



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE BIOMEDICINA

**DISEÑO DE UN CIRCUITO DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DEL
NERVIO FRÉNICO PARA ACTIVACIÓN DEL DIAFRAGMA,
ORIENTADO A ASISTENCIA RESPIRATORIA**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero Biomédico

AUTORES: Danna Nicole Landa Jara
David Antonio Reyes Reyna
TUTOR: Ing. Darío Xavier Romero Santistevan, Mgs.

Guayaquil - Ecuador
2026

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Danna Nicole Landa Jara** con documento de identificación N° **0953920105** y **David Antonio Reyes Reyna** con documento de identificación N° **0928926294**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Proyecto Técnico: DISEÑO DE UN CIRCUITO DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DEL NERVIIO FRÉNICICO PARA ACTIVACIÓN DEL DIAFRAGMA, ORIENTADO A ASISTENCIA RESPIRATORIA**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomedico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 27 de febrero del año 2026

Atentamente,



Danna Nicole Landa Jara
0953920105



David Antonio Reyes Reyna
0928926294

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Danna Nicole Landa Jara** con documento de identificación N° **0953920105** y **David Antonio Reyes Reyna** con documento de identificación N° **0928926294**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 27 de febrero del año 2026

Atentamente,



Danna Nicole Landa Jara
0953920105



David Antonio Reyes Reyna
0928926294

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Darío Xavier Romero Santistevan**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DISEÑO DE UN CIRCUITO DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DEL NERVIOS FRÉNICOS PARA ACTIVACIÓN DEL DIAFRAGMA, ORIENTADO A ASISTENCIA RESPIRATORIA**, realizado por **Danna Nicole Landa Jara** con documento de identificación N° **0953920105** y por **David Antonio Reyes Reyna** con documento de identificación N° **0928926294**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyecto técnico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 27 de febrero del año 2026

Atentamente,



Ing. Darío Xavier Romero Santistevan, Mgs.
1206442616

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación va dedicado con todo mi amor a mi familia. A mí padre Edwin Landa, que a lo largo de toda mi vida me crió con valores, disciplina, perseverancia y por supuesto, el manejo de mis emociones. Me enseñó a siempre dar lo mejor de mí pero también a priorizar mi felicidad. Agradezco todas sus historias, lecciones de vida y por siempre velar por lo mejor para mí. Gracias a su apoyo, sus enseñanzas y su trabajo duro, este logro es posible.

A mi mamá, Gladys Jara, por ser mi mejor amiga, mi pilar y apoyo incondicional. Por todas las veces que me sostuvo cuando me sentía pérdida y me ayudó a levantarme cuando me caía. Por estar en cada uno de mis días más grises y celebrar todos mis logros, recordándome la persona que soy y la fuerza que poseo. Gracias a ella no me rendí nunca.

También, dedico esta tesis a mi hermano menor, Dylan Landa, que tiene todo su futuro por delante. Que recuerde que siempre contará con todo mi apoyo incondicional.

Ustedes construyeron a la persona que soy hoy, estuvieron a mi lado en cada etapa, en cada miedo, en cada duda y en cada éxito. Gracias por impulsarme a alcanzar todas mis metas. Por ello, este logro también es de ustedes.

Danna Nicole Landa Jara

Este trabajo de titulación esta dedicado a mi Padre Julio Antonio Reyes Robles, quién con su apoyo y amor incondicional, forjaron al hombre que soy.

David Antonio Reyes Reyna

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por guiarme y protegerme. A mis padres, por todo su apoyo, sus consejos, sus felicitaciones y su presencia en todos los momentos importantes a lo largo de mi carrera. Les agradezco por ser siempre los más orgullosos de todo lo que hago, su confianza en mí me impulsó a superarme.

Agradezco a mi pareja, Kevin Gutiérrez, por todo su apoyo a lo largo de este proceso. Por darme palabras de aliento cuando más las necesitaba, por darme fuerza y sacarme una sonrisa cuando me hacía falta, por confiar en mí y siempre estar dispuesto a ayudarme en lo que pudiera.

Finalmente, agradezco también al Ing. Darío Romero, quien no solo me guió en el desarrollo de este trabajo, sino que también me compartió conocimientos fundamentales a lo largo de mi carrera, y creo un ambiente de confianza que me permitió crecer profesionalmente. Asimismo, agradezco a mis profesores y a mis amigos que me permitieron vivir una mejor experiencia universitaria.

Danna Nicole Landa Jara

Agradezco a Dios quién siempre me bendice, a mi familia y amigos que siempre apoyaron mi visión a lo largo del camino, este logro es nuestro.

Agradezco al Ing. Darío Romero Santistevan, que dirigió este proyecto con la paciencia y sabiduría que solo un gran líder posee. Asimismo, extiendo mi gratitud a todos los docentes que me han guiado en esta etapa de mi vida.

David Antonio Reyes Reyna

RESUMEN

Enfermedades como la disfunción diafragmática, lesiones medulares cervicales o patologías del control autonómico, pueden llevar a una dependencia crítica de ventilación mecánica, afectando la calidad de vida del paciente. El presente trabajo describe el diseño y desarrollo de un prototipo generador de pulsos destinado a la estimulación del nervio frénico para la activación del diafragma.

El sistema emplea un microcontrolador PIC16F628A para la generación de señales PWM procesadas mediante una etapa de potencia con un puente L293D, el cual permite una salida bifásica simétrica segura. Se establecieron parámetros de estimulación basados en la investigación fisiológica y anatómica de las estructuras y tejidos involucrados, definiendo una frecuencia de 20 Hz para lograr la tetanización muscular y un ancho de pulso de 150 μ s basado en la cronaxia del nervio frénico.

Para verificar la precisión del sistema, se desarrolló un modelo matemático de la señal ideal en MATLAB, el cual fue contrastado con los resultados experimentales obtenidos mediante la validación física del prototipo y su salida mostrada en un osciloscopio. La correlación obtenida confirmó la estabilidad de la frecuencia, validando el diseño desde una perspectiva práctica y teórica.

Finalmente, se realizó una validación mecánica, en la cual se implementó una etapa de acondicionamiento de señal que redujo el potencial de 12 V del circuito principal a niveles lógicos compatibles con un microcontrolador Arduino Uno, para garantizar la integridad del procesamiento. El algoritmo desarrollado permitió la traducción de estas señales eléctricas en movimiento mecánico mediante un actuador servomotor, logrando una representación física del ciclo respiratorio diafragmático sincronizada con el generador de señales. Asimismo, se integró un sistema inalámbrico de encendido y apagado mediante un módulo ESP32 y una aplicación móvil desarrollada en MIT App Inventor, incorporando protocolos de activación inalámbrica requeridos en dispositivos implantables posterior a la intervención quirúrgica.

Palabras claves: Electrical stimulation, Phrenic nerve, Diaphragm, Bioengineering, ESP32, Arduino Uno

ABSTRACT

Conditions such as diaphragmatic dysfunction, cervical spinal cord injuries, or autonomic control disorders can lead to critical dependence on mechanical ventilation, affecting the patient's quality of life. This paper describes the design and development of a prototype pulse generator intended to stimulate the phrenic nerve for diaphragm activation.

The system uses a PIC16F628A microcontroller to generate PWM signals processed by a power stage with an L293D bridge, which allows for a safe symmetrical biphasic output. Stimulation parameters were established based on physiological and anatomical research of the structures and tissues involved, defining a frequency of 20 Hz to achieve muscle tetanization and a pulse width of 150 μ s based on the chronaxie of the phrenic nerve.

To verify the accuracy of the system, a mathematical model of the ideal signal was developed in MATLAB, which was compared with the experimental results obtained through physical validation of the prototype and its output displayed on an oscilloscope. The correlation obtained confirmed the stability of the frequency, validating the design from a practical and theoretical perspective.

Finally, a mechanical validation was performed, in which a signal conditioning stage was implemented that reduced the 12 V potential of the main circuit to logic levels compatible with an Arduino Uno microcontroller to ensure the integrity of the processing. The developed algorithm allowed the translation of these electrical signals into mechanical movement using a servomotor actuator, achieving a physical representation of the diaphragmatic respiratory cycle synchronized with the signal generator. A wireless on/off system was also integrated using an ESP32 module and a mobile application developed in MIT App Inventor, incorporating wireless activation protocols required in implantable devices after surgery.

Keywords: tele-assistance, reduced mobility, fall detection, IoT, Wokwi, Arduino Uno, Android Studio.

ÍNDICE

| | | |
|-------------|--|----|
| I. | Introducción | 1 |
| II. | Problema | 2 |
| III. | Justificación | 3 |
| IV. | Objetivos | 4 |
| IV-A. | Objetivo general | 4 |
| IV-B. | Objetivos específicos | 4 |
| V. | Marco Teórico | 5 |
| V-A. | Nervio frénico y sus funciones | 5 |
| V-A1. | Qué es el nervio frénico | 5 |
| V-A2. | Origen y trayecto | 5 |
| V-A3. | Histología de un nervio periférico | 5 |
| V-A4. | Neurofisiología de conducción | 8 |
| V-A5. | Potencial de acción | 9 |
| V-A6. | Clasificación de fibras nerviosas | 10 |
| V-B. | Diafragma | 11 |
| V-B1. | Fisioanatomía del diafragma | 11 |
| V-B2. | Fibras motoras | 11 |
| V-B3. | Funcionamiento del diafragma | 11 |
| V-B4. | Disfunción diafragmática: fisiopatología | 13 |
| V-B5. | Unidad motora | 13 |
| V-B6. | Transmisión neuromuscular | 14 |
| V-C. | Fisiología respiratoria | 15 |
| V-C1. | Ley de Boyle | 15 |
| V-C2. | Retroceso elástico | 16 |
| V-D. | Estimulación nerviosa | 16 |
| V-D1. | Excitabilidad celular | 16 |
| V-D2. | Estimulación nerviosa eléctrica | 17 |
| V-D3. | Acomodación celular | 17 |
| V-E. | Fundamentos de Bioingeniería y Estimulación | 18 |
| V-E1. | Biofísica de membranas excitables | 18 |
| V-E2. | Teoría del campo Eléctrico en tejidos Biológicos | 19 |
| V-E3. | Parámetros críticos de estimulación nerviosa | 20 |
| V-F. | Teoría de Señales y Sistemas de Control | 23 |
| V-F1. | Análisis de señales con dominio de tiempo | 23 |
| V-F2. | Modulación de Ancho de Pulso (PWM) | 24 |
| V-G. | Sistemas Embebidos | 25 |
| V-G1. | Fundamentos de Sistemas Embebidos | 25 |
| V-G2. | Microcontrolador PIC16F628A | 25 |
| V-H. | Electrónica de potencia y etapa de salida | 27 |
| V-H1. | Principios de Interfaz de Potencia | 27 |
| V-H2. | Topología de puente H | 27 |
| V-H3. | Control de cargas inductivas y resistivas | 29 |
| V-I. | Filtrado de señales | 29 |
| V-I1. | Filtros pasivos | 29 |
| V-I2. | Filtro RC Pasa bajo | 29 |
| V-I3. | Análisis transitorio del circuito RC | 30 |

| | |
|---|----|
| VI. Marco Metodológico | 31 |
| VI-A. Enfoque y Tipo de Investigación | 31 |
| VI-A1. Modalidad de Investigación | 31 |
| VI-A2. Alcance del Estudio | 31 |
| VI-A3. Diseño de Investigación | 31 |
| VI-B. Fase 1: Estipulación de parámetros fisiológicos de diseño | 31 |
| VI-B1. Identificación de parámetros críticos | 31 |
| VI-B2. Definición de Parámetros de Estimulación y Requisitos Técnicos para el circuito estimulador | 32 |
| VI-C. Fase 2: Modelado matemático de la señal teórica | 32 |
| VI-C1. Formulación analítica de la señal | 32 |
| VI-C2. Gráfica de la señal en MATLAB | 35 |
| VI-D. Fase 3: Arquitectura de hardware y selección de componentes | 36 |
| VI-D1. Selección del Microcontrolador | 36 |
| VI-D2. Selección del Driver de Potencia | 37 |
| VI-D3. Análisis de consumo energético y autonomía | 37 |
| VI-E. Fase 4: Diseño y programación del circuito | 38 |
| VI-E1. Diseño del circuito en Proteus | 38 |
| VI-E2. Programación de la lógica de control | 39 |
| VI-E3. Estructura Lógica del Programa | 45 |
| VI-F. Fase 5: Ejecución del código y la simulación | 45 |
| VI-F1. Grabación del PIC en Proteus | 45 |
| VI-F2. Ejecución y visualización de la simulación | 46 |
| VI-G. Fase 6: Diseño y Fabricación del Circuito Impreso (PCB) | 46 |
| VI-G1. Diseño del Layout (PCB Layout) | 46 |
| VI-G2. Impresión y montaje de la placa | 47 |
| VI-H. Fase 7: Protocolo de pruebas y validación experimental | 48 |
| VI-H1. Instrumentación y Carga Equivalente | 48 |
| VI-H2. Procedimiento de medición | 48 |
| VI-I. Diseño del sistema de validación (Simulador) | 49 |
| VI-I1. Descripción general del sistema | 49 |
| VI-I2. Definición de materiales | 50 |
| VI-I3. Diseño de la Interfaz electrónica de control | 51 |
| VI-J. Desarrollo del sistema de gestión energética y control inalámbrico | 59 |
| VI-J1. Arquitectura de control inalámbrico | 59 |
| VI-J2. Diseño de la etapa de control | 60 |
| VI-J3. Referencia de tierra y estabilidad eléctrica | 61 |
| VI-J4. Lógica de control y comunicación del sistema | 61 |
| VII. Resultados | 64 |
| VII-A. Validación del modelo teórico ideal | 64 |
| VII-B. Simulación de la lógica de control en Proteus | 64 |
| VII-C. Evaluación de la señal de salida del circuito físico | 65 |
| VII-D. Evaluación de la respuesta mecánica y relación I:E del actuador | 66 |
| VII-E. Evaluación de latencia y tiempos de respuesta del control inalámbrico | 68 |
| VIII. Cronograma | 69 |
| IX. Presupuesto | 70 |
| X. Conclusiones | 71 |

| | |
|----------------------------|----|
| XI. Recomendaciones | 72 |
| Referencias | 73 |
| XII. Anexos | 77 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | | |
|-----|---|----|
| 1. | Regiones de inervación del nervio frénico en el diafragma [10] | 5 |
| 2. | Recorrido anatómico nervio frénico [10] | 6 |
| 3. | Organización estructural de un nervio periférico [21] | 7 |
| 4. | Potencial de Membrana en reposo de las neuronas [24] | 8 |
| 5. | Fases de un potencial de acción [26] | 10 |
| 6. | Regiones crural y costal del diafragma [32] | 11 |
| 7. | Fibras motoras de tipo I, IIA Y IIX en el diafragma [33] | 12 |
| 8. | contracción y relajamiento del músculo diafragma durante el proceso respiratorio [34] | 12 |
| 9. | Clasificación de unidad motora segun el tipo de fibra muscular que inerva [42] | 14 |
| 10. | Gráfica de relación de fuerza de contracción muscular y tasa de estimulación [54] | 17 |
| 11. | Modelo eléctrico de la membrana celular [62] | 18 |
| 12. | Curva Intesidad-Duración [66] | 21 |
| 13. | Ondas de estimulación [72] | 22 |
| 14. | Tipos de Pulsos [75] | 23 |
| 15. | Descripción gráfica de PWM [77] | 25 |
| 16. | Diagrama de pines del PIC16F628A [80] | 26 |
| 17. | Arquitectura Harvad vs Von Neumann [80] | 26 |
| 18. | Estructura lógica del puente H [82] | 28 |
| 19. | Diagrama de pines del L293D [83] | 28 |
| 20. | Filtro pasa bajos [76] | 29 |
| 21. | Carga y descarga de un capacitor [76] | 30 |
| 22. | Función escalón Unitario. Autor propio. | 33 |
| 23. | Código para la gráfica de la señal teórica. Parte 1. Autor propio. | 35 |
| 24. | Código para la gráfica de la señal teórica. Parte 2. Autor propio. | 35 |
| 25. | Código para la gráfica de la señal teórica. Parte 3. Autor propio. | 36 |
| 26. | Diseño del circuito en Proteus. Autor propio. | 38 |
| 27. | Bits de configuración en Source File. Autor propio. | 39 |
| 28. | Definición de funciones y parámetros en Header File. Autor propio. | 40 |
| 29. | Vista del código principal en Main File. Autor propio. | 40 |
| 30. | Código principal. Parte 1. Autor propio. | 41 |
| 31. | Código principal. Parte 2. Autor propio. | 42 |
| 32. | Código principal. Parte 3. Autor propio. | 43 |
| 33. | Código principal. Parte 4. Autor propio. | 43 |
| 34. | Código principal. Parte 5. Autor propio. | 44 |
| 35. | Código principal. Parte 6. Autor propio. | 44 |
| 36. | Ejecución del código de la lógica de control. Autor propio. | 45 |
| 37. | Carga del archivo .Hex en Proteus. Autor propio. | 46 |
| 38. | Conexión del esquemático para el registro de la señal. Autor propio. | 46 |
| 39. | Esquemático de la placa PCB. Autor propio. | 47 |
| 40. | Diseño 3D de la placa PCB. Autor propio. | 47 |
| 41. | Montaje de los componentes en la placa PCB. Autor propio. | 48 |
| 42. | Alimentación del circuito. Autor propio. | 49 |
| 43. | Conexión del circuito con el osciloscopio. Autor propio. | 49 |
| 44. | Arquitectura de conexión para simulador en Proteus. Autor propio. | 53 |
| 45. | Diagrama de bloques de simulador mecánico Autor propio. | 54 |
| 46. | Esquemático de la placa PCB en 2D. Autor propio. | 54 |
| 47. | Diseño 3D de Placa PCB. Autor propio. | 55 |
| 48. | Algoritmo para simulador mecánico: definición de pines y variables iniciales. Autor Propio. | 56 |
| 49. | Algoritmo para simulador mecánico: definición de variables del sistema. Autor Propio. | 56 |

| | | |
|-----|---|----|
| 50. | Algoritmo para simulador mecánico: función detectar pulso. Autor Propio. | 57 |
| 51. | Algoritmo para simulador mecánico: definición del void loop - movimiento de inspiración | 57 |
| 52. | Algoritmo para simulador mecánico: Movimiento de espiración. Autor Propio. | 58 |
| 53. | Diagrama de flujo de algoritmo para sistema de validación mecánico. Autor Propio. | 59 |
| 54. | Interfaz de inicio en aplicacion para control remoto. Autor Propio. | 60 |
| 55. | Interfaz de búsqueda de dispositivos Bluetooth. Autor Propio. | 61 |
| 56. | Arquitectura de conexión de sistema de control de remoto en Proteus. Autor Propio. | 62 |
| 57. | Diagrama de flujo: lógica de la aplicación móvil. Autor Propio. | 62 |
| 58. | Diagrama de flujo: lógica del microcontrolador ESP32. Autor Propio. | 63 |
| 59. | Gráfica en MATLAB del modelo teórico. Autor Propio. | 64 |
| 60. | Gráfica resultante en la simulación. Autor Propio. | 65 |
| 61. | Transición de fase activa a espiración. Autor Propio. | 65 |
| 62. | Rampa de activación controlada. Autor Propio. | 66 |
| 63. | Señal de salida del circuito físico. Autor Propio. | 66 |
| 64. | Fase inactiva de espiración. Autor Propio. | 66 |
| 65. | Ficha técnica del componente ESP32 [85]. | 77 |
| 66. | PINOUT del componente ESP32 WROOM[86]. | 77 |
| 67. | ficha técnica del componente Arduino Uno[87]. | 78 |
| 68. | PINOUT del componente PIC16F628A[88]. | 78 |
| 69. | Ficha técnica del componente L293D [89]. | 79 |
| 70. | Ficha técnica del componente Servomotor MG996R [90]. | 79 |
| 71. | Conexión de módulo PICKit 3 con zocalo para programación de PIC16F628A. Autor Propio. | 80 |
| 72. | Conexión de PIC16F628A con programa PICKit 3: prueba de comunicación. Autor Propio. | 80 |
| 73. | Grabación del algoritmo de estimulación frénica a PIC16F628A con programa PICKit 3. Autor Propio. | 81 |
| 74. | Código grabado en PIC16F628A. Autor Propio. | 81 |
| 75. | Prototipo de circuito para simulación mecánica en protoboard. Autor Propio. | 82 |
| 76. | Prototipo de placa PCB para circuito generado de pulsos. Autor Propio. | 82 |
| 77. | Diagrama de bloques de operación interna del PIC16F628A. | 83 |
| 78. | Ruteado de placa PCB para el generador de pulsos. Autor Propio | 83 |
| 79. | Ruteado de placa PCB de simulador mecánico. Autor Propio | 84 |
| 80. | Prototipo de placa PCB: montaje de componentes. Autor Propio | 84 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | | |
|-------|--|----|
| I. | Cronaxia de nervios periféricos según el tipo de fibra nerviosa [52] | 16 |
| II. | Parámetros de estimulación y especificaciones técnicas del prototipo. | 32 |
| III. | Comparativa de microcontroladores. | 36 |
| IV. | Comparación de materiales para simulación anatómica | 50 |
| V. | Comparación entre servomotores MG90S y MG996R | 51 |
| VI. | Tiempos medidos de inspiración y espiración por ciclo | 67 |
| VII. | Tiempo de conexión y latencias del sistema | 68 |
| VIII. | Cronograma | 69 |
| IX. | Costos de materiales e insumos utilizados | 70 |

I. INTRODUCCIÓN

La sinergia entre la ingeniería y la medicina ha propiciado el surgimiento de tecnologías disruptivas orientadas a mitigar patologías que históricamente limitaban la supervivencia de los pacientes. En este contexto, la neuroestimulación se presenta como una práctica esencial, fundamentada en la aplicación de corrientes eléctricas controladas para restaurar capacidades biológicas comprometidas. Específicamente, la aplicación de esta metodología sobre el nervio frénico, constituye una solución técnica de alto impacto para individuos que padecen insuficiencia respiratoria de origen central o secuelas de traumatismos medulares cervicales, y quienes usualmente dependen de forma crítica de equipos de ventilación mecánica externa.

El desarrollo de un dispositivo de esta índole, exige un diseño de hardware y software de alta precisión. La viabilidad clínica de la terapia está ligada de forma intrínseca a la configuración de la señal de estimulación inyectada; un patrón de estimulación erróneo no solo podría inducir fatiga en el diafragma, sino también provocar daños permanentes en el tejido a causa de fenómenos de polarización galvánica. Por consiguiente, el uso de señales bifásicas simétricas se ha adoptado como el estándar de seguridad, garantizando que el intercambio de carga neta en la interfaz electrodo-nervio sea nulo.

La presente investigación detalla el diseño de un circuito generador de pulsos basado en la programación de una lógica de control para el microcontrolador PIC16F628A, y complementado con una etapa de potencia regulada por un el driver integrado L293D. El sistema fue calibrado para operar a una frecuencia constante de 20 Hz y con una duración de pulso de 150 μ s, que son parámetros derivados del análisis de la cronaxia del nervio frénico para asegurar una óptima respuesta fisiológica. Asimismo, se integró una unidad de comunicación inalámbrica mediante el módulo ESP32, facilitando la activación remota del estimulador a través de una aplicación móvil, lo que alinea el proyecto con las exigencias de autonomía y monitoreo a distancia.

Este documento expone la validación integral del dispositivo, abarcando desde un modelado matemático inicial, hasta las pruebas de laboratorio en hardware. El propósito fundamental es ofrecer una alternativa tecnológica robusta que fomente la independencia ventilatoria del usuario, minimizando simultáneamente las afecciones colaterales derivadas de la asistencia respiratoria mecánica tradicional.

II. PROBLEMA

El diafragma es el principal músculo involucrado en el proceso respiratorio del ser humano, desempeñando un papel crucial en la inspiración. Su correcto funcionamiento es vital y cualquier alteración en su actividad puede provocar complicaciones críticas en la ventilación, y, por tanto, en la oxigenación del organismo [1].

La parálisis diafragmática es un tipo de disfunción que consiste en la pérdida de fuerza muscular unilateral o bilateral, a causa de la debilidad estructural o el daño en la inervación del principal músculo responsable de la respiración: el diafragma. Esta condición puede desencadenar en una insuficiencia respiratoria, perjudicando la oxigenación del organismo; y en casos severos, comprometer la vida del paciente [2].

Aunque la disfunción diafragmática es un síntoma asociado a distintas enfermedades, estudios han revelado que una de las causas principales de esta afección es la ventilación mecánica (VMC). El uso de la VMC tiene como objetivo poner en reposo los músculos respiratorios; estos, al permanecer largos periodos de tiempo inactivos, emplean un menor requerimiento energético, perdiendo fuerza muscular. Lo que a largo plazo puede derivar en lo que se conoce como disfunción diafragmática inducida por ventilación mecánica (DDIVM). [3].

En un estudio in vivo realizado en animales, se observó que entre las primeras 12 a 18 horas tras el inicio del tratamiento, la capacidad del diafragma para generar presión inspiratoria máxima se redujo entre un 40 a 50 %. Asimismo, en pacientes ventilados se encontró una reducción significativa del 53 al 57 % en fibras tipo 1 y tipo 2 en la sección transversal del diafragma, entre las primeras 18 a 69 horas. Esto se debe a que se disminuye el potencial de acción alterando la relación excitación-contracción y la excitabilidad de la membrana de la fibra muscular [4] .

Actualmente, la disfunción diafragmática asociada a la VMC es una patología poco investigada e infradiagnosticada, lo que resulta preocupante dado que se presenta de forma temprana tras el inicio de esta práctica y afecta a un elevado porcentaje de pacientes, constituyendo una causa frecuente de fracaso en la extubación [5].

Asimismo, si el nervio frénico se encuentra intacto, se puede procurar por una estimulación del nervio para devolver la funcionalidad normal; sin embargo, si el nervio presenta daños, se debería optar por una plicatura del diafragma, la cual consiste en aplanar el lado afectado para permitir que los pulmones se expandan como deberían y mejorar la inhalación. No obstante, el proceso respiratorio se ve comprometido permanentemente y, si no se trata a tiempo, puede exponer al paciente a desarrollar síntomas respiratorios como fatiga, disnea y, en casos extremos, provocar insuficiencia respiratoria que puede conllevar a la muerte [6].

Bajo esta perspectiva, surge la necesidad de desarrollar soluciones sanitarias capaces de restaurar la actividad diafragmática de forma artificial mediante estimulación eléctrica. La posible implementación de estos dispositivos evitaría la atrofia muscular inducida por ventilación mecánica, manteniendo la contractibilidad del órgano y reduciendo la dependencia del paciente a la asistencia ventilatoria. Es por ello que el diseño de este circuito constituiría una herramienta biomédica prometedora para la recuperación funcional de pacientes con disfunción diafragmática [7] .

III. JUSTIFICACIÓN

Actualmente, los tratamientos terapéuticos para pacientes con disfunción diafragmática son limitados. La ventilación mecánica sigue siendo la técnica más usada para brindar soporte respiratorio y compensar el trastorno muscular. Sin embargo, se debe destacar que este método no estimula el diafragma ni el nervio frénico; más bien proporciona un soporte pasivo, que a largo plazo puede provocar dependencia y atrofia muscular. Si bien existen técnicas de estimulación diafragmática mediante impulsos eléctricos, no son comúnmente practicadas y su implementación clínica aún es restringida o poco accesible [3].

Ante esta situación, es necesario desarrollar alternativas que permitan proporcionar un mejor tratamiento, promoviendo la respiración natural del paciente y reduciendo así los efectos secundarios o la dependencia a tecnologías invasivas que podrían empeorar su condición. Por tanto, la presente investigación propone el diseño y desarrollo de un circuito generador de pulsos eléctricos para la estimulación del nervio frénico, con el objetivo de generar contracciones adecuadas del diafragma.

El sistema se fundamenta en principios de estimulación eléctrica funcional, analizando parámetros fisiológicos como frecuencia, amplitud y ancho de pulso, que permiten producir una contracción efectiva del diafragma. Para ello se busca implementar etapas de control, modulación y salida que garanticen pulsos que puedan ser visualizados y verificados mediante osciloscopio. Además, se plantea el desarrollo de un modelo de simulación física, en el que la señal del circuito provoque el movimiento mecánico esperado del diafragma artificial [8] [9].

Este desarrollo busca contribuir a una ampliación de estudio para una posible formulación de técnicas innovadoras a futuro para la rehabilitación respiratoria de pacientes con parálisis diafragmática. Ofreciendo una alternativa que les permita la reintegración a su vida cotidiana sin la necesidad de una hospitalización prolongada o dependencia a ventilación a largo plazo.

IV. OBJETIVOS

IV-A. Objetivo general

Diseñar un circuito generador de pulsos con enfoque en estimulación eléctrica del nervio frénico, con el propósito de inducir la activación del diafragma y contribuir en asistencia respiratoria.

IV-B. Objetivos específicos

- Analizar las propiedades eléctricas y temporales del potencial de acción del nervio frénico, caracterizando los parámetros efectivos para la contracción diafragmática.
- Desarrollar un circuito generador de pulsos basado en un microcontrolador PIC, incorporando las etapas necesarias para el control de frecuencia, amplitud y forma de onda.
- Analizar experimentalmente la estabilidad y rendimiento del prototipo, corroborando la precisión de la señal de salida generada mediante mediciones con el osciloscopio de los parámetros de pulso y comparar los resultados con el modelo fisiológico definido en el diseño.

V. MARCO TEÓRICO

V-A. Nervio frénico y sus funciones

V-A1. Qué es el nervio frénico:

El nervio frénico es un nervio mixto que se origina en los ramos anteriores de los nervios espinales C3-C5. Su función principal es dar inervación motora al diafragma, por lo que representa un componente fundamental en la fisiología de la respiración [10, 11]. Ambos nervios frénicos, derecho e izquierdo, se subdividen en tres a cinco ramos que inervan las regiones posteromedial, anterolateral, crural y esternal del diafragma, tal como se observa en la figura 1.

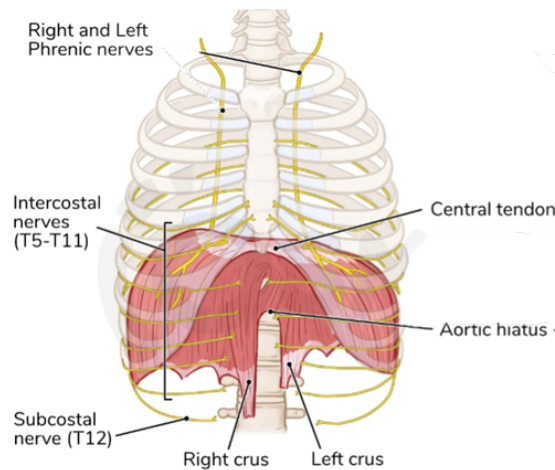


Figura 1. Regiones de inervación del nervio frénico en el diafragma [10]

Estos nervios envían señales que controlan la respiración voluntaria e involuntaria y que hacen que el diafragma se vuelva más grueso y plano (contracción). Este movimiento provoca que los pulmones se expandan y tomen aire (inhalación). Finalmente, el nervio frénico relaja el diafragma y los pulmones vuelven a su posición original [12].

V-A2. Origen y trayecto:

En la figura 2, se detalla el recorrido anatómico para ambos nervios frénicos desde su origen hasta su inserción en el músculo.

- Nervio frénico izquierdo: Recorre la parte anterior sobre la primera porción de la arteria subclavia izquierda, mostrada en color rojo en la Figura 2, y pasa profundo al conducto torácico; luego discurre anterior al hilio del pulmón izquierdo, cruza delante del nervio vago y el arco aórtico, pasa sobre el pericardio del ventrículo izquierdo y perfora el diafragma, alcanzando su superficie inferior o abdominal.
- Nervio frénico derecho: Desciende sobre la segunda porción de la arteria subclavia derecha, luego pasa de manera lateral a la vena braquiocefálica derecha y a la vena cava superior, destacada en color morado en la figura 2, discurre por el hilio pulmonar derecho, recorre la longitud del pericardio del atrio derecho y perfora el diafragma cerca del foramen de la vena cava inferior [10].

