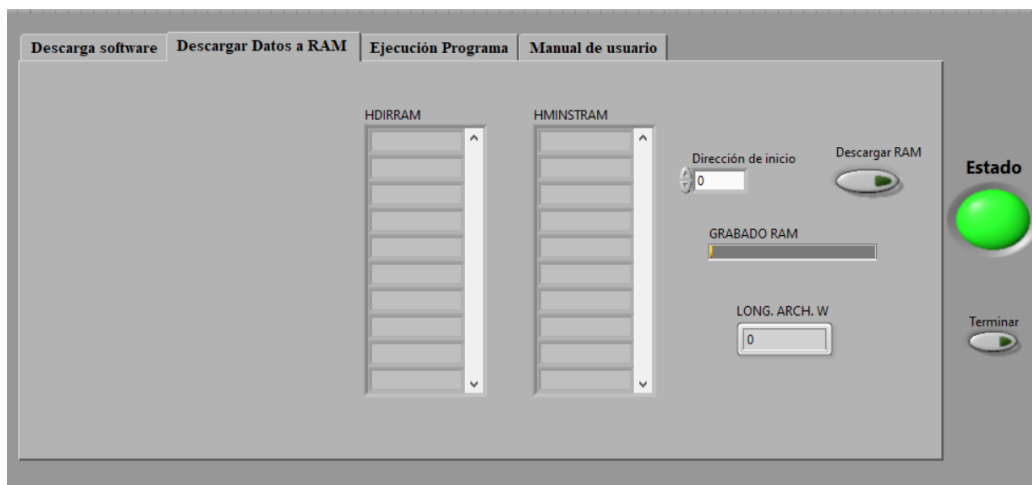


Figura 74: Ventana “Descarga datos a RAM” de la interfaz de usuario

En la figura 74 se puede apreciar la ventana de “Ejecución de programa” así como su pestaña “iniciar micro BUAP” es la ventana principal de la interfaz y esta sección permite la configuración de 16 parámetros o variables a utilizar en la programación de los diferentes algoritmos de control. Los parámetros se descargan al microcontrolador cada vez que se acciona el botón “INICIO”. Cuenta además con un led para indicar que el programa se está ejecutando al interior del microprocesador. Los parámetros numéricos son enviados en paquetes de 32 bits de los cuales 8 bits corresponden a la etiqueta o identificador. Estos bits de etiquetas nos permiten configurar el empleo de hasta 255 parámetros numéricos.

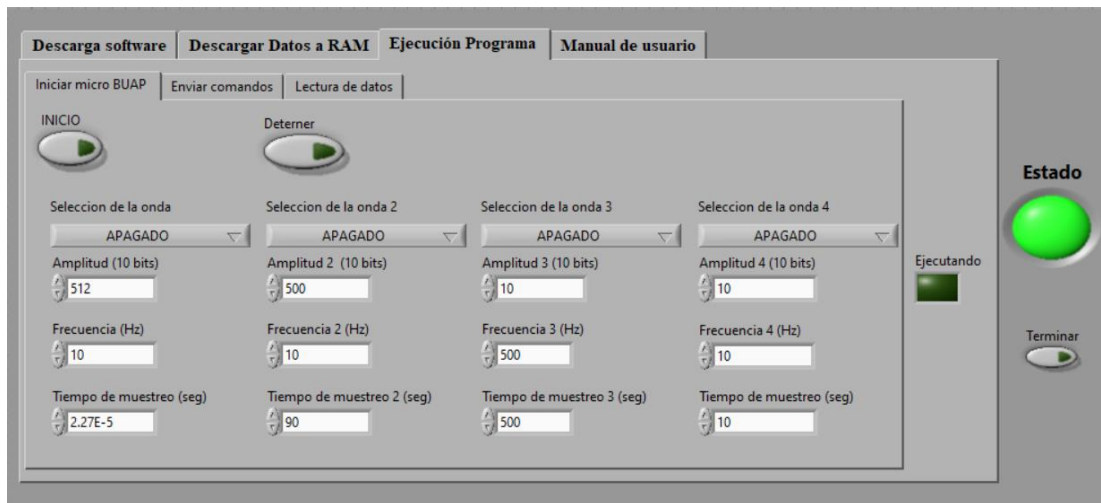


Figura 75: Ventana "Ejecución programa" de la interfaz de usuario

Al interior del FPGA se realizan los procesos de decodificación y recuperación de la información suministrada. Los botones de inicio y detención del microprocesador utilizan comandos de 32 bits de longitud. Estos parámetros al ser decodificados por el firmware activan o desactivan el funcionamiento del microprocesador. Cuando se inicia el procesamiento matemático, se envían los parámetros numéricos previamente colocados en la interfaz de LabVIEW®. Al detener el funcionamiento del microprocesador se reinicia la memoria caché y todos los registros internos del microprocesador.

Posteriormente en la ventana de "Enviar comandos", apreciada en la figura 75, podemos mandar a escribir y leer en tiempo real cada una de los parámetros enviados al inicio de operación del microcontrolador cada uno de estos ubicados en una posición distinta de memoria por lo cual es posible mandar a leer y reescribir cada uno de estos de manera individual. Cabe resaltar que es posible leer cada uno de estos datos en binario, así como en su contraparte de entero con signo para que el usuario disponga de una interpretación más rápida.

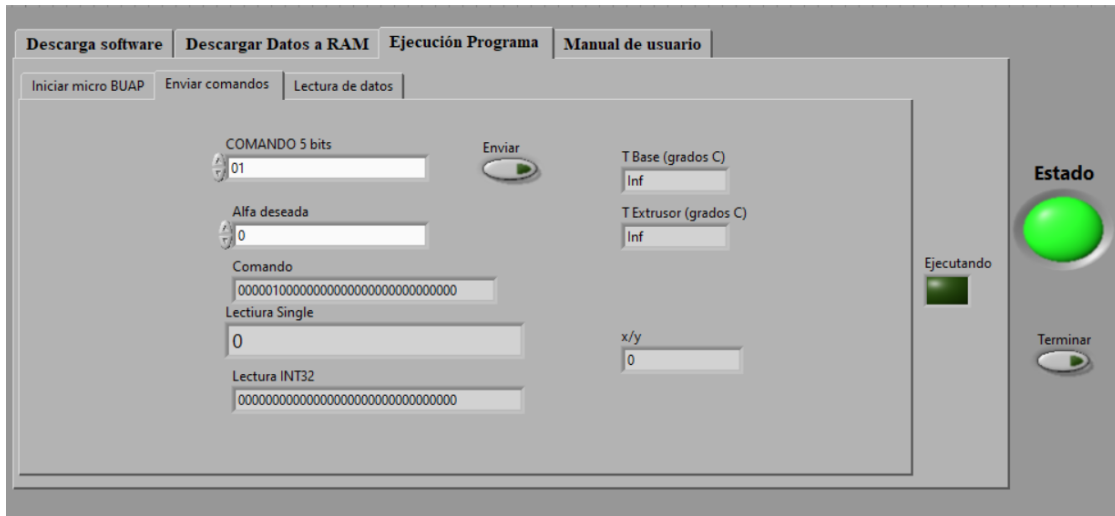


Figura 76: Pestaña "enviar comandos" de la ventana "Ejecución programa"

Una cuestión importante es la posibilidad de acceder a los datos que se procesan al interior del FPGA o en su defecto a los resultados de las acciones de control para su posterior análisis, para ello en la sección de lectura de datos, figura 76, es posible definir el nombre del archivo en el cual se desea se guarden los datos para su posterior procesamiento.

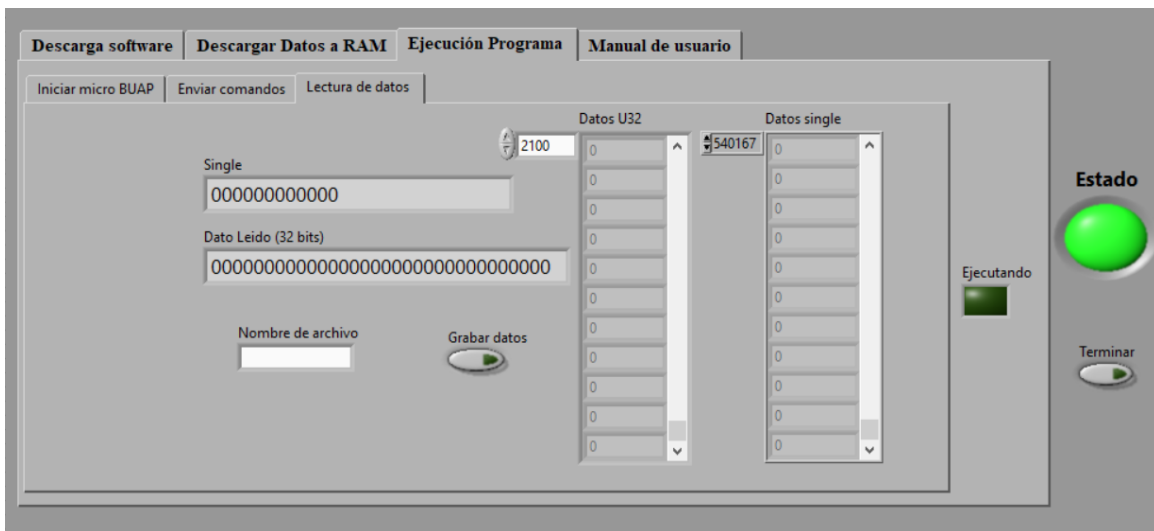


Figura 77: Pestaña "Lectura de datos" de la ventana "Ejecución programa"

Cada una de estas secciones son accesibles al programador para su modificación y adecuación a las necesidades y particularidades del trabajo que se esté desarrollando.

## 4.2-INTERFAZ DE USUARIO DEL GENERADOR

Ya que la interfaz de usuario general del procesador cuenta con muchas funciones y apartados que al usuario final no le competen, se trabajó en una interfaz de usuario con la idea de que únicamente se puedan configurar las formas de onda a producir y no preocuparse por algún otro aspecto o que el usuario se sienta abrumado entre tantas opciones.



Figura 78: Interfaz de usuario del generador

En esta nueva interfaz, presentada en la figura 78, se han escondido las pestañas de descarga de software, descarga de RAM y las sub pestañas de ejecución del programa, quedando únicamente una pantalla en donde se configuran las formas de onda de los canales a ocupar.

