



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE: GUAYAQUIL

CARRERA DE INGENIERÍA EN BIOMEDICINA

**“DISEÑO DE INTERFAZ OPERADA MEDIANTE UN SISTEMA EMBEBIDO
PARA REHABILITACIÓN Y PREPARACIÓN DE PACIENTES CON AUSENCIA
PARCIAL DE EXTREMIDAD SUPERIOR ASPIRANTES A PRÓTESIS
MIOELÉCTRICA.”**

Trabajo de titulación previo a la obtención del

Título de Ingeniero Biomédico

AUTORES: Byron Mauricio Piedra Cueva & Jeremy Holger Bustos Moreno

TUTOR: Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgtr.

Guayaquil-Ecuador

2024

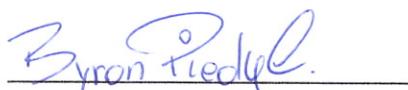
CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Byron Mauricio Piedra Cueva** con documento de identificación N° **0940355761** y **Jeremy Holger Bustos Moreno** con documento de identificación N° **0953874914**; 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 de titulación.

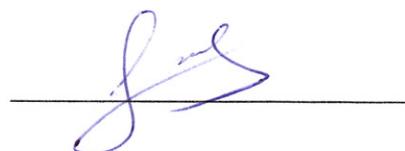
Guayaquil, 16 de febrero del año 2024

Atentamente,



Byron Mauricio Piedra Cueva

C.I 0940355761



Jeremy Holger Bustos Moreno

C.I 0953874914

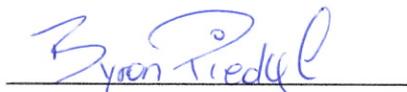
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

Nosotros, **Byron Mauricio Piedra Cueva** con documento de identificación No. **0940355761** y **Jeremy Holger Bustos Moreno** con documento de identificación No. **0953874914**, 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 INTERFAZ OPERADA MEDIANTE UN SISTEMA EMBEBIDO PARA REHABILITACIÓN Y PREPARACIÓN DE PACIENTES CON AUSENCIA PARCIAL DE EXTREMIDAD SUPERIOR ASPIRANTES A PRÓTESIS MIOELÉCTRICA**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: **Ingeniero en Biomedicina**, 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.

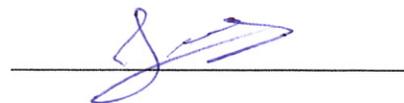
Guayaquil, 16 de febrero del año 2024

Atentamente,



Byron Mauricio Piedra Cueva

C.I 0940355761



Jeremy Holger Bustos Moreno

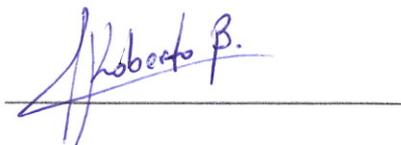
C.I 095387491

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Roberto Gerardo Bayas Toro** con documento de identificación N° **0940622608**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DISEÑO DE INTERFAZ OPERADA MEDIANTE UN SISTEMA EMBEBIDO PARA REHABILITACIÓN Y PREPARACIÓN DE PACIENTES CON AUSENCIA PARCIAL DE EXTREMIDAD SUPERIOR ASPIRANTES A PRÓTESIS MIOELÉCTRICA**, realizado por **Byron Mauricio Piedra Cueva** con documento de identificación N° **0940355761** y **Jeremy Holger Bustos Moreno** por con documento de identificación N° **0953874914** , 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, 16 de febrero del año 2024

Atentamente,



Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro

C.I. 0940622608

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, agradecemos a Dios por darnos sabiduría y resiliencia durante la carrera, por bendecirnos y acompañarnos en los momentos más difíciles. Segundo, agradecemos a nuestros padres Sra. Tanya Cueva, Sra. Ericka Moreno, Sr. Héctor Bustos y Sr. Byron Piedra A. por brindarnos apoyo incondicional, ser fuente de inspiración y motivación en nuestra vida universitaria, adulta y profesional, así como por aconsejarnos y siempre llevar un plato de comida a la mesa del hogar.

Por supuesto, a nuestros señores docentes que se empeñaron en hacer que llevemos un aprendizaje óptimo para poder transmitirlo al mundo profesional.

RESUMEN

El presente proyecto de carácter técnico está enfocado concretamente en el desarrollo un diseño de interfaz que aporte a la tecnología enfocada en el área de la rehabilitación de tipo física de pacientes con ausencia parcial de extremidad superior, se busca unir dos funcionalidades en un solo diseño: la electromiografía y la electroestimulación.

La interfaz consta de una pantalla que permitirá al usuario acceder a las dos funciones ofrecidas, electroestimulación y electromiografía. Esta pantalla será simulada y conectada a través de puestos seriales digitales, creados e interconectados por el software Virtual Serial Port Driver.

El circuito de electromiografía se basa en la adquisición de dos señales por medio de electrodos, señales que pasará por un amplificador de instrumentación, un filtro notch, un filtro pasa altas y un filtro pasas bajas, los cuales fueron diseñados en cada uno de sus componentes para cumplir con las necesidades específicas de este proyecto técnico. Posterior a la fase de filtrado y amplificación, las señales serán procesadas por el sistema embebido Arduino Uno, en donde esta información será transmitida a la pantalla Nextion.

La electroestimulación muscular se refiere a un proceso de amplificación y control de energía eléctrica hacia el receptor, que puede producirse de voltajes muy bajos en corriente directa. A partir de un circuito con componentes básicos y prácticos se podrá lograr una simulación que se activará y desactivará mediante la pantalla anteriormente mencionada, y por medio de potenciómetros se regulará frecuencia, pulsos y potencia.

Palabras clave: Interfaz, electromiografía, electroestimulación, nextion, arduino, simulación, amplificación, transmisión.

ABSTRACT

This technical project is focused on the development of an interface design that contributes to technology in the area of physical rehabilitation of patients with partial absence of an upper extremity. It seeks to unite two functionalities in a single design: electromyography and electrostimulation.

The interface consists of a screen that will allow the user to access the two functions offered, electrostimulation and electromyography. This screen will be simulated and connected through digital serial ports, created and interconnected by the Virtual Serial Port Driver software.

The electromyography circuit is based on the acquisition of two signals through electrodes, signals that will pass through an instrumentation amplifier, a notch filter, a high-pass filter and a low-pass filter, which were designed in each of its components. to meet the specific needs of this technical project. After the filtering and amplification phase, the signals will be processed by the Arduino Uno embedded system, where this information will be transmitted to the Nextion screen.

Muscle electrostimulation refers to a process of amplification and control of electrical energy towards the receptor, which can be produced from very low voltages in direct current. Starting from a circuit with basic and practical components, a simulation can be achieved that will be activated and deactivated through the previously mentioned screen, and frequency, pulses and power will be regulated by means of potentiometers.

Keywords: Interface, electromyography, electrostimulation, nextion, arduino, simulation, amplification, transmission, simulation.

ÍNDICE GENERAL

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN...	II
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA	III
CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	IV
AGRADECIMIENTO	V
RESUMEN	VI
ABSTRACT	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XVII
ÍNDICE DE ECUACIONES	XXIII
ÍNDICE DE TABLAS	XXIV
INTRODUCCIÓN.....	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
ANTECEDENTES.....	3
IMPORTANCIA Y ALCANCES	4
OBJETIVOS.....	9
OBJETIVO GENERAL.....	9
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	9
FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	10
1.1. MÚSCULO ESQUELÉTICO.....	10
1.2. ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA.....	10
1.3. ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL (EMGS).....	11

1.4. ESTIMULACIÓN ELECTROESTIMULACION MUSCULAR.....	12
1.5. ELECTROESTIMULACIÓN TENS	14
1.6. PRINCIPALES DIFERENTES ENTRE ELECTROESTIMULACIÓN EMS Y TENS.....	17
1.7. CARACTERÍSTICAS	18
1.8. BENEFICIOS DE LA ELECTROESTIMULACIÓN	19
1.8.1. MEJORA LA FUERZA MUSCULAR.....	19
1.8.2. ACELERA LA RECUPERACIÓN MUSCULAR.....	20
1.8.3. MEJORA LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA	20
1.8.4. REDUCE EL DOLOR.....	20
1.9. FORMAS DE ONDAS	21
1.9.1. GALVÁNICA	21
1.9.2. INTERRUMPIDAS GALVÁNICAS.....	21
1.9.3. BIFÁSICAS O ALTERNAS.....	22
1.9.4. FARÁDICAS	22
1.9.5. INTERFERENCIALES	23
1.9.6. KOTZ	24
1.9.7. CUADRADAS	25
1.9.8. MONOFÁSICAS	25
1.9.10. TRIANGULAS	26
1.10. TIPO DE ELECTRODOS Y COLOCACIÓN DE ELECTRODOS.....	26
1.10.1. DEFINICIÓN	26
1.10.2. TIPOS DE ELECTRODOS.....	27
1.10.2.1. ELECTRODOS DE SUCCIÓN O DE VENTOSA	27

1.10.2.2. ELECTRODOS PLANOS	28
1.10.2.3. ELECTRODOS DE DISCO	29
1.10.2.4. ELECTRODOS DE ALMOHADILLA DE CUATRO POLOS.....	29
1.10.2.5. ELECTRODOS DE GUANTE O DE MANOPLA.....	30
1.10.2.6. ELECTRODOS DE LÁPIZ.....	31
1.10.3. COLOCACIÓN DE ELECTRODOS.....	31
1.10.3.1. MONOPOLAR.....	31
1.10.3.2. BIPOLAR.....	32
1.10.3.3. CONTRALATERAL	33
1.11. TIPOS DE TERAPIAS.....	33
1.11.1. ESTIMULACIÓN NEURONAL ELÉCTRICO TRANSCUTÁNEO (TENS).....	33
1.11.2. ESTIMULACIÓN MUSCULAR ELÉCTRICA (EMS).....	34
1.11.3. CORRIENTE INTERFERENCIAL.....	34
1.11.4. CORRIENTE BIFÁSICA	35
1.11.5. MICROCORRIENTE.....	36
1.12. APLICACIONES DE ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR.....	36
1.13. ARDUINO.....	37
1.13.1. ¿QUÉ SON?.....	37
1.13.2. TIPOS DE ARDUINO	38
1.13.2.1. ARDUINO UNO.....	38
1.13.2.2. ARDUINO DUE	38
1.13.2.3. ARDUINO LEONARDO	39
1.13.2.4. ARDUINO MEGA 2560.....	39