V-A3. Histología de un nervio periférico:

El sistema nervioso se divide en dos partes: el sistema nervioso central (SNC), que abarca la médula espinal y el encéfalo; y el sistema nervioso periférico (SNP), que está situado por fuera del cráneo y el conducto vertebral.

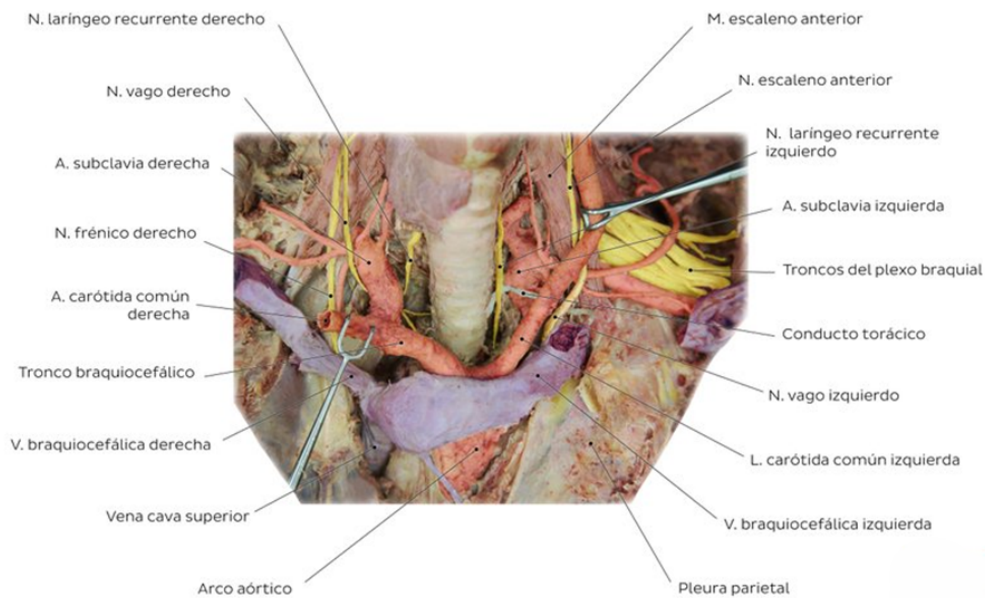


Figura 2. Recorrido anatómico nervio frénico [10]

El tejido nervioso que se encuentra externo al SNC, como los nervios periféricos que llevan los impulsos nerviosos de los órganos al sistema nervioso central, y viceversa; se incluyen en el SNP [13].

El nervio es una estructura anatómica constituida por axones y células de Schwann neuronales que están cubiertas por capas de tejido conjuntivo que las protegen [14].

Axones:

Los nervios periféricos están compuestos por fascículos de fibras nerviosas llamadas axones. Las fibras nerviosas presentan a los axones envueltos por células de Schwann, las cuales son capaces de crear o no, la mielina alrededor de los axones; dependiendo del diámetro de estos [15].

Los axones son extensiones del cuerpo (soma) de una neurona y su propósito es transmitir los impulsos que se producen en el soma. Para que los axones puedan estar aislados del entorno externo y acelerar la transmisión de impulsos nerviosos, requieren de vainas de mielina [16].

Células de Schwann:

También llamadas neurolemocitos, son un tipo de célula glial que se encuentra únicamente en el sistema nervioso periférico. Se originan de células precursoras que se encuentran en la cresta neural y se clasifican en dos tipos de células:

1. Células de Schwann que producen mielina.
2. Células de Schwann no mielinizadas.

Las células que producen mielina, constituyen un elemento crucial para la conducción neuronal, ya que forman una vaina de mielina en torno a una sección del axón de un solo nervio [17].

El objetivo de la mielina en el SNC y en el SNP es aislar las fibras nerviosas, lo que permite que la conducción del potencial de acción se produzca de forma más rápida. Para propagar el potencial de acción en este proceso, son necesarios los nódulos de Ranvier [18].

Nodos de Ranvier:

Los nódulos o nodos de Ranvier son pequeñas secciones del axón que se encuentran entre las porciones sucesivas que no estén aisladas por la vaina de mielina. En comparación con las áreas mielinizadas, su resistencia en la conducción eléctrica es más baja [18].

Tienen un rol fundamental en la transmisión del potencial de acción a través de la conducción saltatoria [18].

Cada fibra nerviosa individual está rodeada por una fina capa de tejido conectivo que se llama endoneuro [13].

Endoneuro: El tejido conectivo intrafascicular, también llamado vaina de Henle y endoneuro, es una fina vaina compuesta por tejido conectivo que envuelve a las unidades axón-células de Schwann individuales de forma directa [19].

Perineuro: El tejido conectivo especializado que envuelve los paquetes de nervios individuales se denomina perineuro. Esta capa protectora tiene un menor grosor que el epineuro, y está ubicada entre la endoneuro y el epineuro [15].

Epineuro: La capa más externa del nervio periférico es el epineuro, siendo la más sólida de todas las capas de tejido conectivo [20].

Aunque su tamaño y grosor pueden diferir entre nervios, por lo general, a medida que aumentan los fascículos dentro de un nervio, más grueso se volverá el epineuro [20].

El epineuro tiene como función apoyar en la amortiguación del nervio y mejorar su resistencia a la tracción. La parálisis por presión puede en casos estas relacionada con la pérdida de esta envoltura de tejido conectivo [20].

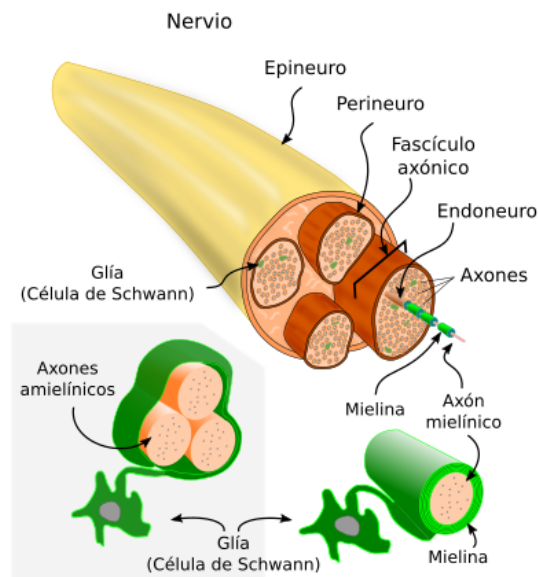


Figura 3. Organización estructural de un nervio periférico [21]

En la Figura 3 se muestra la organización estructural del nervio periférico, donde se identifican el epineuro, perineuro y endoneuro previamente descritos.

V-A4. Neurofisiología de conducción:

Para comprender de forma más efectiva la conducción del impulso nervioso, es importante considerar las características eléctricas de la membrana celular [22].

1. Potencial de membrana en reposo

El voltaje en la membrana de una neurona que está en reposo se denomina potencial de membrana en reposo o potencial en reposo. Para el potencial de membrana celular, se considera como punto de referencia el exterior de la célula. Por tanto, el potencial en reposo está definido por los gradientes de concentración iónica a través de la membrana [23].

Generalmente, la mayor parte de las neuronas en reposo poseen un potencial de membrana de aproximadamente -70 mV como se visualiza en la figura 4, siendo el interior celular más negativo que el exterior [23].

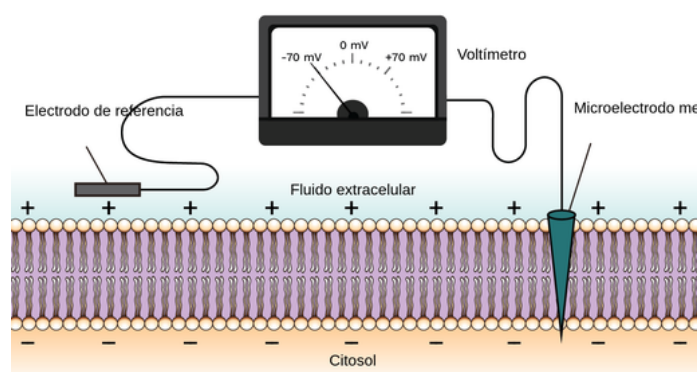


Figura 4. Potencial de Membrana en reposo de las neuronas [24]

La membrana se considera polarizada cuando existe una diferencia de potencial en la membrana celular. Es decir, cuando el potencial de la membrana se vuelve menos negativo que el de reposo.

Por otro lado, se llama hiperpolarización de la membrana cuando su potencial se vuelve más negativo que el potencial de reposo [23].

2. Tipos de iones

Los iones que se encuentran en grandes cantidades dentro de las neuronas y su líquido circundante son:

- Iones de carga positiva (cationes): Sodio (Na^+) y potasio (K^+).
- Iones con carga negativa (aniones): cloruro Cl^- y aniones orgánicos.

En la membrana de una neurona en reposo se encuentran gradientes de concentración del ion sodio (Na^+) y el potasio (K^+). Los iones se mueven por las gradientes a través de canales, lo que provoca una separación de cargas y genera el potencial de reposo.

Los iones no pueden atravesar directamente las áreas de lípidos hidrofóbicos en la membrana gracias a la carga que poseen. Por ello, deben emplear canales de proteína especializados que brindan un conducto hidrofílico que atraviesa la membrana [23].

3. Canales iónicos activados por voltaje

Las proteínas de membrana que facilitan y controlan el desplazamiento de iones a través de la membrana celular, tales como Cl^- , K^+ , Na^+ , Ca^{2+} , son los canales iónicos. Estos canales tienen un papel crucial en funciones celulares fundamentales, como la generación de potenciales de acción y potenciales de membrana graduados en neuronas, además de la comunicación sináptica entre las mismas [25].

Los canales iónicos mantienen un estado cerrado y no permiten el paso de iones, gracias a su singular estructura proteica. No obstante, la estructura del canal podría transformarse en respuesta a diferentes estímulos de tipo mecánico, químico o eléctrico. Lo que abriría el poro permitiendo la circulación de iones [25].

V-A5. *Potencial de acción:*

Un potencial de acción es un cambio abrupto, fugaz y temporal que se difunde en el potencial de membrana en reposo. Los únicos agentes capaces de crear potenciales de acción son las células musculares y las neuronas. Esta propiedad se la conoce como excitabilidad [26].

Vista desde un enfoque eléctrico, el potencial es generado por medio de un estímulo de cierto valor que se expresa en milivoltios (mV). Sin embargo no todos los estímulos tienen la capacidad de generar un potencial de acción. Este debe poseer el suficiente valor léctrico para disminuir la negatividad de la célula nerviosa hasta que llegue al umbral del potencial de acción.

Cuando un estímulo altera el potencial de membrana, ya sea al alcanzar o superar el umbral de excitación, se produce un potencial de acción. El umbral frecuentemente se encuentra entre -50 y -55 mV. Un potencial de acción sigue la ley del todo o nada, es decir que no habrá ningún tipo de reacción ante cualquier estímulo que esté por debajo del umbral. Por otro lado, para los estímulos que lleguen o sobrepasen el umbral, obtendrán una respuesta completa dentro de la célula excitable [26].

1. Fases

En la figura 5 se muestran las tres etapas de un potencial de acción: La despolarización, la sobreexcitación y la repolarización. La hipopolarización y la hiperpolarización son otros dos estados de la membrana asociados al potencial de acción. El primero es seguido por la despolarización, y el segundo ocurre luego de la repolarización [26].

La hipopolarización ocurre cuando el potencial de membrana aumenta inicialmente hasta alcanzar el umbral de excitación. La apertura de los canales de sodio que se regulan por voltaje, como consecuencia del potencial de excitación, genera un ingreso elevado de iones de sodio. Esta etapa se llama despolarización.

Cuando el potencial de la célula se sobreexcita, aparecen canales de potasio activados por voltaje, lo que genera una salida masiva de iones potasio y reduce la electropositividad celular. Esta fase se conoce como repolarización y tiene la finalidad de devolver a la membrana a su estado de reposo. La repolarización siempre conduce a la hiperpolarización, donde el potencial de membrana es más negativo que el potencial de membrana en reposo. Sin embargo, poco después de eso, la célula vuelve a restablecer su potencial normal [26].

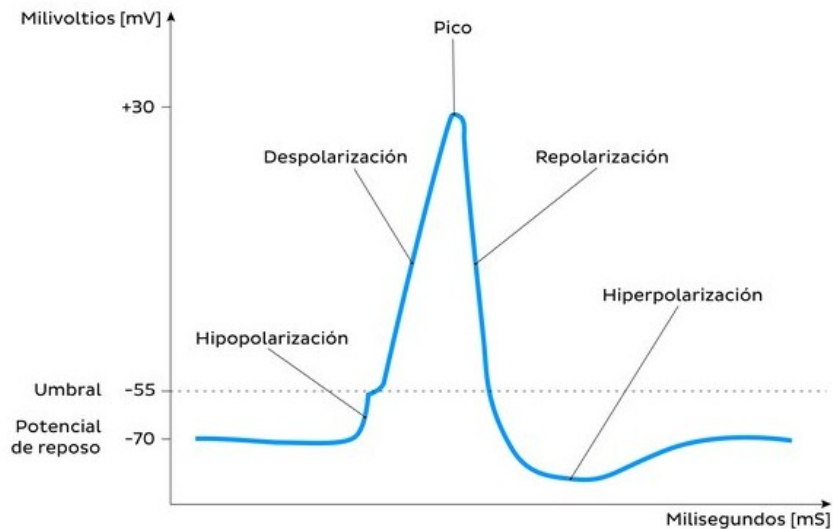


Figura 5. Fases de un potencial de acción [26]

2. Conducción saltatoria

La vaina de mielina acelera significativamente la propagación de impulsos eléctricos a lo largo de los axones y genera potenciales de acción saltantes, que van de un nodo de Ranvier al siguiente [27].

El potencial de acción se propaga con más rapidez en las células nerviosas mielinizadas por medio de la conducción saltatoria que en las neuronas no mielinizadas, gracias a que utilizan la conducción continua omitiendo las áreas mielinizadas. Gracias a las propiedades aislantes de la vaina de mielina, permite que la fuerza de la señal se mantenga y evita que los iones se disipen por la neurona y garantizando así una transmisión fiable de impulsos a grandes distancias[28].

V-A6. Clasificación de fibras nerviosas:

La clasificación de Erlanger y Gasser divide las fibras nerviosas en tres tipos: A, B y C. Esta categorización se basa en la cantidad de mielina que contienen y en la rapidez de conducción.

Las fibras A están altamente mielinizadas y poseen un diámetro de entre 3 y 20 μm , además tienen una capacidad de conducción de hasta 20 m/s [29].

En función de la información que llevan las fibras y los tejidos que inervan, el grupo A se clasifica en cuatro categorías: A-alfa, A-beta, A-delta y A-gamma [30].

- Los receptores principales del órgano tendinoso de Golgi y del huso muscular son las fibras A-alfa.
- Las fibras A-beta funcionan como receptores secundarios y colaboran junto a los mecanorreceptores de la piel.
- Las fibras A-delta son terminaciones nerviosas que transmiten señales de dolor asociadas a temperatura y presión.

- Las neuronas motoras que regulan la activación del huso muscular son generalmente fibras A-gamma.

Las fibras de tipo B casi poseen una capa mielinizada muy fina y tienen un diámetro entre 1-3 μm y los impulsos alcanzan una velocidad de hasta 15 m/s [29]. Cumplen la función de transmitir información de forma autónoma [30].

Por último, las fibras de tipo C son totalmente amielínicas y por tanto, poseen una conducción lenta que alcanza máximo los 2 m/s [29].

Las fibras C y A-delta ayudan a detectar una variedad de estímulos que causan dolor. Las fibras A-delta, debido a su velocidad de conducción más alta, son las que causan la sensación de dolor agudo inicial y reaccionan a estímulos con menor potencia [30].

V-B. Diafragma

V-B1. Fisiología del diafragma:

El diafragma es un músculo esquelético estriado que divide las cavidades torácica y abdominal. Posee dos hemidiafragmas: derecho e izquierdo, cada uno inervado por su propio nervio frénico que se origina en las astas ventrales de la médula espinal cervical (raíces nerviosas C3 a C5). Este músculo muestra mayor capacidad oxidativa, densidad capilar y flujo sanguíneo comparado con otros músculos periféricos. Estas características le brindan una mayor tolerancia a la fatiga. El diafragma está formado por dos músculos diferentes pero complementarios, estos se muestran en la figura 6 como el diafragma crural y el costal. [31].

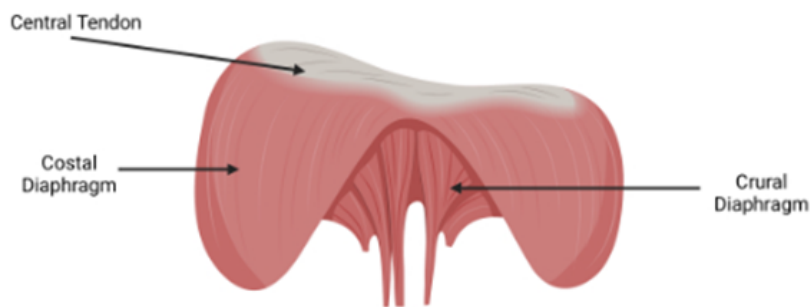


Figura 6. Regiones crural y costal del diafragma [32]

V-B2. Fibras motoras:

El diafragma está constituido por múltiples tipos de fibras motoras, como se observa en la figura 7, entre las cuales se encuentran: fibras de contracción lenta que son resistentes a la fatiga (fibras S o tipo I) y fibras rápidas (tipo F o II) que poseen una resistencia variable. Pueden ser resistentes a la fatiga (Tipo FR o IIa), intermedias (tipo IIx) y fatigables (tipo FF o IIb). Estas fibras cumplen un papel crucial en el mantenimiento de la ventilación y en otras actividades no ventilatorias. Las fibras motoras tipo I y IIa participan en funciones ventilatorias como la eupnea o la respuesta a la hipoxia/hipercapnia. Mientras que fibras como las IIx y IIb se involucran en actividades como estornudar o toser [11].

V-B3. Funcionamiento del diafragma:

Cuando el diafragma se contrae a lo largo del eje vertical, su movimiento se parece al de un pistón: empuja hacia abajo las vísceras y desplaza hacia afuera la pared, provocando así el aumento de presión en el abdomen.

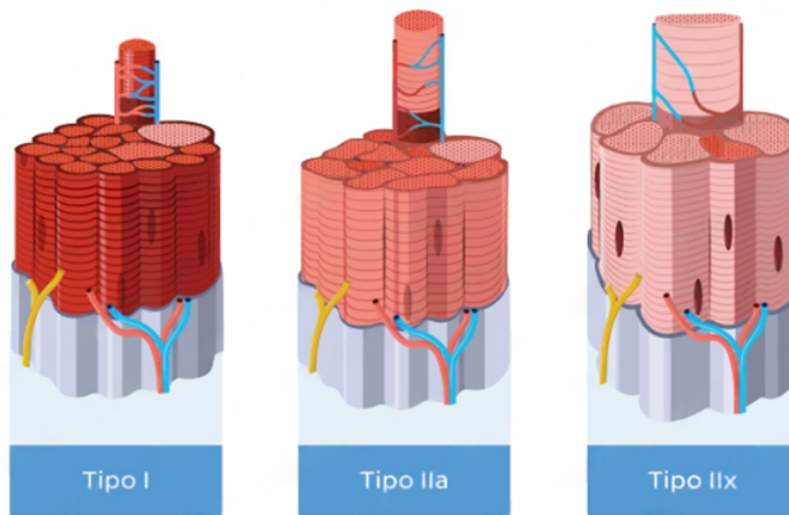


Figura 7. Fibras motoras de tipo I, IIA Y IIX en el diafragma [33]

Este movimiento se evidencia en la figura 8. Debido a que las fibras diafragma son móviles, necesita de un punto para sostenerse y así evitar su descenso. Este apoyo es otorgado por la pared abdominal anterior y el contenido abdominal [31].

A su vez, en la figura 8 se muestra el movimiento para la espiración, donde el diafragma expande la cara torácica inferior y reduce la presión pleural con la siguiente insuflación de los pulmones que permite el aumento del volumen inspirado. Por tanto, el diafragma es más eficaz para expandir la cavidad torácica a un nivel bajo de volumen pulmonar que a un nivel pulmonar más elevado [31].



Figura 8. contracción y relajamiento del músculo diafragma durante el proceso respiratorio [34]

■ Suspiro

Se define como una respiración larga y profunda. En promedio, los seres humanos emiten alrededor de 12 suspiros espontáneos por hora. Los suspiros más allá de expresar emociones como alivio o estrés, tiene un papel fundamental en el sistema respiratorio. Los alvéolos, que son pequeños sacos de aire, trabajan para intercambiar dióxido de carbono y oxígeno cuando respiramos normalmente. En ocasiones, estos sacos se colapsan y un suspiro puede contribuir a su restablecimiento [35].

Como suspirar consiste principalmente en una inhalación prolongada, este puede aportar al sistema pulmonar la inyección necesaria de aire y aumentar los niveles de oxígeno en la sangre [35].

V-B4. *Disfunción diafragmática: fisiopatología:*

El proceso de respiración depende de la integridad de una cadena neuromuscular compleja que abarca desde los núcleos respiratorios en el tallo cerebral hasta las fibras contráctiles del diafragma. La disfunción diafragmática se conoce como la imposibilidad del músculo de producir las presiones intratorácicas requeridas para conservar un volumen corriente apropiado. Esta disfunción es la manifestación clínica de varias condiciones que pueden afectar al sistema y no una enfermedad única. Su impacto puede ser provocado en tres niveles críticos: en control central, la conducción nerviosa periférica o el actuador muscular mismo [36].

Principales patologías relacionadas

- Lesión medular cervical alta (C3-C5): Este tipo de lesión se encuentra entre las causas más comunes de parálisis bilateral del diafragma. Una lesión a este nivel corta la comunicación entre las motoneuronas del nervio frénico y el bulbo raquídeo [37].
- Síndrome de hipoventilación central congénita: Consiste en una enfermedad de origen genético, en el que se presenta una mutación en el gen PHOX2B, que no permite controlar la respiración. Esto provoca que una persona tenga una respiración muy lenta o muy superficial que no cumple con las necesidades corporales, empeorando cuando el paciente duerme ya que le produce una falta de oxígeno y una acumulación de dióxido de carbono en la sangre [38].
- Disfunción del diafragma inducida por ventilador (VIDD): El diafragma, al estar bajo ventilación mecánica, atraviesa una atrofia por desuso a nivel estructural, lo cual se caracteriza por la reducción de la síntesis de proteínas musculares y el incremento en su degradación. La ausencia de una contracción activa y la escasez de estiramiento provocan la disminución de la fuerza contráctil [39].

V-B5. *Unidad motora:*

La estructura anatómica y fisiológica básica de la función muscular es la unidad motora. Se compone de una célula de la asta anterior, es decir, una neurona motora, su cilindro axónico que incluye las ramificaciones terminales y subterminales en el interior del cuerpo muscular, las placas motoras o uniones neuromusculares y todas las fibras musculares que están inervadas por dicha neurona [40].

Como existen más fibras musculares que neuronas motoras, los axones motores individuales se ramifican al interior de los músculos para realizar sinapsis en numerosas fibras distintas, las cuales suelen estar ubicadas en una zona extensa del músculo. Esto tiene el propósito de garantizar que la fuerza contráctil de la unidad motora se reparta de forma homogénea.

Un potencial de acción que se origina en una neurona motora generalmente provoca que todas las fibras musculares con las que interactúa lleguen al umbral, por tanto, la unidad de fuerza más pequeña capaz de encenderse para generar movimiento está compuesta por una única neurona motora alfa y sus fibras musculares asociadas [41].

Se puede diferenciar las unidades motoras según los tipos de fibras musculares que inerven. Las unidades motoras pequeñas se encuentran en su mayoría en los músculos esqueléticos, y estimulan fibras musculares “rojas” que se contraen de forma lenta produciendo fuerzas relativamente menores. No obstante, gracias a su elevado contenido de mioglobina, sus numerosas mitocondrias y sus ricos lechos capilares, estas fibras soportan la fatiga [40, 41].

Estas pequeñas unidades se conocen como unidades motoras lentas (S), son las que se reclutan primero y tienen un desempeño fundamenta en ejercicios que necesitan de una contracción sostenida de los músculos, por ejemplo,

mantener la postura erguida [40, 41].

Las unidades motoras de fatiga rápida (FF) inervan fibras musculares de mayor tamaño que producen más potencia, pero tienen pocas mitocondrias y, por ende, se fatigan con facilidad. Estas unidades motoras son fundamentales para esfuerzos cortos que necesitan fuerzas elevadas, como saltar o correr [40, 41].

Por último, las unidades motoras (FR) comparte características intermedias entre las dos categorías anteriores por lo que no se fatigan de manera rápida. Son de tamaño mediano y no tienen una velocidad tan elevada como las unidades FF. Suelen ser más resistentes a la fatiga y producen el doble de fuerza que una unidad motora lenta [40, 41].

En la figura 9 se puede apreciar las unidades motoras detalladas anteriormente y la relación fuerza-tiempo que poseen.

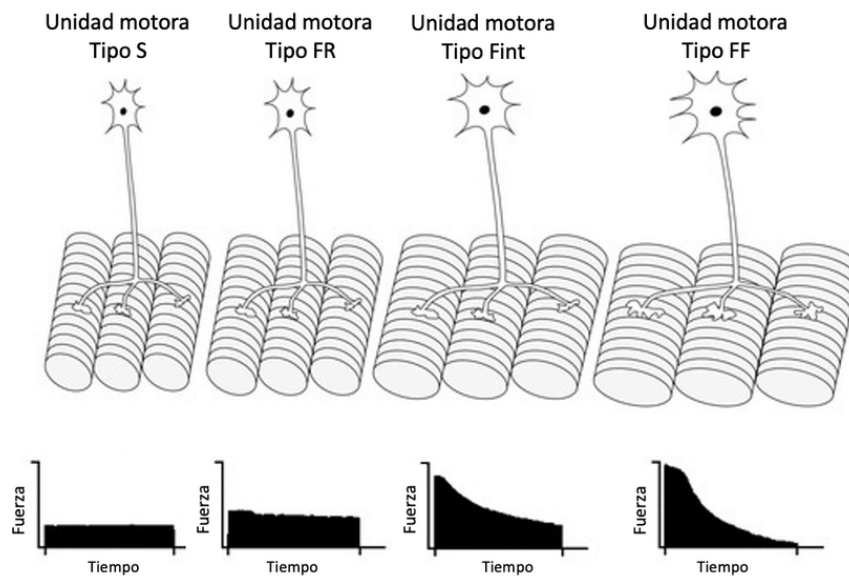


Figura 9. Clasificación de unidad motora según el tipo de fibra muscular que inerva [42]

V-B6. Transmisión neuromuscular:

Unión neuromuscular

La unión neuromuscular es el punto de intersección entre el sistema de estimulación y la respuesta mecánica. Es el encargado de enviar los impulsos eléctricos desde los nervios a los músculos, que pueden ser esqueléticos, lisos o cardíacos, en un proceso químico para lograr la contracción muscular sea la adecuada [43].

En este punto, el impulso eléctrico se convierte en una señal química a través de la liberación de acetilcolina (ACh). Este tipo de sinapsis es el factor que más restringe la frecuencia de estimulación. Si las frecuencias son demasiado altas, pueden terminar agotando las reservas de ACh previo a la sinapsis, lo que puede provocar una fatiga en la transmisión o un “fallo sináptico” [43].

Fatiga muscular

La liberación ininterrumpida de acetilcolina en la hendidura sináptica determina la contracción del diafragma. En condiciones fisiológicas normales, la neurona tiene el tiempo necesario para sintetizar y empaquetar nuevamente la ACh en vesículas. No obstante, si la estimulación eléctrica es continua o de frecuencia muy alta, la tasa de liberación de vesículas sobrepasa a la tasa de movilización y la síntesis de nuevas reservas [44].

Este desequilibrio provoca que, a pesar de que el nervio siga transmitiendo potenciales de acción, no se logre llegar al límite de despolarización en la placa motora debido a la insuficiencia de neurotransmisor liberado. Por tanto, el músculo no responderá, aunque haya un estímulo eléctrico. Esto se conoce como parálisis funcional.

Según la literatura, la tetanización suave en músculos de contracción lenta generalmente ocurre a frecuencias de entre 15 y 25 Hz. Otras frecuencias más altas, como 50 Hz, provocarían un crecimiento exponencial en la tasa de fatiga sináptica [44].

Sistema neuromuscular frénico

El núcleo motor frénico en la médula espinal cervical media, el nervio frénico y los receptores sensoriales del diafragma, que además proporcionan un conducto para las fibras autónomas, constituyen el sistema neuromuscular frénico. La despolarización rítmica (inspiratoria) de las motoneuronas frénicas se lleva a cabo por las vías sinápticas bulboespinales excitatorias, respiración tras respiración. Asimismo, las motoneuronas frénicas son inervadas por una red propioespinal que tiene el potencial de sincronizar los movimientos respiratorios, locomotores y posturales [45]. Estas motoneuronas son el camino final que emplea el sistema nervioso central para regular el diafragma. Es decir, que todos los circuitos de control motor que tienen un efecto sobre el diafragma, ya sean troncoencefálicos, corticales o espinales, terminan actuando sobre las motoneuronas frénicas. Cuando el balance entre las entradas sinápticas excitatorias e inhibitorias provoca que una cantidad adecuada de motoneuronas frénicas se despolaricen hasta alcanzar el umbral, se produce la contracción deliberada del diafragma [45].

V-C. Fisiología respiratoria

La ventilación pulmonar se define como la acción de respirar; a su vez, esto se describe como el desplazamiento del aire hacia los pulmones y fuera de ellos. La presión atmosférica (P_{atm}), la presión alveolar (P_{alv}) que es la presión de aire que se encuentra dentro de los alvéolos, y la presión intrapleurales (P_{ip}) que es la presión dentro de la cavidad pleural [46].

V-C1. Ley de Boyle:

La ley de Boyle describe cómo varía la presión y el volumen de un gas para un determinado valor de masa y temperatura. Esta ley es el principio físico que se aplica en la mecánica respiratoria del ser humano. Puede expresarse como se muestra en la ecuación 1.

$$PV = K \quad (1)$$

Donde:

- P es presión,
- V es el volumen y
- K una constante.

Por tanto, se podría decir que el volumen es inversamente proporcional a la presión en condiciones de temperatura constante.

Conforme la presión intrapleural y alveolar se tornan más negativas como resultado de que la cavidad torácica se expande al inspirar, el aire atmosférico entra en los pulmones. Esto posibilita que el volumen pulmonar se incremente y participe en el intercambio de gases [47].

V-C2. Retroceso elástico:

La espiración normal es un proceso pasivo que ocurre debido a la elasticidad natural de los pulmones y la pared torácica cuando están expandidos. La elasticidad pulmonar devuelve al pulmón a su tamaño más pequeño al final de cada inspiración, a esta propiedad se la conoce como rebote elástico [48].

V-D. Estimulación nerviosa

V-D1. Excitabilidad celular:

Una característica que poseen la mayor parte de las células del cuerpo humano es la excitabilidad, la cual les permite reaccionar cuando se les proporciona un estímulo. Las glándulas, los músculos y el sistema nervioso del organismo humano están constituidos por células excitables [49].

Reobase y cronaxia

Se define la reobase como la corriente eléctrica mínima que se requiere para producir un potencial de acción al inyectar corriente en una célula. En otras palabras, es la cantidad en milisegundos que se requieren para estimular dos veces la reobase [50].

La cronaxia es el tiempo mínimo requerido en la duración de un estímulo para activar un eléctricamente un tejido empleando una intensidad de corriente que duplique la reobase [51].