El procedimiento previamente detallado de la interfaz general en donde se hacía la descarga del software ha sido removido y se realiza de manera automática al abrir el programa.

Esto es posible gracias al que el software final con el que trabaja la interfaz está detallado por medio de una ruta en la lógica interna del programa y hace la descarga por su cuenta.

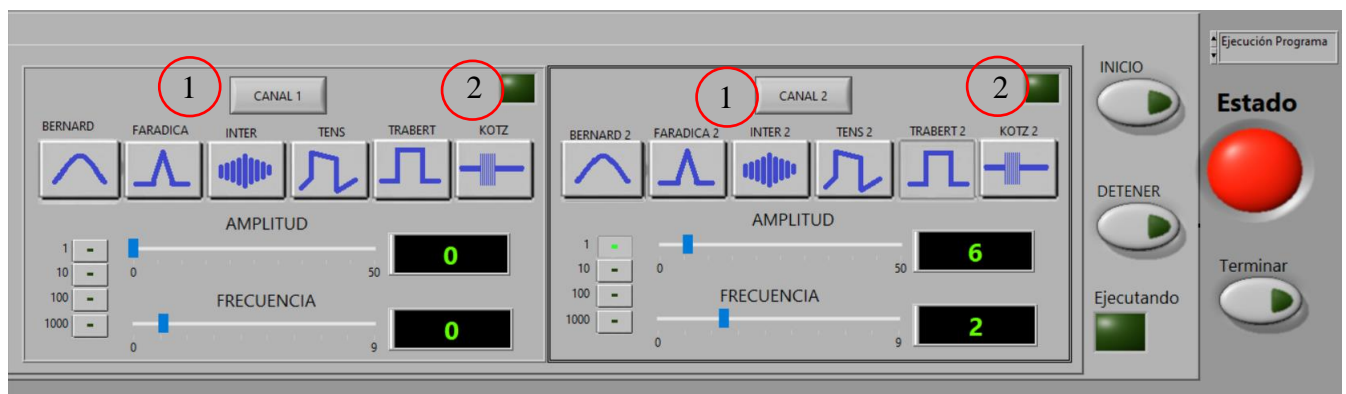


Figura 79: Botones de encendido de los canales

Esta nueva interfaz cuenta con 2 canales independientes, marcados en la figura 79, que pueden trabajar de manera individual o los 2 simultáneamente, para esto cuenta con un botón para activar y desactivar el canal deseado (círculo 1), así como una luz indicadora que denota si dicho canal se encuentra activo (círculo 2).

Los selectores de onda en forma de lista fueron remplazados por botones con el nombre y la imagen de la forma de onda a generar para que la selección de la forma de onda sea más visual y los controles más intuitivos, como se muestra en la figura 80 (círculo 3).



Figura 80: Selectores de onda de la interfaz

Finalmente, para configurar la amplitud y la frecuencia se han agregado unas barras para fijar el valor (círculo 4), así como unas pantallas en las cual se despliegan los valores tanto de amplitud como de frecuencia (círculo 5), denotado en la figura 81.



Figura 81: Ajuste de amplitud y frecuencia de los canales

### 4.3-INTERFAZ DE USUARIO DEL GENERADOR FINAL

Después de haber recibido retro alimentación del usuario se trabajó nuevamente en la interfaz para cambiar algunos aspectos estéticos y detalles para lograr que está fuera más intuitiva

Como se aprecia en a figura 82, esta nueva interfaz se modificó la paleta de colores, los diseños de algunos botones fueron cambiados y se eliminó la posibilidad de que el usuario acceda a las pestañas de descarga de software y RAM para que este no se confunda con los controles y pueda mover algo que afecte al resultado final de la onda.



Figura 82: Interfaz de usuario del generador final

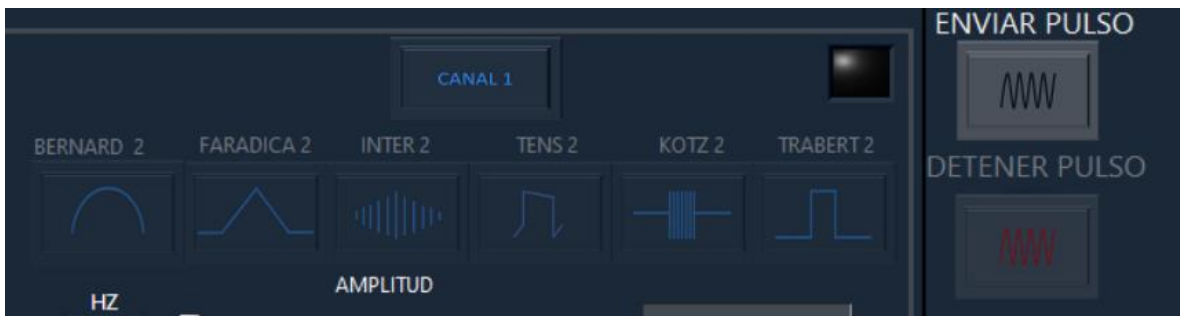


Figura 83 : Botones deshabilitados

Algunos de los botones se encuentran deshabilitados (figura 83) y se habilitan solamente después de haber realizado un proceso, todo con el objetivo de hacer la interfaz más intuitiva y que el usuario sepa que botón apretar en cada momento. Finalmente, se agregó un indicador de grabado en conjunto con una pantalla de instrucciones que le indican al usuario en qué momento puede empezar a realizar las configuraciones (figura 84).

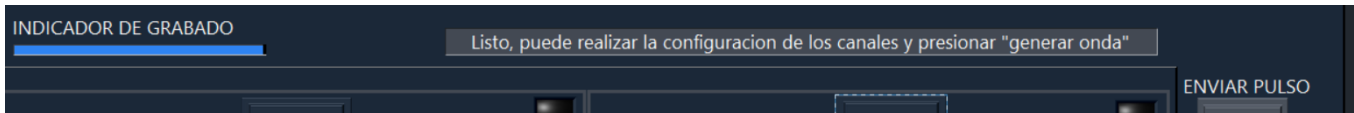


Figura 84: Indicador de grabado y pantalla de instrucciones

#### 4.3-EJECUTABLE E INSTALADOR

Con el objetivo de que el usuario final no familiarizado con el tema de programación, software computación y electrónica sea capaz de manipular el equipo e interfaz, se creó un ejecutable de la interfaz para que esta sea capaz de abrirse directamente y conectarse con el equipo sin la necesidad de algún otro software de por medio y que el usuario no realice alguna otra acción más que dar doble clic sobre el icono de la interfaz.

Para esto se hizo uso de las herramientas intrínsecas de LabVIEW® para que por medio del proyecto de la interfaz se generara la aplicación.

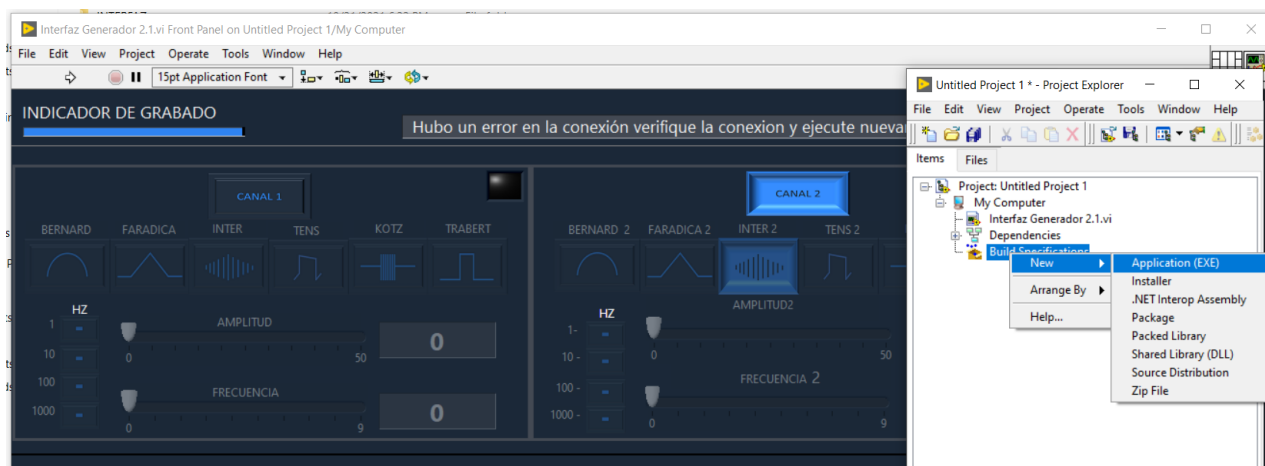


Figura 85: Creación de la aplicación para la interfaz

Con esto LabVIEW® nos genera 3 archivos entre los cuales se encuentra el archivo .exe el cual es la interfaz sin ninguna otra opción (más que configurar y generar las ondas) de por medio, como se muestra en la figura 85.

Finalmente, debido a la naturaleza del procesador es necesario la descarga del software al prototipo cada vez que apague o prenda, por lo cual fue necesario introducir en la programación de la interfaz una ruta específica (figura 86) hacia el archivo hex del software a descargar para que esta pudiera descargar de forma automática el software al procesador.

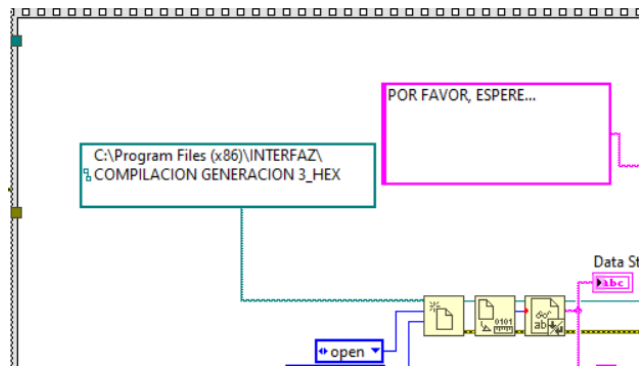


Figura 86 : Ruta programada en la interfaz para la descarga del software

Al arreglar el problema de la descarga automática del software de esta manera se genera otra problemática, la cual es que para funcionar en otras computadoras el usuario debería de modificar la ruta en el programa o en su defecto llevar el archivo a la ruta especificada.