1.13.2.5. ARDUINO MEGA ADK	39
1.13.2.6. ARDUINO MICRO.....	39
1.13.2.7. ARDUINO NANO	39
1.13.2.8. ARDUINO YUN	40
1.13.2.9. ARDUINO FIO.....	40
1.13.2.10 ARDUINO 101 O GENUINO 101	40
1.13.2.11. ARDUINO ESPLORA.....	41
1.13.2.12. ARDUINO ZERO	41
1.13.2.13. ARDUINO MKR ZERO	41
1.13.2.14. ARDUINO ETHERNET	41
1.13.2.15. ARDUINO INDUSTRIAL 101	42
1.13.2.16. ARDUINO MKR FOX 1200.....	42
1.13.2.17. ARDUINO MKR WAN 1300	42
1.13.2.18. ARDUINO MKR GSM 1400.....	42
1.13.2.19. ARDUINO MKR WIFI 1010.....	43
1.13.2.20. ARDUINO UNO WIFI REV2	43
1.13.2.21. ARDUINO MKR NB 1500	43
1.13.2.22. ARDUINO MKR VIDOR 4000	43
1.13.2.23. ARDUINO MKR 1000 WIFI.....	44
1.13.2.24. LILYPAD ARDUINO SIMPLE	44
1.13.2.25. LILYPAD ARDUINO MAIN BOARD.....	44
1.13.2.26. LYLIPAD ARDUINO USB.....	44
1.13.2.27. LILYPAD ARDUINO SIMPLE SNAP	44

1.13.3. DIFERENCIA ENTRE LOS TIPOS DE ARDUINO	45
1.13.4. TIPO DE LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN QUE SE UTILIZA	46
1.13.4.1. CARACTERÍSTICA DEL LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN Y APLICACIONES	46
1.14. ANATOMÍA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR.....	47
1.14.1. HOMBRO.....	48
1.14.2. MUÑECA	52
1.14.3. ESTRUCTURACIÓN NERVIOSA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR.....	54
1.14.4. FISIOLOGÍA DEL MUSCULO ESQUELÉTICO	56
1.14.5. TIPOS DE CONTRACCIÓN MUSCULAR.....	57
1.14.6. FASCICULACIÓN MUSCULAR	58
1.14.7. LA FUERZA DEL MÚSCULO ESTRIADO.....	60
1.14.8. CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS DEL MÚSCULO ESTRIADO.....	61
1.14.9. ELECTROMIOGRAFÍA	62
1.14.10. ELECTRODOS	62
1.14.11. ELECTROFISIOLOGÍA	64
1.14.12. ETAPA INICIAL A UN ESTUDIO EMG.....	65
1.14.13. AMPLIFICADORES OPERACIONALES	67
1.14.14. SISTEMAS EMBEBIDOS.....	69
1.14.15. SEÑALES ANALÓGICAS Y SEÑALES DIGITALES	71
1.14.16. FILTROS DE SEÑALES.....	73
1.14.17. FILTRO PASA ALTO	73
1.14.18. FILTRO PASA BAJO	74
1.14.19. FILTRO PASA BANDA	75

1.14.20. FILTRO RECHAZA BANDA	75
1.14.21. INTERFACES.....	76
1.14.21.1. TIPO DE INTERFACES.....	76
1.14.22. ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOLÓGICAS.....	77
1.14.23. MEMORIAS RAM Y MEMORIAS ROM	78
MARCO METODOLÓGICO.....	80
2.1. METODOLOGÍA EMS Y EMG.....	80
2.2. COMPONENTES ELECTRÓNICOS USADOS EN EL SIMULADOR PROTEUS	80
2.3. METODOLOGÍA FASE ELECTRICO ESTIMULADORA	83
2.3.1. DISEÑO DEL CIRCUITO DE ELECTROESTIMULACIÓN	84
2.3.1.1. PROCESAMIENTO DE FRECUENCIA.....	84
2.3.1.2. GENERADOR DE PULSOS.....	85
2.3.1.3. AMPLIFICACIÓN DE PULSOS	85
2.3.1.4. SALIDA DE PULSOS Y ESTIMULACIÓN.....	86
2.3.2. CONTROL Y PROGRAMACIÓN DE CIRCUITO.....	87
2.3.2.1. ELEMENTOS DE CONTROL PARA ABRIR Y CERRAR EL CIRCUITO.....	87
2.3.2.2. PROGRAMACIÓN EN ARDUINO PARA EL RELÉ	87
2.3.2.3. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA CIRCUITO EMS EN PYTHON.....	88
2.3.3. DISEÑO Y CONTROL DE PANTALLA EN NEXTION HMI PARA ESTIMULADOR EMS	89
2.3.3.1. PRESENTACIÓN	89
2.3.3.2. FUNCIÓN Y PROGRAMACIÓN	89
2.3.4. COMUNICACIÓN SERIAL ENTRE ARDUINO-NEXTION.....	90

2.3.4.1. VIRTUAL SERIAL PORT DRIVER.....	90
2.3.4.2. COMUNICACIÓN ARDUINO	91
2.4.1.2. COMUNICACIÓN NEXTION.....	91
2.4. METODOLOGÍA NEXTION	92
2.4.1. DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DE PANTALLA NEXTION PARA CONTROL DE SISTEMA DE DIAGNÓSTICO Y REHABILITACIÓN MUSCULAR.	92
2.4.1.1. INTRODUCCIÓN AL PROGRAMA	92
2.4.1.2. DISEÑO DE PANTALLA	94
2.4.1.2.1. TEXTO	94
2.4.1.2.2. FIGURAS.....	97
2.4.1.2.3. BOTÓN.....	98
2.4.1.2.4. PROGRAMACIÓN	100
2.5. METODOLOGÍA ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)	101
2.5.1. DISEÑO DEL CIRCUITO DE ELECTROMIOGRAFIA.....	102
2.5.1.1. ENTRADA DE SEÑALES	102
2.5.1.2. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION.....	103
2.5.1.3. FILTRO RECHAZA BANDA (NOTCH)	103
2.5.1.4. FILTRO PASA ALTOS.....	104
2.5.1.5. FILTRO PASA BAJOS.....	105
2.5.1.6. AMPLIFICADOR FINAL.....	105
2.5.1.7. OFFSET	106
2.5.2. CONTROL Y PROGRAMACIÓN DE CIRCUITO.....	106

2.5.2.1. PROGRAMACIÓN EN ARDUINO PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ENTRADA	106
2.5.2.2. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA CIRCUITO EMG EN PYTHON	107
2.5.3. DISEÑO Y CONTROL DE PANTALLA EN NEXTION PARA EMG	109
2.5.3.1. MENU PRINCIPAL EMG.	109
2.5.3.2. MENÚ DE VISUALIZACIÓN EMG.....	110
2.5.3.3. MENU POST-PRUEBA EMG	111
2.6. DISEÑO DE COMPONENTES EMG	111
2.6.1. DISEÑO DE AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	111
2.6.2. DISEÑO DE FILTRO RECHAZA BANDA	112
2.6.3. FILTRO PASA ALTOS	113
2.6.4. AMPLIFICADOR FINAL	113
RESULTADOS.....	115
3.1. RESULTADOS ELECTROESTIMULACIÓN	115
3.1.1. RESULTADOS DEL CIRCUITO	115
3.1.1.1. CARGA Y DESCARGA DEL CONDENSADOR PRINCIPAL	115
3.1.1.2. FRECUENCIA Y GENERACIÓN DE PULSOS	116
3.1.1.3. AMPLIFICACIÓN Y GENERACIÓN DE ESTÍMULOS.....	116
3.1.1.4. FUNCIONAMIENTO COMPLETO.....	117
3.1.2. VERIFICACIÓN DE PROGRAMACIÓN Y COMUNICACIÓN SERIAL ARDUINO-NEXTION.....	118
3.1.2.1. COMPILACIÓN Y SUBIDA DE DATOS AL ARDUINO	118
3.1.2.2. TRANSMISIÓN DE DATOS NEXTION-ARDUINO	119
3.2. RESULTADOS ELECTROMIOGRAFIA (EMG).....	121

3.2.1. SEÑAL DE ENTRADA 1	121
3.2.2. SEÑAL DE ENTRADA 2	122
3.2.3. SEÑAL DE SALIDA AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	122
3.2.4. SEÑAL DE SALIDA FILTRO NOTCH.....	123
3.2.5. SEÑAL DE SALIDA FILTRO PASA ALTOS	123
3.2.6 SEÑAL DE SALIDA FILTRO PASA BAJOS	124
3.2.7. SEÑAL DE SALIDA DE AMPLIFICACIÓN FINAL.....	124
3.2.8. SEÑAL DE SALIDA DE OFFSET	125
3.3. VERIFICACIÓN DE PROGRAMACIÓN Y COMUNICACIÓN SERIAL ARDUINO- NEXTION-EMG.....	126
3.3.1. VERIFICACION DE LA PROGRAMACIÓN ARDUINO.....	126
3.3.2. VERIFICACION DE LA PROGRAMACION DE FUNCIONES NEXTION.....	126
3.3.3. VERIFICACION DE COMUNICACIÓN SERIAL	128
CRONOGRAMA Y PRESUPUESTO.....	129
4.1. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	129
4.2. PRESUPUESTO	129
CONCLUSIONES.....	131
RECOMENDACIONES.....	133
BIBLIOGRAFÍA	135
ANEXOS.....	149

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. TOTAL DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD REGISTRAS EN EL REGISTRO NACIONAL DE DISCAPACIDAD	6
FIGURA 2. LA ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR (EEM) O ESTIMULACIÓN NEUROMUSCULAR ELÉCTRICA (ENE)	13
FIGURA 3. ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR TEN) Y EMS.....	14
FIGURA.4. ILUSTRACIÓN DE ELECTROESTIMULACIÓN TENS.....	15
FIGURA 5. ELECTROESTIMULADOR TENS DE BAJA FRECUENCIA.....	16
FIGURA 6. CORRIENTES GALVÁNICA.....	21
FIGURA 7. ONDAS INTERRUMPIDAS GALVÁNICAS MONOFÁSICAS, DIADINÁMICAS, DE BURST Y CON MODULACIONES.	22
FIGURA 8. VISUALIZACIÓN DE LOS DIFERENTES TIPOS DE BIFÁSICAS	22
FIGURA 9. TREN DE ONDAS FARÁDICAS	23
FIGURA 10. ONDAS INTERFERENCIALES	24
FIGURA 11. ONDAS KOTZ, PULSO	24
FIGURA 12. ONDAS CUADRADAS ESTADOS DE TENSIÓN	25
FIGURA 13. ONDAS MONOFÁSICAS	26
FIGURA 14. ONDA TRIANGULAR.....	26
FIGURA 15. ELECTRODOS DE SUCCIÓN	28
FIGURA 16.ELECTRODOS PLANOS.	28
FIGURA 17. ELECTRODOS DE DISCO	29
FIGURA 18. ELECTRODO DE ALMOHADILLAS DE 4 POLOS	30
FIGURA 19.ELECTRODOS DE MANOPLAS	30