Cuando se requiere estimular un nervio específico se puede utilizar la cronaxia como un indicador del umbral que se necesita para una práctica segura. Especialmente cuando se comparan diferentes nervios o clases de fibras nerviosas. En la tabla I se muestran los rangos aceptables de cronaxia para los nervios periféricos [52].

Tabla I
CRONAXIA DE NERVIOS PERIFÉRICOS SEGÚN EL TIPO DE FIBRA NERVIOSA [52]

| Tipo de fibra nerviosa | Cronaxia |
|--|------------------|
| Fibras A α mielínicas y motoras (más rápidas y gruesas) | 50 – 100 μ s |
| Fibras A δ mielínicas y sensitivas | 170 μ s |
| Fibras C no mielínicas, postganglionares (dolor; lentas y finas) | 400 μ s |

Tetanización

En los músculos y en las fibras nerviosas existe un fenómeno neuromuscular llamado tetanización. Este ocurre cuando reciben múltiples estímulos eléctricos a gran velocidad, generando una contracción muscular máxima y sostenida.

Un estímulo único aplicado a una fibra nerviosa o a un músculo genera una contracción muscular momentánea y aislada, conocida como "twitch". No obstante, si los estímulos se aplican en forma de trenes de pulsos de alta frecuencia, las contracciones individuales se combinan y producen una contracción sostenida y máxima, llamada "tetanización". La razón de este fenómeno es que el músculo no puede relajarse del todo entre los estímulos sucesivos, a causa de la acumulación de iones de calcio en el citoplasma celular y a la continuidad de la interacción

entre las proteínas miosina y actina, que son las encargadas de contraer el músculo [53].

En la figura 10, se muestra una gráfica que relaciona la fuerza de contracción muscular frente a una tasa de estimulación, en ella se logra apreciar que conforme aumenta la tasa de estímulos por segundo, se logra una contracción sostenida.

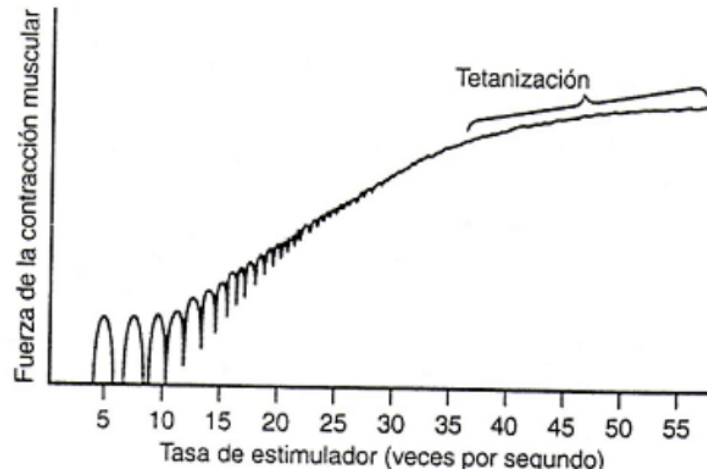


Figura 10. Gráfica de relación de fuerza de contracción muscular y tasa de estimulación [54]

V-D2. Estimulación nerviosa eléctrica:

La “teoría del control de la puerta” [55] es el origen de la idea de estimulación eléctrica nerviosa, aunque no se comprende del todo su mecanismo. Esta teoría se basa en el análisis de que, en el nervio periférico, el estímulo eléctrico se aplica a las fibras A-beta (que llevan estímulos no dolorosos), lo cual impide que los impulsos transmitidos por las fibras C (que llevan estímulos dolorosos) lleguen [56].

Las frecuencias bajas (menores a 10 Hz) en combinación con una intensidad alta generarán contracciones musculares durante la estimulación, mientras que las frecuencias altas (más de 50 Hz) unidas a una baja intensidad causarán parestesia sin contracciones musculares [57].

V-D3. Acomodación celular:

Cuando se produce una activación celular, dependiendo del tipo de tejido, la compuerta de inactivación se cerrará aproximadamente 10 milésimas de segundo después del mismo aumento de voltaje que abre la compuerta de activación. El potencial de membrana empieza a volver al estado de membrana en reposo, que es la etapa de repolarización. Es necesario repolarizar primero la fibra nerviosa para que el canal de sodio pueda reabrirse [44].

Este fenómeno se llama acomodación. En una membrana neuronal, una despolarización sostenida causa que los canales iónicos dependientes del voltaje se inactiven, lo cual impide la formación de nuevos potenciales de acción. La adaptación celular es una reacción reversible que posibilita a la célula hacer frente a condiciones de estrés no letal o fisiológico, alterando su función o estructura con el fin de preservar su integridad [58].

Desde la ingeniería se puede tener una acertada intuición sobre la física detrás de los campos electromagnéticos que son producto de fuentes bioeléctricas (células excitables). La comprensión de fenómenos bioeléctricos en las células como la distribución del potencial y el flujo de cargas en medios conductores, proporcionan un mapa para interpretar la relación entre la actividad eléctrica microscópica dentro de las fuentes bioeléctricas y la actividad eléctrica macroscópica producida en la superficie del cuerpo, lo que contribuye a soluciones integrales de diversos problemas biológicos [59].

-Modelos Eléctricos de la célula:

La actividad eléctrica presente en las células se concentra en la membrana plasmática, ya que es la estructura que, a través de sus canales de proteína, regula el paso de iones que producen diferencias de potencial, que permiten la transmisión de impulsos eléctricos [60]. La membrana celular se compone de una doble capa de fosfolípidos que separa los fluidos de la matriz intracelular de la extracelular, actuando como un material dieléctrico que puede interpretarse como un capacitor (C_m). Los canales de proteína incrustados en la bicapa lipídica que permiten o bloquean el paso de iones actúan como resistencias (R_m) y el potencial de la célula en reposo puede interpretarse como el voltaje de fuente (V_r). Si juntamos los tres componentes en un circuito general RC , observamos que la membrana celular puede ser modelada como un circuito eléctrico que combina en paralelo resistencias y capacitores, y la fuente de voltaje en serie con un resistor, como se muestra en la figura 11. Si se toma una sección de membrana para una vista más específica, observamos un circuito equivalente compuesto por un capacitor en paralelo con tres resistencias variables (distintas conductancias) que representan las vías para los iones de sodio (Na^+), potasio (K^+) y una corriente de fuga (L); y estas están conectadas en serie con una fuente de voltaje que representa el potencial de equilibrio de Nernst para cada ion [59].

En un circuito eléctrico es importante conocer el flujo de la corriente a través de sus componentes y, en el caso de la corriente de la membrana, esta se divide en corrientes capacitivas e iónicas (resistivas) y se describe matemáticamente en la ecuación 2, donde I representa la corriente total de membrana, (C_m) es la capacitancia por unidad de área, la derivada del voltaje respecto al tiempo representa la tasa de cambio del potencial de reposo, e I_i es la densidad de corriente iónica [61].

$$I = C_m \frac{dV}{dt} + I_i \tag{2}$$

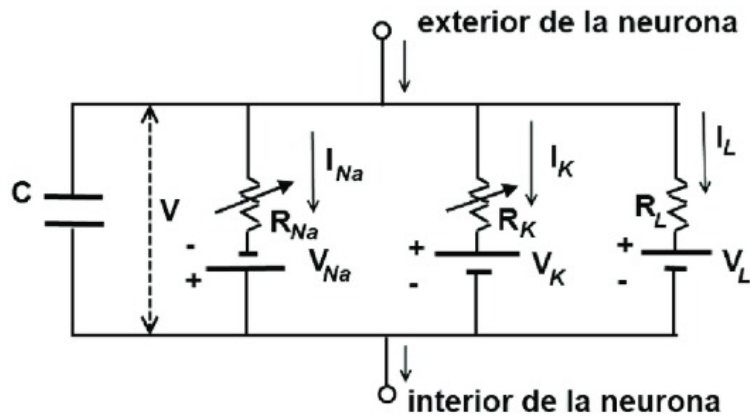


Figura 11. Modelo eléctrico de la membrana celular [62]

-Capacitancia de Membrana:

La membrana celular actúa de forma natural como una barrera entre dos medios acuosos conductores, por lo que se considera como un capacitor con placas paralelas (por su bicapa de fosfolípidos). La capacitancia de las membranas celulares es un valor universal considerada como una constante biológica, y es de $1\mu F/cm^2$. Este valor, es un aproximación teórica y experimental; se obtuvo de forma teórica considerando la permisividad (ϵ), que es la capacidad del material de membrana (lípidos) para almacenar energía eléctrica y el espesor de la membrana (d). Experimentalmente, científicos como K.S. Cole y H.J. Curtis, obtuvieron la constante aplicando corriente de un valor conocido a membranas celulares y midiendo el cambio del voltaje [63].

-Conductancia Iónica:

La conductancia (g) Es el recíproco de la resistencia y se define como la capacidad de permitir el flujo de cargas. En el contexto de las células excitables, la conductancia Iónica se mide por la facilidad del paso de iones a través de la membrana plasmática y el valor para cada ion es directamente proporcional al número de canales de proteína abiertos por donde pase tal ion. Su expresión matemática se muestra en la ecuación 3, donde R representa la resistencia [59].

$$g = 1/R \quad (3)$$

Alan Hodgkin y Andrew Huxley propusieron un modelo para describir cuantitativamente a la corriente de membrana el cual, indica que la corriente total se divide en la transportada por los iones de sodio (I_{Na^+}) y potasio (I_{K^+}), y una pequeña corriente de fuga (I_l). Según este modelo, la conductancia de sodio (g_{Na^+}) y potasio (g_{K^+}) no son valores constantes en el tiempo, sino que dependen de la variación del voltaje transmembrana (V_m), y esa dependencia es lo que genera el potencial de acción. La corriente de membrana para los iones de sodio y potasio en función de la conductancia y el voltaje (de membrana e iónico) se puede obtener a partir de la expresiones mostradas en las ecuaciones 4 y 5 [61].

$$I_{Na} = g_{Na}(V_m - V_{Na}) \quad (4)$$

$$I_K = g_K(V_m - V_k) \quad (5)$$

V-E2. Teoría del campo Eléctrico en tejidos Biológicos:

-Propagación de corriente en medios conductores:

Debido a su composición, el cuerpo humano es un gran conductor de volumen, lo cual implica que al generarse un campo eléctrico a partir de una fuente (sea un electrodo o un nervio), la corriente se distribuye en distintas direcciones a través de los tejidos conductores (músculos, líquidos, etc) adyacentes a la fuente, y el nivel de propagación dependerá de la conductividad (σ) del tejido [64].

-Impedancia Tisular y Densidad de corriente:

Cuando la corriente se distribuye por el área de un conductor se la conoce como densidad de corriente (J) y está relacionada vectorialmente con el campo eléctrico (E) mediante la ley de Ohm, expresada en la ecuación 6, donde σ es la conductividad del medio donde se propaga [64].

$$J = \sigma E \quad (6)$$

Los tejidos corporales son buenos conductores pero están lejos de ser perfectos, ya que también cuentan con propiedades resistivas y capacitivas, por ejemplo, cuando se estimula eléctricamente a un tejido, la interfaz entre tejido y electrodo representa una impedancia (Z) compleja que puede variar según la frecuencia de estimulación. Para frecuencias bajas (usadas comúnmente en estimulación) la capacitancia es alta, por lo que eleva la resistencia del tejido [59].

La densidad de corriente es un parámetro de seguridad crítico, si la corriente en la superficie de un electrodo es muy alta, puede provocar calentamiento y en consecuencia, quemaduras en el tejido. Para estimular un nervio, el valor de la corriente debe ser el mínimo necesario para exceder el umbral de activación en la membrana y generar el gradiente de voltaje [59].

-Conductividad diferencial de tejidos:

Los tejidos del cuerpo humano son no homogéneos y tienen distinta conductividad, por ejemplo, la sangre y el líquido cefalorraquídeo son buenos conductores y tienen un rango de conductividad de 0.7 a 1.5 s/m ; en contraste, los tejidos grasos y el hueso son malos conductores y tienen un rango de 0.02 a 0.05 s/m . Por otro lado, el tejido muscular es especial, ya que tiene características anisotrópicas, es decir, posee distintos valores de conductividad según la zona del tejido, conduciendo mejor la corriente a lo largo de las fibras que de forma transversal [65].

V-E3. Parámetros críticos de estimulación nerviosa:

-Relación Intensidad-duración:

La relación entre la intensidad con la que se aplica un estímulo y su duración se puede describir mediante una curva intensidad-duración como se muestra en la figura 12, la cual nos indica que a medida que la duración del estímulo aumenta, la intensidad que se requiere para alcanzar el umbral de activación disminuye [66].

Para esta curva, existen dos parámetros críticos que la definen. Por un lado está la reobase, que es el valor de intensidad mínimo para excitar al nervio en un estímulo de duración infinita; y la cronaxia, que es el tiempo de estímulo requerido para excitar al nervio con una intensidad de 2 veces la reobase [66].

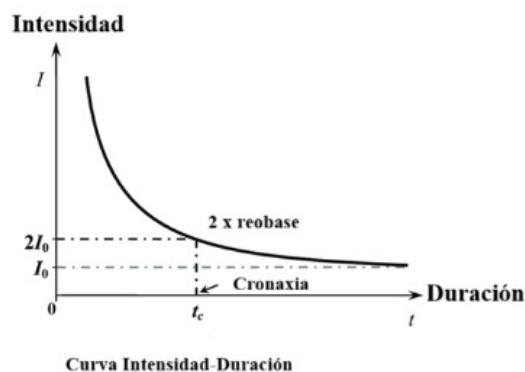


Figura 12. Curva Intesidad-Duración [66]

-Ley de Weiss-Lapicque:

La curva de intensidad-duración relaciona la intensidad de un estímulo (I) que se requiere para excitar un tejido en un tiempo (t), y fue presentada por primera vez en 1901 por Georges Weiss y mejorada en 1909 por Louis Lapicque, siendo conocida finalmente como la ley de Weiss-Lapicque. Para la obtención de la curva, la relación de intensidad y duración fue formalizada en una ecuación hipérbolica descrita en la ecuación 7, donde b es la reobase y c la cronaxia [67].

$$I = b \left(1 + \frac{c}{t} \right) \tag{7}$$

-Cronaxia específica de fibras motoras:

Las neuronas motoras tienen 2 tipos de fibras principales que son las motoras A-alfa (fibras grandes), y las A-delta (fibras de menor diámetro). Para la activación de las fibras es crucial elegir la cronaxia (duración) adecuada de estimulación. Para activar las motoras A-alfa existe un rango ideal típico de $50-100\mu s$. Por otro lado, las fibras A-delta, que están asociadas al dolor, tienen un rango mayor de cronaxia, siendo activadas con valores superiores a $400\mu s$. En la práctica, se recomienda el uso de anchos de pulsos cortos, con un rango de $100-200\mu s$. Esto asegura el reclutamiento de las fibras motoras, pero estando lejos del umbral de activación de las fibras del dolor [68].

-Frecuencia de estimulación. Fusión tetánica y fatiga:

El diafragma al ser un músculo, se compone de fibras contráctiles, las cuales son aproximadamente en un 55 % de contracción lenta (fibras tipo I) y en un 45 % de contracción rápida (fibras tipo II) [69]. A medida que aumentamos la frecuencia de estimulación del nervio, en respuesta, las fibras individuales del músculo se contraen sucesivamente y empiezan a fusionarse, dando lugar a la tetanización, que es la contracción general y continua del músculo. Si la contracción es fuerte y prolongada, el músculo se fatiga, provocando incapacidad de las fibras para brindar un apropiado rendimiento en los procesos contráctiles y metabólicos [70].

Las fibras de Tipo I son más resistentes a la fatiga que las de tipo II y pueden ser activadas con frecuencias de entre 10 a 20 Hz , mientras que las de tipo II requieren frecuencias de fusión tetánica más altas, que van desde los 50 a 100 Hz [69].

-Amplitud de voltaje de estimulación:

El voltaje requerido para la estimulación de un tejido no es un valor arbitrario, sino que es seleccionado en función de garantizar la corriente necesaria que supere el umbral de activación, a través de la impedancia generada por el tejido. Conforme a la ley de Ohm [59].

La impedancia en la interfaz electrodo-tejido puede variar dependiendo de la zona de contacto y la frecuencia del estímulo. En la práctica, la impedancia típica para una estimulación varía entre 500Ω y $2k\Omega$, dependiendo si esta es transcutánea o percutánea [59].

La corriente requerida para despolarizar los troncos nervios motores oscila entre los $5mA$ a $10mA$ para anchos de pulsos de entre $100-300\mu s$ cercanos a la cronaxia. Para garantizar la eficacia de la estimulación, se debe calcular el voltaje requerido en función de la corriente mínima de estímulo y la máxima impedancia esperada, usando la ecuación 8 [67].

$$V_{req} = I_{estimulo} \times Z \quad (8)$$

-Seguridad en la interfaz electrodo-tejido:

Cuando se emite los pulsos de voltaje durante una estimulación, a través de un electrodo, estos pueden ser de tipo monofásicos (corriente en un sentido) o bifásicos (corriente en dos sentidos) como se muestra en la figura 13. Aunque la estimulación monofásica es común, suele generar capacitancias parásitas, acumulando cargas y generando cambios de pH, lo que puede corroer el electrodo y causar quemaduras en el paciente. Para garantizar la seguridad del paciente es ampliamente recomendado trabajar con ondas bifásicas, las cuales permiten un balance de cargas, despolarizando la neurona en la fase catódica y revirtiendo los gradientes electroquímicos en la fase anódica, reduciendo así la acumulación de residuos tóxicos en el tejido[71].

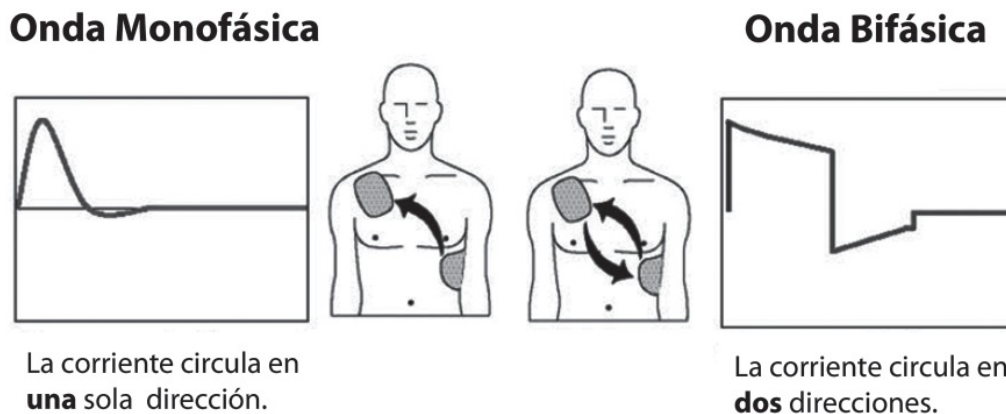


Figura 13. Ondas de estimulación [72]

V-F. Teoría de Señales y Sistemas de Control

V-F1. Análisis de señales con dominio de tiempo:

-Procesamiento Analógico y Señales Continuas:

El procesamiento de señales analógicas se centra en magnitudes eléctricas de carácter continuo, las cuales presentan variaciones ininterrumpidas a lo largo del tiempo [73]. Estas señales tienen la capacidad de asumir una cantidad ilimitada de valores dentro de un intervalo determinado. Este campo resulta esencial, ya que la medición de variables físicas como la temperatura, la velocidad o la presión se basa en fenómenos que son continuos por naturaleza [74]. El fundamento de este enfoque se encuentra en dispositivos electrónicos como transistores y diodos, cuya función primordial consiste en filtrar, amplificar y acondicionar dichas señales.[73]

-Procesamiento Digital y Señales Discretas:

De forma opuesta, el dominio digital opera con señales que son discretas, caracterizadas por valores discontinuos tanto en magnitud como en tiempo. La arquitectura de este sistema se fundamenta en la codificación binaria de la información: Se asigna un nivel de tensión alto (lógica '1') y un nivel bajo (lógica '0') para representar datos. La preeminencia de la tecnología digital se debe a su notable resistencia ante perturbaciones externas (inmunidad al ruido) y a su capacidad superior para procesar, archivar y recuperar grandes volúmenes de datos con exactitud y sin degradación [74].

-Caracterización del Pulso:

Un pulso es una señal eléctrica que determina el cambio del voltaje, de un estado alto a uno bajo, y viceversa. De forma ideal (teórica), un pulso cambia de un estado a otro instantáneamente, no obstante, en un circuito real, existe un intervalo de tiempo para cambiar de nivel. Cuando el voltaje va de bajo a alto, su amplitud sube desde el 10 % hasta el 90 %, y el tiempo en el que lo hace se conoce como tiempo de subida (t_r). En contraste, en el cambio de alto a bajo, su amplitud baja de 90 % a 10 %, en un tiempo de bajada (t_f). La duración total del pulso, con el tiempo de subida y de bajada se denomina ancho de pulso (t_w). En la figura 14 se muestran los tipos de pulsos [75].

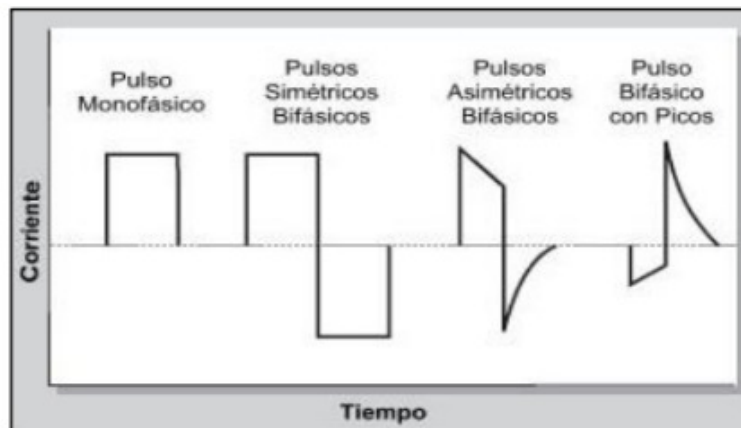


Figura 14. Tipos de Pulsos [75]

-Ciclo de trabajo:

Cuando establecemos una frecuencia de trabajo para nuestra señal, podemos calcular el periodo (T) para dicha señal. Si dividimos el ancho de pulso (t_w) respecto al periodo, obtenemos el ciclo de trabajo (Duty Cycle), que se describe matemáticamente en la ecuación 9, y es el porcentaje de tiempo donde el pulso se encuentra en estado alto dentro de un ciclo completo [75].

$$\text{Ciclo de Trabajo}(\%) = \left(\frac{t_w}{T}\right)100\% \quad (9)$$

-Valor promedio y Valor eficaz :

Para señales que oscilan en un periodo (T), podemos obtener su valor promedio, que es la media de los valores instantáneos por periodo de dicha señal. El valor promedio (V_{prom}) para una señal de onda pulsada se puede obtener, dividiendo el área bajo la curva por el periodo (T). Para trenes de pulsos rectangulares con 0 voltios de base y amplitud V_p , el valor promedio se describe en la ecuación 10.

$$V_{prom} = \frac{\text{Área}}{T} = \frac{V_p \times t_w}{T} = V_p \times \text{Ciclo de trabajo} \quad (10)$$

Si conocemos el valor promedio, podemos determinar el valor eficaz (V_{RMS}) para conocer la potencia real de la señal. Para un tren de pulsos se calcula con la ecuación 11 [76].

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^{t_w} V_p^2 dt} = V_p \sqrt{\frac{t_w}{T}} \text{Ciclo de trabajo} \quad (11)$$

V-F2. Modulación de Ancho de Pulso (PWM):

La modulación por ancho de pulso es una técnica ampliamente usada en electrónica, que permite el control de circuitos analógicos a través de las salidas digitales de un microprocesador. Puede emplearse en una amplia gama de aplicaciones como, mediciones, sistemas de control, comunicaciones y hasta conversión de potencia. En la figura 15 se muestra una descripción gráfica de PWM [77].

Si se suministra un valor promedio de voltaje a una carga, el PWM puede controlar a muy alta velocidad el encendido y apagado de un interruptor entre la fuente y la carga. Y si el interruptor se mantiene encendido más tiempo que apagado, la potencia total que reciba la carga será mayor. Para calcular el ciclo de trabajo de PWM usamos la ecuación 12, y para calcular el voltaje promedio la ecuación 13 [77].

$$D = (t_{\text{encendido}}/T) \times 100\% \text{Ciclo de trabajo} \quad (12)$$

$$V_{prom} = V_{ent} \times D \quad (13)$$

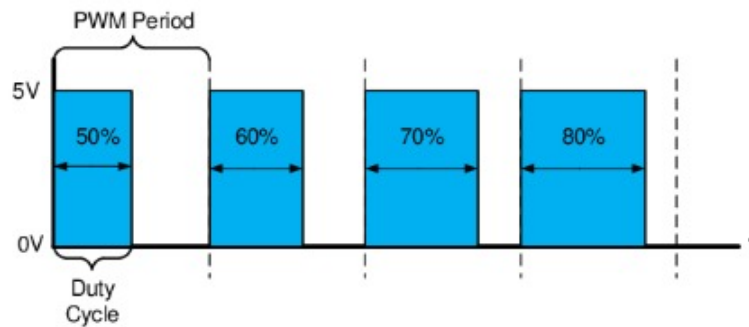


Figura 15. Descripción gráfica de PWM [77]

V-G. Sistemas Embebidos

V-G1. Fundamentos de Sistemas Embebidos:

Los sistemas embebidos son sistemas computacionales integrados en una placa base y que, a diferencia de computadoras de propósito general (que pueden ejecutar diferentes programas), se encargan de desarrollar funciones específicas. Al integrar hardware y piezas mecánicas, forman un dispositivo completo pero optimizado en tamaño, lo que reduce el consumo energético, maximizando su fiabilidad. Estos sistemas son empleados en la mayoría de dispositivos médicos, ya que responden a señales biológicas en tiempo real y generan respuestas en escalas de tiempo tan pequeñas como milisegundos o microsegundos [78].

-Microcontrolador:

El corazón de los sistemas embebidos es el microcontrolador, un dispositivo que es básicamente una computadora dentro de un chip, pero de menor capacidad, ya que están diseñados para aplicaciones específicas. Integran en un solo circuito integrado la CPU, memoria ROM y RAM, puertos de I/O, comunicación serial, temporizadores y convertidores ADC.[79].

- Microprocesador:

Un procesador constituye la unidad de procesamiento central (CPU) de una computadora. En el contexto de los sistemas embebidos, un microprocesador es el CPU del microcontrolador. Contiene una unidad de control para sincronizar el funcionamiento de los componentes, una unidad aritmética lógica (ALU) para realizar operaciones matemáticas, y registros para guardar datos temporales [79].

V-G2. Microcontrolador PIC16F628A:

El PIC16F628A es un microcontrolador de 8 bits y tecnología CMOS, diseñado por la empresa Microchip como un solución rentable y robusta para aplicaciones de control embebido. Cuenta con 128 bytes de EEPROM para almacenar datos no volátiles, memory flash con 2048 palabras, y 224 bytes de SRAM para almacenar variables. Contiene un oscilador interno de alta precisión ($\pm 1\%$), que trabaja a una frecuencia máxima de 4 MHz, lo que reduce la necesidad de instalar osciladores externos. En la figura 16 se muestra el diagrama de pines del microcontrolador.

El dispositivo trabaja con un rango amplio de voltaje (2.0V a 5.5.V), por lo que es ideal para aplicaciones en las que se alimenta con baterías; y con su tecnología nanoWatt consume poco energía cuando se encuentra en modo

de espera, lo que extiende la vida de la batería, convirtiéndose en un dispositivo útil para ser empleado en equipos médicos portables [80].

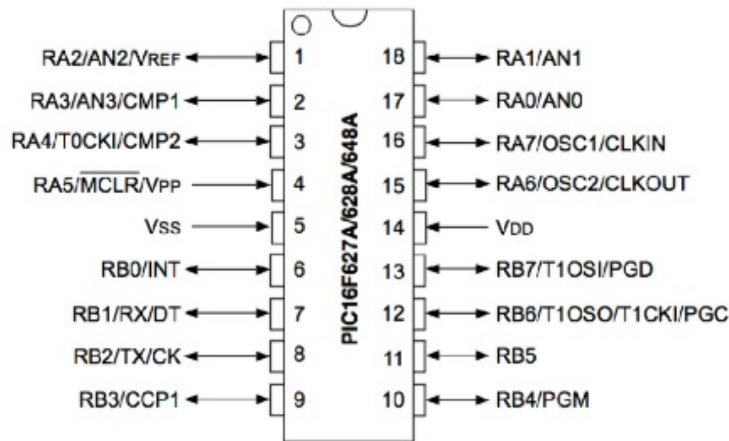


Figura 16. Diagrama de pines del PIC16F628A [80]

-Arquitectura Harvard:

El PIC16F628A posee una arquitectura Harvard que, a diferencia de la tradicional arquitectura Von Neuman, tiene un diseño en el que la memoria de datos (SRAM) y la memoria de programa (Flash) están separadas en distintos bloques de memorias con acceso en buses separados, como se muestra en la figura 17. Un bus de memoria de datos con ancho de 8 bits, donde se guardan registros de propósito general (GPR); y un bus de memoria de programa con 14 bits que permite a la CPU acceder en un solo ciclo a un instrucción completa. Esta separación permite que la CPU ejecute una instrucción mientras busca simultáneamente la siguiente, aumentando significativamente la velocidad de resolución, contrastando a la arquitectura Von Neuman, donde la CPU debe esperar primero a que se termine de ejecutar la acción actual para poder buscar la siguiente instrucción [80].

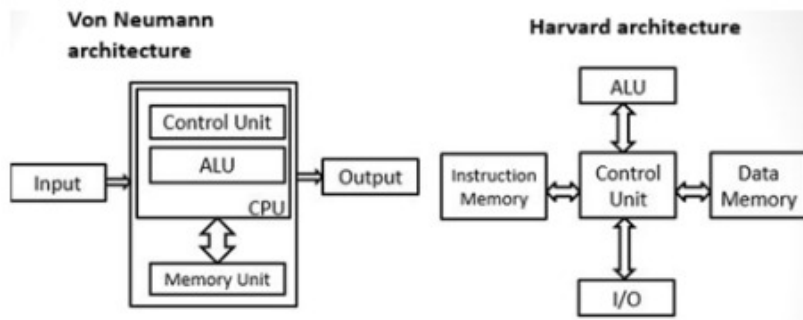


Figura 17. Arquitectura Harvard vs Von Neumann [80]

-Gestión de tiempos y osciladores:

Los microcontroladores emplean recursos de temporización para generar interrupciones periódicas o medir de forma precisa eventos externos. El PIC16F628A tiene tres temporizadores: Un Timer 0 de 8 bits, un Timer 1 de 16 bits y un Timer 2 de 8 bits. Estos módulos son necesarios para generar señales de PWM y retardos de tiempo precisos, trabajando independientemente de la CPU [80].

-Mecanismos de seguridad:

Una de las principales ventajas del uso de microcontroladores PIC, es que se pueden programar sus bits de configuración que determinan la forma en la que el dispositivo trabajará. De esta manera, se pueden activar mecanismos de seguridad como el watchdog timer (WDT), que es un temporizador con un circuito que monitorea la fuente de voltaje (VDD), que reinicia el microcontrolador si detecta una caída de voltaje por debajo del umbral de 4.0V, previniendo que el software se atasque y se genere operaciones impredecibles a causa de la baja energía [79].

V-H. Electrónica de potencia y etapa de salida

V-H1. Principios de Interfaz de Potencia:

En aplicaciones de transmisión, los microcontroladores pueden procesar información a altas velocidades, con valores de voltaje y corriente bajos, sin embargo, físicamente no pueden inyectar corrientes altas, suficientes como para mover cargas reales, estimular un tejido o activar un motor. Es así como la electrónica de potencia se vuelve crucial para este tipo de aplicaciones, actuando como un músculo intermedio entre el microcontrolador y el actuador. Recibe señales de energía débiles a través de puentes de transistores, para controlar interruptores que abren o cierran el paso de una energía mayor [81].