Para evitar esto y los inconvenientes que se generarían a partir de esto se optó por realizar un instalador, el cual aparte de incluir el ejecutable de la interfaz incluye todos los archivos necesarios para su correcta ejecución y los despliega en la ubicación requerida. Esta aplicación se realizó por medio del software Inno Setup (figura 87), el cual es un software que nos permite realizar instaladores mediante la selección de los archivos que se desean incluir y especificando la ruta en específico en la cual se quieren extraer estos mismos archivos al momento de realizar la instalación.

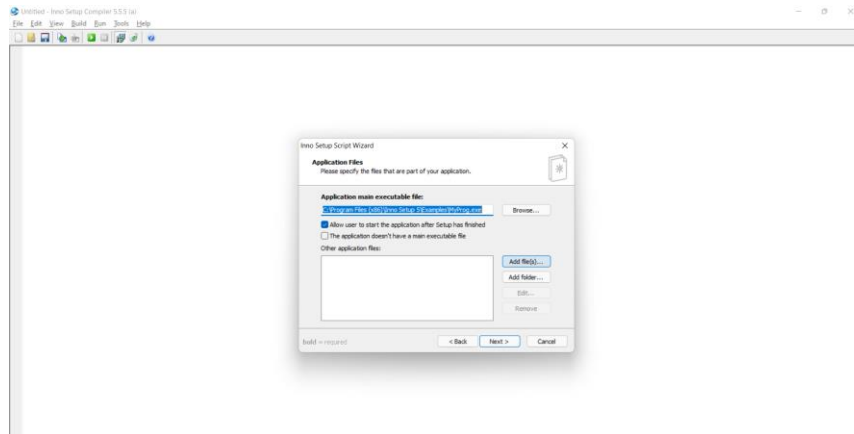


Figura 87: Selección de los archivos a incluir en el software

Una vez seleccionados los archivos para instalador y especificado la ruta el programa te genera un archivo .exe, el cual es tu instalador(figura 88), en este caso, el instalador de la interfaz.

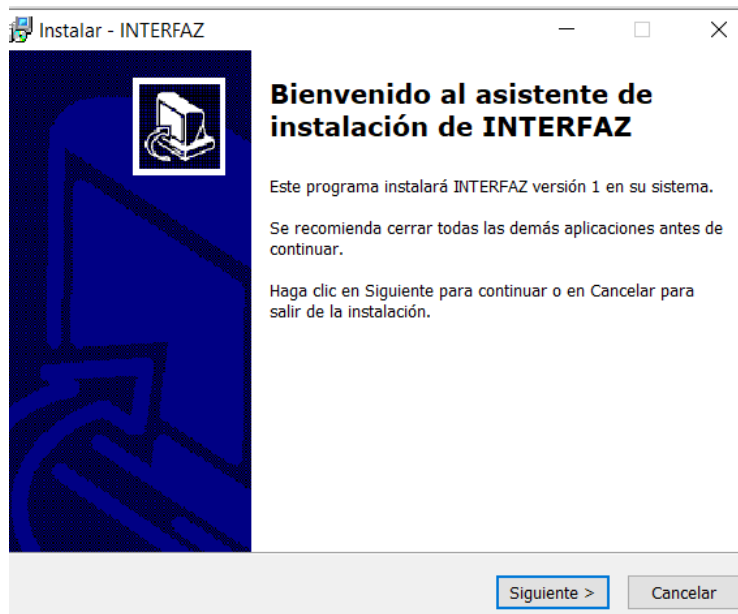


Figura 88: Instalador de la interfaz de usuario

## CONCLUSIONES

La metodología y lógica utilizada para la reproducción de las ondas fue exitosamente aplicada, permitiendo que la programación sea capaz de generar las ondas de manera teórica por lo que faltaría únicamente su implementación en el prototipo.

## CAPÍTULO 5: RESULTADOS EXPERIMENTALES

Una vez realizado la programación del software, la construcción del prototipo en cuanto a hardware y firmware se procedió finalmente a realizar pruebas directamente con el prototipo para verificar que este sea capaz de reproducir las señales de forma fiel a las simulaciones realizadas. Para esto se cargó el programa hecho en código D en el microprocesador y se comprobó la señal final por medio de un osciloscopio

### 5.1-PRUEBAS DE TIEMPO

Debido a la naturaleza del código D este no es capaz de determinar el tiempo real transcurrido por lo que para determinar la variable tiempo, necesaria en las sumatorias de Fourier, se realizó el conteo del tiempo mediante una variable que llevaba el conteo de las veces que se había repetido las instrucciones y esta variable era multiplicada por el tiempo que tardaban en ejecutarse todas las líneas de instrucciones. Este último parámetro era determinado mediante pruebas y a la base de que el procesador realizaba una instrucción en 10 nanosegundos. Este valor obtenido se sustituyó en todas las series de Fourier por la variable  $t$  en los siguientes términos

$$\begin{aligned} & \cos(n * w_0 * t) \\ & \sin(n * w_0 * t) \end{aligned} \tag{5. 1}$$

En donde:

$t$ : Es el tiempo de muestreo multiplicado por el número de conteos de ciclos

$n$ : Es el número de sumando que necesita la sumatoria para generar la onda

$w_0$  : Es la frecuencia angular, obtenida por  $2\pi$  multiplicado por la frecuencia, que en este conjunto de pruebas es de 1 para que las frecuencias más altas sean múltiplos del valor obtenido

#### 5.1.1-BERNARD

Como en un momento inicial no se tenía un tiempo aproximado de la duración de las instrucciones se inició con 0.0001 segundos con el cual no se obtuvieron resultados satisfactorios y la frecuencia deseada no era igual a la frecuencia obtenida por lo que se determinó que el tiempo de muestreo determinado no era el correcto, de esta forma (prueba experimental), se obtuvo el valor de 0.00018 segundos para determinar la duración del código ejecutado en esta corriente, valor con el cual la frecuencia deseada y la obtenida coincidían satisfactoriamente, como se muestra en la figura 89.

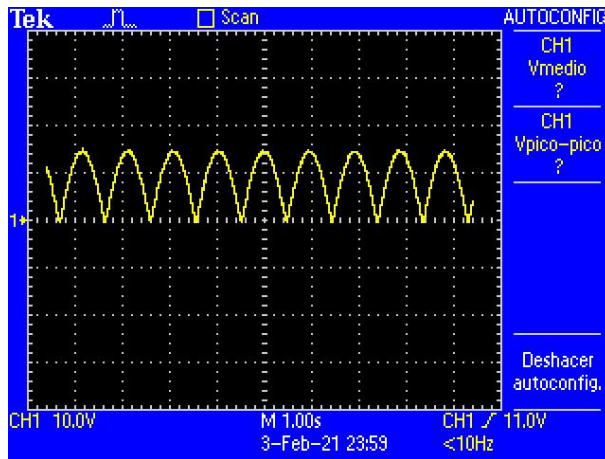


Figura 89: Corriente de bernard con tiempo de muestreo de 0.00018

### 5.1.2-CORRIENTE TIPO TENS

Una vez obtenido exitosamente el tiempo de muestreo de una corriente, se procedió a utilizar este tiempo como una aproximación para las demás pruebas, en este caso para el corriente tipo TENS, dicho tiempo de muestreo no es el óptimo, ya que la complejidad de la serie de Fourier para la reproducción de esta señal es mayor haciendo que las líneas de código sean más y, por lo tanto, el tiempo para ejecutar todas estas instrucciones aumentara. Por lo que se aumentó el valor de 0.00018 segundos usado en la corriente de Bernard a un tiempo de 0.00016 segundos, con el cual la frecuencia deseada y la frecuencia obtenida coinciden satisfactoriamente, como se muestra en la figura 90.

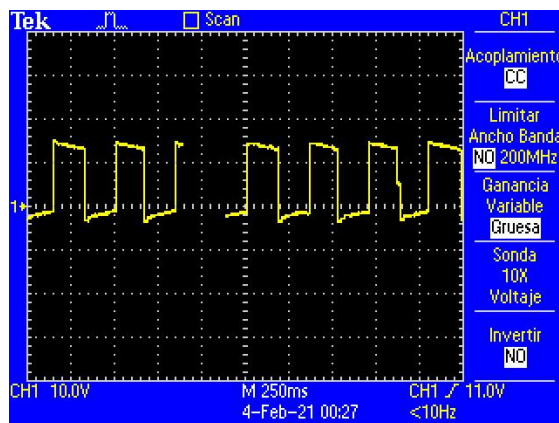


Figura 90: Corriente tipo TENS con un tiempo de muestreo de 0.00016

### 5.1.3-CORRIENTE RUSA-KOTZ

Debido a que la complejidad de esta corriente es más cercana al corriente tipo TENS que a la de Bernard, se utilizó el tiempo de muestreo de la primera como tiempo inicial de prueba para la corriente rusa, aun así, debido al mayor número de líneas de código en esta corriente

en particular, el tiempo de muestreo final fue aún mayor, siendo de 0.00033 segundos, logrando con este que las frecuencias deseadas y obtenidas coincidieran, como se muestra en la figura 91.

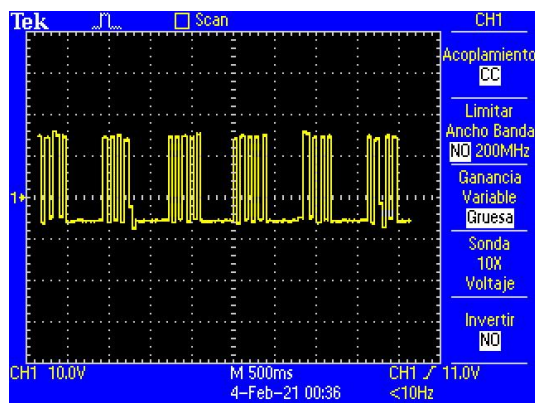


Figura 91: Corriente Rusa-Kotz con un tiempo de muestreo de 0.00033

#### 5.1.4-CORRIENTE FARADICA

Debido a que la complejidad de esta corriente es más cercana al corriente tipo TENS que a la rusa-Kotz, se utilizó el tiempo de muestreo de la primera como tiempo inicial de prueba para la corriente Farádica, aun así, debido al mayor número de líneas de código en esta corriente en particular, el tiempo de muestreo final fue aún mayor, siendo de 0.00025 segundos, logrando con este que las frecuencias deseadas y obtenidas coincidieran, como se observa en la figura 92.