FIGURA 20. ELECTRODOS DE LÁPIZ .	31
FIGURA 21. ELECTRODOS, COLOCACIÓN DE FORMA MONOPOLAR .	32
FIGURA 22. ELECTRODOS, COLOCACIÓN DE FORMA BIPOLAR Y CONTRALATERAL .	33
FIGURA 23. ELECTRODOS, COLOCACIÓN DE FORMA CONTRALATERAL .	33
FIGURA 24. ESTIMULACIÓN ELÉCTRICO TRANSCUTÁNEO .	34
FIGURA 25. ESTIMULACIÓN MUSCULAR ELÉCTRICA.	34
FIGURA 26. CORRIENTE INTERFERENCIAL.	35
FIGURA 27. CORRIENTE BIFÁSICA.	35
FIGURA 28. MICROCORRIENTE.	36
FIGURA 29. ARDUINO .	37
FIGURA 30. ANATOMÍA DEL HOMBRO.	49
FIGURA 31. ANATOMÍA DEL CODO .	51
FIGURA 32. ANATOMÍA DE LA MUÑECA .	53
FIGURA 33. ESTRUCTURA NERVIOSA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR.	55
FIGURA 34 FISIOLOGÍA DEL MUSCULO ESQUELÉTICO.	56
FIGURA 35. CONTRACCIÓN MUSCULAR .	58
FIGURA 36. FASCICULACIÓN MUSCULAR.	59
FIGURA 37. MUSCULO ESTRIADO.	60
FIGURA 38. FENÓMENOS ELÉCTRICOS DE LOS MÚSCULOS ESTRIADOS.	61
FIGURA 39. ELECTROMIOGRAFÍA .	62
FIGURA 40. COLOCACIÓN DE ELECTRODOS .	64
FIGURA 41. ELECTROFISIOLOGÍA .	65

FIGURA 42. ELECTROMIOGRAFÍA (EMG).....	67
FIGURA 43. MODELO DE AMPLIFICADOR.....	69
FIGURA 44. SISTEMAS EMBEBIDOS	69
FIGURA 45. SEÑAL ANALÓGICA Y SEÑAL DIGITAL.....	72
FIGURA 46. FILTROS DE SEÑALES	73
FIGURA 47. FILTRO PASA ALTO.....	74
FIGURA 48. FILTRO PASA BAJO.....	74
FIGURA 49. FILTRO PASA BANDA	75
FIGURA 50. FILTRO RECHAZA BANDA.	75
FIGURA 51. MEMORIA RAM Y MEMORIA ROM.....	79
FIGURA 52. PROCESAMIENTO DE FRECUENCIA.....	84
FIGURA 53. GENERADOR DE PULSO	85
FIGURA 54. AMPLIFICACIÓN DE PULSOS.....	85
FIGURA 55. SALIDA DE PULSOS Y ESTIMULACIÓN.....	86
FIGURA 56. ELEMENTOS DE CONTROL PARA ABRIR Y CERRAR EL CIRCUITO.....	87
FIGURA 57. PRESENTACIÓN Y CONTROL DE PANTALLA	89
FIGURA 58. VIRTUAL SERIAL PORT DRIVER	90
FIGURA 59. COMUNICACIÓN ARDUINO	91
FIGURA 60. COMUNICACIÓN NEXTION.....	91
FIGURA 61. INTRODUCCIÓN AL PROGRAMA NEXTION	92
FIGURA 62. ETAPA DE CONTROL DEL DISPOSITIVO	92
FIGURA 63. NUEVO PROYECTO.....	93
FIGURA 64. NOMBRE DEL PROYECTO.....	93

FIGURA 65. PROYECTO EN BLANCO	94
FIGURA 66. DISEÑO DE PANTALLA.	94
FIGURA 67. TEXTO DISEÑO DE PANTALLA	95
FIGURA 68. HERRAMIENTAS DE NEXTION	95
FIGURA 69. PANEL DE CONTROL	95
FIGURA 70. GESTOR DE ARCHIVOS	96
FIGURA 71. NEWTXT	96
FIGURA 72. ESCRITOR	96
FIGURA 73. AÑADIR FIGURAS	97
FIGURA 74. OPCIONES DE HERRAMIENTAS PICTURE	97
FIGURA 75. HERRAMIENTAS NEXTUM	98
FIGURA 76. GESTIÓN DE ARCHIVOS	98
FIGURA 77. BOTÓN.....	99
FIGURA 78. DUAL-STATE BUTTON.....	99
FIGURA 79. PROGRAMACIÓN	100
FIGURA 80.PROGRAMACIÓN BOTONES DE PANTALLA	100
FIGURA 81. CAMBIO DE PÁGINAS	101
FIGURA 82. CAMBIO DE PÁGINAS SEGUNDA PARTE	101
FIGURA 83. AMPLIFICADOR SUMADOR NO INVERSOR.	102
FIGURA 84. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION	103
FIGURA 85. FILTRO ACTIVO RECHAZA BANDA	103
FIGURA 86. FILTRO ACTIVO PASA ALTOS.	104
FIGURA 87. FILTRO ACTIVO PASA BAJOS	105

FIGURA 88. AMPLIFICADOR NO INVERSOR.	105
FIGURA 89. OFFSET	106
FIGURA 90. MENÚ PREPARACIÓN EMG.....	109
FIGURA 91. MENÚ DE VISUALIZACIÓN DE LECTURA EMG.	110
FIGURA 92. MENÚ POST-PRUEBA EMG.....	111
FIGURA 93. CARGA Y DESCARGA DEL CAPACITADOR.....	115
FIGURA 94. FRECUENCIA DEL CIRCUITO.....	116
FIGURA 95. ENERGÍA ELÉCTRICA DEL TRANSISTOR Y EL TRASFORMADOR.	116
FIGURA 96. COMPORTAMIENTO DEL CIRCUITO.	117
FIGURA 97. VERIFICACIÓN DE LA PROGRAMACIÓN.....	118
FIGURA 98. COMPILACIÓN DE DATOS DEL ARDUINO.	119
FIGURA 99. CIRCUITO.....	119
FIGURA 100. INTERFAZ COMUNICACIÓN SERIAL	120
FIGURA 101. COMPROBACIÓN DEL CIRCUITO.....	120
FIGURA 102. SIMULACIÓN DE SEÑAL DE ENTRADA 1.	121
FIGURA 103. SIMULACIÓN DE SEÑAL DE ENTRADA 2.	122
FIGURA 104. SEÑAL RESULTANTE DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.	122
FIGURA 105. SEÑAL RESULTANTE DEL FILTRO NOTCH.....	123
FIGURA 106. SEÑAL RESULTANTE DEL FILTRO PASA ALTOS.....	123
FIGURA 107. SEÑAL RESULTANTE DEL FILTRO PASA BAJOS.....	124
FIGURA 108. SEÑAL RESULTANTE DEL AMPLIFICADOR FINAL.....	124
FIGURA 109. SEÑAL RESULTANTE DEL OFFSET	125
FIGURA 110. VERIFICACIÓN DE LA PROGRAMACIÓN.....	126

FIGURA 111. MENÚ PREPARACIÓN EMG	126
FIGURA 112. MENÚ DE VISUALIZACIÓN DE LECTURA EMG	127
FIGURA 113. MENÚ POST-PRUEBA EMG	127
FIGURA 114. GRÁFICA DE SEÑAL RECIBIDA DEL CIRCUITO EMG.....	128

ÍNDICE DE ECUACIONES

ECUACIÓN 1. FÓRMULA, CALCULO DE LA RESISTENCIA RG	111
ECUACIÓN 2. VALOR TOTAL DE RG	112
ECUACIÓN 3. FILTRO RECHAZA BANDA ACTIVA RC TWIN-T TIPO 1, CÁLCULO.	112
ECUACIÓN 4. FILTRO PASA ALTOS ACTIVO DE 2DO ORDEN SALLEN KEY	113
ECUACIÓN 5. DETERMINACIÓN DE LOS VALORES DE RESISTENCIA.....	113
ECUACIÓN 6. RESULTADOS DEL AMPLIFICADOR FINAL.	114

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1.....	5
TABLA 2.....	5
TABLA 4.....	16
TABLA 5.....	17
TABLA 6.....	45
TABLA 7.....	80
TABLA 8.....	129
TABLA 9.....	129

INTRODUCCIÓN

En lo que comprende a las tecnologías de la salud, el conocimiento de enfermedades musculares debido a la pérdida o ausencia de un miembro superior es muy escaso, y el requerimiento de una prótesis es esencial para poder devolver la funcionalidad perdida de la persona entre sus aspectos de movilidad, salud mental e independencia, sin embargo, el poco conocimiento de este ha llevado a realizar un mal proceso de adquisición de una prótesis mioeléctrica.

En muchos países existen grandes avances tecnológicos en el campo de la biomedicina, lo que no ocurre en nuestro país debido a que pocas o ninguna empresa se dedica a la fabricación de sistemas inteligentes dentro del campo biomédico, y se inclinan por importar tecnología y equipos de otros países para ofrecer una solución al área de la salud.

La electromiografía (EMG) es la base de este proyecto técnico porque gracias a ella se puede conocer de manera cuantitativa el estado de las señales eléctricas de los músculos del paciente, sirviendo como método de diagnóstico, así como la electroestimulación muscular (EMS) serviría como método de tratamiento en el proceso de rehabilitación.

Utilizando un lenguaje C, se llevó a cabo la programación del Arduino para poder realizar los debidos procesos de electroestimulación y adquisición de señales mioeléctricas; mediante el uso de Proteus se genera el diseño y simulación del circuito encargado de realizar las diferentes operaciones del proyecto; mediante Nextion se controlará en su mayoría el circuito realizado.