V-H2. Topología de puente H:

Un puente H es un circuito que integra 4 transistores (con disposición en forma de H) que actúan como interruptores, permitiendo suministrar voltajes en distintas direcciones como se muestra en la figura 18. Cuenta con dos pares diagonales de interruptores (S1 y S4, S2 y S3). Cuando se cierra un par, la corriente fluye en una dirección y cuando se cierra el par opuesto, la dirección de la corriente se invierte. Para que esta conmutación ocurra de forma segura, el dispositivo (que puede ser controlado por un microcontrolador) requiere la programación de una lógica de tiempo muerto para evitar el encendido simultáneo de interruptores colineales (ej. S1 Y S3) cuando los transistores cambien de estado, evitando así que se generen cortocircuitos desde la fuente directo a tierra [82].

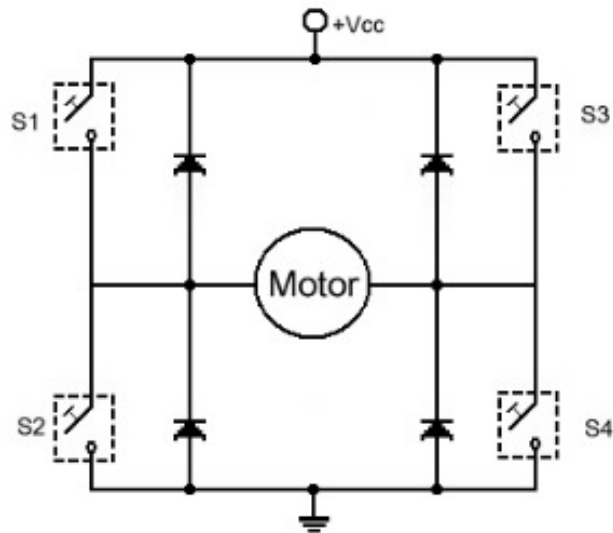


Figura 18. Estructura lógica del puente H [82]

-Driver integrado L293D:

El integrado L293D es un tipo de puente H, diseñado para suministrar altas corrientes de operación bidireccional, que pueden llegar hasta los 600 mA, y trabajar con rangos de voltaje desde 4.5 a 36 V. Tiene un buen desempeño térmico, soportando temperaturas de hasta 150°C, y tiene incluida una protección térmica que deshabilita las salidas si la temperatura supera ese valor. Puede soportar altas cargas inductivas generadas por relés o motores e incluye diodos integrados para protección interna de corrientes de retroceso. En la figura 19 se muestra el diagrama de pines del driver [83].

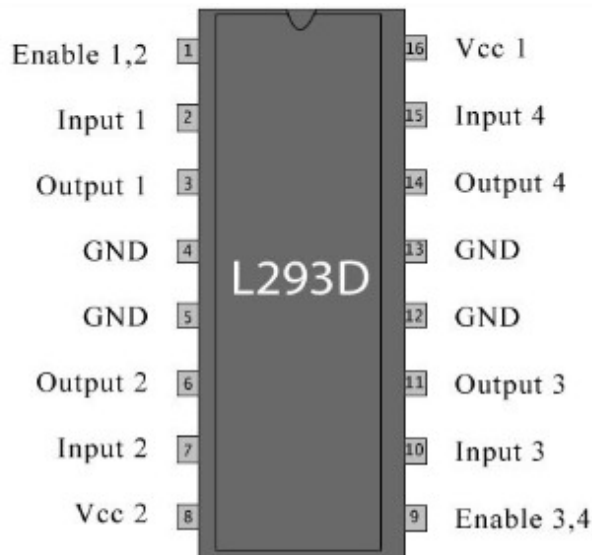


Figura 19. Diagrama de pines del L293D [83]

V-H3. Control de cargas inductivas y resistivas:

Cuando se activa o desactiva un actuador, los niveles de voltaje y corriente deben conmutar, y al hacerlo, se generan cargas inductivas parásitas. Cuando apagamos un interruptor, se genera un colapso inmediato del campo magnético, induciendo un pico alto de voltaje en el interruptor, el cual se describe en la ecuación 14. Este voltaje puede dañar los transistores del dispositivo de conmutación. Para ello, la carga debe pasar a través de un diodo de libre circulación que obstruya el camino para corrientes inductivas y lleve al pico de voltaje a niveles seguros de operación [81].

$$V_L = L \frac{di}{dt} \quad (14)$$

V-I. Filtrado de señales

V-II. Filtros pasivos:

Los filtros son circuitos que atenúan señales no deseadas y solo permiten el paso de señales con frecuencias deseadas. Si el filtro no requiere una fuente de alimentación externa para funcionar y está compuesto sólo por elementos pasivos como resistencias (R), capacitores (C) e inductores (L), se denomina filtro pasivo. Existen tres tipos de filtros pasivos: El pasa bajo, que solo permite el paso de frecuencias bajas y filtra señales de alta frecuencia; el pasa alto que filtra las frecuencias bajas y pasa las altas; y el filtro pasa banda que permite el paso de un rango específico de frecuencias y es comúnmente usado para eliminar el ruido de la red eléctrica [84].

V-I2. Filtro RC Pasa bajo:

El filtro pasa bajo está conformado por un resistencia R en serie con un capacitor C , como se muestra en la figura 20. La forma en la que opera es que, a medida que que pasan por el capacitor frecuencias altas ($f \rightarrow \infty$), este se comporta como un cortocircuito ($X_c \rightarrow 0$), por lo que a la salida el voltaje se aproxima a 0 ($V_o \approx 0$). A frecuencias bajas ($f \rightarrow 0$), el capacitor actúa como un circuito abierto ($X_c \rightarrow \infty$), y el voltaje de salida se igual al de entrada ($V_o \approx V_i$).

Para conocer la potencia de salida de la señal cuando esta cae a la mitad de su máximo valor, obtenemos la frecuencia de corte (f_c), que puede calcularse con la ecuación 15: [76].

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (15)$$

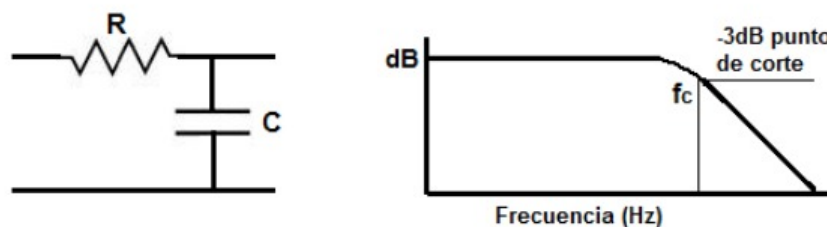


Figura 20. Filtro pasa bajos [76]

V-13. Análisis transitorio del circuito RC:

Para verificar el comportamiento transitorio del circuito RC, se debe calcular la velocidad de carga y descarga del capacitor, tal velocidad es determinada por la constante de tiempo (τ), y para obtenerla usamos la ecuación 16:

$$\tau = R \times C. \quad (16)$$

Durante la fase de carga, con una constante de tiempo τ , el voltaje del capacitor llega a un 63.2% de su valor máximo, y para un constante de 5τ , se lo considera cargado totalmente con un porcentaje superior al 99%. La ecuación 17 modela esta fase y viene dada por la exponencial:

$$v_c(t) = V(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (17)$$

Durante la descarga del capacitor, con una constante de tiempo, el voltaje decae en un 36.8%. Esta fase está modelada por la exponencial mostrada en la ecuación 18. La gráfica que modela la carga y descarga de un capacitor se muestra en la figura 21 [76].

$$v_c(t) = V e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (18)$$

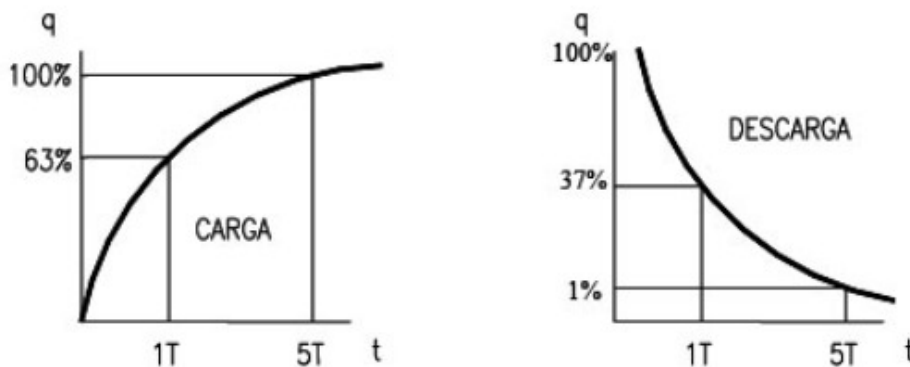


Figura 21. Carga y descarga de un capacitor [76]

VI. MARCO METODOLÓGICO

Este proyecto se basa en una investigación aplicada de carácter tecnológica, centrada en resolver un problema biomédico específico, mediante el desarrollo de un prototipo funcional. Se aplica una metodología de diseño experimental con enfoque de validación cuantitativa, dado que se realizan mediciones objetivas de variables y parámetros electrofisiológicos (voltaje, ancho de pulso, frecuencia, etc) para comprobar la eficacia del dispositivo.

VI-A. Enfoque y Tipo de Investigación

VI-A1. Modalidad de Investigación:

La modalidad de investigación es definida como Proyectiva y Experimental. Es Proyectiva, dado que se enfoca en crear un solución tecnológica (un circuito electroestimulador) que, para su aplicación particular, no existe en una forma específica actual, y parte desde un diseño conceptual hasta un prototipo materializado. Es experimental, ya que ciertas variables independientes son manipuladas deliberadamente, para observar su impacto sobre las variables dependientes, bajo un entorno de condiciones controladas.

VI-A2. Alcance del Estudio:

El alcance del estudio es descriptivo y correlacional. Es descriptivo, debido a que se documentan características técnicas del prototipo, como su arquitectura de hardware, la lógica del firmware y el análisis del comportamiento de las señales eléctricas que genera. El alcance también es correlacional, ya que se establece una relación física y matemática de los resultados obtenidos en función de los parámetros de diseño, comparando el nivel de congruencia entre el modelo teórico y la realidad física.

VI-A3. Diseño de Investigación:

Este proyecto aplica un diseño de laboratorio In Vitro/In Silico. Dado que no es posible la implementación de una fase de prueba en sujetos humanos o animales para la validación del prototipo, se optó por el desarrollo de una simulación Computacional (In Silico) para modelar el comportamiento ideal del sistema, mediante el uso de software matemático como MATLAB, y el diseño del circuito electrónico en Proteus VSM. Además, se realiza el modelado físico (In Vitro), para simular la respuesta del tejido biológico, mediante el uso de cargas resistivas y un filtro RC, realizando mediciones con instrumentación estándar que permite mediciones seguras y repetibles.

VI-B. Fase 1: Estipulación de parámetros fisiológicos de diseño

VI-B1. Identificación de parámetros críticos:

Se realizó una recopilación y análisis documental de diversos estudios sobre electrofisiología para conocer en profundidad el mecanismo en el que un nervio envía señales eléctricas a través de las neuronas motoras para la activación muscular. En esta fase se identificó los requerimientos biológicos del nervio frénico y el músculo diafragma para obtener especificaciones técnicas cuantificables, y se definió así, tres parámetros fundamentales para la señal de estimulación:

- Amplitud de voltaje (V): Considerando una impedancia máxima de $2k\Omega$ en el tejido y una corriente requerida de $6mA$, se determinó un voltaje de fuente de $12V$, el cual define la tensión de alimentación en la etapa de potencia. Se realizó el cálculo mediante la Ley de Ohm, como se muestra en la ecuación (19):

$$V = I \times Z \quad (19)$$

$$V = 6mA \times 2k\Omega$$

$$V = 12V$$

- Frecuencia de operación (f): Se estableció una frecuencia de disparo de $20Hz$. Este valor está fundamentado en la frecuencia de fusión tetánica para estimular las fibras musculares de interés, que en este caso son las de Tipo I y predominan en el diafragma. Se descartaron frecuencias superiores para evitar el agotamiento metabólico del tejido a causa de la fatiga sináptica neuromuscular.
- Ancho de pulso (t_{on}): Se determinó un valor de duración de $150\mu s$ para cada pulso, basándose en el rango de cronaxia de 50 a $100\mu s$ para las fibras motoras grandes (A-alfa). Se seleccionó un valor de $150\mu s$, que es superior al máximo del rango, con el fin de garantizar un margen de seguridad supraumbral que asegure el reclutamiento de todas las fibras motoras y quedando muy por debajo del umbral de $400\mu s$ para la activación de las fibras tipo C, asociadas al dolor.

VI-B2. Definición de Parámetros de Estimulación y Requisitos Técnicos para el circuito estimulador:

A partir de los parámetros críticos junto al análisis de la base fisiológica, se definieron los parámetros y las características técnicas descritas en la tabla II, que rigen el diseño del prototipo.

Tabla II
PARÁMETROS DE ESTIMULACIÓN Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL PROTOTIPO.

| Parámetro | Especificación Técnica | Justificación Metodológica |
|-----------------------------|--|---|
| Amplitud | 12 V | Garantiza un valor de corriente supraumbral. Es un valor de voltaje considerado seguro para prototipos. |
| Frecuencia (f) | 20 Hz | Asegura contracción muscular sin fatiga prematura. |
| Periodo (T) | $50ms$ | A partir de $T = 1/f$. |
| Ancho de Pulso (t_{on}) | $150\mu s$ | Basado en la cronaxia de las fibras motoras grandes, que provocan la tetanización muscular. |
| Tipo de onda | Bifásica Rectangular | Despolariza de forma segura y eficiente las fibras nerviosas, y al ser bifásica genera un balance de cargas, evitando la fatiga del tejido. |
| Ciclo respiratorio | Relación $I : E = 1 : 2$ Insp: 1.2 s / Esp: 2.4 s | Valor de duración aproximado del ciclo respiratorio en reposo. |

Nota. Parámetros configurados para un modo de respiración en reposo.

VI-C. Fase 2: Modelado matemático de la señal teórica

Previo a la etapa de diseño del circuito electrónico, se formuló un modelo matemático que valide de forma teórica si los parámetros de estimulación seleccionados producen una señal apropiada, que nos permita predecir cómo se comporta idealmente la señal de estimulación, estableciendo así una referencia para la posterior validación del prototipo físico.

VI-C1. Formulación analítica de la señal :

Para describir de forma analítica la señal de pulso, se utilizó la función Escalón Unitario de Heaviside, la cual, según la figura 22 se define como:

Esta función permite representar matemáticamente eventos de transición instantánea de un estado a otro, que en este caso, es la conmutación del voltaje, actuando como un interruptor. Además, cualquier pulso rectangular puede

$$u(t) = \begin{cases} 0 & \text{si } t < 0 \\ 1 & \text{si } t \geq 0 \end{cases}$$

Figura 22. Función escalón Unitario. Autor propio.

ser expresado a partir de la diferencia entre dos funciones escalón desplazadas en el tiempo.

Modelado del Pulso Bifásico

Se propuso 4 señales escalón para definir una función S(t) que modele el pulso bifásico rectangular:

- La primera señal escalón (S1), es la señal de activación que empieza el evento, y se describe en la ecuación (20):

$$S1 = A(u(t - t_0)) \quad (20)$$

Con esta señal pasamos de un estado lógico 0 a un estado 1, que cambia el voltaje de 0 a un voltaje de amplitud A. El tiempo t, es el que transcurre de forma independiente durante todo el evento. El tiempo t0 Es el tiempo que define el inicio del pulso y puede ser cero o mayor que cero, por lo que se describe como un desplazamiento en la función escalón.

- Con la segunda señal (S2), regresamos a un estado lógico 0, conmutando el voltaje de A a 0 V. S2 se describe en la ecuación (21):

$$S2 = -A(u(t - (t_0 + t_{on}))) \quad (21)$$

Esta señal se activa después de que transcurre un tiempo $t_0 + t_{on}$, donde t_{on} Es la duración del ancho de pulso. S2 se suma a S1, y cómo es negativa se cancelan y regresan a 0V, construyendo así el pulso positivo, que se describe en la ecuación (22):

$$\text{Pulso positivo} = S1 + S2 = A[u(t - t_0) - u(t - (t_0 + t_{on}))] \quad (22)$$

- La tercera señal (S3) se activa para cambiar de estado y conmutar el voltaje a una amplitud -A, iniciando la fase negativa. S3 se describe en la ecuación (21):

$$S3 = -A(u(t - (t_0 + t_{on}))) \quad (23)$$

S3 es igual a S2, porque la señal es ideal, por lo tanto inicia en el mismo instante transcurrido el tiempo t_{on} , que ha durado el pulso de la fase positiva.

- Con la cuarta señal (S4), regresamos al estado lógico 0, conmutando el voltaje de -A a 0 V. S4 se describe en la ecuación (24):

$$S4 = A(u(t - (t_0 + 2t_{on}))) \quad (24)$$

Dado que la señal es simétrica, el pulso negativo tiene la misma duración del ancho de pulso, por lo tanto S4 se activa transcurrido el tiempo $2t_{on}$, y se suma a S3, construyendo así la fase negativa, que se describe en la

ecuación (25):

$$\text{Pulso negativo} = S3 + S4 = A[-u(t - (t_0 + t_{on})) + u(t - (t_0 + 2t_{on}))] \quad (25)$$

- Finalmente, se suman las 4 señales para formar la expresión matemática que modela un pulso bifásico en un evento $S(t)$, expresado en la ecuación (26):

$$S(t, t_0) = A[u(t - t_0) - u(t - (t_0 + t_{on}))] + A[-u(t - (t_0 + t_{on})) + u(t - (t_0 + 2t_{on}))] \quad (26)$$

Modelado del tren de pulsos

Una vez obtenida la expresión matemática para un solo pulso bifásico, se obtuvo la expresión para el tren de pulsos que modela el comportamiento de la señal de salida total, a partir de la ecuación (26) y los parámetros de estimulación establecidos en la tabla 1. Los parámetros para construir el tren de pulsos son:

- Amplitud: $12V$
- Frecuencia (f): $20Hz$
- Periodo (T): El tiempo entre el inicio de un pulso y el inicio del siguiente, con la ecuación (27), se calculó el periodo a partir de la frecuencia:

$$T = \frac{1}{f} \quad (27)$$

$$T = \frac{1}{20\text{hz}} = 0,05\text{ s} = 50\text{ ms}$$

- Duración total (t_{total}): 1.2 segundos dura la fase activa, que es la inspiración.
- Número de pulsos (N): Se calculó el número de pulsos del tren a partir del periodo y la duración total. Se describe en la ecuación (28):

$$N = \frac{T_{total}}{T} \quad (28)$$

$$N = \frac{1,2\text{ s}}{0,05\text{ s}} = 24\text{ pulsos}$$

- Tiempo de inicio t_0 para cada pulso: Como cada pulso inicia cada $50ms$ según el periodo (T), el tiempo de inicio para cada pulso se describe en la ecuación (29):

$$t_0 = nT \quad (29)$$

Dado los parámetros del tren, se expresó la señal de salida total $V_{salida}(t)$ en la ecuación (30), mediante la sumatoria de N eventos, que corresponden a cada pulso bifásico:

$$V_{salida}(t) = \sum_{n=0}^{23} (12[u(t - nT) - u(t - (nT + t_{on}))] + 12[-u(t - (nT + t_{on})) + u(t - (nT + 2t_{on}))]) \quad (30)$$

VI-C2. Gráfica de la señal en MATLAB :

Una vez obtenida la función matemática que modela la señal de estimulación, se implementó un código en MATLAB que se observa en las figuras 23, 24 y 25, para generar la gráfica de la señal teórica, para corroborar la estructura del tren de pulsos.

```
% MODELADO MATEMÁTICO: SEÑAL IDEAL DE ESTIMULACIÓN
% Fase: V-C (Modelo Teórico)

clc; clear; close all;

% --- 1. PARÁMETROS DEL MODELO ---
A = 12; % Amplitud (Voltios)
Frecuencia = 20; % Frecuencia (Hz)
T = 1 / Frecuencia; % Periodo (50 ms)
T_total = 1.2; % Tiempo de Inspiración (s)
N_pulsos = T_total * Frecuencia; % Total pulsos (24)
t_on = 150e-6; % Ancho de pulso (150 us)

% --- 2. CONFIGURACIÓN DE TIEMPO Y VISUALIZACIÓN DE LAS SEÑAL ---
Fs = 2e6; % Frecuencia de muestreo (2 MHz para resolución perfecta)
dt = 1/Fs;
t = 0:dt:T_total; % Vector de tiempo
V_out = zeros(size(t));
```

Figura 23. Código para la gráfica de la señal teórica. Parte 1. Autor propio.

```
% --- 3. GENERACIÓN DE LA SEÑAL (ECUACIÓN DE HEAVISIDE) ---
for n = 0:(N_pulsos - 1)

    % Instante de inicio del ciclo n
    t_0 = n * T;

    % A. Fase Positiva (Desde t_0 hasta t_0 + t_on)
    idx_pos = (t >= t_0) & (t < (t_0 + t_on));
    V_out(idx_pos) = A;

    % B. Fase Negativa (Desde t_0 + t_on hasta t_0 + 2*t_on)
    t_neg_start = t_0 + t_on;
    idx_neg = (t >= t_neg_start) & (t < (t_neg_start + t_on));
    V_out(idx_neg) = -A;

end
```

Figura 24. Código para la gráfica de la señal teórica. Parte 2. Autor propio.

```

% --- 4. VISUALIZACIÓN ---
figure('Name', 'Modelo Matemático Ideal', 'Color', 'black');

% Gráfica 1: Tren Completo
subplot(2,1,1);
plot(t, V_out, 'b', 'LineWidth', 1);
title('Modelo Teórico: Tren de Pulsos Bifásicos Ideales (20 Hz)');
xlabel('Tiempo (s)'); ylabel('Voltaje (V)');
ylim([-15 15]); grid on;

% Gráfica 2: Zoom a la estructura del pulso
subplot(2,1,2);
% Zoom centrado en el primer pulso para ver la transición perfecta
xlim_zoom = 0.0004; % 400 microsegundos
plot(t, V_out, 'r', 'LineWidth', 2);
title('Detalle: Transición Bifásica Ideal (Sin Tiempo Muerto)');
xlabel('Tiempo (s)'); ylabel('Voltaje (V)');
xlim([0, xlim_zoom]); ylim([-15 15]);
grid on;

```

Figura 25. Código para la gráfica de la señal teórica. Parte 3. Autor propio.

VI-D. Fase 3: Arquitectura de hardware y selección de componentes

Para el desarrollo del prototipo fue necesario una selección rigurosa de componentes electrónicos que ejecuten algoritmos de control y suministren la potencia necesaria, Como criterio de diseño, la elección de los componentes se centró en criterios de precisión temporal, autonomía y seguridad eléctrica.

VI-D1. Selección del Microcontrolador:

Para la selección del microcontrolador encargado de controlar la conmutación de voltaje y la modulación del ancho de pulso, se evaluaron diferentes arquitecturas de control. Como se muestra en la tabla III, se compararon tres microcontroladores evaluando criterios de integración, periféricos y viabilidad para un diseño portátil.

| Microcontrolador | PIC16F84A | PIC16F628A | ARDUINO UNO |
|----------------------|--------------------------------|-------------------------------|--|
| Alimentación | 5 V | 5 V | 5 V |
| Arquitectura | Harvard RISC (8 bits) | Harvard RISC (8 bits) | AVR (8 bits) |
| Memory Flash | 1 KB Flash | 2 KB Flash | 32 KB Flash |
| Timers | 1 Timer0 | 3 Timers (T0, T1 y T2) | 3 Timers (T0, T1 y T2) |
| Oscilador | Requiere cristal externo | Interno de 4MHz | Externo (cristal de 16 Mhz) |
| Componentes Externos | Requiere cristal y capacitores | No posee componentes externos | Posee múltiples componentes como reguladores, USB, cristal, etc. |
| Generación PWM | Solo por software | Hardware(Módulo CCP1) | Hardware (6 pines) |
| Consumo de corriente | ~ 2 - 4 mA | ~ 1.2 mA | ~ 40 - 50 mA |

Tabla III
COMPARATIVA DE MICROCONTROLADORES.

Tras la comparativa, el microcontrolador seleccionado fue el PIC16F628A, debido a que es el que mejor se ajusta a los criterios de diseño. Tiene bajo consumo de corriente y tecnología NanoWatt que mantiene bajo consumo en operación estática, ampliando la vida útil de la fuente de alimentación. Integra osciladores y temporizadores en un

solo chip, optimizando el tamaño del prototipo.

VI-D2. Selección del Driver de Potencia:

Dado que el microcontrolador opera con un voltaje máximo de $5V$, y el voltaje seleccionado para la señal de estimulación es de $12V$, se requiere la selección de una interfaz de control de potencia. Se seleccionó el circuito integrado $L293D$, que está basado en una topología de puente H. Este Driver soporta corrientes pico de hasta $1A$, posee diodos flyback internos para un buen manejo de cargas inductivas, operando de forma segura sin riesgo de picos de voltaje inversos.

VI-D3. Análisis de consumo energético y autonomía:

Para dimensionar la fuente de alimentación, se realizó un cálculo teórico del consumo de corriente total del sistema, que se define en la ecuación (31) como la suma del consumo de la lógica de control y la etapa de potencia:

$$I_{total} = I_{Micro} + I_{Driver} + I_{carga} \quad (31)$$

Los parámetros para el cálculo son:

- El PIC16F628A en operación a $4MHz/5V$ tiene un consumo típico aproximado de $1.2 mA$.
- El driver $L293D$ tiene un consumo de lógica interna (V_{ss}) aproximado de $5mA$.
- Respecto a la carga, con una amplitud de $12V$ sobre $1k\Omega$, la corriente pico es de $12mA$, sin embargo, se debe calcular el ciclo de trabajo (D), descrito en la ecuación (32) para obtener la corriente promedio de la carga I_{prom} como se muestra en la ecuación (33).

Cálculo del ciclo de trabajo (D):

$$D = \frac{t_{on} \times 2}{T} \quad (32)$$

$$D = \frac{150 \mu s \times 2}{50 ms} = 0,006$$

Corriente promedio de la carga (I_{prom}):

$$I_{prom} = I_{pico} \times D \quad (33)$$

$$I_{prom} = 12 mA \times 0,006 = 0,072 mA$$

Usamos la ecuación (31) para calcular el Consumo total estimado:

$$I_{total} \approx 1,2 mA + 5 mA + 0,072 mA \approx 6,3 mA$$

Estimación de autonomía:

Usando un batería estándar de 12V con una capacidad típica de 500mA/h, calculamos las horas de autonomía con la ecuación (34):

$$Horas = \frac{\text{Capacidad batería}}{\text{Consumo carga}} \quad (34)$$

$$Horas = \frac{500 \text{ mA/h}}{6,3 \text{ mA}} \approx 79 \text{ horas}$$

VI-E. Fase 4: Diseño y programación del circuito

En esta fase se desarrolló el diseño del circuito y la lógica de programación en un entorno de validación unificado. Se usó el software Proteus Design Suite versión 8.13 para la construcción del esquemático y la simulación en tiempo real. La programación de la lógica de control para el PIC16F628A se realizó en el ambiente de MPLAB X IDE versión 6.25.

VI-E1. Diseño del circuito en Proteus:

Se realizó la conexión del PIC16F628A con el driver L293D como se muestra en la figura 26. Se configuró a los puertos RB3 y RB4 del PIC para funcionar como salidas digitales, y se conectaron a los puertos de entrada IN1 e IN2 del puente, para enviar la señal de control. Se utilizó una fuente de 5V para habilitación del PIC y del puente, y una fuente de 12V para la transmisión de la señal de estimulación.

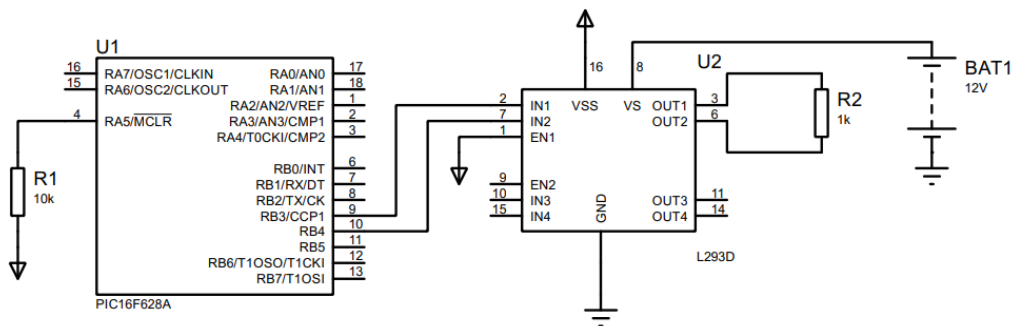


Figura 26. Diseño del circuito en Proteus. Autor propio.

Las salidas del driver OUT1 y OUT2 controlan el paso de de la corriente y están conectadas por medio de una resistencia de 1 kΩ que simula al tejido. Durante la fase positiva, OUT1 envía corriente hacia OUT2, y en la fase negativa la corriente viaja en sentido contrario desde OUT2 a OUT1, formándose así la señal rectangular bifásica.

VI-E2. Programación de la lógica de control:

Se programó el PIC16F628A en el ambiente de MPLAB X IDE de Microchip. El código se escribió con lenguaje de programación C y se compiló con XC8 compiler.

Para optimización del algoritmo, se dividió el código en 3 archivos, un archivo Fuente (Source File) para la configuración de trabajo del PIC, un archivo de cabecera (Header File) para el registro de las variables, y un archivo principal (Main File) que contiene todo el código principal.

En la figura 27 se muestra el código del archivo fuente con extensión .C, donde se definieron los bits de configuración para controlar la forma general en la que trabaja el PIC; se programó para que use su oscilador interno, controlar que debe hacer si detecta cambios bruscos de voltaje y acciones de protección del código.

```
// 'C' source line config statements
// CONFIG
#pragma config FOSC = INTOSCIO // Oscillator Selection bits
#pragma config WDTE = OFF      // Watchdog Timer Enable bit
#pragma config PWRTE = ON      // Power-up Timer Enable bit
#pragma config MCLRE = ON      // RA5/MCLR/VPP Pin Function Select
#pragma config BOREN = ON      // Brown-out Detect Enable bit
#pragma config LVP = OFF       // Low-Voltage Programming Enable bit
#pragma config CPD = OFF       // Data EE Memory Code Protection bit
#pragma config CP = OFF        // Flash Program Memory Code Protection

// #pragma config statements should precede project file includes.
// Use project enums instead of #define for ON and OFF.

#include <xc.h>
#include "configuracion.h"
```

Figura 27. Bits de configuración en Source File. Autor propio.