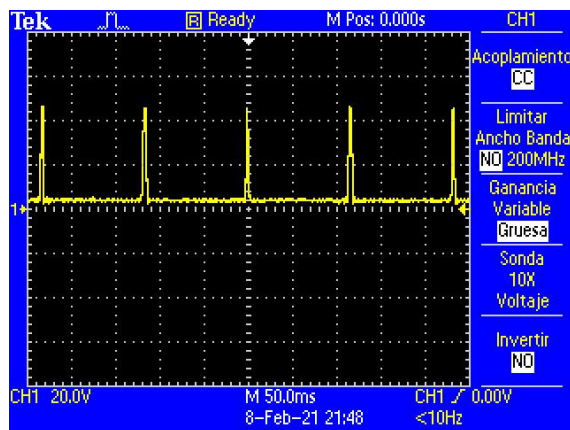


Figura 92: Corriente Farádica con un tiempo de muestreo de 0.00025

#### 5.1.5CORRIENTE DE TRABERT

Debido a que la complejidad de esta corriente es más cercana al corriente de BERNAR que a las demás, se utilizó el tiempo de muestreo de la primera como tiempo inicial de prueba para la corriente de Trabert, aun así, debido al mayor número de líneas de código en esta

corriente en particular, el tiempo de muestreo final fue aún mayor, siendo de 0.00033 segundos, logrando con este que las frecuencias deseadas y obtenidas coincidieran, como se muestra en la figura 93.

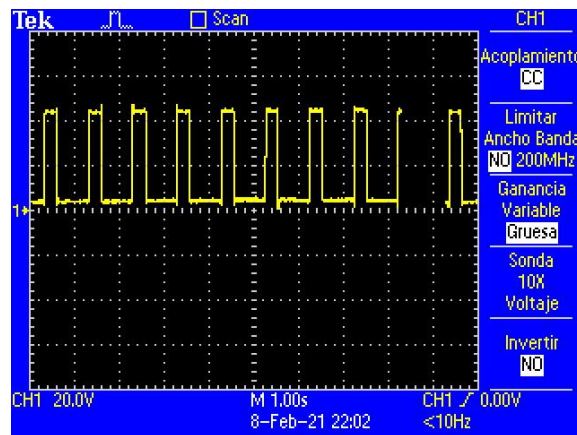


Figura 93: Corriente de Trabert con un tiempo de muestreo de 0.00033

#### 5.1.6-CORRIENTE DE INTERFERENCIAL

Debido a que esta corriente es la de mayor complejidad en cuanto líneas de código y frecuencia, se utilizó un tiempo de muestreo mayor como tiempo inicial de prueba para la corriente de interferencial, aun así, el tiempo de muestreo final fue aún mayor, siendo de 0.0008 segundos, logrando con este que las frecuencias deseadas y obtenidas coincidieran, como se observa en la figura 94.

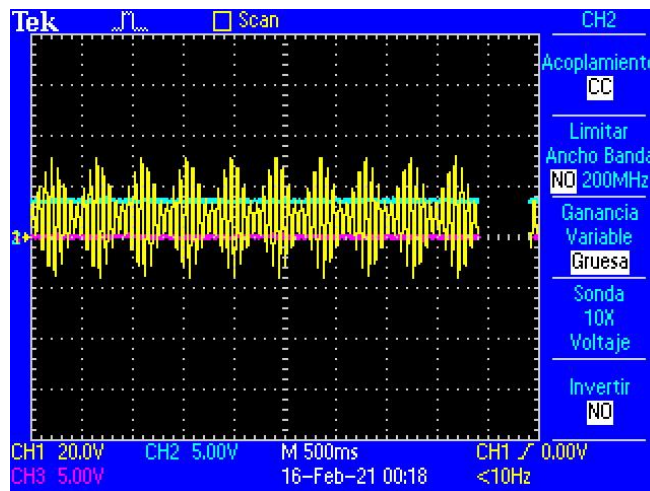


Figura 94: Corriente interferencial con un tiempo de muestreo de 0.0008

Terminadas las pruebas de tiempo de cada una de las corrientes obtenemos los resultados de la siguiente tabla, cuyos valores fueron utilizados y posteriormente anexados al programa general que contiene todas las corrientes y desde el cual es capaz de seleccionarse la deseada.

Tabla 3 : Número de líneas y tiempo de muestreo de las distintas corrientes

| <b>CORRIENTE</b> | <b>NUMERO DE LINEAS DE CODIGO</b> | <b>TIEMPO DE MUESTREO (segundos)</b> |
|------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|
| BERNARD          | 42 líneas                         | 0.00018                              |
| RUSA-KOTZ        | 157 líneas                        | 0.00033                              |
| TENS             | 93 líneas                         | 0.00016                              |
| FARADICA         | 65 líneas                         | 0.00025                              |
| INTERFERENCIAL   | 252 líneas                        | 0.0008                               |
| TABERT           | 54 líneas                         | 0.0033                               |

## 5.2-PRUEBAS DE FRECUENCIA Y DE AMPLITUD

Una vez determinado el tiempo de muestreo para cada forma de onda y verificando que este funcionara para frecuencia determinada, se procedieron a realizar distintas pruebas con diferentes valores de frecuencia para rectificar que los tiempos de muestreo, previamente asignados, son funcionales para distintos valores de frecuencia. Esta frecuencia se varía en los términos de la ecuación (28), específicamente en los valores de la frecuencia angular, ya que:

$$\omega_0 = 2\pi f \quad (5.2)$$

De igual forma se variaron las amplitudes de cada una de las ondas para poder así visualizar que los valores máximos de cada una fueran variando según lo previsto y deseado. Esto se logró partiendo de la ecuación de las sumatorias de Fourier (ecuación (3)), que dan como resultado una amplitud con valor de 1, y multiplicándola por el valor de la amplitud deseada:

$$f(t) = (A)\left(\frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right) + b_n \sin\left(2\pi n \frac{1}{T} t\right))\right) \quad (5.3)$$

En donde A Es el valor deseado de la amplitud de la forma de onda,  $a_0$ ,  $a_n$  y  $b_n$  son los coeficientes de Fourier, T el periodo y t el tiempo

Esta variación de frecuencia y de amplitud se hizo por medio de la interfaz de usuario desarrollada, que permiten modificar estos valores dentro del software (figura 95) sin la necesidad de modificar el código ni programar nuevamente las series de Fourier, facilitando así las pruebas realizadas.

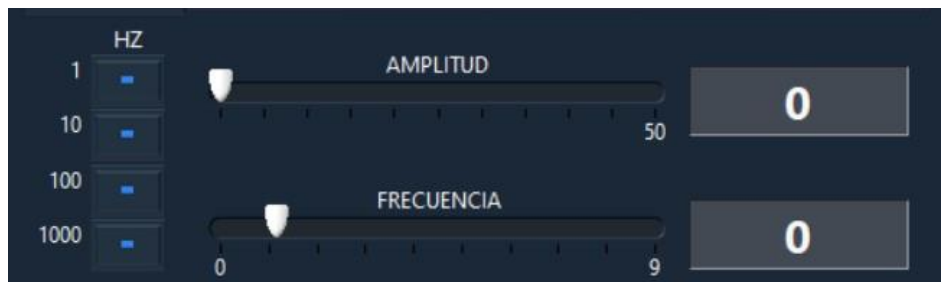


Figura 95: Ajuste de la amplitud y frecuencia en la interfaz de usuario del generador

La variación de frecuencia puede modificarse por medio del conjunto de botones de la izquierda, y la barra de frecuencia, en donde al fijar uno de los botones con valores de 1, 10, 100 y 1000 estos se volverán múltiplos de la barra con valores del 1 al 9, logrando así alcanzar valores de 9, 90, 900 y 4000 Hz.

### 5.2.1-CORRIENTE DE BERNARD

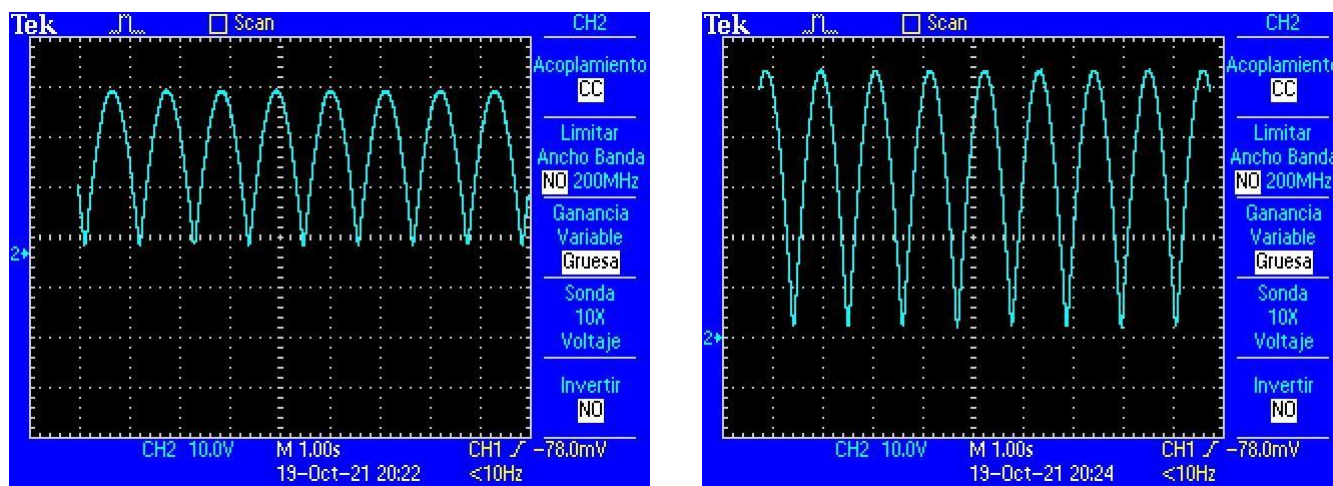


Figura 96: Pruebas de amplitud de la corriente de Bernard

En las gráficas de la figura 96 se pueden observar amplitudes que van de hasta los 30 y 50 voltios, que al incluir la amplitud de 10v de la prueba preliminar podemos constatar el cambio de amplitud realizado por la corriente de Bernard.