Para adquirir las señales eléctricas de los músculos se inicia desde el instrumento a utilizar para aquello: los electrodos, que cumplirán con la tarea de censar los impulsos eléctricos generados

por los músculos esqueléticos. Mientras, que el EMS emitirá impulsos eléctricos mediante electrodos hacia la piel para generar por medio de corriente una contracción que estimulará el musculo esquelético para su acondicionamiento y rehabilitación.

Mediante el diseño de esta interfaz, este trabajo ofrece un desarrollo tecnológico para el área de la rehabilitación física y sus pacientes. En este proyecto se involucran aspectos fisiológicos y electrónicos trabajando en conjunto para otorgar una innovación tecnológica que permita al usuario y al operador llevar un control y generar mejoras tanto en la rehabilitación como en la preparación previa a una adquisición de una prótesis mioeléctrica.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Mediante la investigación y experiencias previas, se ha notado que, durante el desarrollo de la tecnología aplicada en prótesis, se pudo abordar muchos campos para conseguir que una persona que presenta amputación o ausencia de extremidades superiores recuperen, en la medida de lo posible, esa funcionalidad perdida. Siendo el proceso previo a la implementación de la prótesis u ortesis de las menos desarrolladas, debido a que las técnicas actuales solo se basan en hallar los músculos utilizados para determinados movimientos, mas no en el control de un avance y/o desarrollo del paciente en lograr un control total y absoluto de los impulsos nerviosos que emiten.

ANTECEDENTES

Durante el tanteo de información almacenadas en distintos repositorios virtuales y en contacto con profesionales de la rehabilitación física se reconocen los trabajos previos realizados referente a esta área como son los siguientes:

Marí, Yonatan, Universidad de las Américas Puebla (2012). Desplegó un método de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas, con propósito de que se puedan emplear en el desarrollo en protésica. En esta tesis se puede mostrar como mediante el uso de un Osciloscopio virtual en LabVIEW, se obtienen señales eléctricas musculares las cuales son procesadas subsiguientemente mediante el uso de un programa en Matlab. Siendo ésta una parte de la causa previa que se menciona anteriormente, pero quedando solo en una de las fases, sin abordar etapas de asimilación, entrenamiento o rehabilitación.

En el artículo de investigación “Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior” (Christopher René Torres-San-Miguel, 2011) se realiza un diseño

de una interfaz mioeléctrica con el objetivo de crear una prótesis de miembro superior, en la que se adquieren y procesan señales mioeléctricas del antebrazo, para desarrollar una prótesis parcial de mano. En este artículo, así como en muchos otros encontrados, no existe, o al menos no se menciona, el uso de un equipo, sistema o método de estimulación, rehabilitación y entrenamiento para el paciente.

Mediante un conversatorio con profesionales de la rehabilitación física, se ha confirmado que el músculo en personas con ausencia parcial de miembros superior se muestra atrofiado debido a la falta de estímulos o movilidad de la extremidad faltante, lo que imposibilita la obtención de señales musculares e impide que una prótesis mioeléctrica se accione mediante estímulos emitidos por el portador. Además, en este conversatorio varios profesionales en el área de la rehabilitación física denotan que no cuentan con equipos de instrumentación accesibles para todos los pacientes en costo económico, debido a que la mayoría de los equipos EMG y EMS en el mercado están valuados en cantidades muy altas para la economía de diferentes zonas.

La motivación principal de este proyecto se enfoca en ofrecer a los estudiantes de Biomedicina de la Universidad Politécnica Salesiana, una base desde la cual puedan comenzar con distintos proyectos a raíz de lo presentado. Y así contribuir con un método de investigación y experimentación durante su desarrollo como profesionales.

IMPORTANCIA Y ALCANCES

En cifras mostradas por el Ministerio de Salud Pública del Ecuador en el manual: “Clasificación de la Discapacidad”, resalta que pacientes con amputación de miembro superior por debajo del codo representa un 95% de deficiencia de extremidad superior mientras que por encima del codo representa un 100% de esta, mostrado a continuación:

Tabla 1

Relación del Nivel de Amputación con el Porcentaje de Deficiencia de la Extremidad Superior

Nivel de amputación	% deficiencia de la extremidad
Toda la extremidad superior	100 %
Hombro	100 %
Encima del codo	100 %
Debajo del codo	95 %
Muñeca	90 %

Nota: (Manual de calificación de discapacidad, 2018, p. 42)

En la siguiente tabla del mismo manual se muestra el porcentaje de discapacidad en función del porcentaje de deficiencia de la extremidad superior:

Tabla 2

Relación de la Deficiencia de la Extremidad Superior con el Porcentaje de la Deficiencia Global

% deficiencia Extrem. Superior	% discapacidad								
1	= 0	21	= 5	41	= 10	61	= 15	81	= 20
2	= 0	22	= 5	42	= 10	62	= 15	82	= 20
3	= 1	23	= 6	43	= 11	63	= 16	83	= 21
4	= 1	24	= 6	44	= 11	64	= 16	84	= 21
5	= 1	25	= 6	45	= 11	65	= 16	85	= 21
6	= 1	26	= 6	46	= 11	66	= 16	86	= 21
7	= 2	27	= 7	47	= 12	67	= 17	87	= 22
8	= 2	28	= 7	48	= 12	68	= 17	88	= 22
9	= 2	29	= 7	49	= 12	69	= 17	89	= 22
10	= 2	30	= 7	50	= 12	70	= 17	90	= 22
11	= 3	31	= 8	51	= 13	71	= 18	91	= 23
12	= 3	32	= 8	52	= 13	72	= 18	92	= 23
13	= 3	33	= 8	53	= 13	73	= 18	93	= 23
14	= 3	34	= 8	54	= 13	74	= 18	94	= 23
15	= 4	35	= 9	55	= 14	75	= 19	95	= 24
16	= 4	36	= 9	56	= 14	76	= 19	96	= 24
17	= 4	37	= 9	57	= 14	77	= 19	97	= 24
18	= 4	38	= 9	58	= 14	78	= 19	98	= 24
19	= 5	39	= 10	59	= 15	79	= 20	99	= 25
20	= 5	40	= 10	60	= 15	80	= 20	100	= 25

Nota: (Manual de calificación de discapacidad, 2018, p. 42)

Según datos del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, en su base de datos “Total de personas con discapacidad registradas en el registro nacional de discapacidad”, la cantidad de personas con discapacidad física registradas es de 215.706, de los cuales el 48,96% presenta entre 30% y 49% de grado de discapacidad. Y esto entraría en el rango de personas que constan del 25% de discapacidad como son las de miembro superior, a continuación, las estadísticas de valores, que se visualiza en la Figura 1 (Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, 2023):

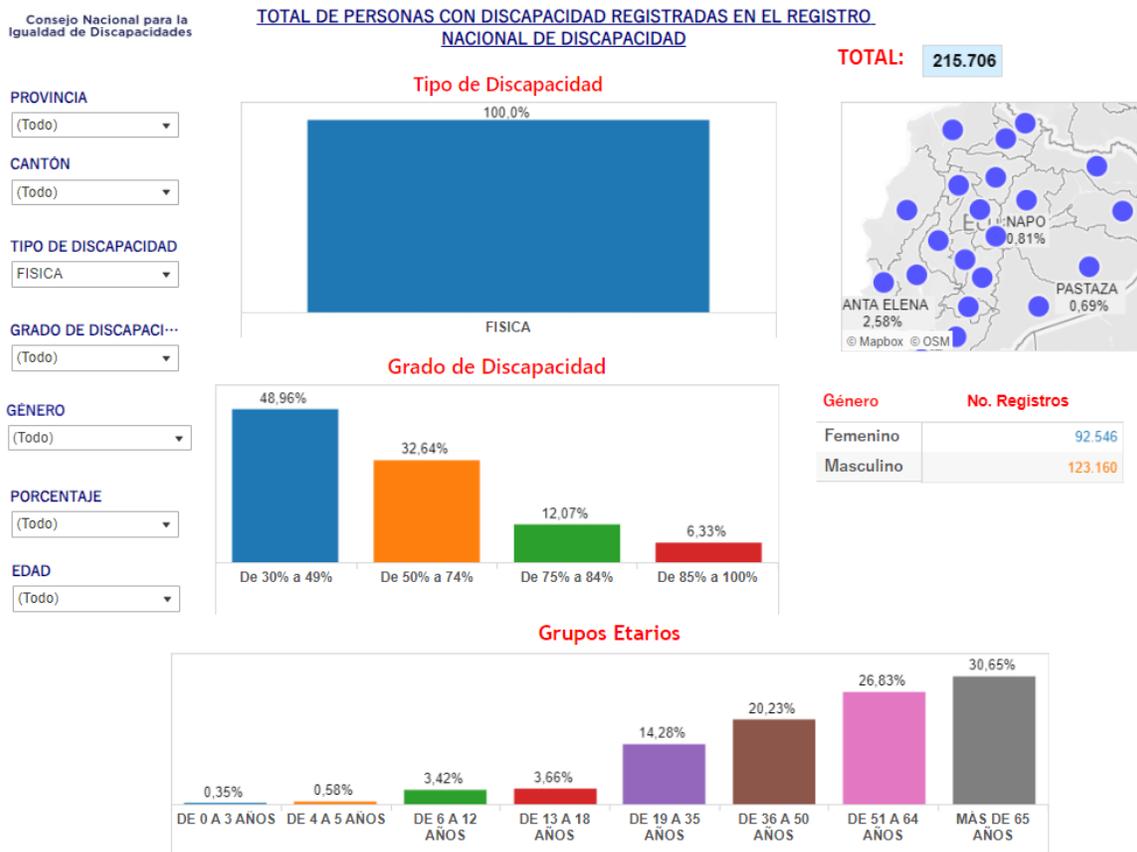


Figura 1. Total de personas con discapacidad registradas en el registro nacional de discapacidad

Con este proyecto se busca a futuro a la comunidad biomédica Salesiana una herramienta que ayude en el desarrollo de tecnologías de electromiografía y electroestimulación para la

rehabilitación de miembro superior. Se considera que la implementación de prótesis mioeléctricas puede proporcionar una solución efectiva para restaurar la funcionalidad y la independencia de los pacientes. Sin embargo, es esencial brindar una interfaz de control eficaz y adecuada que permita una transición exitosa para la adquisición de prótesis, siendo esta interfaz también, un medio de promover la rehabilitación efectiva. Entendiendo la rehabilitación como una parte crucial del proceso para adaptarse a una prótesis y maximizar su uso funcional.