En la figura 28 se muestra el código del archivo de cabecera con extensión .h. Es importante la inclusión de este archivo porque los de extensión .C no pueden leerse entre sí, por lo que funciona como un puente entre el archivo fuente y el principal. Además, en este archivo se define la frecuencia de trabajo del PIC, y la definición del nombre de las funciones y el valor de los parámetros de estimulación.

```

#ifndef CONFIGURACION_H
#define CONFIGURACION_H

#include <xc.h>

//FRECUENCIA DEL OSCILADOR
#define _XTAL_FREQ 4000000

//PINES
// Pines de Control para el Puente H (L293D)
#define PIN_FASE_A PORTBbits.RB3 // INPUT 1
#define PIN_FASE_B PORTBbits.RB4 // INPUT 2

// Configuración Bifásica para el control del Puente H

// Fase Positiva: Corriente fluye en un sentido (A=1, B=0)
#define ACTIVAR_FASE_POSITIVA() { PIN_FASE_A = 1; PIN_FASE_B = 0; }

// Fase Negativa: Corriente fluye en sentido opuesto (A=0, B=1)
#define ACTIVAR_FASE_NEGATIVA() { PIN_FASE_A = 0; PIN_FASE_B = 1; }

// Apagado: Corta la corriente (A=0, B=0)
#define APAGAR_SALIDAS() { PIN_FASE_A = 0; PIN_FASE_B = 0; }

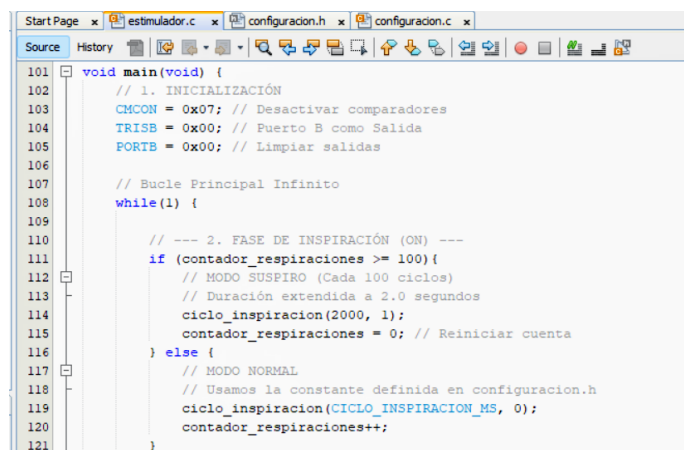
// --- PARÁMETROS DE DISEÑO ---
// Definición los tiempos
#define FRECUENCIA_ESTIMULO_HZ 20 // 20 Hz
#define ANCHO_PULSO_US 150 // 150 microsegundos
#define CICLO_INSPIRACION_MS 1200 // 1.2 segundos ON
#define CICLO_ESPIRACION_MS 2400 // 2.4 segundos OFF

#endif /* XC_HEADER_TEMPLATE_H */

```

Figura 28. Definición de funciones y parámetros en Header File. Autor propio.

En la figura 29 tenemos un vistazo del código del archivo principal con extensión .C, donde se programó toda la lógica de control del prototipo, se incluyen las funciones para controlar la fase positiva y negativa del pulso bifásico, los ciclos de respiración y el bucle principal que gestiona los tiempos globales y se repite mientras el circuito está encendido.



```

101 void main(void) {
102     // 1. INICIALIZACIÓN
103     CMCN = 0x07; // Desactivar comparadores
104     TRISB = 0x00; // Puerto B como Salida
105     PORTB = 0x00; // Limpiar salidas
106
107     // Bucle Principal Infinito
108     while(1) {
109
110         // --- 2. FASE DE INSPIRACIÓN (ON) ---
111         if (contador_respiraciones >= 100) {
112             // MODO SUSPIRO (Cada 100 ciclos)
113             // Duración extendida a 2.0 segundos
114             ciclo_inspiracion(2000, 1);
115             contador_respiraciones = 0; // Reiniciar cuenta
116         } else {
117             // MODO NORMAL
118             // Usamos la constante definida en configuracion.h
119             ciclo_inspiracion(CICLO_INSPIRACION_MS, 0);
120             contador_respiraciones++;
121         }
122     }

```

Figura 29. Vista del código principal en Main File. Autor propio.

El funcionamiento general del código se detalla a continuación:

- Como se muestra en la figura 30, se incluyó la librería general de MPLAB y el archivo de cabecera que aporta la información de las variables y la configuración de los bits contenida en el archivo fuente. Se asigna una variable global para registrar el número de ciclos respiratorios desde el que dispositivo es encendido.

```
/* Funciones: Generación de pulsos bifásicos
   Hardware: PIC16F628A + Puente H L293D.
*/

#include <xc.h>
#include "configuracion.h"

// Variable Global para contar ciclos respiratorios
unsigned int contador_respiraciones = 0;
```

Figura 30. Código principal. Parte 1. Autor propio.

- Se definió la función para generar el pulso bifásico que se muestra en la figura 31, con esta función controlamos el flujo y el tiempo de la corriente en los pines de salida del Puente H, activando una fase positiva para que vaya en una dirección, y con la fase negativa vaya a la dirección opuesta. Se asignó un tiempo de espera entre cada fase, para darle tiempo suficiente a los transistores del puente para cambiar de estado y así este no se queme. Se definió además una función de apagado final que cierra el paso de la corriente en ambos pines durante la espiración.

```

/*
Función: generar_pulso_bifasico
*/
void generar_pulso_bifasico(unsigned int ancho_us) {
    // 1. FASE POSITIVA (Corriente A -> B)
    ACTIVAR_FASE_POSITIVA();

    // Bucle de retardo dinámico para la fase positiva
    for(unsigned int i=0; i<ancho_us; i+=10) {
        __delay_us(10);
    }

    // Tiempo muerto de seguridad
    APAGAR_SALIDAS();
    __delay_us(5);

    // 2. FASE NEGATIVA (Corriente B -> A) - BIFÁSICA
    ACTIVAR_FASE_NEGATIVA();

    // Bucle de retardo dinámico para la fase negativa
    for(unsigned int i=0; i<ancho_us; i+=10) {
        __delay_us(10);
    }

    // 3. APAGADO FINAL
    APAGAR_SALIDAS();
}

```

Figura 31. Código principal. Parte 2. Autor propio.

- Se definió la función para controlar el ciclo de inspiración como se muestra en las figuras 32 y 33. En esta función se incluyen los parámetros de estimulación como frecuencia y ancho de pulso, y se determina el tiempo que dura la inspiración.

```

void ciclo_inspiracion(unsigned int duracion_ms, unsigned char es_suspiro) {

    // CÁLCULO AUTOMÁTICO DEL PERIODO (T = 1/f)
    // Ejemplo: 1000 ms / 20 Hz = 50 ms
    const unsigned int periodo_ms = 1000 / FRECUENCIA_ESTIMULO_HZ;

    // Calculo del numero de pulsos
    unsigned int numero_pulsos = duracion_ms / periodo_ms;

    unsigned int ancho_actual = 50; // Inicia en 50us (Valor base de la Rampa)

    for (unsigned int i = 0; i < numero_pulsos; i++) {

        // --- LÓGICA DE RAMPA (SOFT START) ---
        // Aumenta gradualmente la intensidad en los primeros 5 pulsos
        if (i < 5) {
            ancho_actual = 50 + (i * 20); // Sube: 50, 70, 90, 110, 130...
        } else {
            // Meseta estable
            if (es_suspiro) {
                // En modo suspiro, aumentamos un 33% el ancho (aprox 200us)
                ancho_actual = ANCHO_PULSO_US + 50;
            } else {
                // Usamos la constante definida en configuracion.h
                ancho_actual = ANCHO_PULSO_US;
            }
        }
    }
}

```

Figura 32. Código principal. Parte 3. Autor propio.

```

// Generar el disparo físico
generar_pulso_bifasico(ancho_actual);

// TIEMPO DE ESPERA ENTRE PULSOS (FRECUENCIA)

unsigned int tiempo_muerto = periodo_ms - 1;

// Bucle para el retardo variable
while(tiempo_muerto > 0) {
    __delay_ms(1);
    tiempo_muerto--;
}
}
}

```

Figura 33. Código principal. Parte 4. Autor propio.

- En las figuras 34 y 35 se muestra el código de la función principal, donde se configuran los puertos y se llaman a las funciones descritas previamente. Se configuraron los puertos del PIC como salidas y se genera el bucle infinito del ciclo respiratorio.

```

/**
 * Función: main
 * Descripción: Punto de entrada y bucle infinito.
 */
void main(void) {
    // 1. INICIALIZACIÓN
    CMCON = 0x07; // Desactivar comparadores
    TRISB = 0x00; // Puerto B como Salida
    PORTB = 0x00; // Limpiar salidas

    // Bucle Principal Infinito
    while(1) {

        // --- 2. FASE DE INSPIRACIÓN (ON) ---
        if (contador_respiraciones >= 100){
            // MODO SUSPIRO (Cada 100 ciclos)
            // Duración extendida a 2.0 segundos
            ciclo_inspiracion(2000, 1);
            contador_respiraciones = 0; // Reiniciar cuenta
        } else {
            // MODO NORMAL
            // Usamos la constante definida en configuracion.h
            ciclo_inspiracion(CICLO_INSPIRACION_MS, 0);
            contador_respiraciones++;
        }
    }
}

```

Figura 34. Código principal. Parte 5. Autor propio.

```

// --- 3. FASE DE ESPIRACIÓN (OFF) ---
APAGAR_SALIDAS();

// Espera pasiva definida en configuracion.h
// Usamos un bucle para alcanzar el tiempo total
unsigned int tiempo_espiracion = CICLO_ESPIRACION_MS;

while(tiempo_espiracion >= 100) {
    __delay_ms(100);
    tiempo_espiracion -= 100;
}

// Retardo remanente (si sobra algo menor a 100ms)
if(tiempo_espiracion > 0) {
    // Bucle simple de 10ms
    for(int j=0; j<tiempo_espiracion/10; j++) __delay_ms(10);
}

return;
}

```

Figura 35. Código principal. Parte 6. Autor propio.

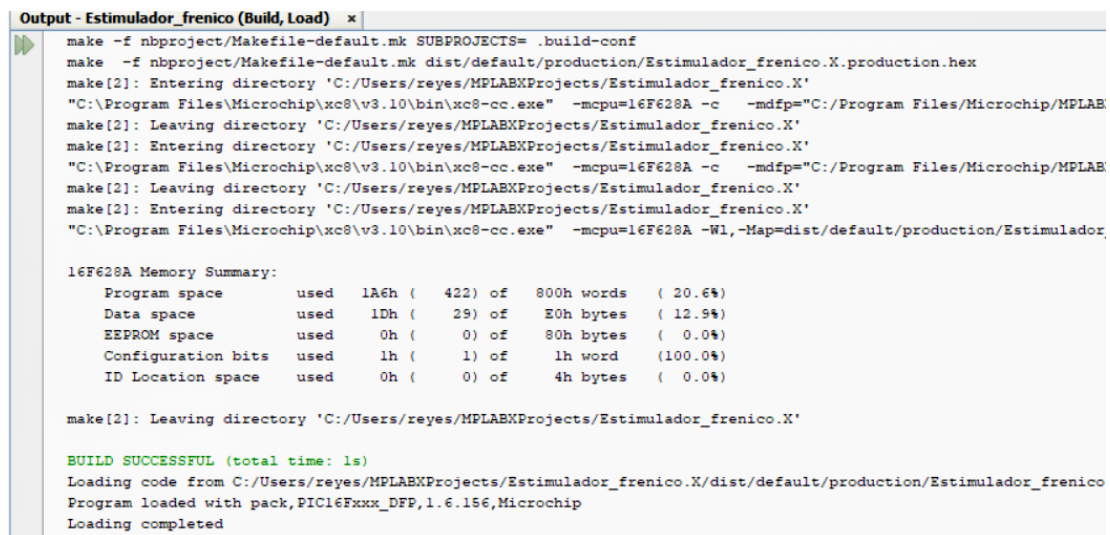
VI-E3. Estructura Lógica del Programa:

1. Inicialización: Configuración de registros TRISB (puertos de salida) y desactivación de comparadores analógicos (CMCON) para asegurar niveles digitales puros.
2. Ciclo Principal (Respiración):
 - Decisión de Modo: Un contador interno evalúa si se han completado 100 ciclos normales. Si se alcanza el límite, se activa la subrutina de "Suspiro"(duración extendida a 2.0s). De lo contrario, se ejecuta una respiración normal (1.2s).
 - Inspiración (Fase Activa): Se genera el tren de pulsos a 20 Hz. Dentro de cada ciclo, se implementa una modulación PWM dinámica (Rampa). Para los primeros 5 ciclos el ancho de pulso incrementa gradualmente de 50 a 150 μ s para evitar contracciones bruscas. El resto de los 24 pulsos mantiene un ancho constante.
 - Espiración (Fase Pasiva): Se fuerzan todas las salidas a bajo (0V) durante 2.4s, permitiendo el retroceso elástico del diafragma.

VI-F. Fase 5: Ejecución del código y la simulación

VI-F1. Grabación del PIC en Proteus:

Una vez ejecutado el código en MPLAB, se valida si se ha cargado correctamente y se generó archivo con extensión .Hex como se muestra en la figura 36. Para grabar el microcontrolador en el circuito diseñado en proteus mostrado en la figura 26, se copió el enlace del archivo .Hex, se fué a la sección de editar componentes en el PIC y se pegó el enlace en la opción de Program File, como se muestra en la figura 37.



```
Output - Estimulador_frenico (Build, Load) x
make -f nbproject/Makefile-default.mk SUBPROJECTS= .build-conf
make -f nbproject/Makefile-default.mk dist/default/production/Estimulador_frenico.X.production.hex
make[2]: Entering directory 'C:/Users/reyes/MPLABXProjects/Estimulador_frenico.X'
"C:\Program Files\Microchip\xc8\v3.10\bin\xc8-cc.exe" -mcpu=16F628A -c -mdfp="C:/Program Files/Microchip/MPLAB
make[2]: Leaving directory 'C:/Users/reyes/MPLABXProjects/Estimulador_frenico.X'
make[2]: Entering directory 'C:/Users/reyes/MPLABXProjects/Estimulador_frenico.X'
"C:\Program Files\Microchip\xc8\v3.10\bin\xc8-cc.exe" -mcpu=16F628A -c -mdfp="C:/Program Files/Microchip/MPLAB
make[2]: Leaving directory 'C:/Users/reyes/MPLABXProjects/Estimulador_frenico.X'
make[2]: Entering directory 'C:/Users/reyes/MPLABXProjects/Estimulador_frenico.X'
"C:\Program Files\Microchip\xc8\v3.10\bin\xc8-cc.exe" -mcpu=16F628A -Wl,-Map=dist/default/production/Estimulador
16F628A Memory Summary:
Program space      used  1A6h ( 422) of  800h words ( 20.6%)
Data space        used   1Dh ( 29) of   E0h bytes ( 12.9%)
EEPROM space      used    0h (  0) of   80h bytes (  0.0%)
Configuration bits used    1h (  1) of    1h word (100.0%)
ID Location space used    0h (  0) of    4h bytes (  0.0%)

make[2]: Leaving directory 'C:/Users/reyes/MPLABXProjects/Estimulador_frenico.X'

BUILD SUCCESSFUL (total time: 1s)
Loading code from C:/Users/reyes/MPLABXProjects/Estimulador_frenico.X/dist/default/production/Estimulador_frenico
Program loaded with pack, PIC16Fxxx_DFP,1.6.156, Microchip
Loading completed
```

Figura 36. Ejecución del código de la lógica de control. Autor propio.

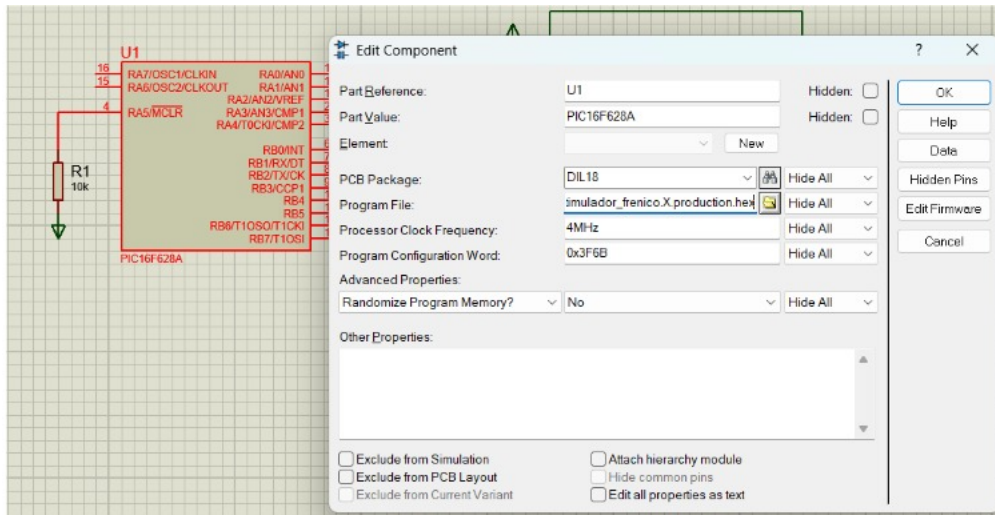


Figura 37. Carga del archivo .Hex en Proteus. Autor propio.

VI-F2. Ejecución y visualización de la simulación:

Para visualizar la señal de estimulación se implementó en el circuito un osciloscopio digital conectado a las salidas del driver L293D para observar el tren de pulsos rectangulares. Además, se implementó un filtro RC Pasa Bajo con una resistencia de $10\text{ k}\Omega$ y un capacitor de $1\mu\text{F}$ como se muestra en la figura 38, para demodular la señal y observar la envolvente de fuerza en el osciloscopio.

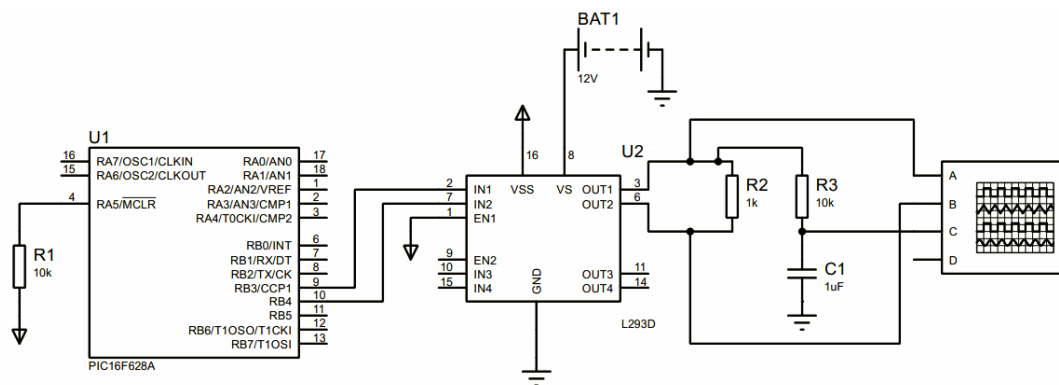


Figura 38. Conexión del esquemático para el registro de la señal. Autor propio.

VI-G. Fase 6: Diseño y Fabricación del Circuito Impreso (PCB)

En esta fase se procedió a la materialización del circuito mediante el diseño de la Placa de Circuito Impreso (PCB).

VI-G1. Diseño del Layout (PCB Layout):

Se utilizó el módulo ARES de Proteus para transferir el esquemático a un diseño de PCB como se muestra en la figura 39. Se ubicó el driver L293 y los conectores de salida (borneras) en un extremo de la placa, separados físicamente del microcontrolador como se muestra en la figura 40, para reducir la interferencia electromagnética

sobre la unidad de control.

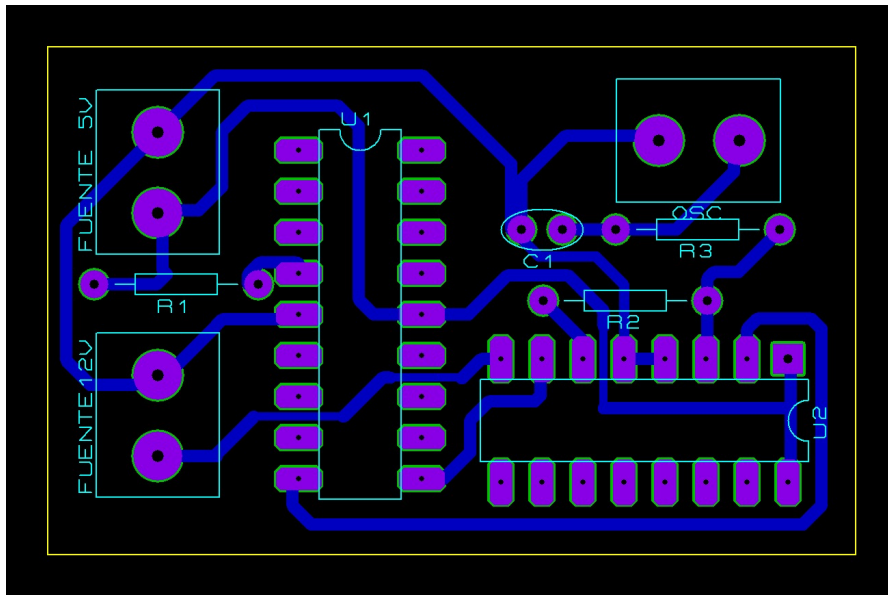


Figura 39. Esquemático de la placa PCB. Autor propio.

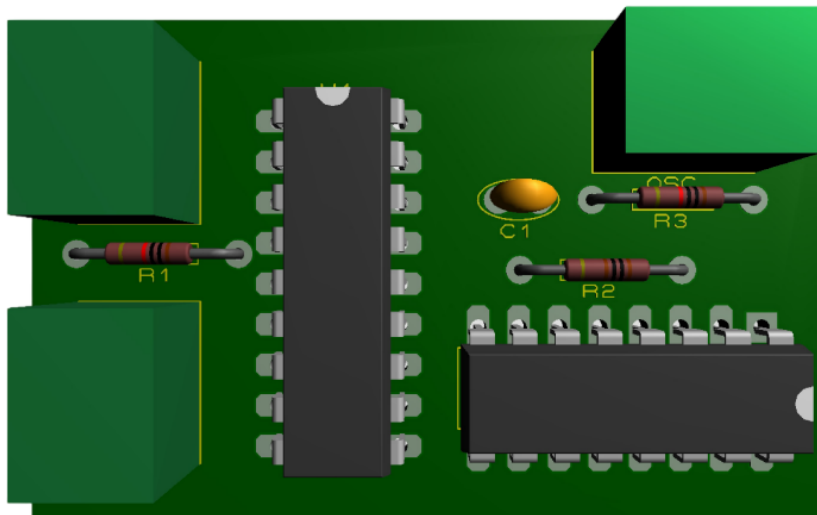


Figura 40. Diseño 3D de la placa PCB. Autor propio.

VI-G2. Impresión y montaje de la placa:

Una vez finalizado el diseño del layout, se imprimió la placa usando sustrato de fibra de vidrio debido a su excelente aislamiento eléctrico y rigidez mecánica. Una vez impresa la placa, se procedió al ensamblaje y soldadura de los componentes electrónicos. Como medida de protección térmica, se instalaron zócalos tipo DIP en la posición de los circuitos integrados, para evitar exponerlos al calor del cautín durante la soldadura, garantizando así la integridad de los semiconductores. La placa terminada se observa en la figura 80.

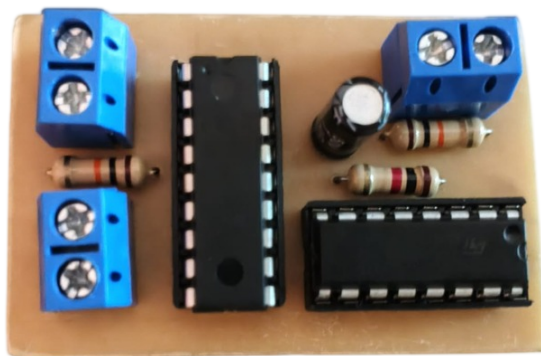


Figura 41. Montaje de los componentes en la placa PCB. Autor propio.

VI-H. Fase 7: Protocolo de pruebas y validación experimental

En esta fase se definió el procedimiento para evaluar el comportamiento del prototipo físico y contrastar las mediciones reales con los modelos teóricos obtenidos en la simulación numérica y la simulación electrónica.

VI-H1. Instrumentación y Carga Equivalente:

La señal de salida del circuito de estimulación involucra tiempos de conmutación en el orden de los microsegundos, por lo que es imperativo el uso de instrumentación de alta precisión. En este caso se usó un osciloscopio digital -registrar marca y modelo- para registrar y caracterizar la señal. Dado que no se conectará el dispositivo a un tejido biológico, la carga equivalente es representada por un resistencia de precisión de $1\text{ k}\Omega$ conectada entre los terminales del driver L293D, permitiendo que se suministre una corriente de de 12 mA , y el osciloscopio registre la caída de tensión efectiva, replicando así las condiciones de operación nominales.

VI-H2. Procedimiento de medición:

Para la adquisición de la señal se siguieron los siguientes pasos:

1. Acondicionamiento de Energía: Como se muestra en la figura 42, se energizó la placa base utilizando una fuente de voltaje de 5 V para la lógica de control del PIC y el puente, y una batería de 12 V suministrada al driver para la etapa de potencia, verificando la correcta distribución de voltajes.
2. Conexión de Carga e Instrumentación: Se conectó las puntas de prueba del osciloscopio en paralelo con el capacitor del filtro RC para medir la diferencia de potencial integrada. Se muestra la conexión en la figura 43.
3. Captura de Señal (Zoom Out): Se ajustó la base de tiempo del osciloscopio para capturar múltiples ciclos consecutivos y verificar la frecuencia de repetición del tren de pulsos y la relación de tiempos entre la inspiración y espiración.

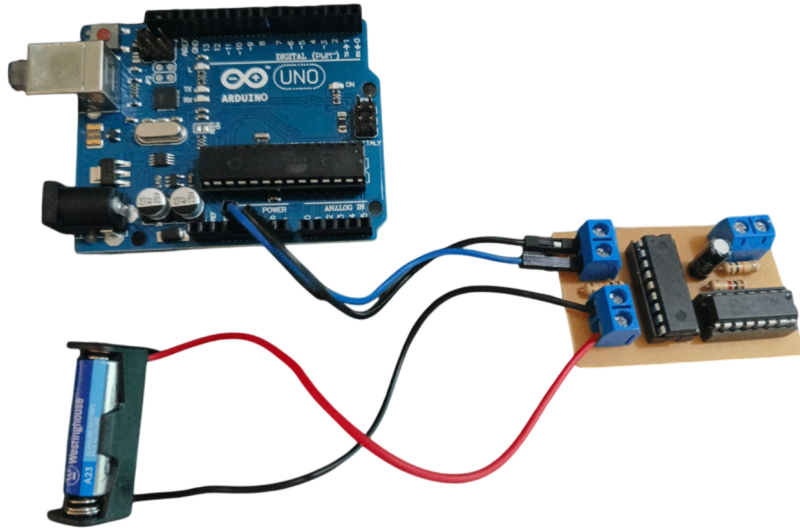


Figura 42. Alimentación del circuito. Autor propio.

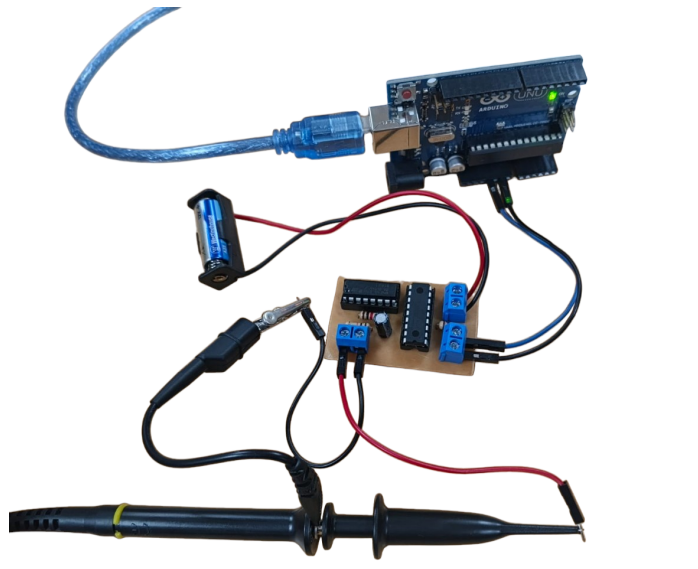


Figura 43. Conexión del circuito con el osciloscopio. Autor propio.

VI-I. Diseño del sistema de validación (Simulador)

VI-II. Descripción general del sistema:

Se diseñó e implementó un sistema de pruebas electromecánico capaz de traducir las señales eléctricas de estimulación para el nervio frénico del circuito principal en una respuesta mecánica visible, demostrando el resultado esperado en cuanto a la actividad del diafragma en un paciente bajo estimulación frénica.

Con este sistema, se busca desacoplar la etapa de potencia del estimulador de la etapa de visualización, para garantizar la seguridad del prototipo y permitir la validación cualitativa de los parámetros de estimulación definidos previamente. Además de ofrecer una comprobación visual del movimiento del diafragma en respiraciones normales y en un suspiro.

VI-12. Definición de materiales:

Para la construcción del simulador físico se escogieron materiales que emulan las propiedades mecánicas del tejido y componentes electrónicos de control.

Soporte anatómico

Se utilizó un modelo de torso anatómico como base para la colocación del diafragma artificial. Posee un tamaño de 45 cm de alto, el cual fue determinado como un tamaño ideal para una demostración didáctica. Presenta 23 partes extraíbles, permitiendo la accesibilidad de la cavidad torácica y brindando un acabado más preciso y realista.

Diafragma artificial

Se realizó un estudio para evaluar qué material lograba una correcta representación biomecánica del músculo diafragma. Para ello, se llevó a cabo un análisis comparativo de materiales elastómeros, analizando su capacidad para replicar tanto la anatomía como la respuesta elástica del tejido. Inicialmente se consideraron materiales flexibles comerciales tales como:

- **Látex vulcanizado:** A pesar de que el material ofrece una elasticidad alta, su forma y baja adaptabilidad no permiten que se adapte a la anatomía del diafragma real, limitando el realismo visual.
- **Silicona de curado platino (Ecoflex):** Si bien el material permite moldear formas personalizadas, requiere de un proceso complejo de fabricación y tiempos de curado, representando desafíos para conseguir un espesor eficiente de la membrana. Además de no lograr la elasticidad deseada para el movimiento requerido.
- **TPU (Poliuretano Termoplástico):** La impresión 3D permite recrear una réplica exacta de diafragma basada en modelos anatómicos. El material posee un módulo de elasticidad y una resistencia a la fatiga ideales para el movimiento requerido. Finalmente, se realizó una comparación para evaluar las propiedades deseadas y qué material se adapta mejor al resultado esperado.

Tabla IV
COMPARACIÓN DE MATERIALES PARA SIMULACIÓN ANATÓMICA

| Criterio | Látex (Gorro) | Silicona (EcoFlex) | Impresión 3D (TPU) |
|------------------------|-------------------------|---------------------------|----------------------------|
| Realismo Anatómico | Bajo (Geometría simple) | Medio (Depende del molde) | Alto (Diseño CAD exacto) |
| Elasticidad | Alta | Alta | Media-Alta (Ajustable) |
| Recuperación de Forma | Buena | Excelente | Excelente |
| Complejidad de Proceso | Baja | Alta (Requiere moldes) | Media (Diseño + Impresión) |

Nota. Comparación cualitativa de tres materiales utilizados para simulación o prototipado anatómico. Las características pueden variar dependiendo del diseño, espesor y condiciones de fabricación.

De acuerdo con lo mostrado en la tabla IV, se seleccionó la impresión 3D con filamento de Poliuretano termoplástico (TPU) como la opción más óptima. Gracias a su capacidad de recuperar su forma original de manera inmediata al cesar la fuerza de tracción, resolvió el desafío principal de representación de la estructura anatómica para el diafragma artificial.

Actuador mecánico

Para simular la contracción del diafragma artificial, se utilizó un servomotor junto a hilos distribuidos en la superficie inferior para lograr la tracción del material hacia abajo, imitando la inspiración. A pesar de que el TPU es un material flexible y elástico, requiere una fuerza determinada para ser traccionado. Por ello, se realizaron pruebas con dos modelos de servomotor.