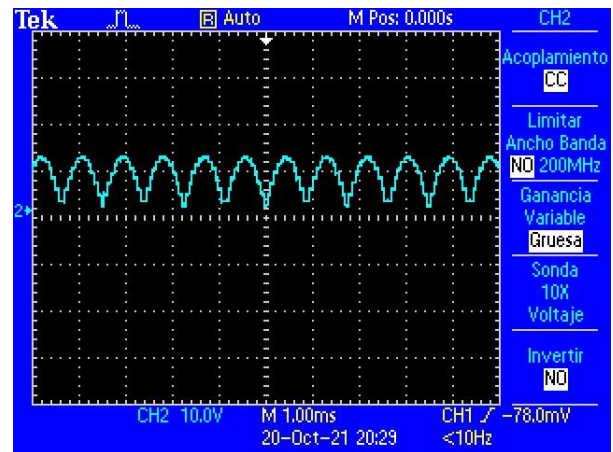
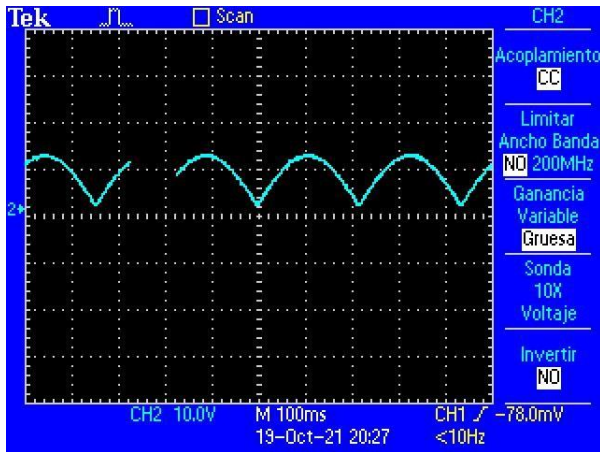


Figura 97: Pruebas de frecuencia de la corriente de Bernard

De igual forma se realizaron pruebas con distintas frecuencias para esta forma de onda, como podemos observar en la figura 97, tenemos frecuencias de 5 Hz y 1000 Hz que junto a las de 1 Hz generadas en las pruebas de amplitud se confirma el hecho de que la variación de frecuencia es palpable en el prototipo. Debido a la naturaleza de la forma de onda de Bernard, esta mantiene su forma sin problema alguno en frecuencias que rondan por los 1000 Hz, a pesar de que su uso normalmente se limita a los 50 y 100 Hz.

### 5.2.2-CORRIENTE TIPO TENS

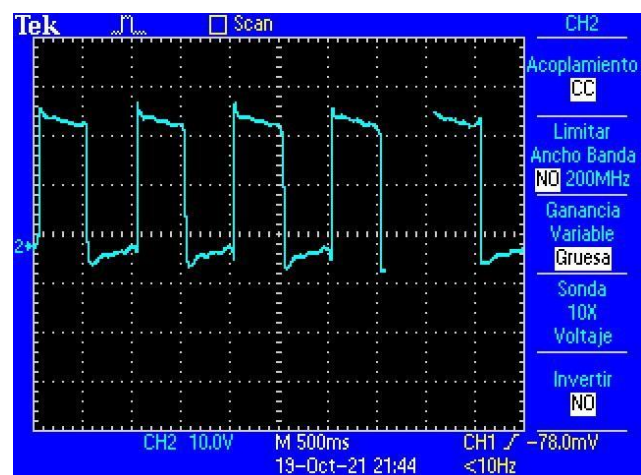
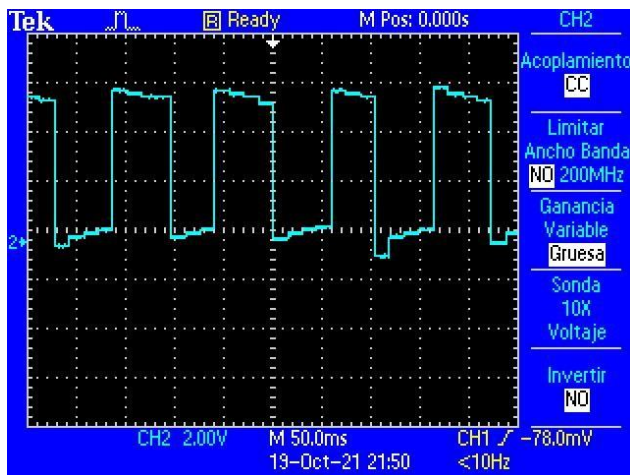


Figura 98: Pruebas de amplitud de la corriente tipo TENS

En las gráficas de la figura 98 se pueden observar amplitudes de 8 y 40 voltios, que al incluir la amplitud de 10v de la prueba preliminar podemos constatar el cambio de amplitud realizado por la corriente tipo TENS.

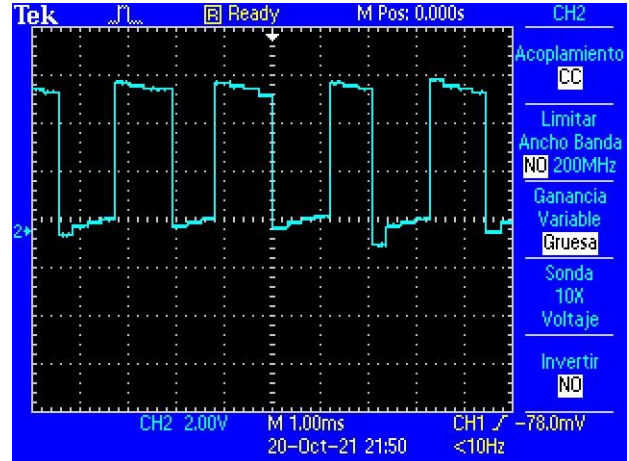
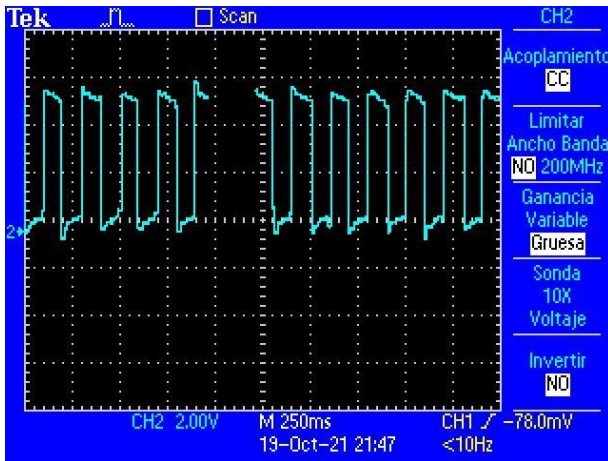


Figura 99: Pruebas de frecuencia de la corriente tipo TENS

Así como con la corriente de Bernard realizaron pruebas con distintas frecuencias para el corriente tipo TENS, como podemos observar en la figura 99, las pruebas se realizaron con frecuencias de 4 Hz y 1000 Hz que junto a las de 1 Hz generadas en las pruebas de amplitud confirman el hecho de que la variación de frecuencia es palpable en este tipo de onda. Debido a la naturaleza de este tipo de corriente, la forma de esta empieza a tener variaciones en frecuencias que rondan por los 1000 Hz, pero ya que su uso normalmente se ve en los 200 Hz aun cuenta con un rango considerable para su uso y experimentación con otras frecuencias.

### 5.2.3-CORRIENTE RUSA KOTZ

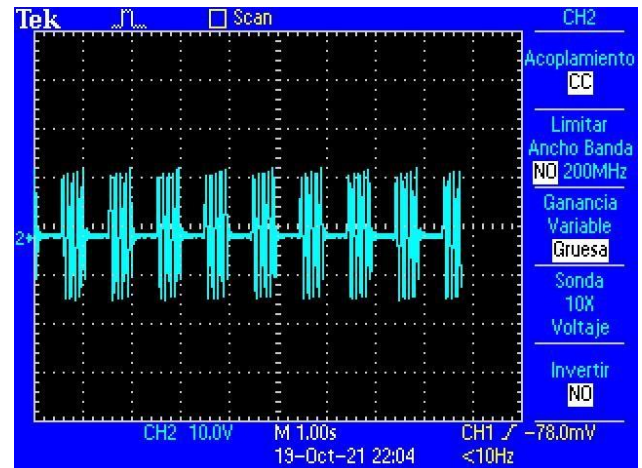
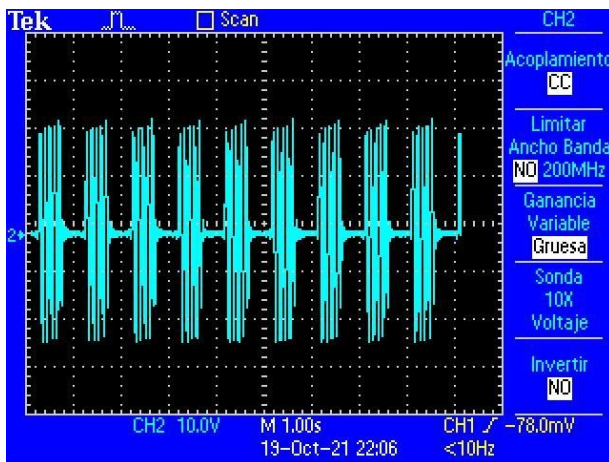


Figura 100: Pruebas de amplitud de la corriente Rusa -Kotz

En las gráficas de la figura 100 se pueden observar amplitudes de 30 y 50 voltios, que al incluir la amplitud de 10v de la prueba preliminar podemos constatar el cambio de amplitud realizado por la corriente Rusa-Kotz

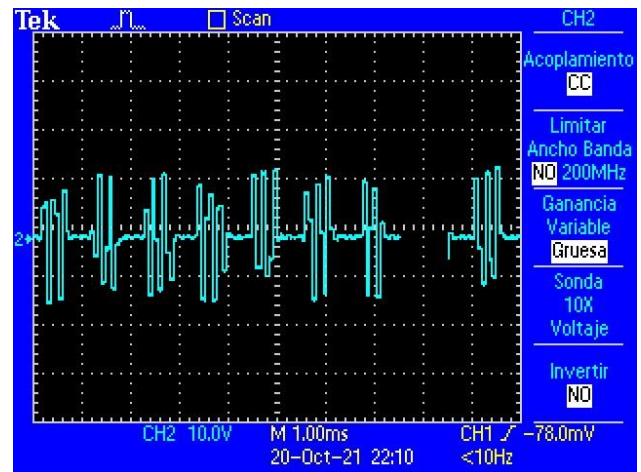
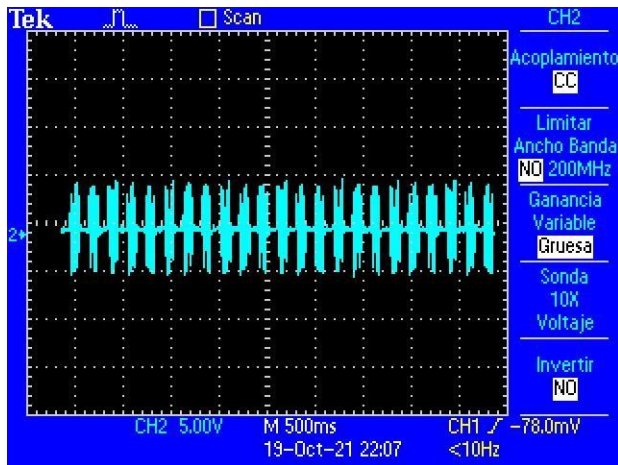


Figura 101: Pruebas de frecuencia de la corriente Rusa-Kotz

Para la corriente rusa-Kotz se realizaron pruebas con distintas frecuencias, en la figura 101 podemos observar frecuencias de 6Hz, de 1000Hz y de 1Hz (en las pruebas de amplificación).