Una interfaz operada mediante un sistema embebido diseñada con enfoque en pacientes con ausencia parcial de extremidad superior puede acelerar y facilitar este proceso, ayudando a los potenciales pacientes recuperar la destreza y la fuerza necesarias para operar su prótesis de manera efectiva. Considerando que cada paciente es único, y sus necesidades y capacidades pueden variar ampliamente. Un diseño de interfaz versátil y adaptable es esencial para abordar las necesidades individuales de los usuarios, permitiéndoles comprender el estado actual del potencial de acción muscular de sus pacientes.

Los avances tecnológicos en sistemas embebidos y sensores ofrecen oportunidades emocionantes para diseñar interfaces de control más precisas y sensibles. La capacidad de aprovechar estas tecnologías permite crear soluciones innovadoras y eficientes que satisfagan las demandas de los pacientes y los terapeutas ofreciendo así un entorno de desarrollo en el que se benefician ambas partes.

Un proyecto de diseño de interfaz operada mediante un sistema embebido tiene el potencial de promover la investigación y desarrollo de tecnologías con el fin de empoderar a las personas con ausencia parcial de extremidad superior, permitiéndoles reintegrarse plenamente en la vida cotidiana, al igual que en el entorno laboral. El proyecto se enfoca en marcar una diferencia significativa en el diseño de circuitos orientados en pacientes con ausencia parcial de extremidad

superior y que contribuya al constante avance que mantiene la tecnología concretamente en el campo de la rehabilitación, así como la tecnología de asistencia.

También se busca incentivar a los estudiantes cursantes de la carrera de Biomedicina dentro la Universidad Politécnica Salesiana a desarrollar tecnologías de bioinstrumentación para la asistencia médica de pacientes en sus distintas fases; sea de diagnóstico, tratamiento o postratamiento.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Diseñar mediante programación en lenguaje Python y Proteus una interfaz operada a través de un sistema embebido, capaz de emitir impulsos eléctricos y registrar impulsos mioeléctricos para uso en la rehabilitación de pacientes con ausencia parcial de extremidad superior aspirantes a prótesis mioeléctrica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desarrollar un sistema de sensores EMG que permita simular señales mioeléctricas de músculos residuales de pacientes para su posterior procesamiento.
- Implementar algoritmos de procesamiento de señales que transformen las ondas EMG en comandos comprensibles para el sistema embebido, permitiendo su visualización en una pantalla.
- Incluir un circuito de electroestimulación muscular (EMS) funcional que pueda ser utilizado para fines investigativos y prácticos dirigido a estudiantes de la Universidad Politécnica Salesiana con enfoque en la rehabilitación de pacientes y acondicionamiento del tono muscular.
- Adicionar una interfaz mediante Nextion que permita acceder a las funciones de electroestimulación muscular y de electromiografía.
- Integrar funciones de seguimiento y registro de datos para la visualización y el análisis de ondas.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1. MÚSCULO ESQUELÉTICO

El músculo esquelético o también denominado somático se encuentra ubicado de manera principal mediante la conexión directa o indirecta con el esqueleto humano, en donde provoca diversos movimientos, puesto que debido a los más de 600 músculos esqueléticos que posee el cuerpo de cada ser humano, se usa el llamado principio de palanca para efectuar dichos movimientos. Por su lado, el denominado músculo esquelético efectúa su trabajo mediante el cumplimiento de tres características relacionadas a su función: 1. la excitabilidad, 2. la contractilidad y 3. la relajación. La primera es la cualidad que le permite ser estimulado en razón de un impulso nervioso, desde aquello el estímulo se transmite a lo largo de todas y cada una de las fibras que componen al músculo y, posteriormente estas se contraen como respuesta. Consecuentemente, las mismas fibras se relajan y recobran su tamaño y su forma alargada, manteniéndose listas para recibir un nuevo estímulo. Cuando el músculo se contrae, transmite tensión a los huesos mediante una o más articulaciones, siendo esta la forma en la que se produce el denominado movimiento. (Jarmey & Sharkey, 2017)

1.2. ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA

La estimulación eléctrica es una técnica médica y terapéutica empleada usualmente en corrientes de tipo eléctricas para activar o, de ser el caso, estimular los músculos, nervios u otras partes del cuerpo con fines terapéuticos o de investigación. Esta técnica se utiliza en diversas aplicaciones, como el tratamiento del dolor, la rehabilitación de lesiones musculares, la estimulación del sistema nervioso, y la investigación en neurociencia. (Wang & Wilke, 2015)

La estimulación eléctrica muscular está enfocada a través de los denominados electrodos, los cuales se encuentran situados en la piel sobre el área muscular de interés, misma que podría ser

empleada en varias situaciones y escenarios, desde la rehabilitación de lesiones musculares hasta la mejora del rendimiento atlético. Al aplicar una corriente eléctrica a los músculos, se pueden inducir contracciones musculares involuntarias, lo que ayuda a fortalecer los músculos debilitados y mejorar la circulación sanguínea en la zona tratada. La EEM es especialmente beneficiosa en la recuperación postoperatoria, la prevención de la atrofia muscular y el alivio del dolor. Además, puede adaptarse a las necesidades individuales, lo que la convierte en una herramienta versátil en el campo de la fisioterapia y la rehabilitación.

En cuanto al criterio de usabilidad, el diseño de una interfaz de usuario impacta en la cantidad de esfuerzo que el usuario debe dedicar para ingresar información al sistema y comprender los resultados que éste proporciona. La usabilidad se refiere al grado en que el diseño de la interfaz considera la psicología y la fisiología humanas, permitiendo que la utilización del sistema se realice de manera eficiente, efectiva y satisfactoria para el usuario. (Grueso Delgado, 2018)

1.3. ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL (EMGS)

Cuando se lleva a cabo la despolarización de la membrana, los músculos tienden a producir una especie de onda de acción, la cual puede ser detectada y registrada por los electrodos de superficie. Por ende, la diferencia sustancial entre la EMGS y la EMG de aguja, consiste en que la primera se encarga de informar la función muscular, mientras que por su lado los estudios con aguja se encargan de la información de la estructura o, de ser el caso, del daño muscular. De tal forma, la EMGS mide la actividad en microvoltios, de este modo se obtiene una señal de biofeedback que coayuva a determinar si un músculo está involucrado en una determinada actividad. Adicionalmente, el biofeedback ofrece información dirigida al paciente y facilita su rehabilitación. Por lo tanto, es fundamental que cada aplicación se protocolice, debido a que

existen actualmente diversas variables que influyen en la interpretación de los resultados finales.
(García, s.f.)

1.4. ESTIMULACIÓN ELECTROESTIMULACION MUSCULAR

Se denomina electroestimulación muscular al uso y/o utilización de corriente de tipo eléctrica con objetivos únicamente terapéuticos, por lo que las corrientes electro-estimulantes provocan contracciones en el sistema músculo esquelético, debido a la estimulación directa de las fibras eferentes motoras, ya sea situadas en el tronco nervioso o un punto motor del músculo.

Busto (2023), deja en claro que: la estimulación muscular eléctrica (EMS) empezó a utilizarse en experimentos clínicos en 1962 por Liberson et al. (60) para estimular el nervio peroneo en la pierna con la intención de ayudar a corregir la caída del pie en personas con hemiplejía relacionada con un accidente cerebrovascular. (p. 31)

La electroestimulación funciona con el mismo mecanismo que el sistema nervioso: el dispositivo controla la activación de los músculos voluntarios a través de señales eléctricas. De esta manera, gracias a la electroestimulación muscular y a los diferentes tipos de frecuencia, podrás personalizar la intensidad y la potencia de la corriente para tratar fascias musculares específicas.
(Wiems Lab, 2024)

El uso del EMS se consigue por medio de un chaleco o vestimenta de entrenamiento especial. Este equipamiento posee unos electrodos situados estratégicamente por nuestro cuerpo
(Wiems Lab, 2024).



Figura 2. La electroestimulación muscular (EEM) o estimulación neuromuscular eléctrica (ENE)

Como se observa en la Figura 2 (EMS Revolution, 2014), la electroestimulación según Snyder (2015, como se citó en Murillo & Rodríguez, 2023) se introdujo por primera vez en el entrenamiento desarrollado por el ruso Kots en 1970, muchas de las variables utilizadas hoy en día se basan en sus primeros hallazgos, y cómo comenzaron a desarrollarse más investigaciones.

Recientemente, según Basas, A (2008, como se citó en Murillo & Rodríguez, 2023), la estimulación eléctrica se ha utilizado como mejoras en personas sanas y atletas entrenados, pero no está claro si la electroestimulación es un sustituto o un complemento del ejercicio (Rivera, 2012, como se citó en Murillo & Rodríguez, 2023).

Estos electrodos emiten impulsos eléctricos de media frecuencia o baja intensidad, y permiten que nuestros músculos se estimulen debido a aquella descarga, esta tecnología suele tener un fin deportivo, terapéutico o estético (Wiems Lab, 2024).



Figura 3. Electroestimulación muscular TENS) y EMS

Como se puede visualizar en la Figura 3 (IVMedical, 2019), la tecnología EMS ha revolucionado el entrenamiento físico, basada en la electroestimulación mediante impulsos eléctricos y usada desde ya muchas décadas, a finales de 1960 es cuando La Academia de Ciencias del Deporte de Moscú, bajo la dirección del profesor Kotz le dio gran popularidad entre los deportistas. Con resultados esperanzadores incluso a veces espectaculares consiguiendo en tan sólo 4 semanas lo que parecía improbable. (Bio Ems Fitness Studio, 2017)

A finales de los años 80 con la aparición de los electroestimuladores de calidad y portátil, se empiezan a usar en disciplinas como la medicina, fisioterapia y entrenamiento físico. Sin olvidar que a finales de 1996 aparece el primer electro estimulador pensado para deportistas con programas adaptados incluso para deportistas de ocio o quienes deseen estar en buena forma física con el único propósito de encontrarse bien. (Bio Ems Fitness Studio, 2017)

1.5. ELECTROESTIMULACIÓN TENS

Por el contrario, el TENS tiene un fin terapéutico. Para comprender su uso, se debe entender primero el concepto de analgesia, la analgesia es la modulación o desaparición, provocada o natural, de sensación de dolor, y puede ser local y afectar parcialmente el cuerpo. (Wiems Lab, 2024)

La electroestimulación TENS, cuya abreviación en inglés es Transcutaneous Electrical Nervious Stimulation, y en español Estimulación Eléctrica Nerviosa Transcutánea, actúa como electropuntura para tratar el dolor (Wiems Lab, 2024).