Tabla V
COMPARACIÓN ENTRE SERVOMOTORES MG90S Y MG996R

| Parámetro | MG90S (Micro Servo) | MG996R (Servo Estándar) |
|------------------------------|-----------------------------------|---------------------------------|
| Clasificación | Servo de uso ligero / Micro | Servo de alto torque / Potencia |
| Dimensiones | 22.8 x 12.2 x 28.5 mm | 40.7 x 19.7 x 42.9 mm |
| Peso | 13.4 gramos | 55 gramos |
| Torque (Fuerza) a 6V | 2.2 kg·cm (Bajo) | 11.0 kg·cm (Muy Alto) |
| Material de Engranajes | Metal (Aleación ligera) | Metal (Latón/Acero robusto) |
| Consumo de Corriente (Stall) | ~500 mA – 800 mA (Pico) | 2.5 A (2500 mA) (Pico crítico) |
| Velocidad (a 6V) | 0.10 s / 60° (Rápido) | 0.14 s / 60° (Lento/Fuerte) |
| Voltaje de Operación | 4.8 V – 6.0 V | 4.8 V – 7.2 V |
| Capacidad de Carga | Objetos ligeros (papel, sensores) | Estructuras mecánicas pesadas |

La comparación entre ambos motores como se muestra en la tabla V, y las pruebas físicas realizadas, permitieron determinar al servomotor MG996R como la opción más adecuada para el modelo. Este actuador se destaca por tener alto torque y una velocidad lenta, pero fuerte. Que son requisitos indispensables para lograr el correcto movimiento del diafragma durante su inspiración.

Sistema de validación

Para la etapa de procesamiento y validación, se seleccionó el microcontrolador Arduino Uno debido a su compatibilidad con niveles lógicos de 5 V, lo que facilita la interpretación de la señal que proviene del divisor de voltaje. Asimismo, su robustez y la amplia disponibilidad de librerías para el control de señales PWM, garantizan un movimiento fluido del actuador.

Componentes de interfaz

Se implementó un divisor de voltaje basado en resistencias, una de 10 kΩ y 4.7 kΩ, para garantizar un marco de operación seguro de la simulación mecánica. Además, se proporcionaron fuentes de alimentación independientes para el Arduino Uno y el servomotor, con el fin de lograr el correcto funcionamiento de ambos componentes sin interrupciones o intermitencias.

VI-13. *Diseño de la Interfaz electrónica de control:*

Acondicionamiento de la señal

Se incorporó una interfaz de seguridad, dado que el circuito de estimulación opera con pulsos de 12 voltios y se requieren máximo 5 Voltios para el microcontrolador de validación. Esta interfaz consiste en una etapa de acondicionamiento de señal basada en un divisor de voltaje resistivo.

$$V_{\text{out}} = V_{\text{in}} \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (35)$$

$$\frac{V_{\text{out}}}{V_{\text{in}}} = \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

$$\left(\frac{V_{\text{out}}}{V_{\text{in}}}\right) (R_1 + R_2) = R_2$$

En la fórmula 35 de divisor de voltaje, se detalla el despeje para calcular el valor de la resistencia R_2 en base al voltaje de entrada, una resistencia R_1 definida en $10\text{ k}\Omega$ y una salida deseada de 4 V .

$$\frac{V_{\text{out}}R_1}{V_{\text{in}}} + \frac{V_{\text{out}}R_2}{V_{\text{in}}} = R_2 \quad (36)$$

$$\frac{V_{\text{out}}R_1}{V_{\text{in}}} = R_2 - \frac{V_{\text{out}}R_2}{V_{\text{in}}}$$

$$\frac{4 \cdot 10\text{ k}\Omega}{12} = R_2 - \frac{4R_2}{12}$$

En la ecuación 36 se estableció como salida deseada 4 V , dado que el Arduino Uno requiere de un rango de voltaje entre 2 a 5 V para considerar un 1 lógico en sus entradas. Por ello, definimos un valor inferior al máximo para proteger el microcontrolador usado.

$$3333,33 = 0,67 R_2$$

$$R_2 \approx 4,97\text{ k}\Omega$$

A pesar de que el cálculo teórico resultó en un valor de aproximadamente 4.97 K Ohms , se optó por utilizar una resistencia de 4.7 K Ohms debido a que es un valor comercial estándar. En consecuencia, se requirió recalcular el voltaje de salida con este componente real, para garantizar la protección del microcontrolador.

$$V_{\text{out}} = V_{\text{in}} \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

$$V_{\text{out}} = 12\text{ V} \frac{4,7\text{ k}\Omega}{10\text{ k}\Omega + 4,7\text{ k}\Omega}$$

$$V_{\text{out}} \approx 3,8\text{ V}$$

El resultado se aproxima al deseado y permanece dentro del rango aceptable para la activación del Arduino Uno.

De esta manera logramos reducir el voltaje de los pulsos de salida del puente L293D a un nivel lógico seguro sin alterar la frecuencia ni ancho de pulso de la señal.

Arquitectura de conexión

El diseño del circuito como se observa en la figura 44, está basado en la integración de un divisor de voltaje, el microcontrolador Arduino Uno y el servomotor MG996R.

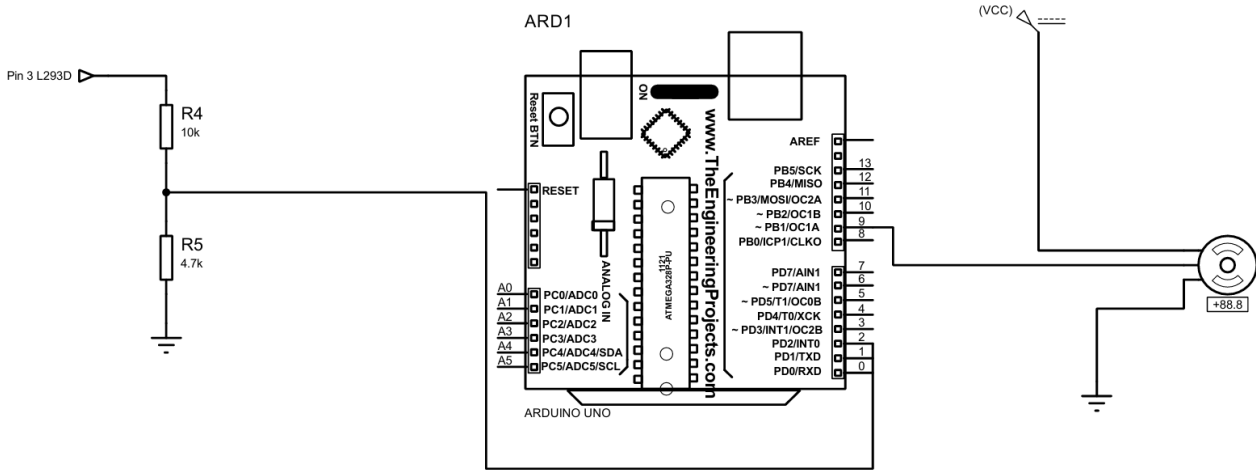


Figura 44. Arquitectura de conexión para simulador en Proteus. Autor propio.

El Arduino Uno se utiliza para el procesamiento de la señal de estimulación y la traducción de la misma para la activación del actuador. Las conexiones del circuito se establecieron de la siguiente manera: La salida del puente L293D en el pin 3 se conectó al divisor de voltaje, con la resistencia de 10 K Ohms seguida de la de 4.7 K Ohms, transformando los 12 Voltios en 3.8 Voltios. Luego, entre las resistencias, se realizó una conexión en el pin 2 de Arduino Uno que opera como la entrada de interpretación de un 1 lógico cuando existe el tren de pulsos y un 0 cuando no hay estimulación.

Finalmente, para la implementación del servomotor, se colocó una fuente externa de 5 V conectada al VCC para evitar un consumo excesivo no deseado del microcontrolador y protegiéndolo de reinicios. El pin de control o de modulación por Ancho de pulso (PWM) se conectó al pin 9 del Arduino Uno, mientras que el pin de tierra (GND) se conectó a una referencia común junto con las tierras de la etapa de estimulación (PIC) y la etapa de validación (Arduino uno), con el fin de cerrar el circuito de señal. La figura 45 ilustra esquemáticamente la interconexión de estos módulos, desde la lógica del PIC16F628A hasta el movimiento mecánico del diafragma.

PROTOTIPO: SIMULADOR DE DIAFRAGMA

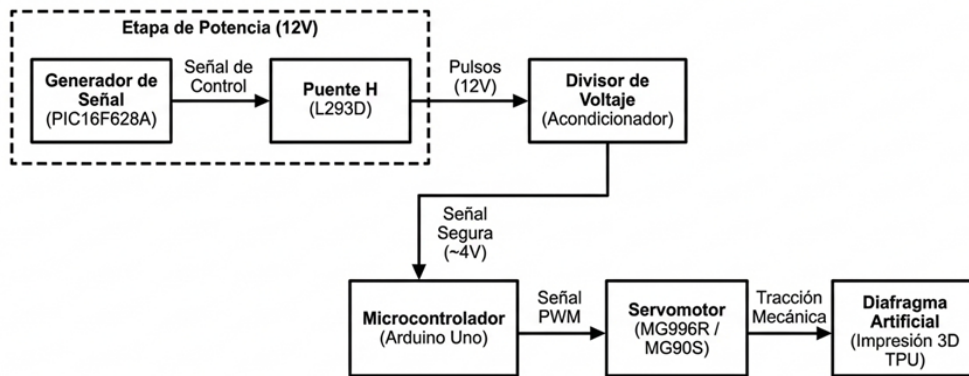


Figura 45. Diagrama de bloques de simulador mecánico Autor propio.

Diseño de placa PCB

Se utilizó el apartado de PCB Layout del software Proteus para el diseño de las pistas del prototipo como se muestra en la figura 46. Además, en la figura 47 se observa el visualizador 3D, en el que se optó por una distribución de bloques funcionales para minimizar las interferencias y facilitar el flujo de señales.

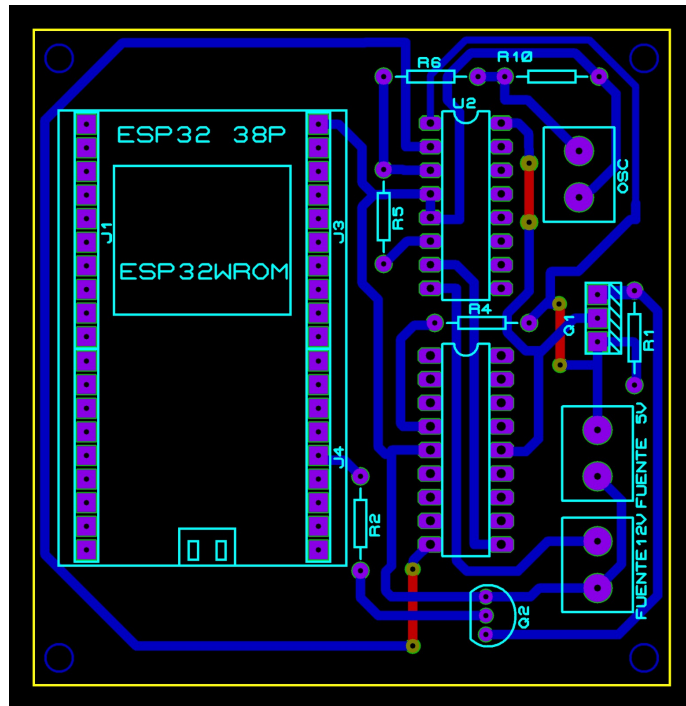


Figura 46. Esquemático de la placa PCB en 2D. Autor propio.

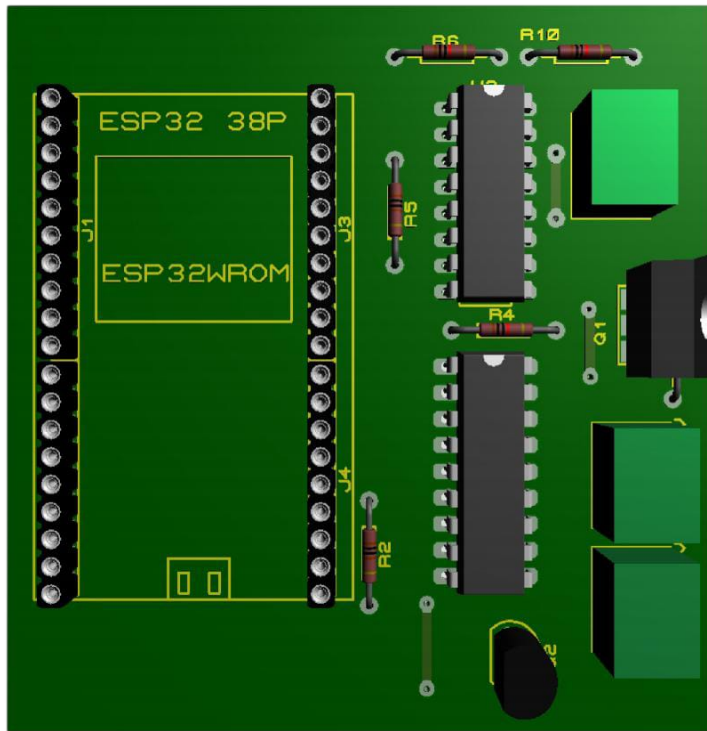


Figura 47. Diseño 3D de Placa PCB. Autor propio.

Algoritmo de control y sincronización

Se desarrolló un código en C++ para el microcontrolador de validación que se estructura en dos estados lógicos:

1. Detección de inspiración (Estado activo): Se ejecuta una interrupción por flanco de subida (RISING) en el pin digital 2 del Arduino donde el sistema detecta la presencia del tren de pulsos de 20 Hz. Se escogió el pin 2 ya que junto al pin 3, incorporan un mecanismo conocido como interrupciones. Las interrupciones permiten reaccionar a eventos externos a la placa de forma rápida y que los programas de los microcontroladores funcionen de forma automática sin problemas de temporización. Esta es la única manera en la que se evita la pérdida de algún pulso debido a la rapidez en la que se ejecutan (150 us). Al confirmar la señal, el servomotor se moverá con una velocidad controlada, para simular la contracción sostenida.
2. Validación del suspiro: Si la duración del tren de pulsos excede el tiempo preestablecido (1.2 s), el algoritmo continuará el movimiento del servomotor a un ángulo mayor, representado una inspiración profunda establecida en un periodo de cada 5 ciclos por fines de visualización.
3. Detección de espiración El sistema utiliza un temporizador de seguridad. Si el tren de pulsos deja de ser detectado por más de 100 ms, se activa el retorno a la posición original del servomotor (0°), respetando la relación inspiración-espiración (I:E) fisiológica.

A continuación, se detalla el funcionamiento del código implementado para el movimiento del servomotor en base al tren de pulsos del estimulador principal.

El código inicia incluyendo las librerías necesarias para el uso del servomotor (biblioteca Servo.h), como se muestra en la figura 48, que es de gran importancia para facilitar el control del motor y obviar el desarrollo manual

```

1  #include <Servo.h>
2
3  // PINES
4  const int PIN_ENTRADA_SENAL = 2; // Pin de Interrupción
5  const int PIN_SALIDA_SERVO = 9;
6
7  Servo diafragmaServo;
8
9  // CALIBRACIÓN DE ÁNGULOS
10 const int ANGULO_REPOSO = 0;      // Diafragma reposo
11 const int ANGULO_NORMAL = 120;    // Profundidad normal
12 const int ANGULO_SUSPIRO_MAX = 180; // Profundidad máxima suspiro
13
14 // CALIBRACIÓN DE TIEMPOS
15 const int VELOCIDAD_INSPIRACION = 10;
16 const int VELOCIDAD_ESPIRACION = 17;

```

Figura 48. Algoritmo para simulador mecánico: definición de pines y variables iniciales. Autor Propio.

de señales PWM.

Posteriormente, define las variables para el pin de entrada de la señal (pin 2) y el pin de salida para el control del servomotor (pin 9). Y detalla los ángulos específicos en los que se moverá el servo dependiendo del estado en el que se encuentre, siendo 0° para reposo o espiración, 120° para inspiración y una extensión a 180° para el suspiro.

Adicional a ello, define un retardo (delay) en milisegundos para cada estado; esto se traduce a cuántos milisegundos debe esperar el servomotor para moverse un grado hasta alcanzar el ángulo máximo definido. No utilizamos “delay(10)” ya que esto provocaría que el Arduino deje de estar activo por 10 ms, y si llegase un pulso durante ese tiempo, podría procesarlo tarde.

El retardo se determinó para asegurar que el sistema responda en sincronía con los trenes de pulsos generados por el circuito principal. Al ajustar la constante de velocidad inspiratoria a 10 ms, el actuador MG996R logra completar los 120° en exactamente 1.2 s, coincidiendo con la duración de la ráfaga de estimulación de 20 Hz. Asimismo, la velocidad de espiración se estableció en 17 ms, permitiendo un retorno a la posición de reposo en 2 s.

```

18 // VARIABLES DEL SISTEMA
19 volatile unsigned long ultimoTiempoPulso = 0;
20 unsigned long ultimoMovimientoServo = 0;
21 int anguloActual = ANGULO_REPOSO;
22 bool inspirando = false;
23
24 const unsigned long TIMEOUT_SENAL = 100;

```

Figura 49. Algoritmo para simulador mecánico: definición de variables del sistema. Autor Propio.

La variable “ultimoTiempoPulso” que se observa en la figura 49 se utiliza para guardar el momento exacto en el que llegó el último pulso del circuito principal. Posee características como “volatile” que la define como una variable en cambio constante, y “unsigned long” que a diferencia de un “int” le brinda una mayor capacidad para

almacenamiento de datos.

Se asignan otras variables importantes como “ultimoMovimientoServo”, que permite controlar la suavidad con la que se mueve el servo. Y “TIMEOUTSENAL” que determina el tiempo de espera para determinar si aún existen pulsos. Es decir, si pasan 100 ms y no ha llegado un nuevo pulso, el sistema interpreta que la señal se acabó y empieza a exhalar.

```
26 void detectarPulso() {
27     ultimoTiempoPulso = millis();
28 }
29
```

Figura 50. Algoritmo para simulador mecánico: función detectar pulso. Autor Propio.

En la figura 50, El código continúa definiendo la función que se activará automáticamente cada vez que el voltaje del Pin 2 cambie de 0 V a 4V, actualizando la variable que guarda el último pulso que envió el circuito principal. Por lo tanto, no incluimos la variable dentro del loop, porque es importante que se ejecute cada vez que se cumpla la condición.

```
44 void loop() {
45     unsigned long tiempoActual = millis();
46
47     // 1. DETERMINAR ESTADO
48     if (tiempoActual - ultimoTiempoPulso < TIMEOUT_SENAL) {
49         // (HAY SEÑAL)
50         if (!inspirando) {
51             Serial.println("Inicio Inspiración");
52             inspirando = true;
53         }
54
55         // Mover hacia abajo suavemente
56         if (tiempoActual - ultimoMovimientoServo >= VELOCIDAD_INSPIRACION) {
57             if (anguloActual < ANGULO_SUSPIRO_MAX) {
58                 anguloActual++;
59                 diafragmaServo.write(anguloActual);
60                 ultimoMovimientoServo = tiempoActual;
61
62                 // Debug para ver profundidad
63                 if(anguloActual == ANGULO_NORMAL) Serial.println(" (Nivel Normal Alcanzado)");
64                 if(anguloActual > ANGULO_NORMAL) Serial.println(" (MODO SUSPIRO: Profundizando...)");
65             }
66         }
67     }
68 }
```

Figura 51. Algoritmo para simulador mecánico: definicion del void loop - movimiento de inspiración

Una vez que el código ingresa al bucle, la primera decisión que toma es si el sistema se encuentra en inspiración o espiración. Para ello, como se muestra en la figura 51, se realiza una comparación entre la hora actual y la del último pulso. Si la diferencia es menor a 100 ms significa que el ciclo de pulsos no ha acabado y se encuentra inspirando.

Tras confirmar el estado de inspiración, el servomotor se moverá un grado cada 35 ms hasta llegar a los 120° establecidos anteriormente. Si posterior a haber alcanzado el límite, el Arduino sigue recibiendo pulsos, el sistema interpretará que se trata de un suspiro, y seguirá bajando hasta alcanzar los 180°.

Por otro lado, si la diferencia entre el momento actual y el del último pulso supera los 100 ms, el programa llevará a cabo el ciclo de espiración. En la figura 52, se presenta el mecanismo contrario a la inspiración para el

```

68 } else {
69     // ESTAMOS EN ESPIRACIÓN (SILENCIO)
70     if (inspirando) {
71         Serial.println("Fin Senal. Iniciando Espiración Pasiva");
72         inspirando = false;
73     }
74
75     // Mover hacia arriba suavemente
76     if (tiempoActual - ultimoMovimientoServo >= VELOCIDAD_ESPIRACION) {
77         if (anguloActual > ANGULO_REPOSO) {
78             anguloActual--;
79             diafragmaServo.write(anguloActual);
80             ultimoMovimientoServo = tiempoActual;
81         }
82     }
83 }
84 }

```

Figura 52. Algoritmo para simulador mecánico: Movimiento de espiración. Autor Propio.

movimiento del servo, donde se restará un grado cada 40 ms hasta volver a la posición original de 0°, finalmente preparándose para el siguiente tren de pulsos.

Para sintetizar la secuencia de ejecución descrita, así como la interacción de las interrupciones con el bucle principal, se presenta en la figura 53 el diagrama de flujo del sistema. En este esquema se demuestra la ruta que sigue el microcontrolador para diferenciar entre los estados de inspiración, espiración y la activación del modo suspiro.

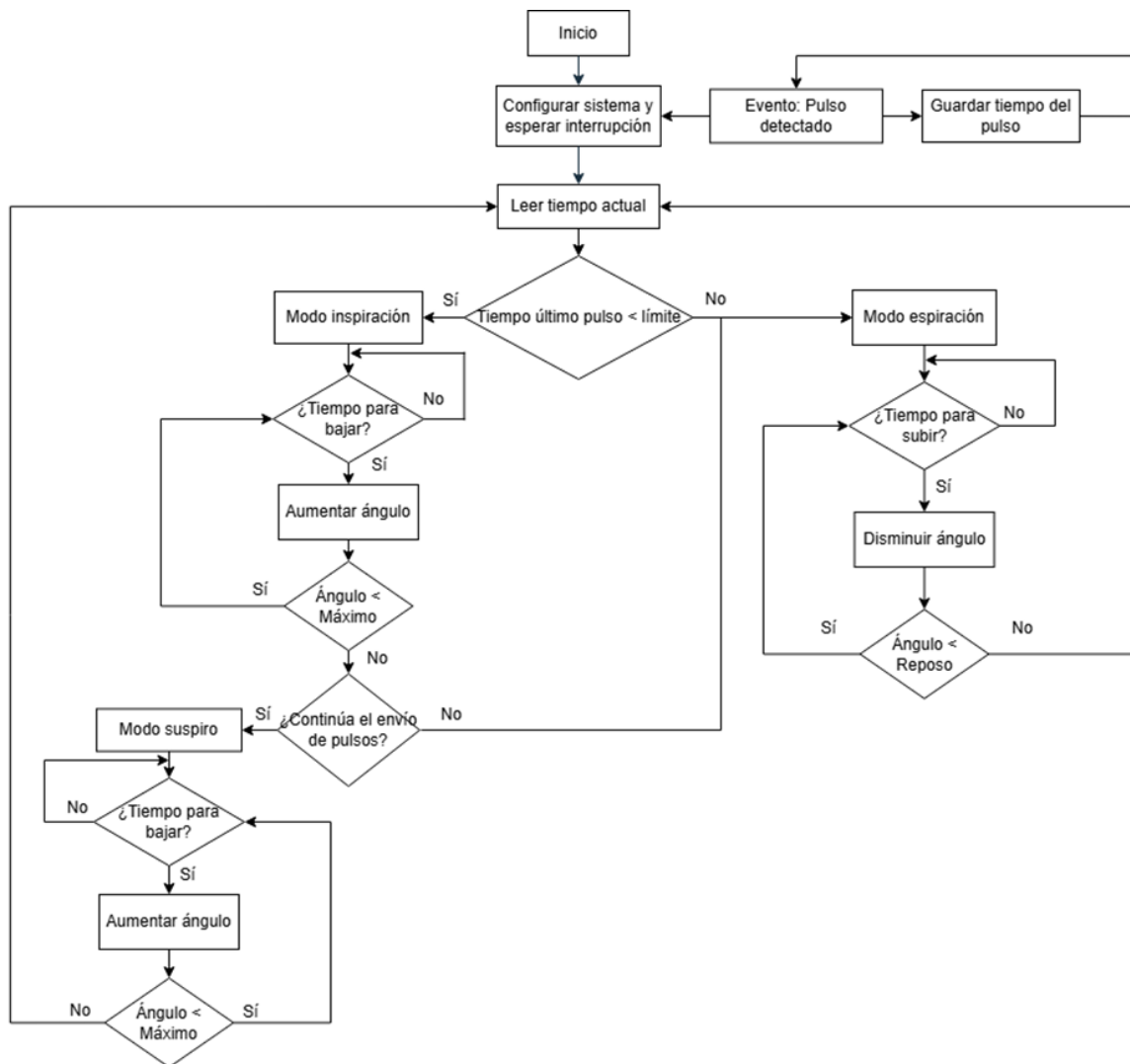


Figura 53. Diagrama de flujo de algoritmo para sistema de validación mecánico. Autor Propio.

VI-J. Desarrollo del sistema de gestión energética y control inalámbrico

En esta sección se detalla la implementación del módulo de control remoto, el cual cumple con la función de gestionar el encendido y apagado del estimulador. La integración de este sistema va acorde a los estándares de diseño de dispositivos biomédicos implantables activos, como los marcapasos cardíacos o neuroestimuladores, los cuales requieren de mecanismos de activación no invasiva (telemetría). Esta característica permite iniciar o detener la terapia de estimulación sin necesidad de nuevas intervenciones quirúrgicas, garantizando la seguridad clínica de un dispositivo una vez implantado.

VI-J1. Arquitectura de control inalámbrico:

Para la interfaz entre el usuario y el sistema, se desarrolló una aplicación móvil en la plataforma MIT App Inventor. El sistema utiliza el protocolo Bluetooth Classic que se encuentra integrado en el ESP-WROOM-32, permitiendo la comunicación sin dependencia a redes externas. En la figura 54, se muestra la interfaz de control que implementa componentes tales como: un indicador visual de estado que confirma la conexión exitosa con el microcontrolador, botones para controlar el encendido y apagado del sistema, y la opción de búsqueda de dispositivos, que lleva a una pantalla de conexión como se observa en la figura 55, donde se muestra una lista de dispositivos Bluetooth.



Figura 54. Interfaz de inicio en aplicacion para control remoto. Autor Propio.

- Lógica de comunicación: La aplicación transmite caracteres simples como comandos de control, el carácter '1' activa la etapa de potencia, mientras que el '0' realiza el corte de energía inmediato.

VI-J2. Diseño de la etapa de control:

En la figura 56, se muestran los componentes incorporados al estimulador para el control inalámbrico. Debido a que el ESP32 opera a 3.3 V y el sistema generador de pulsos requiere 5 V, se diseñó un interruptor para gestionar la alimentación de forma eficiente.

- Transistor MOSFET P (IRF9540): Es el elemento de interrupción principal en la línea de +5 V. Por ello, el terminal Source se conecta a la fuente de alimentación del circuito principal como se muestra en la figura(), mientras que el terminal Drain se conecta a los pines VDD del PIC (Pin 14) y V_{CC1} del puente L293D (Pin 16), otorgándole al MOSFET el rol de la nueva fuente de alimentación controlada para dichos integrados.
- Transistor NPN (2N2222): Opera como un controlador de nivel. Al recibir una señal de 3.3 V desde el GPIO2 del ESP32, satura el terminal Gate del MOSFET, llevándolo a 0 V, permitiendo el flujo de corriente.
- Resistencia de pull-up (10 Kohms): Funciona como medida de seguridad, garantizando que en ausencia de señal o durante el reinicio del microcontrolador, el MOSFET permanezca en estado de corte, manteniendo el circuito apagado.

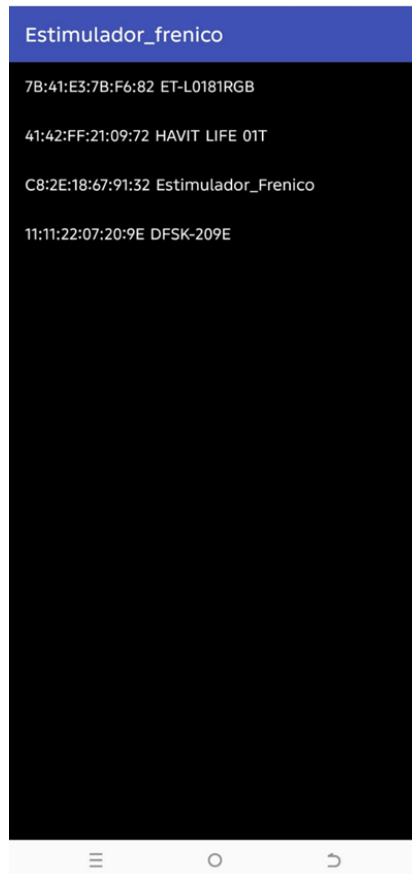


Figura 55. Interfaz de búsqueda de dispositivos Bluetooth. Autor Propio.

VI-J3. Referencia de tierra y estabilidad eléctrica:

La implementación de una tierra común (GND) entre todas las etapas resultó de carácter crítico en la metodología. Al no existir un lazo cerrado que devuelva la corriente enviada del ESP32 al 2N2222, provocaría que el transistor nunca se sature y, por tanto, no se dé paso a la corriente que active el sistema.

VI-J4. Lógica de control y comunicación del sistema:

En la figura 57, se evidencia la funcionalidad de la aplicación. Inicialmente, el algoritmo requiere la validación de la conexión activa con el dispositivo antes de dar acceso a las funciones de encendido ya pagado. Una vez establecida la conexión, el control se realiza a través de la transmisión de caracteres simples como comandos de control: el carácter '1' activa la etapa de potencia, mientras que el '0' realiza el corte de energía inmediato.

El código incorporado al ESP32 realiza un monitoreo continuo del GPIO2, el cual está determinado para mantenerse en estado bajo por defecto, asegurando que el sistema permanezca apagado en caso de errores de comunicación o reinicios. La recepción del comando de activación definido en la figura 57, provoca el cambio de estado en la etapa de potencia, permitiendo el paso de energía hacia el generador de pulsos. La sincronización entre ambos algoritmos permite una latencia mínima en la respuesta del sistema. En la figura 58, se muestra como el diseño garantiza que el circuito principal solo reciba energía cuando la conexión esté plenamente validada.

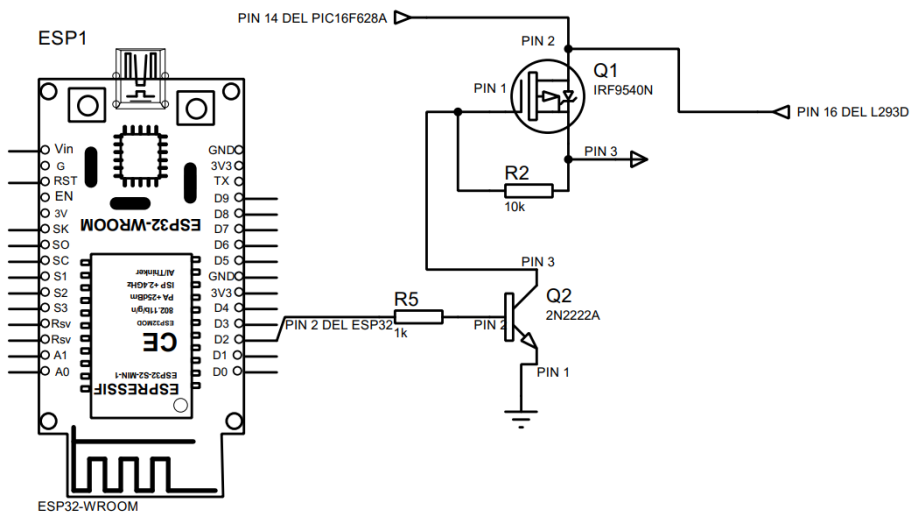


Figura 56. Arquitectura de conexión de sistema de control de remoto en Proteus. Autor Propio.