#### 5.2.4-CORRIENTE FARADICA

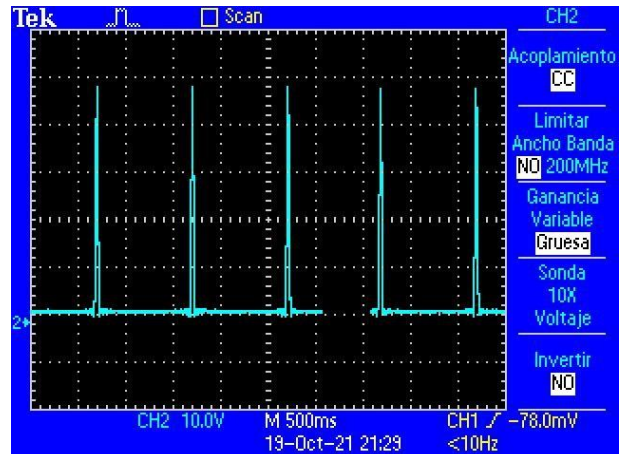
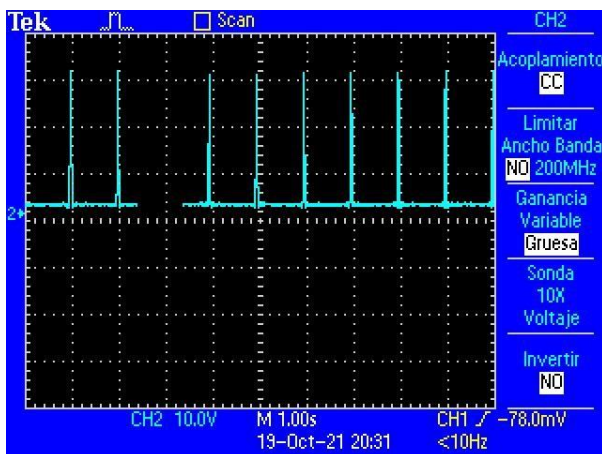


Figura 102: Pruebas de amplitud de la corriente Farádica

En las gráficas de la figura 102 se pueden observar amplitudes que van de los 0 V hasta los 30 y 50 voltios, que al incluir la amplitud de 10v de la prueba preliminar podemos constatar el cambio de amplitud realizado por la corriente Farádica.

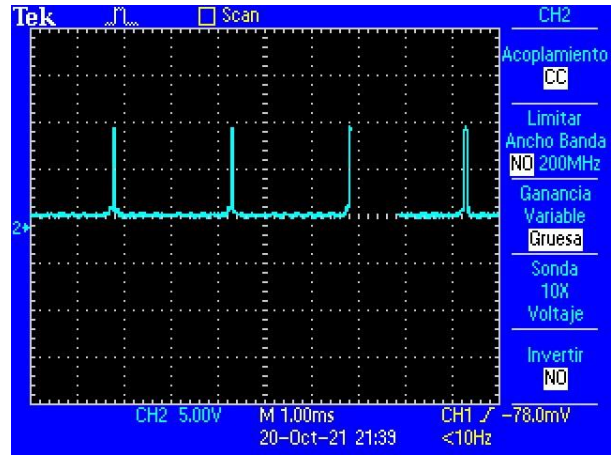
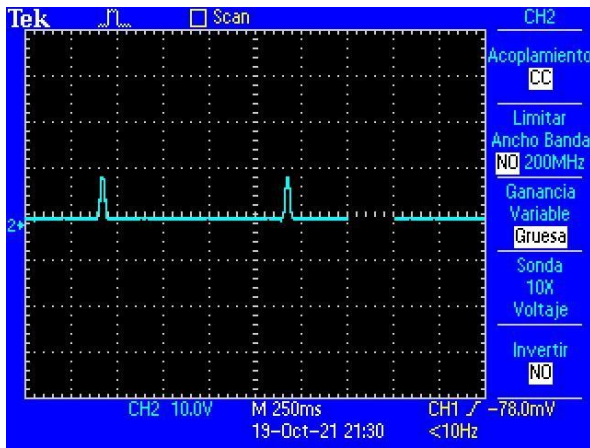


Figura 103: Pruebas de frecuencia de la corriente Farádica

Para la corriente Farádica se realizaron pruebas con distintas frecuencias, en las imágenes de la figura 103 vemos plasmadas las pruebas con 1 Hz, 8 Hz y 1000 Hz logrando las variaciones de frecuencia deseadas y manteniendo la forma de onda en cada uno de los casos. Debido a la naturaleza de este tipo de corriente, que consta de un pulso de forma triangular de un lapso de 1/8 del periodo y los 7/8 restantes de reposo, no demostró tener problema con reproducir frecuencias por los 1000Hz incluso aunque su uso general ronda por los 50 Hz.

### 5.2.5-CORRIENTE DE TRABERT

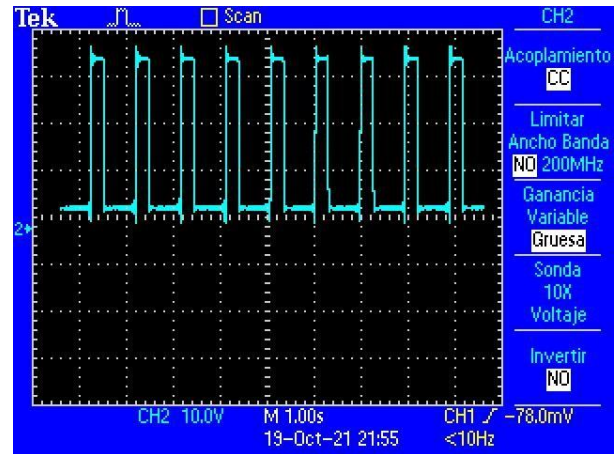
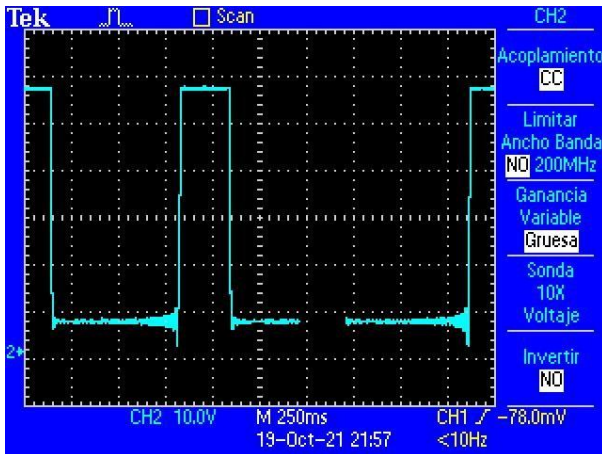


Figura 104: Pruebas de amplitud de la corriente de Trabert

En las gráficas de la figura 104 se pueden observar amplitudes que van de los 0 V hasta los 35 y 50 voltios, que al incluir la amplitud de 10v de la prueba preliminar podemos constatar el cambio de amplitud realizado por la corriente de Trabert.

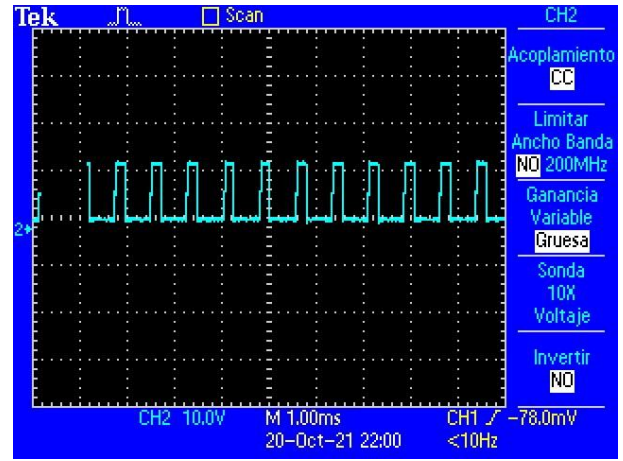
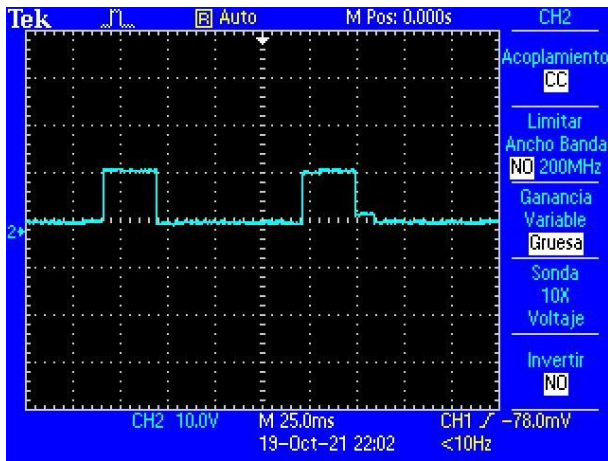


Figura 105: Pruebas de frecuencia de la corriente de Trabert

Para las pruebas de frecuencia del corriente tipo Trabert se fueron realizando pruebas con frecuencias bajas y medias, en la figura 105 vemos plasmadas las pruebas con 1Hz, 40Hz y 1000Hz logrando las variaciones de frecuencia deseadas y manteniendo la forma de onda en cada uno de los casos. Debido a la naturaleza de este tipo de corriente y a su forma prácticamente cuadrada esta es una de las formas que ocupan más interacciones y computo por parte del procesador para su generación, pero aun con esto, su forma no se ve deformada en frecuencias alrededor de los 1000Hz. Teniendo que su uso normalmente es con 142Hz cuenta con un rango sobrado para modular este tipo de onda en tratamientos.