Figura.4. Ilustración de Electroestimulación TENS

Como se visualiza en la Figura 4 (Médica Store, 2024) y Figura 5 (Moajaza, s.f.), el dispositivo funciona con unos electrodos, que mandan una carga eléctrica a la zona afectada y generan en ella un cosquilleo, este excita las fibras sensitivas y genera impulsos eléctricos que buscan conseguir tranquilizar el dolor de una forma muy natural, sin la necesidad de recurrir a medicamentos o analgésicos y en palabras más técnicas, con la electroestimulación TENS se genera una analgesia local o regional. (Wiems Lab, 2024)



Figura 5. Electroestimulador TENS de baja frecuencia.

Tabla 3

Efectos, Necesidades, Enfoque y Respuesta Individual de la Electroestimulación TENS

**Efecto a corto
plazo**

El TENS a menudo ofrece alivio del dolor durante la estimulación y puede seguir proporcionando un alivio inmediato después de la sesión de TENS, este efecto es especialmente notable en casos de dolor agudo o intermitente (Wiems Lab, 2024).

**Efecto a largo
plazo**

Para ciertas personas, el efecto del TENS puede alargarse más allá de la estimulación inicial, ofreciendo alivio del dolor durante un tiempo posterior a la sesión, cabe recalcar que, este efecto puede ser temporal y su duración puede variar dependiendo de la persona y la condición médica específica (Wiems Lab, 2024).

Necesidad de sesiones regulares	En varias ocasiones, el TENS se emplea en sesiones periódicas para mantener el alivio del dolor, los pacientes pueden usar dispositivos portátiles de TENS en su hogar siguiendo las recomendaciones proporcionadas por su médico o fisioterapeuta (Wiems Lab, 2024).
Enfoque en el manejo del dolor:	El TENS no siempre garantiza una solución permanente, pero puede ser una estrategia rápida para gestionar el dolor tanto a corto como a largo plazo, puede ocurrir que los pacientes necesiten sesiones regulares de TENS para mantener un alivio continuo (Wiems Lab, 2024).
Respuesta individual	La duración del TENS puede diferir dependiendo de la respuesta individual y el estado del paciente, mientras que algunos pueden solo experimentar alivio durante varias horas, otros pueden distinguir efectos de mayor duración (Wiems Lab, 2024).

Nota: Elaboración propia en base a la información recopilada en Wiems Lab (2024)

1.6. PRINCIPALES DIFERENTES ENTRE ELECTROESTIMULACIÓN EMS Y TENS

Tabla 4

Visualización de las Diferencias entre la Electroestimulación TENS y EMS

TENS	EMS
<ul style="list-style-type: none"> • Dolor penetrante o habitual. • Dolor post-operatorio. • Migrañas habituales o cefaleas tensionales. • Lesión deportiva. • Artritis, tendinitis o bursitis. • Dolor en la cicatrización de una herida. 	<ul style="list-style-type: none"> • Contracturas musculares. • Disfunción en la circulación sanguínea. • Atrofia muscular a causa de la inactividad. • Rehabilitación y pérdida de la movilidad funcional.

	<ul style="list-style-type: none"> • Prevención de la trombosis venosa luego de la intervención. • Fortalecimiento muscular.
<ul style="list-style-type: none"> • Destinado a la anestesia 	<ul style="list-style-type: none"> • Reservado al trabajo muscular
<ul style="list-style-type: none"> • Trabaja las fibras nerviosas sensitivas 	<ul style="list-style-type: none"> • Funciona para las fibras nerviosas motoras
<ul style="list-style-type: none"> • Electropuntura 	<ul style="list-style-type: none"> • Vestimenta con electrodos colocados en zonas musculares
<ul style="list-style-type: none"> • Pulsos de entre 0.1 y 0.3 ms 	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempos de pulso entre 0.2 y 0.5 ms.
<ul style="list-style-type: none"> • Forma de pulso normalmente cuadrangulares monofásicos, bifásicos consecutivos y bifásicos desfasados (depende mucho del modelo y fabricante) 	<ul style="list-style-type: none"> • Forma igual de pulso al TENS.
<ul style="list-style-type: none"> • Cuenta con opciones de: Frecuencia fija. Burst y Modulaciones (algunos modelos, trenes) 	<ul style="list-style-type: none"> • Tiene las opciones de: Trenes
<ul style="list-style-type: none"> • Su tiempo de sesión es de hasta 30 minutos 	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo de sesión mas corta de entre 15 a 20 minutos
<ul style="list-style-type: none"> • Suele ser más barato que el EMS 	<ul style="list-style-type: none"> • Mas costoso que el TENS
<ul style="list-style-type: none"> • Electrodo iguales o pequeños en forma 	<ul style="list-style-type: none"> • Los electrodos dependen en función del músculo

Nota: Elaboración en base a la información recopilada en Wiems Lab (2024)

1.7. CARACTERÍSTICAS

El término “EMS” se refiere a “Electroestimulación Neuromuscular” o también denominado como “Electroestimulación Muscular”. Es una técnica que utiliza corrientes eléctricas controladas para estimular los músculos y los nervios con el objetivo de mejorar la función

muscular, aliviar el dolor, reducir la inflamación y promover la recuperación en personas que han experimentado lesiones musculares o neurológicas. (Wiems Lab, 2024)

Los profesionales en fisioterapia pueden incorporar la EMS como parte de un programa de tratamiento para diferentes condiciones médicas, que incluyen la recuperación postoperatoria, la rehabilitación de lesiones deportivas, el fortalecimiento muscular, la reducción de espasmos musculares, la mejora de la circulación sanguínea y la disminución del dolor (Wiems Lab, 2024).

La estimulación eléctrica neuromuscular (NMES) conlleva la utilización de una gama de estímulos intermitentes enfocados en los músculos esqueléticos superficiales, manteniendo como objetivo de carácter principal la provocación de contracciones musculares que sean visibles debido a la activación de las ramas nerviosas intramusculares. Los estímulos eléctricos generalmente se administran utilizando uno o más electrodos activos ubicados cerca de los puntos motores musculares y unidades de estimulación preprogramadas. Un nervio motor intacto es un requisito previo para provocar contracciones musculares con NMES. (Busto, 2020)

1.8. BENEFICIOS DE LA ELECTROESTIMULACIÓN

Dentro del campo de estudio de la electroestimulación, esta mantiene diversos beneficios enfocados en el carácter terapéutico que la misma posee, así como, por ejemplo, en el ámbito deportivo, mismos que serán detallados a continuación:

1.8.1. MEJORA LA FUERZA MUSCULAR

Según Murillo & Rodríguez (2023) la electroestimulación ha demostrado ser efectiva en el aumento de la fuerza muscular. Un estudio publicado en la revista "Journal of Strength and Conditioning Research" por Deley et al. (2016, como se citó en Murillo & Rodríguez, 2023) concluyó que la electroestimulación mejoró significativamente la fuerza muscular en sujetos que

realizaron un programa de entrenamiento de electroestimulación en comparación con un grupo control que no recibió estimulación eléctrica.

1.8.2. ACELERA LA RECUPERACIÓN MUSCULAR

Murillo & Rodríguez (2023), dejan en claro que la electroestimulación ha sido utilizada para acelerar la recuperación muscular en deportistas y pacientes con lesiones musculares. Según un estudio publicado en la revista "Journal of Athletic Training" por Krstrup et al. (2004, como se citó en Murillo & Rodríguez, 2023), la electroestimulación aceleró la recuperación muscular en jugadores de fútbol después de un partido intenso en comparación con el grupo control que no recibió estimulación eléctrica.

1.8.3. MEJORA LA CIRCULACIÓN SANGUÍNEA

Murillo y Rodríguez (2023), expresan que a electroestimulación puede mejorar la circulación sanguínea al aumentar el flujo de sangre a través de los vasos sanguíneos. Según un estudio publicado en la revista "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation" por Herrero et al. (2000, como se citó en Murillo & Rodríguez, 2023), la electroestimulación mejoró la circulación sanguínea en pacientes con lesiones medulares.

1.8.4. REDUCE EL DOLOR

La electroestimulación según Murillo & Rodríguez (2023), ha sido utilizada como tratamiento para reducir el dolor en pacientes con diversas afecciones. Según un estudio publicado en la revista "Clinical Rehabilitation" por Kostopoulos et al. (2004, como se citó en Murillo & Rodríguez, 2023), la electroestimulación redujo significativamente el dolor en pacientes con fibromialgia.

1.9. FORMAS DE ONDAS

1.9.1. GALVÁNICA

En la Figura 6, se puede visualizar como son las ondas galvánicas. “La galvánica tiene polaridad, es única en su grupo y se destina a provocar cambios electroquímicos en el organismo” (Martín, 2024).



Figura 6. Corrientes Galvánica (Martín, 2024).

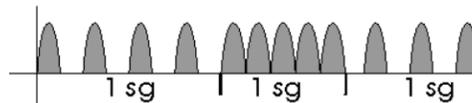
1.9.2. INTERRUMPIDAS GALVÁNICAS

Todas aquellas que están conformadas por pulsos positivos o negativos, pero todos en el mismo sentido, luego, poseen polaridad. Los pulsos pueden ser de diferentes formas y frecuencias, así como agrupados en trenes, impulsos aislados, modulados o frecuencia fija. Son las más características de la baja frecuencia (Martín, 2024). Esto se visualiza en la Figura 7 (Martín, 2024).

Se presentan algunos ejemplos de forma:



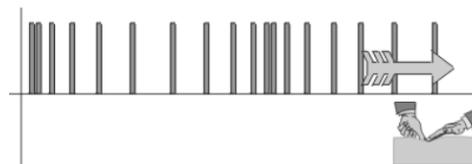
Interrumpidas galvánicas monofásicas



Interrumpidas galvánicas de las diadinámicas



Interrumpidas galvánicas en forma de BURST



Interrumpidas galvánicas con modulaciones

Figura 7. Ondas interrumpidas galvánicas monofásicas, diadinámicas, de BURST y con modulaciones
(Martín, 2024).