LÓGICA DE LA APLICACIÓN MÓVIL (MIT APP INVENTOR)

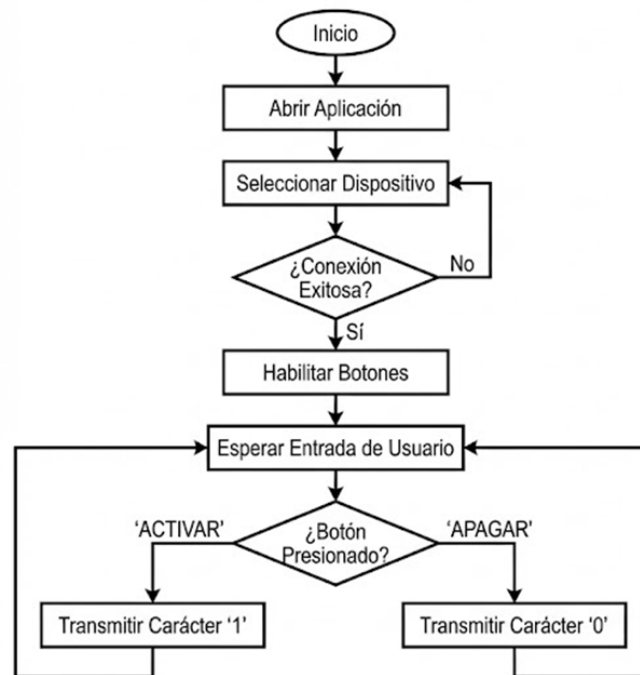


Figura 57. Diagrama de flujo: lógica de la aplicación móvil. Autor Propio.

LÓGICA DEL MICROCONTROLADOR (ESP32)

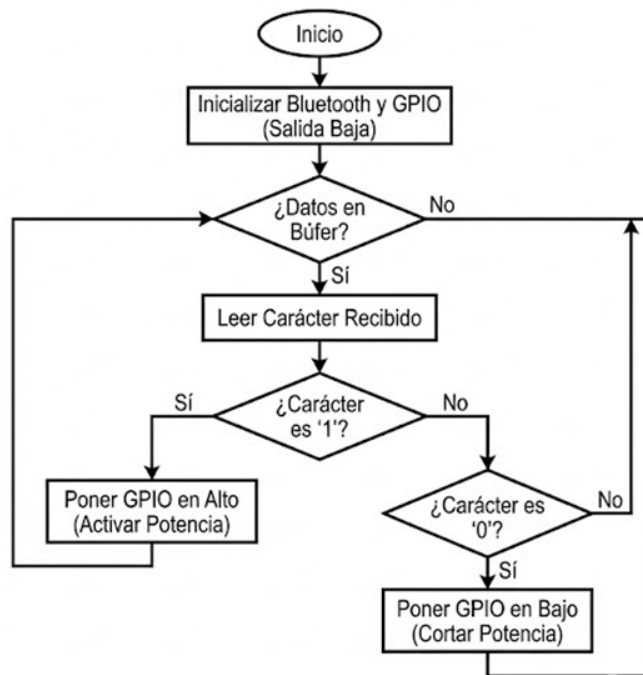


Figura 58. Diagrama de flujo: lógica del microcontrolador ESP32. Autor Propio.

VII. RESULTADOS

VII-A. Validación del modelo teórico ideal

En la figura 59 se muestra la gráfica resultante del modelo matemático desarrollado en MATLAB, que define el comportamiento teórico del estimulador. Se observa una señal bifásica perfectamente simétrica, sin alteraciones causadas por la conmutación.

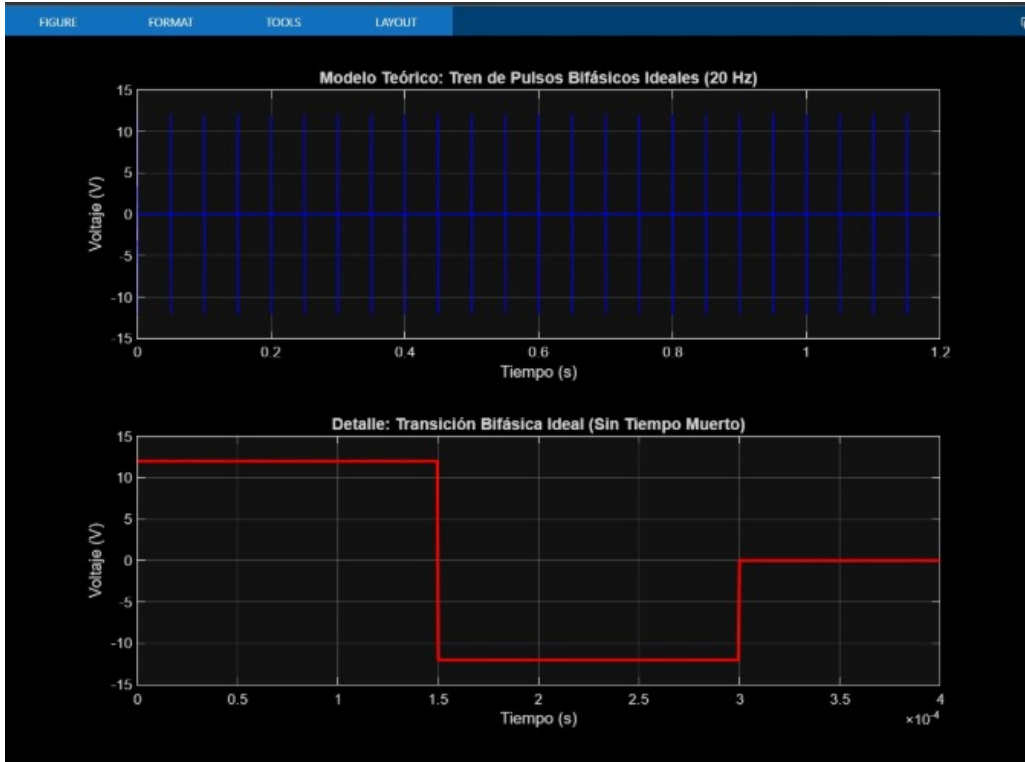


Figura 59. Gráfica en MATLAB del modelo teórico. Autor Propio.

En la gráfica azul se muestra como se ve un tren de 24 pulsos rectangulares de 150 s con una duración total de 1.2 segundos y que trabaja a una frecuencia de 20 Hz definida como parámetro para evitar la fatiga prematura del tejido. En la gráfica roja se muestra una vista ampliada de un pulso bifásico de nuestro modelo, para una mejor observación de la transición de la amplitud de 12V y los 150 s de ancho de cada pulso.

VII-B. Simulación de la lógica de control en Proteus

En las figuras 60 y 61 se muestra la gráfica de la señal resultante a partir de ejecución de la simulación del circuito en el software proteus, integrando el microcontrolador PIC16F628A y el puente de potencia L293D.

En las gráficas azul y amarilla se muestran los pulsos rectangulares simétricos, confirmando que el microcontrolador ejecuta los tiempos de conmutación correctamente. A diferencia del modelo teórico, con la simulación se puede observar la sincronía entre la señal de control digital y la salida de potencia, además, se observa en el fig 61 como al finalizar la fase activa, la gráfica gráfica se mantiene en 0 hasta el siguiente ciclo. La gráfica rosa muestra la señal al pasar por el filtro RC pasa bajo.

En contraste con el modelo ideal, los resultados evidencian ligeras distorsiones en la morfología de las señales de salida, lo cual es un indicativo de la influencia de los componentes activos simulados ante la carga.

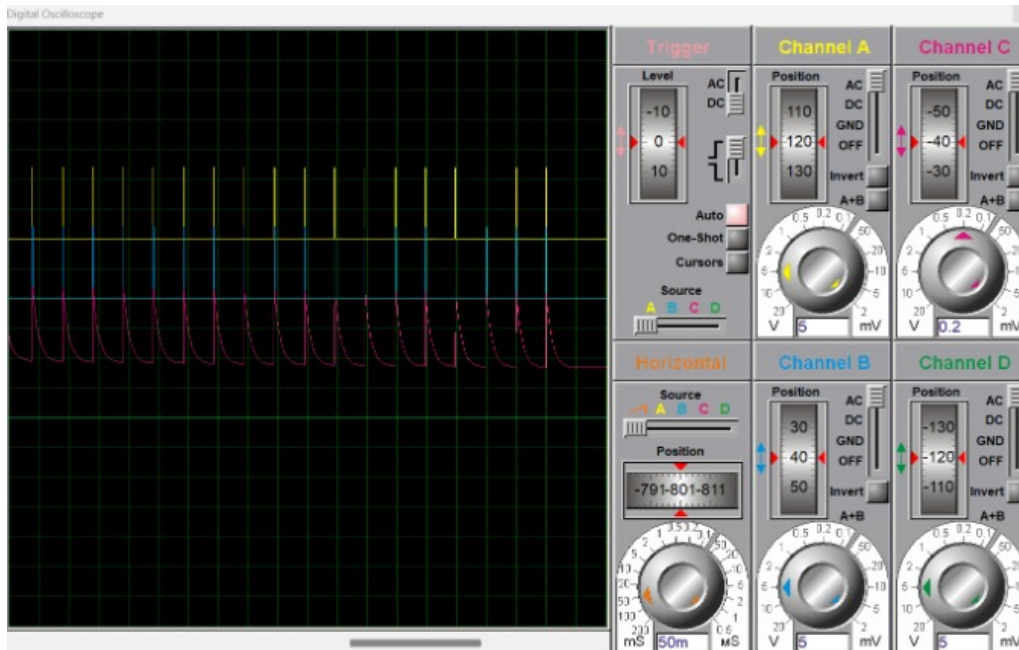


Figura 60. Gráfica resultante en la simulación. Autor Propio.

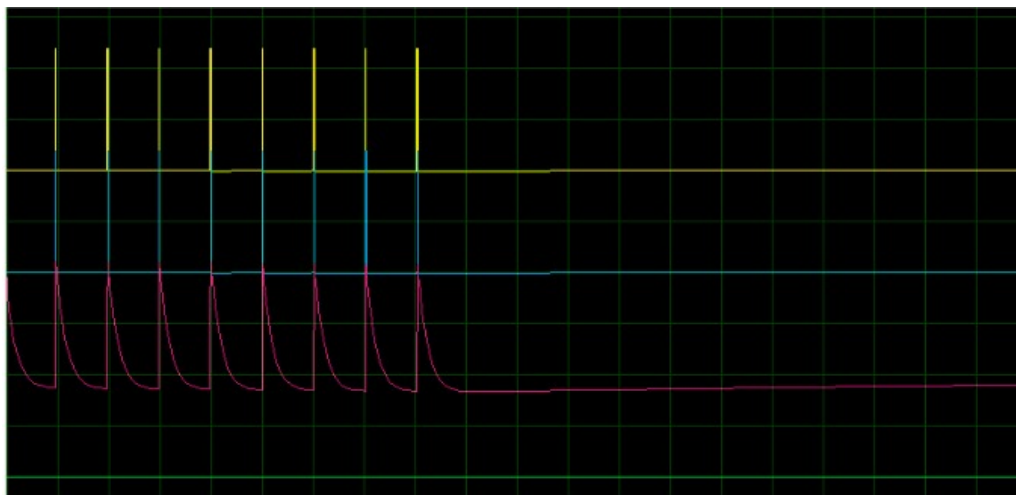


Figura 61. Transición de fase activa a espiración. Autor Propio.

VII-C. Evaluación de la señal de salida del circuito físico

Se muestra en las figuras 62, 63 y 64, la gráfica de la señal de salida del circuito físico. La medición con el osciloscopio muestra la señal capturada tras pasar por la etapa de filtrado y acoplamiento.

La señal resultante muestra una morfología de descarga exponencial como consecuencia de la carga y descarga del capacitor en el filtro, diseñado para eliminar cualquier componente de corriente continua. Se evidencia la rampa inicial en los primeros pulsos, diseñada para empezar una estimulación suave. Se observa simetría en los pulsos y se mantiene estable los 20 Hz de frecuencia.

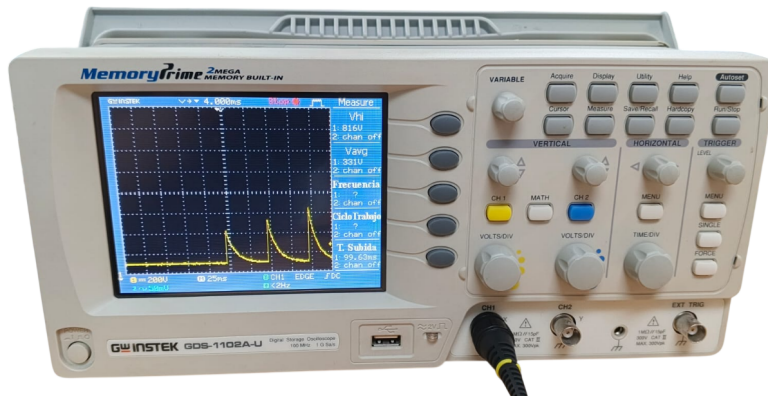


Figura 62. Rampa de activación controlada. Autor Propio.

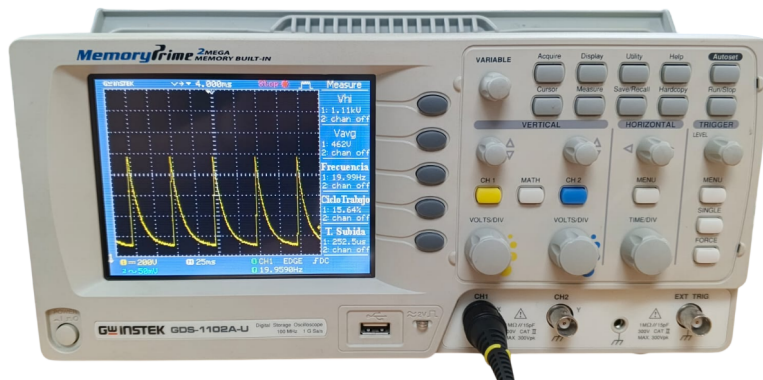


Figura 63. Señal de salida del circuito físico. Autor Propio.

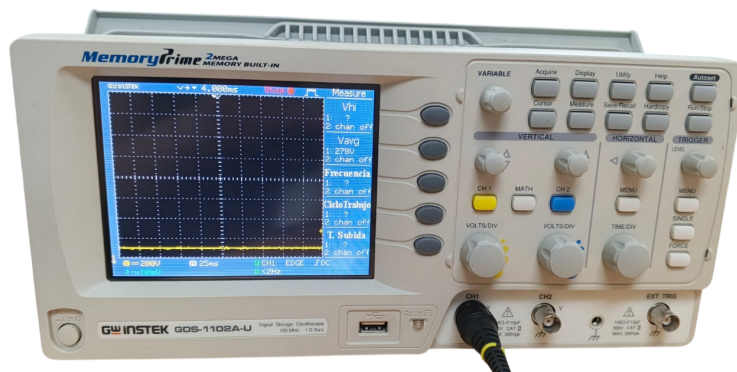


Figura 64. Fase inactiva de espiración. Autor Propio.

VII-D. Evaluación de la respuesta mecánica y relación I:E del actuador

Para validar la sincronización del sistema, se realizó una prueba de cronometría por observación directa sobre un muestreo de 15 ciclos respiratorios continuos como se muestra en la tabla VI. El objetivo fue comparar los tiempos de ejecución del sistema de control con los parámetros fisiológicos programados de 1.2 s para la fase inspiratoria y 2.4 s para la espiratoria.

En el análisis, se consideró un margen asociado al error humano, relacionado con el tiempo de reacción al accionar

Tabla VI
TIEMPOS MEDIDOS DE INSPIRACIÓN Y
ESPIRACIÓN POR CICLO

| Ciclo | T_{insp} medido (s) | T_{esp} medido (s) |
|----------|------------------------------|-----------------------------|
| 1 | 1.25 | 2.39 |
| 2 | 1.23 | 1.85 |
| 3 | 1.30 | 2.39 |
| 4 | 1.25 | 2.42 |
| 5 | 1.14 | 1.98 |
| 6 | 1.12 | 2.35 |
| 7 | 1.22 | 2.36 |
| 8 | 1.30 | 2.26 |
| 9 | 1.25 | 2.35 |
| 10 | 1.17 | 2.42 |
| 11 | 1.11 | 2.40 |
| 12 | 1.28 | 2.22 |
| 13 | 1.11 | 2.44 |
| 14 | 1.32 | 2.29 |
| 15 | 1.09 | 2.30 |
| Promedio | 1.21 | 2.44 |

Nota. Tiempos de inspiración (T_{insp}) y espiración (T_{esp}) medidos experimentalmente durante 15 ciclos respiratorios.

el cronómetro manual durante la observación del movimiento mecánico. Los resultados obtenidos mostraron un promedio de inspiración $T_{\text{insp}} = 1.21$ s y de espiración $T_{\text{esp}} = 2.44$ s. Para validar la precisión, se calculó el error de cada variable en la ecuación 37.

$$\text{Error} = \frac{|\text{valor experimental} - \text{valor real}|}{|\text{valor real}|} \times 100 \% \quad (37)$$

$$E_{T_{\text{insp}}} = \frac{|1,21 - 1,2|}{|1,2|} \times 100 \%$$

$$E_{T_{\text{insp}}} \approx 0,83 \%$$

$$E_{T_{\text{esp}}} = \frac{|2,44 - 2,40|}{|2,40|} \times 100 \%$$

$$E_{T_{\text{esp}}} \approx 1,67 \%$$

A pesar de la variabilidad medida, se obtuvieron porcentajes de error relativamente bajos, validando la sincronización del sistema y los tiempos de inspiración y espiración óptimos para la estimulación.

Es fundamental destacar que el sistema de validación mecánica y el servomotor responden de forma dependiente a la ráfaga de pulsos enviada por el circuito principal (PIC16F628A). Por lo tanto, el hecho de que los tiempos medidos en el simulador se asemejen con alta precisión a los definidos por diseño, comprueba que el circuito principal respeta la relación I:E establecida. Esto valida la eficiencia de la etapa de estimulación para lograr la correcta activación del diafragma, cumpliendo con los requisitos funcionales del prototipo.

VII-E. Evaluación de latencia y tiempos de respuesta del control inalámbrico

Se evaluó la eficiencia del sistema de control remoto incorporado mediante pruebas de latencia de comunicación. Por medio de un muestreo de 10 iteraciones, en la tabla ?? se determinó el promedio de parámetros relevantes como el tiempo en el que el circuito establece conexión con la aplicación móvil y el tiempo de respuesta ante los comandos de encendido y apagado.

Tabla VII
TIEMPO DE CONEXIÓN Y LATENCIAS DEL SISTEMA

| Iteración | Tiempo de conexión (s) | Latencia de encendido (s) | Latencia de apagado (s) |
|-----------------|------------------------|---------------------------|-------------------------|
| 1 | 1.90 | 0.66 | 0.34 |
| 2 | 1.33 | 0.54 | 0.41 |
| 3 | 1.19 | 0.40 | 0.34 |
| 4 | 1.26 | 0.41 | 0.60 |
| 5 | 1.85 | 0.39 | 0.60 |
| 6 | 0.79 | 0.25 | 0.34 |
| 7 | 1.44 | 0.34 | 0.41 |
| 8 | 0.80 | 0.47 | 0.34 |
| 9 | 2.23 | 0.55 | 0.50 |
| 10 | 1.58 | 0.92 | 0.60 |
| Promedio | 1.44 | 0.49 | 0.45 |

Nota. Medición del tiempo de conexión y de las latencias de encendido y apagado del sistema durante 10 iteraciones experimentales.

Los resultados evidenciaron un tiempo promedio para establecer conexión con el dispositivo de 1.44 s, lo que se considera una velocidad óptima y apropiada para una rápida ejecución de comandos. La latencia de respuesta del encendido fue de 0.49 s y del apagado de 0.45 s, siendo resultados favorables teniendo en cuenta que el tiempo de latencia recomendado para dispositivos médicos con control de este tipo es de 0.5 s. Estos resultados muestran la garantía que posee el operador de poder activar o detener el simulador en un tiempo prácticamente instantáneo.

VIII. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la siguiente tabla VIII.

Tabla VIII
CRONOGRAMA

| PROYECTO DE GRADO | TEMA: DISEÑO DE UN CIRCUITO CON ENFOQUE EN ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DEL DIAFRAGMA PARA APLICACIÓN EN ASISTENCIA RESPIRATORIA | RESPONSABLE | MESES | | | | |
|----------------------------------|--|-------------|-------|----|----|---|--|
| | | | 10 | 11 | 12 | 1 | |
| ALUMNOS | DANNA NICOLE LANDA JARA, DAVID ANTONIO REYES REYNA | | | | | | |
| OBJETIVO GENERAL | DESARROLLAR UN CIRCUITO GENERADOR DE PULSOS CON ENFOQUE EN ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DIAFRAGMÁTICA. | LANDA-REYES | | | | | |
| PROYECTO DE INVESTIGACIÓN | ACTIVIDAD | LANDA-REYES | | | | | |
| | DEFINICIÓN DEL TÍTULO DEL ANTEPROYECTO DE INVESTIGACIÓN | LANDA-REYES | | | | | |
| | DEFINICIÓN DE PROBLEMÁTICA | LANDA-REYES | | | | | |
| | JUSTIFICACIÓN | LANDA-REYES | | | | | |
| | OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS | LANDA-REYES | | | | | |
| | MARCO TEÓRICO | LANDA-REYES | | | | | |
| | METODOLOGÍA | LANDA-REYES | | | | | |
| | PRESUPUESTO EN BASE AL PROYECTO A IMPLEMENTAR | LANDA-REYES | | | | | |
| | ANÁLISIS DE POTENCIAL DE ACCIÓN Y EMG DE DIAFRAGMA | LANDA-REYES | | | | | |
| | DELIMITACIÓN DE VOLTAJE Y FRECUENCIA DEL PULSO A GENERAR | LANDA-REYES | | | | | |
| DISEÑO Y DESARROLLO DE PROTOTIPO | DESARROLLO DE MODELO MATEMÁTICO PARA GENERACIÓN DE PULSO | LANDA-REYES | | | | | |
| | SIMULACIÓN EN SOFTWARE | LANDA-REYES | | | | | |
| | IMPLEMENTACIÓN DE PROTOTIPO FINAL Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO | LANDA-REYES | | | | | |
| | DISEÑO DE SIMULADOR DIAFRAGMÁTICO FUNCIONAL | LANDA-REYES | | | | | |
| | PRUEBAS PARA VERIFICAR ADECUADO FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO JUNTO AL SIMULADOR | LANDA-REYES | | | | | |

IX. PRESUPUESTO

Tabla IX
COSTOS DE MATERIALES E INSUMOS UTILIZADOS

| Sección | Componente | Cantidad | Valor total (USD) |
|---------------------|-----------------------|-----------------|--------------------------|
| Electrónica | PIC16F628A | 4 | 36 |
| | Protoboard mediano | 2 | 24 |
| | Puente L293 | 3 | 7.5 |
| | Arduino Uno | 2 | 40 |
| | Servomotor MG996R | 2 | 16 |
| | ESP32 | 1 | 10 |
| Energía | Batería de 12 V | 1 | 14 |
| | Power Bank (4 líneas) | 1 | 15 |
| Componentes pasivos | Transistores | 5 | 3 |
| | Capacitores | 5 | 5 |
| | Resistencias | 10 | 1 |
| Fabricación | Placa PCB | 3 | 66 |
| | Material TPU | 1 | 18 |
| | Impresión 3D | 2 | 40 |
| | Torso anatómico | 1 | 170 |
| Software | Software MPLAB | 1 | 130 |
| | Software PROTEUS | 1 | 40 |
| | | Total | 635.5 |

X. CONCLUSIONES

La metodología aplicada evidencia una convergencia exitosa entre la teoría matemática y la ejecución de hardware. Los resultados muestran una correlación técnica significativa entre el modelo teórico, el entorno de simulación y la implementación física del prototipo. La estabilidad de la señal generada bajo condiciones reales, demuestra que la lógica de control es resiliente y capaz de replicar con mínima desviación los tiempos de conmutación validados previamente en la simulación.

Se confirmó que el circuito opera con precisión, cumpliendo con los parámetros fisiológicos críticos para la estimulación del nervio frénico, trabajando con una frecuencia de 20 Hz y una duración de pulso de 150 μ s. La configuración técnica muestra coherencia con la cronaxia del tejido nervioso, lo que garantiza el reclutamiento de las fibras nerviosas y por ende, una respuesta mecánica favorable del diafragma mediante una tetanización controlada, fundamental para la restauración de la función ventilatoria.

La implementación del microcontrolador PIC16F628A en conjunto con el ecosistema de programación MPLAB resultó fundamental para alcanzar la precisión temporal requerida, demostrando ser una solución técnica idónea para la generación de señales de neuroestimulación, debido a su arquitectura robusta y su capacidad para gestionar interrupciones temporizadas con alta precisión. El ambiente de programación facilitó la integración de la lógica de control con el hardware de potencia, asegurando que la transición entre los estados de la señal bifásica se realice con la sincronía necesaria para proteger la integridad del nervio frénico

El diseño de la etapa de potencia, basado en la configuración del driver L293D y un sistema de filtrado y acoplamiento, permitió la entrega de pulsos simétricos, que son vitales para la integridad del paciente. La transición hacia una morfología de descarga exponencial observada en las pruebas físicas actúa como una barrera de seguridad galvánica, asegurando que la transferencia de carga neta sea nula y previniendo efectos electroquímicos adversos en la interfaz electrodo-nervio.

XI. RECOMENDACIONES

Se proponen las siguientes líneas de acción para la evolución del sistema hacia un dispositivo médico de grado clínico:

Se recomienda una transición a una alimentación de celdas de litio de grado médico, que son comúnmente usadas en dispositivos implantables al ofrecer una alta densidad energética y una vida útil superior a los 10 años. Es crucial investigar de la tecnología de carga inductiva transcutánea, que permite la transmisión de energía eléctrica a través de la piel usando bobinas magnéticas. Esto reduce el riesgo de infección al paciente y el desgaste de conectores físicos.

Dada a la naturaleza del tejido nervioso revisada, se sugiere el diseño de una etapa de transformación de voltaje. Las baterías de litio-yodo proporcionan un voltaje constante de alrededor de 2.8 V mientras que el pulso de entrega al nervio debe ser regulado por medio de convertidores DC-DC. Es necesario investigar y ajustar el voltaje y amperaje que sean seguros para el paciente y se recomienda respetar los demás parámetros de estimulación ya establecidos, como la frecuencia y el ancho de pulso, para garantizar la cronaxia del tejido.

Es imperativo el análisis y selección de biomateriales para la implantación del dispositivo a largo plazo. Se sugiere la evaluación de características como biocompatibilidad, ligereza, no toxicidad, resistencia a la degradación, entre otras, considerando materiales comúnmente utilizados en dispositivos implantables como el titanio grado 5. Además, es recomendable incorporar un sellado hermético para proteger la electrónica interna frente a la penetración de fluidos corporales, cumpliendo con la normativa ISO 10993 de evaluación biológica de dispositivos médicos.

Es primordial determinar la ubicación anatómica de implantación más efectiva y eficiente para un dispositivo final. Se considera recomendable el diseño para una implantación de un bolsillo subcutáneo infraclavicular, similar a la ubicación utilizada para los marcapasos cardíacos actuales. Además, debe tomarse en cuenta la ubicación de los electrodos para ambos nervios frénicos, garantizando una estimulación completa y equilibrada. La ubicación facilita el acceso quirúrgico y minimiza la distancia entre el dispositivo y los electrodos, reduciendo la impedancia del sistema.

REFERENCIAS

- [1] K. S. Saladin, *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function*, 9.^a ed. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2020.
- [2] G. D. Hernández-López, D. Escobar-Ortiz, N. V. Alva-Arroyo, E. Elizalde-Martínez y A. J. Moheno-Gallardo, «Disfunción diafragmática en el enfermo grave con mielopatía espondilótica cervical,» *Cirugía de Columna*, vol. 1, n.º 3, págs. 148-157, 2023.
- [3] P. Tocalini, A. Vicente, J. M. Carballo y L. I. Garegnani, «Disfunción diafragmática asociada a la ventilación mecánica invasiva en pacientes adultos críticamente enfermos,» *Revista de la Facultad de Ciencias Médicas*, vol. 78, n.º 2, pág. 197, 2021.
- [4] S. D, *Ventilación mecánica editorial alfil*, 2020. dirección: https://www.academia.edu/44521576/VENTILACION_MECANICA_Editorial_Alfil.
- [5] I. Dot, P. Pérez-Terán, M.-A. Samper y J.-R. Masclans, «Disfunción diafragmática: una realidad en el paciente ventilado mecánicamente,» *Archivos de Bronconeumología*, vol. 53, n.º 3, págs. 150-156, 2017.
- [6] R. Olsson, *Diagnóstico y tratamiento de la Parálisis Diafragmática: Salud de la Bandera*, 2023. dirección: <https://www.bannerhealth.com/es/healthcareblog/teach-me/diagnosis-and-treatment-of-diaphragm-paralysis>.
- [7] J. A. Hoffer et al., «Functional electrical stimulation: Clinical applications in respiration and movement,» *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 13, págs. 295-310, 2020. DOI: 10.1109/RBME.2019.2960662.
- [8] I. S. Morris, T. Bassi, C. Oosthuysen y E. C. Goligher, «Phrenic Nerve Stimulation for Acute Respiratory Failure,» *Respiratory Care*, vol. 68, n.º 12, págs. 1736-1747, 2023. DOI: 10.4187/respcare.11439.
- [9] M. L. Nochomovitz, D. K. Peterson y T. A. Stellato, «Electrical activation of the diaphragm,» *Clinical Chest Medicine*, vol. 9, n.º 2, págs. 349-358, 1988.
- [10] D. A. Torres. «Nervio frénico: origen, trayecto y función. »dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/nervio-frenico>.
- [11] A. P. Hernández-Morales, L. E. Pensado-Piedra, F. Juárez-Hernández y R. Sotelo-Robledo, «Diafragma. Anatomía y evaluación por ecografía,» *Anales de Radiología México*, vol. 21, n.º 1, págs. 43-52, 2022. DOI: 10.24875/ARM.20000185. dirección: https://www.researchgate.net/profile/Aloisia-Hernandez-Morales/publication/358357595_Diafragma_Anatomia_y_evaluacion_por_ecografia/links/6601e8dea4857c796282be10/Diafragma-Anatomia-y-evaluacion-por-ecografia.pdf.
- [12] C. Clinic. «Phrenic Nerve: Function, Anatomy & Damage. »dirección: <https://my.clevelandclinic.org/health/body/22270-phrenic-nerve>.
- [13] B. Navarro y M. Guzmán, *Histología del tejido nervioso*, 2024. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/histologia-del-tejido-nervioso>.
- [14] C. U. de Navarra, *Nervio*, 2025. dirección: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/nervio>.
- [15] NYSORA, *Histología de los nervios periféricos y microscopía óptica*, 2025. dirección: <https://www.nysora.com/es/temas/anatomia/histologia-nervios-perif-ricos-microscopia-optica/>.
- [16] B. Navarro y C. Serrano, *Axón*, 2024. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/axon-es>.
- [17] M. Guzmán y A. Torres, *Células de Schwann*, 2023. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/celulas-de-schwann>.
- [18] B. Navarro, *Nodos de Ranvier*, 2025. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/fisiologia/nodos-de-ranvier>.
- [19] M. Guzmán, *Endoneuro*, 2024. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/endoneuro>.
- [20] A. Torres, *Epineuro*, 2024. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/epineuro>.
- [21] M. Megías, P. Molist y M. A. Pombal. «Sistema nervioso periférico. »dirección: https://mmegias.webs.uvigo.es/2-organos-a/guiada_o_a_01snp.php.
- [22] R. Arce y Cols., *Estructura histológica del nervio periférico*, 2015. dirección: http://www.revistasbolivianas.ciencia.bo/pdf/raci/v27/v27_a01.pdf.
- [23] K. Academy, *The membrane potential*, 2023. dirección: <https://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/the-membrane-potential>.