### 5.2.6-CORRIENTE INETRFERENCIAL

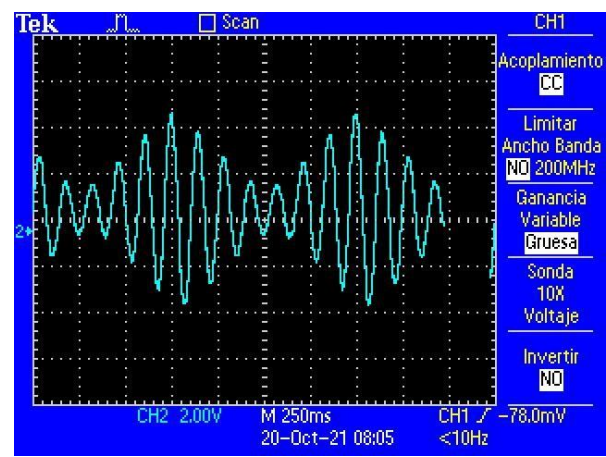
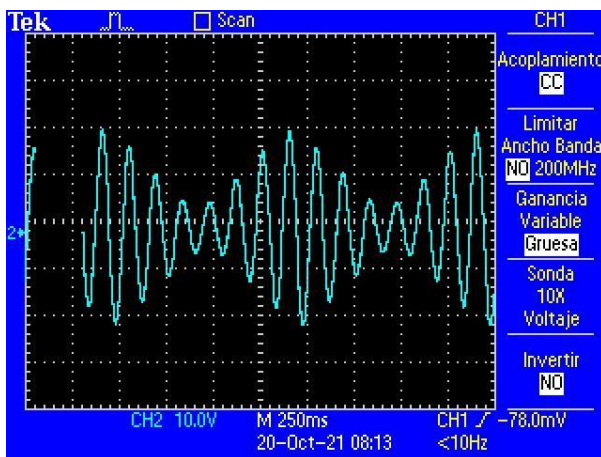


Figura 106: Pruebas de amplitud de la corriente interferencial

En las gráficas de la figura 106 se pueden observar amplitudes de 8 y 40 voltios, que al incluir la amplitud de 10v de la prueba preliminar podemos constatar el cambio de amplitud realizado por la corriente de Interferencial

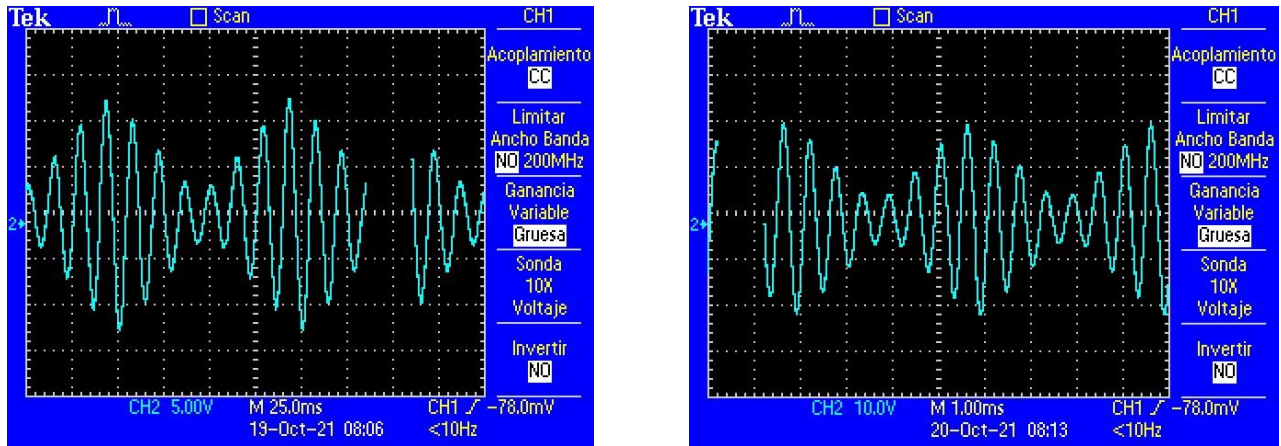


Figura 107: Pruebas de frecuencia de la corriente interferencial

Finalmente, para la corriente interferencial las pruebas de frecuencias fueron realizadas con distintos valores, teniendo plasmados en la figura 107 los valores de 1 Hz, 10 Hz y 1000 Hz, logrando las variaciones de frecuencia deseadas y manteniendo la forma de onda en cada uno de los casos.

## CONCLUSIONES.

La generación y modulación de las ondas creadas a partir del prototipo fueron exitosas, logrando así que el dispositivo sea completamente funcional y operativo.

## CONCLUSIONES GENERALES

De acuerdo con los resultados presentados en este trabajo podemos concluir que el objetivo principal al igual que los objetivos particulares de esta tesis se han cumplido satisfactoriamente.

El desarrollo de este instrumento para electroterapia contribuye directamente a la sociedad, ya que los fisioterapeutas en México contarán con un instrumento fácil de usar, reprogramable y confiable que reproduzca fielmente una amplia variedad de señales para tratar padecimientos como dolor, relajación, rehabilitación, etc.

El uso de un sistema embebido como parte del instrumento fue muy útil, ya que permitió generar las formas de onda con base en ecuaciones matemáticas que se pueden desarrollar en forma de software, haciendo al instrumento reprogramable y versátil, es decir, se tiene capacidad de generar más ondas arbitrarias en el futuro para más tratar más padecimientos. También estas formas de onda mantienen su integridad aun cambiando su amplitud y su frecuencia debido al uso de estas ecuaciones matemáticas.

Uno de los problemas a solucionar fue generar los diferentes voltajes de alimentación que requiere cada forma de onda, después de realizar varios diseños del circuito de potencia para alimentar todos los canales, se logró desarrollar un circuito que nos permite generar un voltaje de -60V, -24V, 60V y 108V usando como base solo 3 fuentes conmutadas de 48V y 3 fuentes conmutadas de 12V, la conmutación para generar estos voltajes está en función de la onda arbitraria elegida. La conexión en serie de las fuentes base para producir los voltajes requeridos en cada canal se hace de forma automática, utilizando opto acopladores.

La caracterización de los tiempos del microprocesador del sistema embebido es muy importante, se usa para fijar la base de tiempo de cada muestra de la serie de Fourier, cada forma de onda tiene su representación en serie de Fourier lo cual produce que el número de los términos sea diferente para cada forma de onda.

Fue necesario de desarrollar dos interfaces gráficas, una para realizar las pruebas experimentales del prototipo y otra con las especificaciones del usuario con el fin de proveer una interfaz gráfica más intuitiva. Esto facilitó el uso del instrumento, ya que se ayuda de imágenes de las formas de onda en los botones, el uso de barras y perillas para seleccionar la amplitud y la frecuencia. Además de incluir un programa de instalación para esta interfaz de usuario del instrumento.

Dado que el número de instrucciones del lenguaje D utilizado para programar el sistema embebido es limitado, se tuvieron que proponer diferentes estrategias para implementar condicionales no incluidas en este lenguaje. Aunque el lenguaje D tenga sus limitaciones el

uso de la tarjeta de desarrollo con FPGA donde instrumentado el sistema embebido brinda muchas ventajas en el desarrollo e instrumentación del hardware.

Esta investigación fue presentada en el congreso Academia Journals realizado en Celaya y se publicó en la revista Memorias del Congreso Internacional de Investigación Academia Journals Celaya 2020 con ISSN:1946-5351 y en el libro Diseminación de la Investigación en la Educación Superior: Celaya 2020 como capítulo de libro con ISBN: 978-1-939982-63-6

#### TRABAJO FUTURO

Debido a la problemática que tuvo que enfrentar el mundo con la pandemia del COVID-19, lamentablemente no se lograron realizar las pruebas de este instrumento con pacientes. Por lo cual es un trabajo que debe llevarse a cabo en el futuro.

También se debe trabajar en el desarrollo del firmware para acceder a una memoria SD con finalidad de descargar el programa del sistema embebido en este tipo de memoria para ser usada como memoria ROM y así evitar la necesidad de descargar dicho programa cada vez que el instrumento se encienda.

Seguir trabajando con los fisioterapeutas para incluir más formas de onda para tratar otros padecimientos o mejorar los actuales.