1.9.3. BIFÁSICAS O ALTERNAS

Se denominan como bifásicas o alternas debido a su aspecto distintivo fundamental en el cambio constante de su polaridad, es decir, no poseen polaridad como tal, dado que su forma más distintiva es la sinusoidal de tipo perfecta con mayor o menor frecuencia, utilizada en media y alta frecuencia. No obstante, existen otras corrientes cuya forma no es la típica sinusoidal, sino que pueden representarse como cuadrangulares, triangulares, entre otras, manteniendo aún la alternancia en la polaridad. (Martín, 2024)

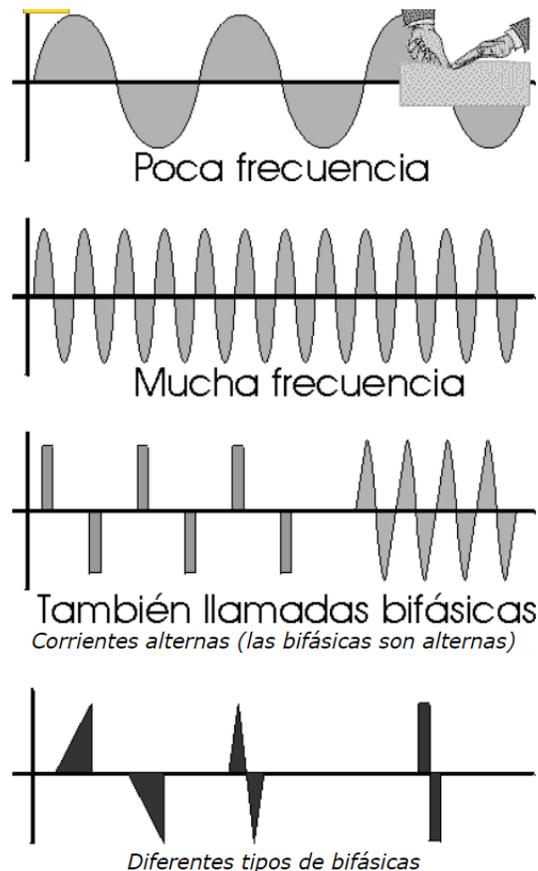


Figura 8. Visualización de los diferentes tipos de bifásicas (Martín, 2024).

1.9.4. FARÁDICAS

Se denominada farádicas a aquellas ondas de tipo asimétrico, que a su vez mantienen bajo voltaje, así como una frecuencia de aproximadamente 50 (Hz), con intensidad pequeña, provocando contracción de la musculatura normalmente inervada, por lo que se aplica directamente sobre el músculo o indirectamente sobre el punto motor del nervio. Este tipo de ondas son usadas mayormente para aumentar la potencia muscular, tales como en casos de atrofas por inmovilización, desuso, o para el trofismo muscular, al igual que considerarse contraindicadas en las parálisis espáticas. (Cabrera & Hoyos, 2015)

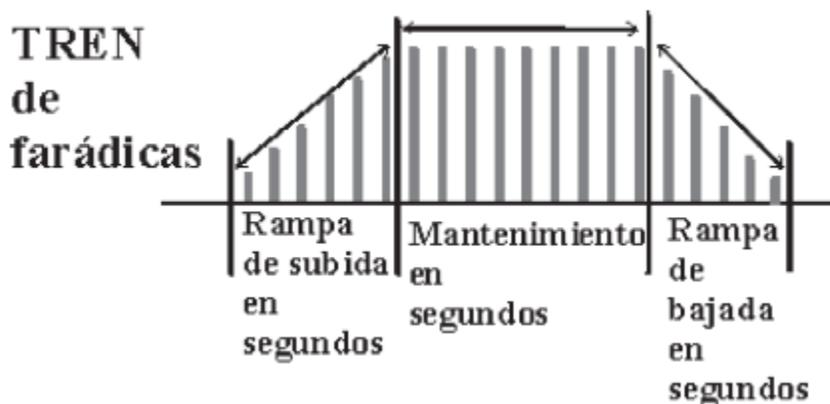


Figura 9. Tren de ondas farádicas (Cabrera & Hoyos, 2015)

1.9.5. INTERFERENCIALES

Fueron descubiertas por Nemeç, el cual llego a la conclusión de que al aumentar la frecuencia a valores entre los 4000 y 4100 (Hz), esto provocaría que se pierda la respuesta sensitiva y motora en el cuerpo, produciendo únicamente un efecto térmico, y que además al aplicar corrientes entre los 30 y 40 (mA), no es posible con señales de baja frecuencia por la sensación dolorosa que producen. (Cabrera & Hoyos, 2015)

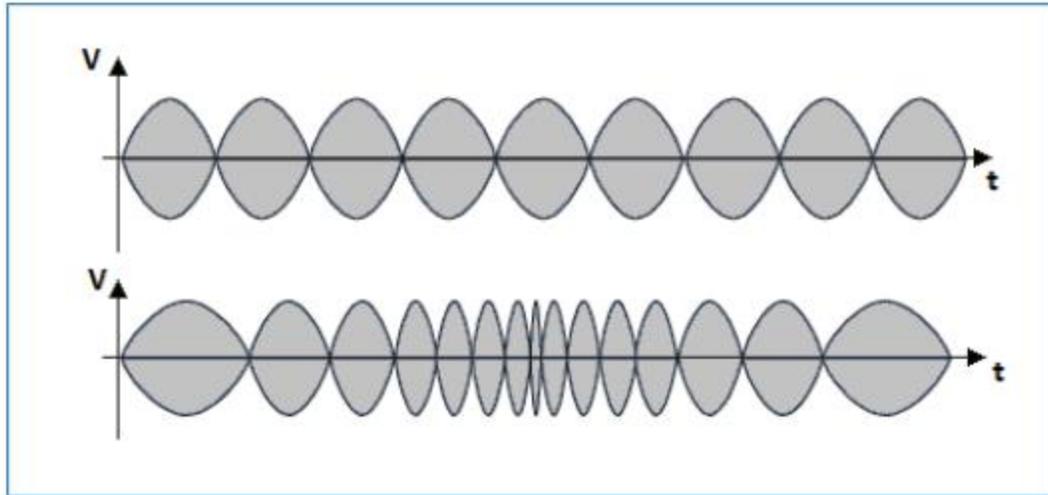


Figura 10. Ondas Interferenciales (Martín, 2024).

1.9.6. KOTZ

Es un tipo de onda de frecuencia media diseñada por el científico ruso Yadou M. Kotz, la cual se basa en las formas de onda interferenciales. Las ondas rusas o de Kotz son ondas sinusoidales bifásicas simétricas con modulación cuadrada, que se organizan en trenes de impulsos con una frecuencia de 50 Hz. La frecuencia portadora interna de los trenes es de 2500 (Hz), con 10 (ms) de estimulación y 10 (ms) de pausa. (Cabrera & Hoyos, 2015)

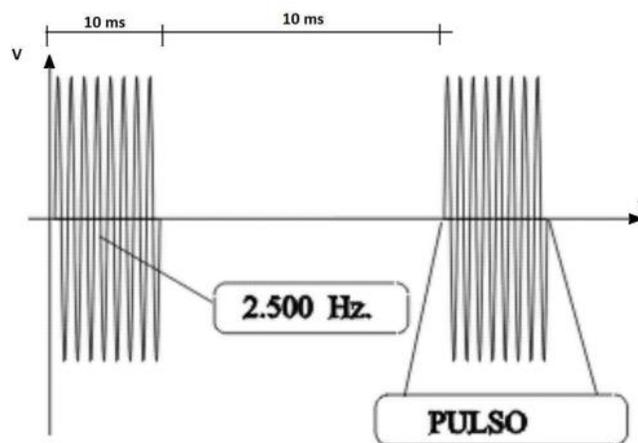


Figura 11. Ondas kotz, pulso (Martín, 2024).

1.9.7. CUADRADAS

Las ondas cuadradas son básicamente ondas que pasan de un estado a otro de tensión, a intervalos regulares, en un tiempo muy reducido. Son utilizadas usualmente para probar amplificadores (esto es debido a que este tipo de señales contienen en sí mismas todas las frecuencias). (Iza, 2016)

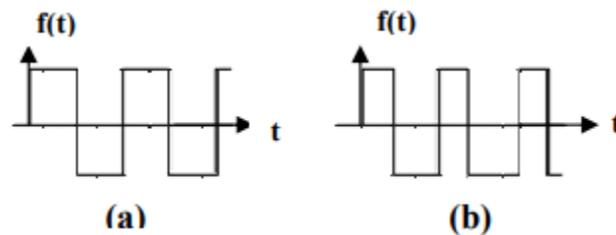


Figura 12. Ondas cuadradas estados de tensión (Martín, 2024).

1.9.8. MONOFÁSICAS

Las ondas monofásicas se componen de impulsos semisinusoidales que duran 10 milisegundos, seguidos por pausas de la misma duración, y pueden tener una frecuencia usualmente recomendada de 50 Hz. Para aplicar este tipo de ondas, se requiere una corriente constante durante la sesión sin fluctuaciones. Estas ondas incluyen un componente galvánico del 33,3% y proporcionan un estímulo sensorial significativo. Mediante la aplicación de estas ondas monofásicas se produce una sensación eléctrica correspondiente a la de una vibración penetrante. Los efectos producidos con este tipo de onda son principalmente contracciones musculares, por lo tanto, tiene un efecto estimulante directo en el tejido muscular, estimulando directamente la circulación, lo cual provoca intensa hiperemia, y adicionalmente a este tipo de señal produce efectos tonificantes. (Iza, 2016)

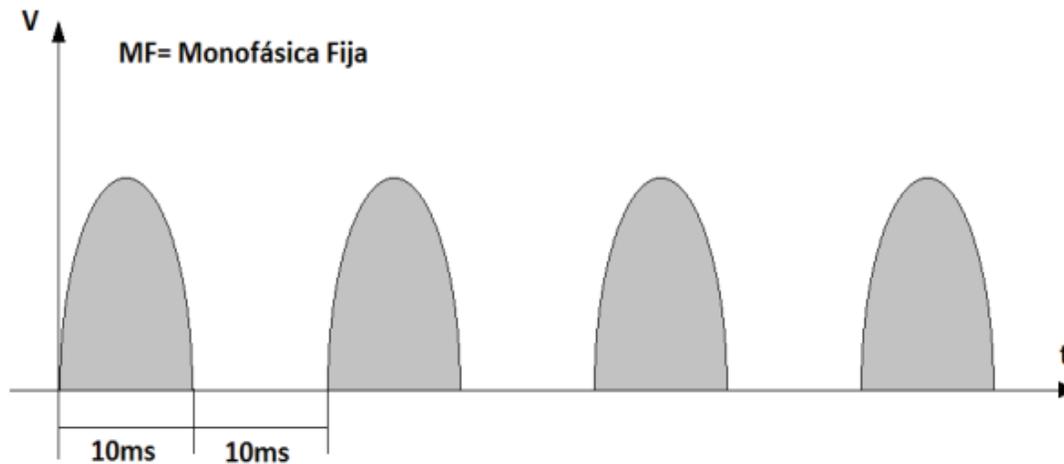


Figura 13. Ondas monofásicas (Martín, 2024).