- [24] Labster, *Membrane Potential*, 2020. dirección: <https://theory.labster.com/es/membrane-potential/>.
- [25] C. Serrano, *Canales iónicos y gradientes*, 2024. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/fisiologia/canales-ionicos-y-gradientes>.
- [26] B. Navarro, *Potencial de acción*, 2024. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/fisiologia/potencial-de-accion>.
- [27] S. G. Waxman, *Mechanisms of nerve conduction*, 2020. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6978798/>.
- [28] B. Navarro, *Conducción saltatoria*, 2024. dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/fisiologia/conduccion-saltatoria>.
- [29] S. E. de Cirugía Ortopédica y Traumatología, *Anatomía y lesiones nerviosas*, 2019. dirección: https://unitia.secot.es/web/manual_residente/CAPITULO%207.pdf.
- [30] Boundless, *Classification of nerves*, 2022. dirección: [https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Anatomy_and_Physiology_\(Boundless\)/12:_Peripheral_Nervous_System/12.4:_Nerves/12.4B:_Classification_of_Nerves](https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Anatomy_and_Physiology_(Boundless)/12:_Peripheral_Nervous_System/12.4:_Nerves/12.4B:_Classification_of_Nerves).
- [31] H. Puppo, R. Fernández y G. Hidalgo, «Fisiología respiratoria: Fisiología de los músculos respiratorios,» *Revista Neumología Pediátrica*, 2021. dirección: https://www.academia.edu/87729689/Fisiologia_Respiratoria_Fisiologia_De_Los_Msculos_De_La_Respiracin.
- [32] C. A. Bellissimo, I. S. Morris, J. Wong y E. C. Goligher, «Measuring diaphragm thickness & function using point-of-care ultrasound,» *Journal of Visualized Experiments (JoVE)*, n.º 65431, 2023. DOI: 10.3791/65431. dirección: <https://www.jove.com/es/t/65431/measuring-diaphragm-thickness-function-using-point-care>.
- [33] Kenhub. «Tipos de fibras musculares: contracción rápida vs. contracción lenta.» dirección: <https://www.kenhub.com/es/library/fisiologia/tipos-de-fibras-musculares-contraccion-rapida-vs-contraccion-lenta>.
- [34] R. Pedrós, C. Ferrer y A. Cros, *Modelo de sistema respiratorio*, 2014. dirección: <https://www.uv.es/uvweb/fisica/ca/catalog-demos/fluids/modelo-sistema-respiratorio-1286053998293/DemoExp.html?id=1286111055730>.
- [35] C. Clinic, *I sigh a lot — what does that mean?* 2025. dirección: <https://health.clevelandclinic.org/i-sigh-a-lot-what-does-that-mean>.
- [36] G. Gayan-Ramirez, «Diaphragm dysfunction: an overview,» *Current Opinion in Pulmonary Medicine*, vol. 23, n.º 6, págs. 539-546, 2017.
- [37] H. Guttman, *Lesión medular*, 2025. dirección: <https://www.guttmann.com/es/especialidad/lesion-medular>.
- [38] NIH, *Síndrome de hipoventilación congénita central*, 2025. dirección: <https://rarediseases.info.nih.gov/espanol/13493/sindrome-de-hipoventilacion-congenita-central>.
- [39] S. M. de Chile, *Función diafragmática en ... (completa con título real)*, 2014. dirección: https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0370-41062014000400014.
- [40] Elsevier, *Motor Unit*, 2025. dirección: <https://www.sciencedirect.com/topics/neuroscience/motor-unit>.
- [41] N. C. for Biotechnology Information, *Nerve Histology*, 2025. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10874/>.
- [42] M. Lima, «Mechanomyography: Development of a Device for Muscle Fatigue Monitoring,» Tesis de mtría., Universidade do Porto, 2021. dirección: https://www.researchgate.net/figure/Figura-28-Parte-superior-Eschema-de-los-distintos-tipos-de-unidades-motoras-Parte_fig5_355209249.
- [43] N. C. for Biotechnology Information, *Peripheral Nerve Injuries*, 2025. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541133/>.
- [44] J. E. Hall y M. E. Hall, *Guyton y Hall: Tratado de fisiología médica*, 14.ª ed. Elsevier, 2021.
- [45] Elsevier, *Handbook of Neuroscience – Motor Control (capítulo)*, 2025. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/chapter/handbook/abs/pii/B9780323915342000126>.
- [46] J. Davis y E. Cobb, *Pulmonary pressures*, 2025. dirección: <https://iu.pressbooks.pub/humanphys/chapter/pulmonary-pressures/>.
- [47] B. J. Kenny y K. Ponichtera, *Physiology, Boyle's Law*, 2022. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538183/>.

- [48] L.-A. F. Beeckman-Wagner, *Unidad 1: Revisión de la anatomía y fisiología pulmonar*, 2003. dirección: https://www.cdc.gov/spanish/niosh/docs/2004-154c_sp/pdfs/2004-154c-ch1.pdf.
- [49] F. d. M. Universidad de Panamá, *Excitabilidad celular*, 2018. dirección: https://facmedicina.up.ac.pa/sites/facmedicina/files/fisiologia/Capsulas_Fisiologicas_EXCITABILIDADCELULAR_junio_2018.pdf.
- [50] Elsevier, *Rheobase*, 2025. dirección: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/rheobase>.
- [51] Elsevier, *Chronaxie*, 2014. dirección: <https://www.sciencedirect.com/topics/neuroscience/chronaxie>.
- [52] C. A. Bollini y F. Cacheiro, *Rheobase y excitabilidad de la fibra nerviosa*, 2025. dirección: https://www.anestesia.org.ar/search/articulos_completos/1/1/801/c.pdf.
- [53] C. U. de Navarra, *Tetanización*, 2025. dirección: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/tetanizacion>.
- [54] M. Megías, P. Molist y M. A. Pombal, *Sistema nervioso periférico. Guía interactiva de órganos animales*, Universidad de Vigo, 2024. dirección: https://mmegias.webs.uvigo.es/2-organos-a/guiada_o_a_01snp.php.
- [55] R. Melzack y P. D. Wall, «Pain mechanisms: A new theory,» *Science*, vol. 150, n.º 3699, págs. 971-979, 1965. DOI: 10.1126/science.150.3699.971.
- [56] Y. Al Khalili y J. M. Das, *Physiology, Muscle Contraction*, 2021. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557561/>.
- [57] H. S. Resource, *Peripheral nerve physiological terms*, 2025. dirección: <https://es.handsurgeryresource.net/taxonomy/term/791>.
- [58] C. U. de Navarra, *Adaptación celular*, 2025. dirección: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/adaptacion-celular>.
- [59] J. G. Webster, ed., *Medical Instrumentation: Application and Design*, 4th. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc., 2010, ISBN: 978-0-471-67600-3.
- [60] S. D. Meriney y E. E. Faselow, «Chapter 3 - Basics of Cellular Neurophysiology,» en *Synaptic Transmission*, S. D. Meriney y E. E. Faselow, eds., Academic Press, 2019, págs. 19-34, ISBN: 978-0-12-815320-8. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815320-8.00003-X>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978012815320800003X>.
- [61] A. Hodgkin y A. Huxley, «A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve,» *Bulletin of Mathematical Biology*, vol. 52, n.º 1, págs. 25-71, 1990, ISSN: 0092-8240. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0092-8240\(05\)80004-7](https://doi.org/10.1016/S0092-8240(05)80004-7). dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0092824005800047>.
- [62] G. De Polsi et al., *Neurodinámica Determinista*. jul. de 2016, ISBN: 978-9974-0-1335-3.
- [63] P. Dayan y L. F. Abbott, *Theoretical Neuroscience: Computational and Mathematical Modeling of Neural Systems*. Cambridge, MA: The MIT Press, 2001, ISBN: 0-262-04199-5.
- [64] J. Malmivuo y R. Plonsey, *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. oct. de 1995, ISBN: 978-0195058239. DOI: 10.1093/acprof:oso/9780195058239.001.0001.
- [65] C. Gabriel, S. Gabriel y E. Corthout, «The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey,» *Physics in medicine and biology*, vol. 41, págs. 2231-49, dic. de 1996. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
- [66] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum y A. J. Hudspeth, «Principles of Neural Science,» en 5.ª ed. McGraw-Hill, 2012, cap. 36.
- [67] L. A. Geddes y L. E. Baker, «Principles of Applied Biomedical Instrumentation,» en 3.ª ed. Wiley-Interscience, 1989, cap. Stimulation of Excitable Tissue.
- [68] P. H. Gorman y J. T. Mortimer, «The Effect of Stimulus Parameters on the Recruitment Characteristics of Direct Nerve Stimulation,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 30, n.º 7, págs. 407-414, 1983. DOI: 10.1109/TBME.1983.325041.
- [69] G. C. Sieck e Y. S. Prakash, «Fatigue properties of diaphragm muscle fibers,» *Journal of Applied Physiology*, 1995.
- [70] J. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book* (Guyton Physiology). Elsevier Health Sciences, 2010, ISBN: 9781437726749. dirección: <https://books.google.com.ec/books?id=Po0zyO0BFzwC>.
- [71] D. R. Merrill, M. Bikson y J. G. Jefferys, «Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 141, n.º 2, págs. 171-198, 2005, ISSN: 0165-0270.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2004.10.020>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165027004003826>.

- [72] G. Dattoli y F. Ciocci, *Appunti Di Fisica Generale Applicata Parte Terza*, mar. de 2014.
- [73] R. L. Boylestad y L. Nashelsky, *Electronic Devices and Circuit Theory*, 11.^a ed. Pearson, 2013.
- [74] L. E. Frenzel, *Principles of Electronic Communication Systems*, 4.^a ed. McGraw-Hill Education, 2016.
- [75] T. L. Floyd, «Digital Fundamentals,» en 11.^a ed. Pearson, 2015, cap. 1.
- [76] R. L. Boylestad, «Introductory Circuit Analysis,» en 13.^a ed. Pearson, 2016, cap. 24.
- [77] M. Barr, «Pulse Width Modulation,» *Embedded Systems Programming*, 2001.
- [78] J. W. Valvano, «Embedded Systems: Introduction to Arm Cortex-M Microcontrollers,» en 5.^a ed. 2012, cap. 1.
- [79] M. A. Mazidi et al., «PIC Microcontroller and Embedded Systems,» en 2008, cap. 1.
- [80] *PIC16F627A/628A/648A Data Sheet*, Section: CPU Architecture, Microchip Technology Inc.
- [81] M. H. Rashid, «Power Electronics: Circuits, Devices, and Applications,» en 4.^a ed. Pearson, 2014, cap. 1 and 5.
- [82] P. Scherz y S. Monk, «Practical Electronics for Inventors,» en 4.^a ed. McGraw-Hill, 2016, cap. 4.
- [83] *L293x Quadruple Half-H Drivers Data Sheet*, Section 6: Specifications y Section 8: Detailed Description, Texas Instruments, 2016.
- [84] C. K. Alexander y M. N. O. Sadiku, *Fundamentals of Electric Circuits*, 6.^a ed. McGraw-Hill Education, 2017.
- [85] Espressif Systems, *ESP32 Series Datasheet*, 2023. dirección: https://documentation.espressif.com/esp32_datasheet_en.pdf.
- [86] Electronica.com.py, *Módulo ESP32 con WiFi y Bluetooth ESP32 38 pines ESP-WROOM-32 alta capacidad*, 2024. dirección: <https://www.electronica.com.py/producto/modulo-esp32-con-wifi-y-bluetooth-esp32-38-pines-esp-wroom-32-alta-capacidad/>.
- [87] Arduino, *Arduino UNO R3 Product Reference Manual (A000066)*, <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>, 2026. dirección: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>.
- [88] Microchip Technology Inc., *PIC16F628A Datasheet*, 2002. dirección: <https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Pic16f628a>.
- [89] Texas Instruments, *L293x Quadruple Half-H Drivers Data Sheet (SLRS008D)*, 2015. dirección: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/l293d.pdf>.
- [90] InstantPanel, *Tower Pro Servo Motor MG996R 9 kg/cm*, 2024. dirección: <https://instantpanel.co.nz/product/tower-pro-servo-motor-mg996r-9-kg-cm.html>.
- [91] *PIC16F627A/628A/648A Data Sheet*, DS40044G, Microchip Technology Inc., 2004. dirección: <https://www.microchip.com/en-us/product/pic16f628a>.

XII. ANEXOS

Table 1: ESP32-WROOM-32 Specifications

| Categories | Items | Specifications |
|---------------|-------------------------|---|
| Certification | RF certification | FCC/CE-RED/IC/TELEC/KCC/SRRC/NCC |
| | Wi-Fi certification | Wi-Fi Alliance |
| | Bluetooth certification | BQB |
| | Green certification | RoHS/REACH |
| Test | Reliability | HTOL/HTSL/uHAST/TCT/ESD |
| Wi-Fi | Protocols | 802.11 b/g/n (802.11n up to 150 Mbps) A-MPDU and A-MSDU aggregation and 0.4 μ s guard interval support |
| | Frequency range | 2.4 GHz ~ 2.5 GHz |
| Bluetooth | Protocols | Bluetooth v4.2 BR/EDR and BLE specification |
| | Radio | NZIF receiver with -97 dBm sensitivity |
| | | Class-1, class-2 and class-3 transmitter |
| | | AFH |

Espressif Systems

1

ESP32-WROOM-32 Datasheet V2.9

Figura 65. Ficha técnica del componente ESP32 [85].

PINOUT ESP32 38 PINES ESP WROOM 32

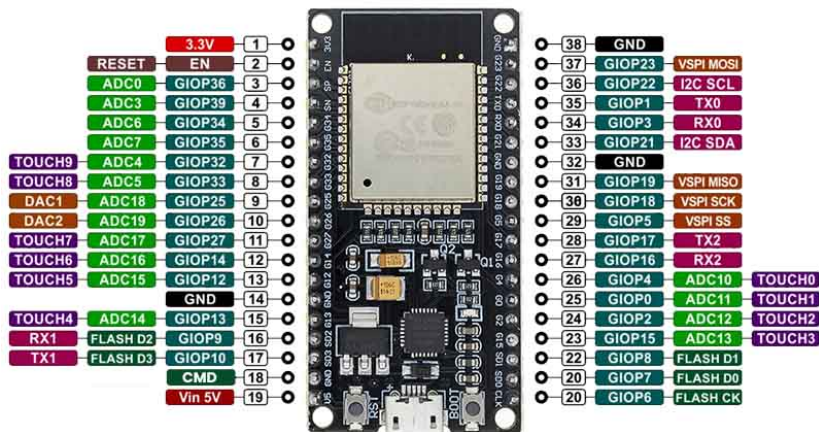
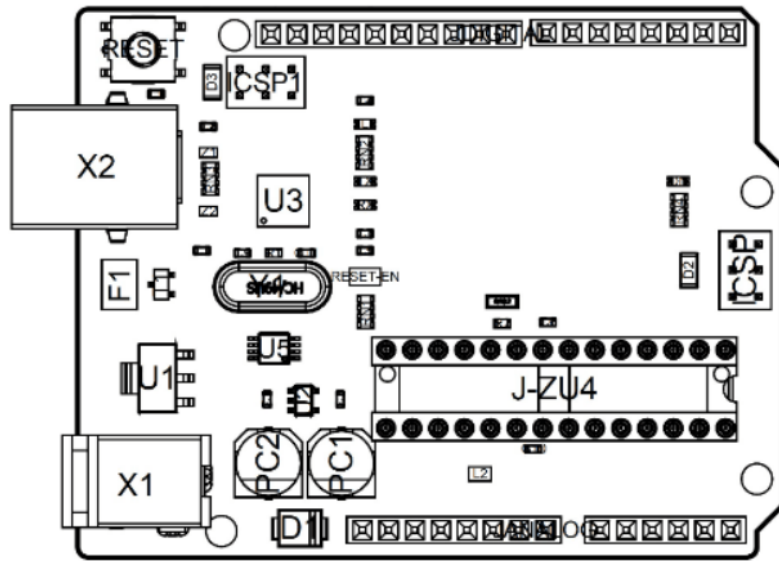


Figura 66. PINOUT del componente ESP32 WROOM[86].



| Ref. | Description | Ref. | Description |
|-------|--------------------------------|-------|---------------------------------------|
| X1 | Power jack 2.1x5.5mm | U1 | SPX1117M3-L-5 Regulator |
| X2 | USB B Connector | U3 | ATMEGA16U2 Module |
| PC1 | EEE-1EA470WP 25V SMD Capacitor | U5 | LMV358LIST-A.9 IC |
| PC2 | EEE-1EA470WP 25V SMD Capacitor | F1 | Chip Capacitor, High Density |
| D1 | CGRA4007-G Rectifier | ICSP | Pin header connector (through hole 6) |
| J-ZU4 | ATMEGA328P Module | ICSP1 | Pin header connector (through hole 6) |
| Y1 | ECS-160-20-4X-DU Oscillator | | |

Figura 67. ficha técnica del componente Arduino Uno[87].

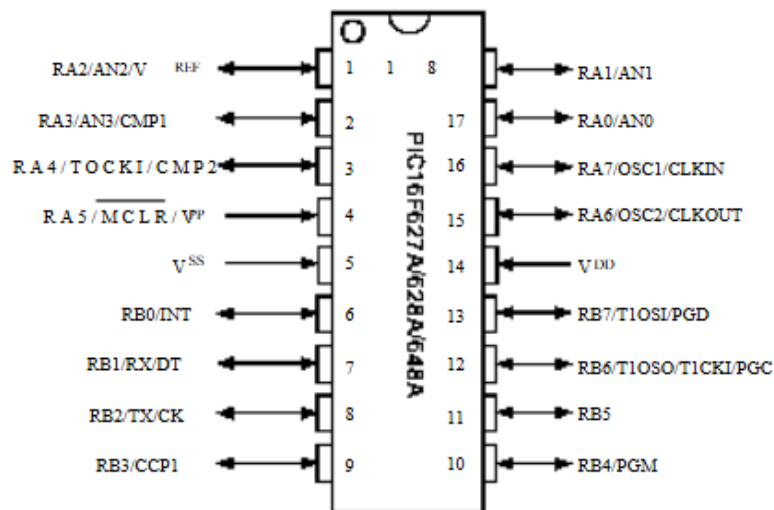
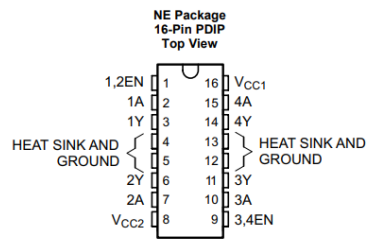


Figura 68. PINOUT del componente PIC16F628A[88].



Pin Functions

| PIN | | TYPE | DESCRIPTION |
|------------------|--------------|------|---|
| NAME | NO. | | |
| 1,2EN | 1 | I | Enable driver channels 1 and 2 (active high input) |
| <1,4>A | 2, 7, 10, 15 | I | Driver inputs, noninverting |
| <1,4>Y | 3, 6, 11, 14 | O | Driver outputs |
| 3,4EN | 9 | I | Enable driver channels 3 and 4 (active high input) |
| GROUND | 4, 5, 12, 13 | — | Device ground and heat sink pin. Connect to printed-circuit-board ground plane with multiple solid vias |
| V _{CC1} | 16 | — | 5-V supply for internal logic translation |
| V _{CC2} | 8 | — | Power VCC for drivers 4.5 V to 36 V |

Figura 69. Ficha técnica del componente L293D [89].

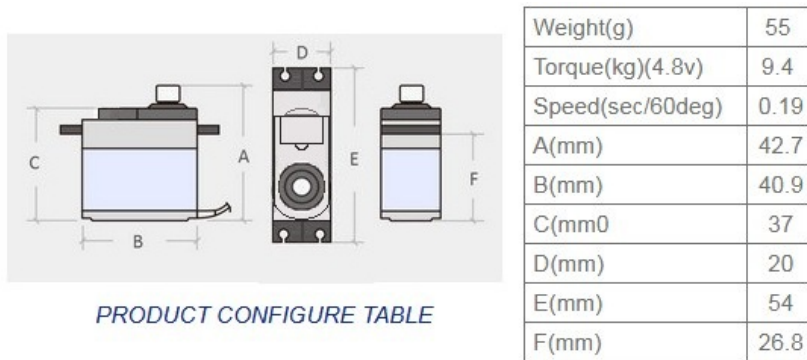


Figura 70. Ficha técnica del componente Servomotor MG996R [90].

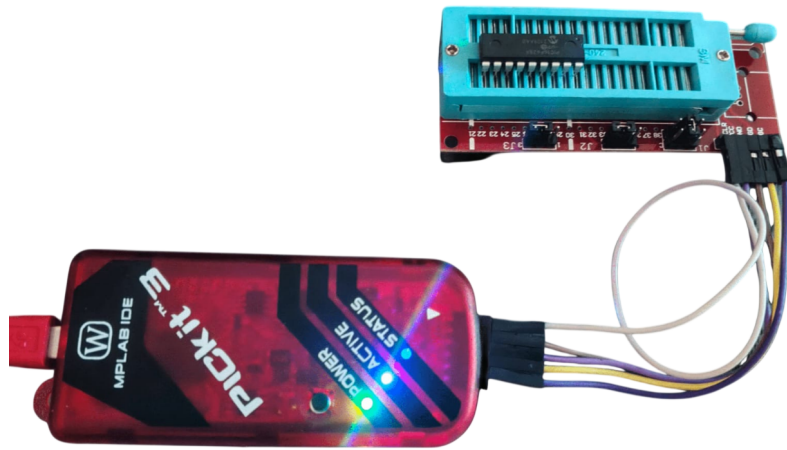


Figura 71. Conexión de módulo PICkit 3 con zocalo para programación de PIC16F628A. Autor Propio.

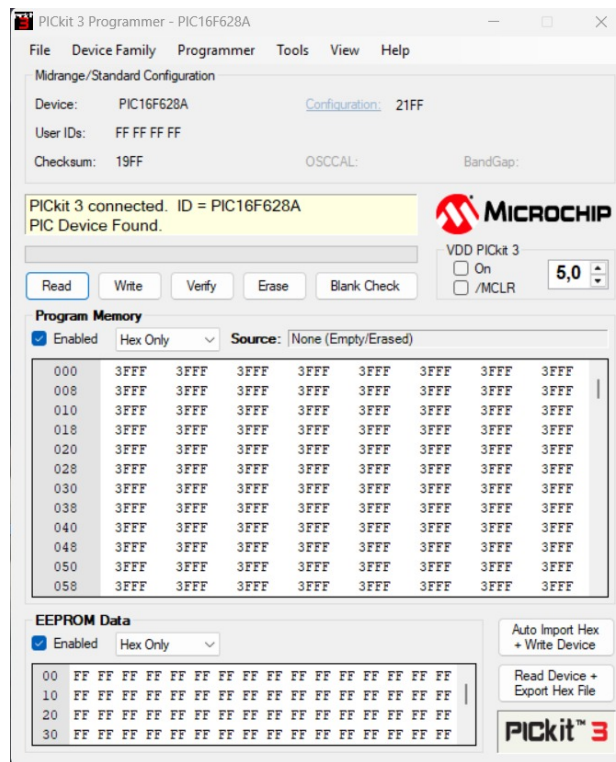


Figura 72. Conexión de PIC16F628A con programa PICkit 3: prueba de comunicación. Autor Propio.

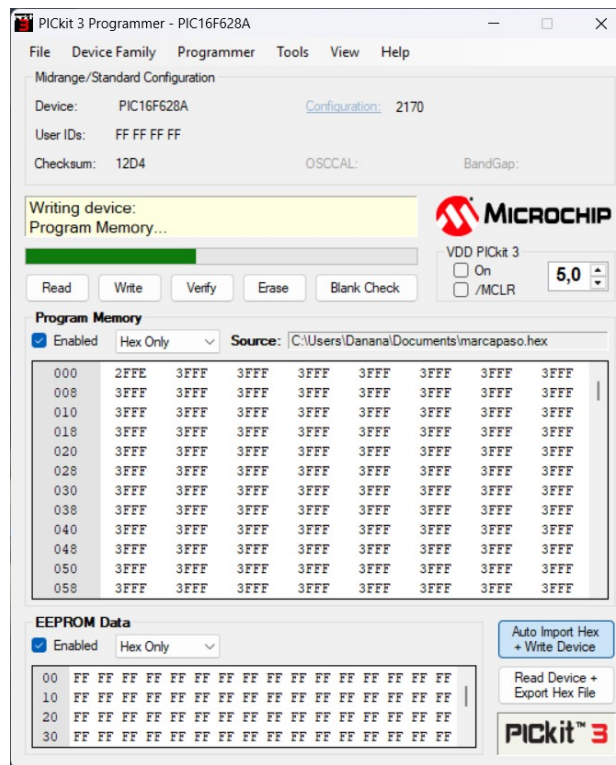


Figura 73. Grabación del algoritmo de estimulación frénica a PIC16F628A con programa PICkit 3. Autor Propio.

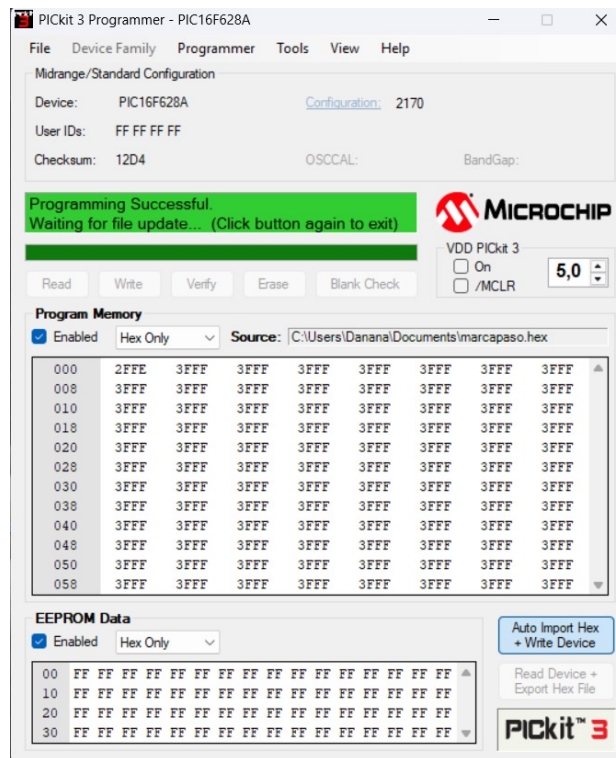


Figura 74. Código grabado en PIC16F628A. Autor Propio.

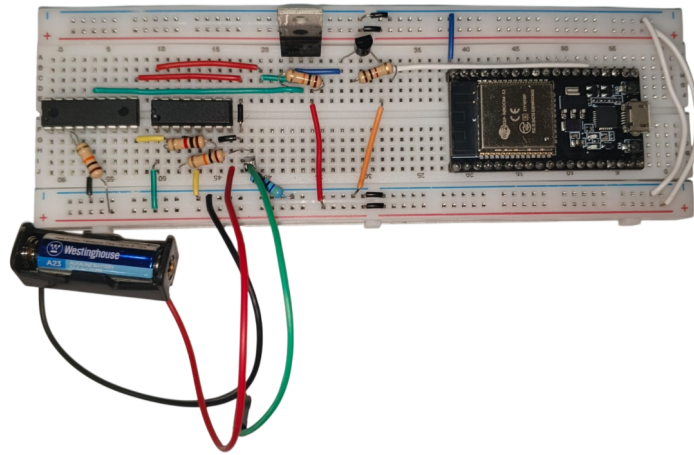


Figura 75. Prototipo de circuito para simulación mecánica en protoboard. Autor Propio.

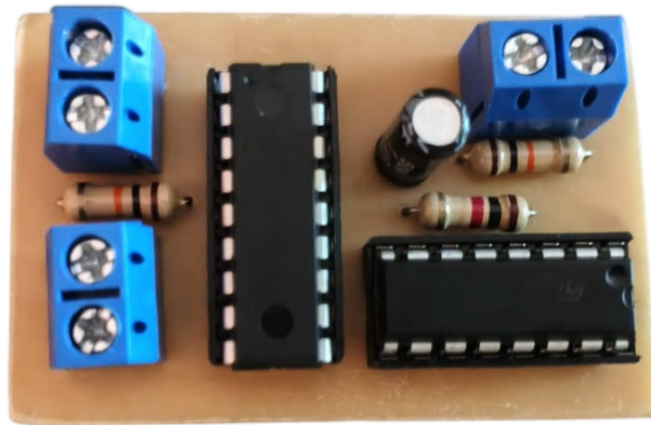


Figura 76. Prototipo de placa PCB para circuito generado de pulsos. Autor Propio.

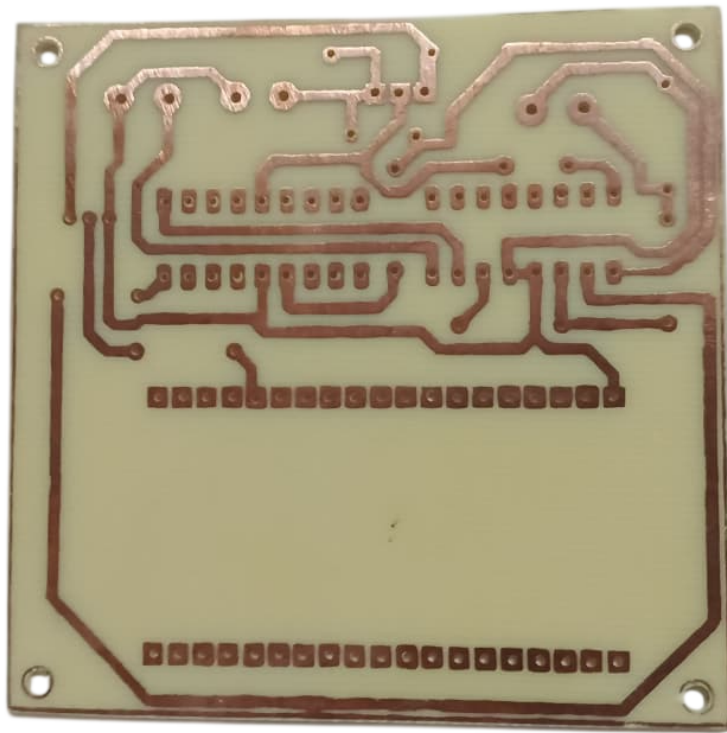


Figura 79. Ruteado de placa PCB de simulador mecánico. Autor Propio

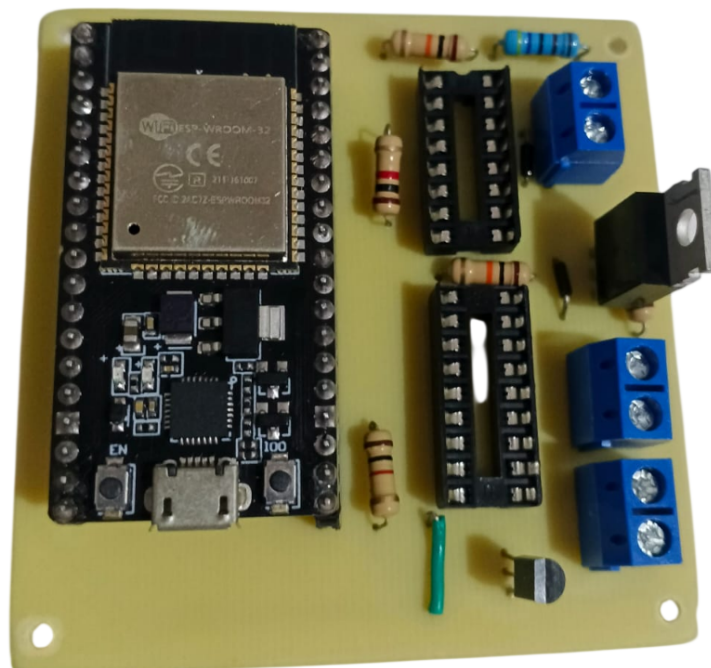


Figura 80. Prototipo de placa PCB: montaje de componentes. Autor Propio