## REFERENCIAS

- [1]. - Juan Antonia González García. (2012). Fisioterapia. España: Bubok publishing SL.
- [2]. - Rodríguez Martín. (2004). Electroterapia en fisioterapia. Buenos Aires: Panamericana.
- [3]. - Sídney Licht. (1970). Electroterapia y electromiografía. Barcelona: Jims.
- [4]. - M. Arcas, D. Gálvez, J. León, L. Paniagua. (2004). Manual de fisioterapia modulo II. España: MAD SL.
- [5]. - Edilberto Trinchete Ayala. (2005). TENS (Estimulación eléctrica transcutánea). 2019, de Hospital Vladimir Ilich Lenin Sitio web: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-fis/tens.pdf>
- [6]. -Alejandro Gomez Rodas, Corrientes eléctricas en fisioterapia: Clasificación de las corrientes eléctricas
- [7]. - Rodríguez Martín. (2004). Electroterapia en fisioterapia. Buenos Aires: Panamericana.
- [8] Risaro, M. and Luda, M. (2014). “Implementación de un generador de funciones arbitrarias con FPGA”. Universidad de Buenos Aires, Argentina
- [9]. - Hwei P. Hsu (1973). “Análisis de Fourier”. Addison Wesley Iberoamericana
- [10]. - Hermosa, D. (1999). “Principios de electricidad y electrónica II”. Marcombo
- [11].- Hoja de datos, Modulo RN-XV, Roving Networks [online] obtenido de: <http://dlmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Wireless/WiFi/WiFly-RN-XV-DS.pdf>
- [12]. - Burridge J, Taylor P, Hagan S, Swain I. Experience of clinical use of the Odstock dropped foot stimulator. Artif Organs. 1997 Mar;21(3):254-60. doi: 10.1111/j.1525-1594.1997.tb04662.x. PMID: 9148719.
- [13].- Manual de usuario, H200 , BIONESS [online] obtenido de: <https://rebiotex.com/wp-content/uploads/folleto-h200.pdf>
- [14].- Manual de usuario , NESS L300 , BIONESS [online] obtenido de: <https://bioness.com/Documents/international/landing/Manuals/spanish/L300%20Plus%20Gu%C3%ADa%20del%20usuario.pdf>
- [15] Uma, M & S, Prabhu. (2018). A feasibility study of BCI based FES model for differently abled people. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 402. 012009. 10.1088/1757-899X/402/1/012009.
- [16].- Manual de usuario , COMPEX 3, COMPEX [online] obtenido de: [http://storage.djoglobal.eu/es\\_ES/Compex/DPF/Manuals/841403\\_Mode\\_demploi\\_ES\\_09-03-07\\_Valide.pdf](http://storage.djoglobal.eu/es_ES/Compex/DPF/Manuals/841403_Mode_demploi_ES_09-03-07_Valide.pdf)

- [17]. - Ramon Pallas. (2006). Instrumentos electrónicos básicos. Barcelona: MARCOMBO.
- [18]. - M. Albornoz, J. Maya, J. Toledo, (2016). Electroterapia práctica. España: ELSEVIER.
- [19]. -G. Zepeda Arce, S. Vergara Limon, “Diseño de un microprocesador de arquitectura RISC de 32 bits”, Tesis de Maestría en Ciencias de la Electrónica opción Automatización, Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, 2017
- [20].- D. González Arriaga, S. Vergara Limon, “Diseño y construcción de un levitado magnético” Tesis de Maestría en Ciencias de la Electrónica opción Automatización, Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, 2019
- [21].-Hoja de datos, DE0-CV BOARD, Terasic inc. [online] obtenido de:  
<https://www.terasic.com.tw/cgi-bin/page/archive.pl?Language=English&CategoryNo=163&No=921&PartNo=2>
- [22]. - Hermosa, D. (1999). “Principios de electricidad y electrónica II”. Marcombo
- [23].-Hoja de datos, DAC AD7533, Analog devices [online] obtenido de:  
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7533.pdf>
- [24]. – Hoja de datos, OPAM LTC6090, Analog devices, recuperado de  
<https://www.mouser.mx/ProductDetail/AnalogDevices/LTC6090CS8EPBF?qs=hVkxg5c3xu9WAyVAY81tSw%3D%3DOPA>

# ANEXO 1

## Comprobante del congreso



### CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN ACADEMIA JOURNALS, CELAYA, 2020

#### CERTIFICADO

otorgado a

**ING. OSVALDO DAMIAN CRUZ LÓPEZ**  
**DR. SERGIO VERGARA LIMON**  
**DRA. MARÍA AURORA DIOZCORA VARGAS TREVIÑO**  
**DR. MARCIANO VARGAS TREVIÑO**  
**DRA. AMPARO DORA PALOMINO MERINO**

por su artículo titulado

**DISEÑO DE UN GENERADOR DE SEÑALES PARA ELECTROESTIMULACIÓN UTILIZADO EN FISIOTERAPIA EN PLATAFORMA FPGA**

( Artículo No. CCC-206 )

El congreso, con fechas 4 al 6 de noviembre de 2020, fue organizado con la colaboración de Academia Journals y el Tecnológico Nacional de México en Celaya; la ponencia fue presentada en este congreso.

El artículo fue publicado en las siguientes modalidades: (1) en el portal de Internet AcademiaJournals.com, con **ISSN 1946-5351 online**, Vol. 12, 2020 e indexación en la base de datos Fuente Académica Plus de EBSCOHOST, MASSACHUSETTS, Estados Unidos y (2) libro digital ebook online intitulado *Diseminación de la Investigación en la Educación Superior: CELAYA 2020*, con **ISBN 978-1-939982-63-6**

Dr. Rafael Moras, P.E.  
Editor Principal  
Academia Journals

MC. Moises Tapia Esquivias  
Coordinador General del  
Congreso Internacional de Investigación  
Academia Journals, Celaya, 2020.

No. 2520

CCC-206



Firma digital:

<http://aj.icelaya.edu.mx/folio.html?f=53fde96fco4b7eabe3ad5d798>

# ANEXO 2

## Artículo

### Diseño de un generador de señales para electroestimulación utilizado en fisioterapia en plataforma FPGA

Ing. Osvaldo Damian Cruz López<sup>1</sup>, Dr. Sergio Vergara Limón<sup>2</sup>, Dra. María Aurora Díoizora Vargas Treviño<sup>3</sup>,  
Dr. Marciano Vargas Treviño<sup>4</sup>, Dra. Amparo Dora Palomino Merino<sup>5</sup>

**Resumen—** Se plantea el hardware a desarrollar junto con el propósito de este, se aborda brevemente las señales eléctricas comúnmente utilizadas en la fisioterapia delimitando el tipo de padecimiento para los cuales son utilizadas, se plantea la electrónica y la programación del firmware en el sistema de adquisición y procesamiento de datos en una plataforma FPGA, se desarrolla el software y la interfaz de usuario, se hace uso del DAC AD7533 para generar las señales desarrolladas por el prototipo y se plantean algunos resultados obtenidos por este.

**Palabras clave—** Generador, fisioterapia, electroestimulación, FPGA

#### Introducción

La tecnología hoy en día es una constante que avanza rápidamente y a cada momento se renueva en cuanto a las técnicas de diseño y medición. El desarrollo y elaboración de instrumentos con control computacional está permitiendo la automatización de procesos de caracterización y medición de distintos sistemas implementado en diferentes áreas del conocimiento. El presente proyecto de tesis plantea el incremento de la infraestructura de plataformas experimentales de control en la Facultad de Ciencias de la Electrónica.

La infraestructura generada en base al desarrollo propuesto servirá para ayudar e impactar al sector salud de nuestro país, este instrumento será capaz de generar distintos tipos de señales eléctricas para la estimulación de músculos aplicado en fisioterapia, el tipo de señales podrán ser modificadas en cuanto forma, amplitud e intensidad dependiendo los requerimientos de los investigadores en el área de rehabilitación y fisioterapia teniendo así un mayor conocimiento en cuanto al resultado e impacto que tendrán este tipo de estimulaciones eléctricas en los pacientes con algún tipo de deficiencia en el funcionamiento de sus músculos.

#### Descripción del Método

##### Diseño del generador de señales

El hardware diseñado está basado en el diagrama a bloques general de la figura 1. En este podemos observar que el núcleo del sistema será un FPGA, el cual será el encargado de realizar todas las operaciones lógicas con las que se desarrollarán cada una de las señales eléctricas. Este dispondrá de su propia memoria RAM con la cual trabajará a 32 bits, por lo que todo el sistema estará basado en esta arquitectura. El sistema se comunicará por medio de protocolo WIFI, esto será posible gracias al módulo wifi acoplado al mismo.

Como se puede observar el sistema contara con puertos de entrada, ya que por defecto el FPGA cuenta con este tipo de puertos y aunque por el momento estos no se planean ser utilizados se encuentran disponibles para ser ocupados si se presenta algún un cambio en la arquitectura planteada.

Las ondas generadas por el sistema saldrán por los puertos de salida de este y pasarán por una etapa de acondicionamiento donde se trabajará con la señal para que esta cumpla con todas las especificaciones deseadas y finalmente llegara a los electrodos los cuales serán los encargados de aplicar las señales a los pacientes.

<sup>1</sup> El Ing. Osvaldo Damian Cruz López es Alumno de la Maestría en Ciencias de la Electrónica Opción en Automatización en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México. [Osvaldo.cruz@alumno.buap.mx](mailto:Osvaldo.cruz@alumno.buap.mx)

<sup>2</sup> El Dr. Sergio Vergara Limón es Profesor de la Maestría en Ciencias de la Electrónica Opción en Automatización en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México. [sergio.vergara@correo.buap.mx](mailto:sergio.vergara@correo.buap.mx)

<sup>3</sup> La Dra. Ma. Aurora D. Vargas Treviño es Profesora de la Maestría en Ciencias de la Electrónica Opción en Automatización en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México. [aurora.vargas@correo.buap.mx](mailto:aurora.vargas@correo.buap.mx)

<sup>4</sup> El Dr. Marciano Vargas Treviño es Profesor en la escuela de sistemas biológicos e innovaciones tecnológicas en la Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca, Oaxaca, México. [m.vargas.cat@uabjo.mx](mailto:m.vargas.cat@uabjo.mx)

<sup>5</sup> La Dra. Amparo Dora Palomino Merino es Profesora de la Maestría en Ciencias de la Electrónica Opción en Automatización en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México. [amparo.palomino@correo.buap.mx](mailto:amparo.palomino@correo.buap.mx)

# ANEXO 3

## COMPROBANTE DE DOMINIO DEL IDIOMA INGLES

### TOEFL ITP Score Report

Name of Institution: UNIVERSIDAD ANAHUAC DE PUEBLA

Name: CRUZ, OSVALDO

Student Number: 0437

DOB: 26 Feb 1995

Sex: M

Times Taken TOEFL: 1

Native Country: Mexico

Native Language: SPA - Spanish

Scaled Scores:

Listening Comprehension: 56

Structure & Written Expression: 55

Reading Comprehension: 60

Total Score: 570

Test Date: 28 Aug 2021

Form: TOEFL ITP Level 1



The face of this document has a security background. The back contains a watermark. Hold at an angle to view.

The TOEFL® ITP Assessment Series is designed to be used for placement, progress monitoring, and exit purposes. TOEFL® ITP scores can also be used for admissions to programs and institutions where English is not the dominant language of instruction for content courses. Learn more at [www.ets.org/toefl\\_itp/use](http://www.ets.org/toefl_itp/use).

141204-16873 • F8320R100 • Printed in U.S.A.

I.N. 770462

Copyright © 2012 by Educational Testing Service.

Student's File Copy  
Do Not Copy