1.9.10. TRIANGULAS

Una “onda triangular contiene únicamente armónicos impares, así como el tono fundamental. Los armónicos más altos de una onda triangular se producen más rápidamente que los de una onda cuadrada, lo que hace que la onda triangular suene más suave” (Apple, s.f.).

Una onda triangular u onda triangular es una forma de onda no sinusoidal llamada así por su forma triangular. Es una función real periódica, lineal por tramos y continua. (AcademiaLab, 2024)



Figura 14. Onda Triangular (AcademiaLab, 2024).

1.10. TIPO DE ELECTRODOS Y COLOCACIÓN DE ELECTRODOS

1.10.1. DEFINICIÓN

Como acepción del término electrodos se indica que estos consisten en placas de tipo metálicas por lo general que son usadas como un conductor que se encarga de realizar un contacto directo en cualquier parte del circuito que no metálico, sino que en su lugar busque uno de tipo electrolito, al igual que el cuerpo humano. Con el avance de la tecnología, se han desarrollado diversos tipos de electrodos, dentro de los cuales se pretende ya sea aumentar la adherencia y la tolerancia de la piel, o enfocadas el tratamiento de afecciones concretamente particulares y específicas. (Cabrera & Hoyos, 2015)

1.10.2. TIPOS DE ELECTRODOS

En terapia eléctrica “suelen usarse diferentes tipos de electrodos de distintas formas y tamaños en función de la forma de onda utilizada, el método de aplicación y la zona corporal a tratar, también puede cambiar el mecanismo mediante el cual se adaptan a la superficie de la piel” (Cabrera & Hoyos, 2015). Siendo estos los diferentes tipos de electrodos:

1.10.2.1. ELECTRODOS DE SUCCIÓN O DE VENTOSA

Los electrodos de ventosa están hechos por una placa metálica cubierta por una goma flexible que adopta la forma de una copa invertida. Para aislar la placa metálica del electrodo de la piel, se utiliza una esponja humedecida. La fijación a la piel se realiza a través de un sistema de aspiración que provoca vacío. (Cabrera & Hoyos, 2015)

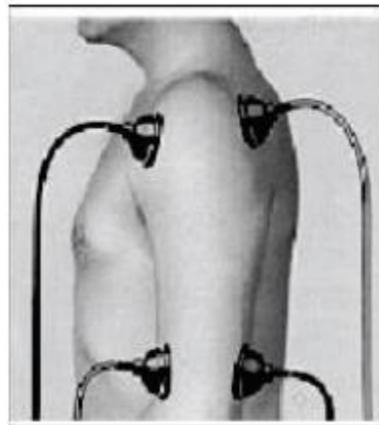


Figura 15. Electrodo de succión (Cabrera & Hoyos, 2015).

Para mejorar la conductividad eléctrica y reducir la resistencia de la piel, es importante que esté adecuadamente humedecida utilizando soluciones salinas o geles conductores. Los impulsos rítmicos de la depresión sirven para ocultar la sensibilidad ante el paso de la corriente eléctrica, siendo esto una ventaja adicional en pacientes hipersensibles a tratamientos con corrientes eléctricas. (Cabrera & Hoyos, 2015)

1.10.2.2. ELECTRODOS PLANOS

Los electrodos planos se suelen fabricar utilizando carbono o caucho conductor debido a su alta flexibilidad y capacidad para adecuar fácilmente a diversas áreas del cuerpo. Estos electrodos suelen tener una forma cuadrada o rectangular. En cuanto a los electrodos antiguos, se fabricaban de aluminio o estaño y hoy día sólo se utilizan para zonas corporales muy irregulares y de difícil adaptación. (Cabrera & Hoyos, 2015)

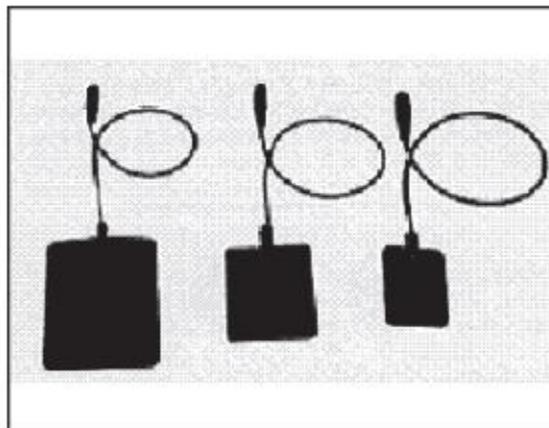


Figura 16. Electrodo plano (Cabrera & Hoyos, 2015).

Los electrodos planos se emplean cuando el estado del tejido no permite la excitación mecánica (en caso de varices) o cuando el tratamiento debe ser aplicado en grandes superficies, como ocurre en la galvanización. (Cabrera & Hoyos, 2015)

1.10.2.3. ELECTRODOS DE DISCO

Los electrodos de disco están hechos por dos electrodos metálicos semiesféricos, generalmente unidos por un arco o manubrio para facilitar su manipulación. Se utilizan comúnmente para aplicar formas de onda diadinámicas. El arco con electrodos se fija manualmente o por medio de una correa de goma perforada, como ocurre en el tratamiento de las articulaciones. (Cabrera & Hoyos, 2015)



Figura 17. Electrodo de disco (Cabrera & Hoyos, 2015).

1.10.2.4. ELECTRODOS DE ALMOHADILLA DE CUATRO POLOS

Son utilizados generalmente con ondas interferenciales, este tipo de electrodo es muy útil para el tratamiento de puntos dolorosos superficiales y para tratamientos faciales. (Cabrera & Hoyos, 2015)

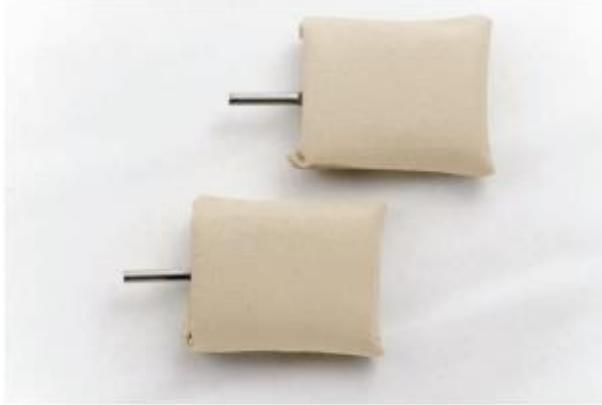


Figura 18. Electrodo de almohadillas de 4 polos (Cabrera & Hoyos, 2015).

1.10.2.5. ELECTRODOS DE GUANTE O DE MANOPLA

Como se mencionó, existe una variedad de electrodos, entre ellos los electrodos de guante, los cuales llevan ese nombre en razón de la forma que tienen y como se colocan en la mano del terapeuta. Este electrodo se debe colocar en la parte opuesta de donde se coloca un electrodo fijo, porque tienen como ventaja fundamental la facilidad de desplazamiento por la superficie corporal mientras dura el tratamiento, inclusive al colocar el electrodo de guante plano, el paciente experimenta una sensación relajante, no obstante si se lo coloca sobre la yema de los dedos, haciendo que la corriente se enfoque directamente en una zona pequeña, el efecto es más excitante, de tal manera que al trabajar con estos dos posicionamientos de excitación y relajación se obtiene un efecto de electromasaje. (Cabrera & Hoyos, 2015)



Figura 19. Electrodo de manoplas (Cabrera & Hoyos, 2015).

1.10.2.6. ELECTRODOS DE LÁPIZ

Los electrodos de lápiz reciben su nombre debido a su forma. Son generalmente útiles para tratar áreas pequeñas o específicas del cuerpo los puntos motores, como los puntos de inserción, los puntos gatillo, etc. Debido a que la superficie de contacto del electrodo es muy pequeña la densidad de corriente suele ser alta debajo del electrodo y se aplica opuesto a otro electrodo fijo de dimensiones mayores, esto hace, que casi toda la corriente se concentre debajo de la superficie del electrodo tipo lápiz, y que se consiga un mayor efecto en profundidad. (Cabrera & Hoyos, 2015)



Figura 20. Electrodo de lápiz (Cabrera & Hoyos, 2015).

1.10.3. COLOCACIÓN DE ELECTRODOS

1.10.3.1. MONOPOLAR

En la colocación monopolar, el electrodo activo es bastante más pequeño que el electrodo masa y se coloca sobre el mejor punto motor muscular o nervioso (coincidiendo con la placa motora o zona de acercamiento a la superficie en los nervios correspondientes) (Cabrera & Hoyos, 2015).



Figura 21. Electrodo, colocación de forma monopolar (Cabrera & Hoyos, 2015).

1.10.3.2. BIPOLAR

En la aplicación bipolar (electrodos en el origen y al final de la masa muscular respectivamente) generalmente los electrodos son semejantes en tamaño, aunque el electrodo activo puede ser más pequeño que el neutro (el neutro en este caso pierde su importancia como masa ya que se puede utilizar también como activo). (Cabrera & Hoyos, 2015)

Es aconsejable cambiar la polaridad de los electrodos, por si se obtienen mejores resultados debido a que, cuando el electrodo proximal es negativo, las contracciones pueden resultar más selectivas o que pueda involucrar una rama nerviosa y se consiga mayor eficacia motora. (Cabrera & Hoyos, 2015)

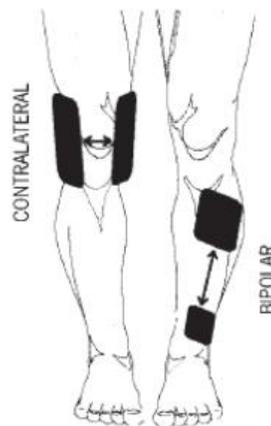


Figura 22. Electrodo, colocación de forma bipolar y contralateral (Cabrera & Hoyos, 2015).

1.10.3.3. CONTRALATERAL

Esta técnica de aplicación contralateral se utiliza principalmente en la administración de corrientes galvánicas, iontoforesis o para generar efectos sensoriales. En algunos casos puede utilizarse para obtener una respuesta motora, su precisión y selectividad serán menores en comparación con otras técnicas. Los electrodos pueden ser de igual tamaño, pero si se desea que uno actúe como activo, éste será el más pequeño. (Cabrera & Hoyos, 2015)

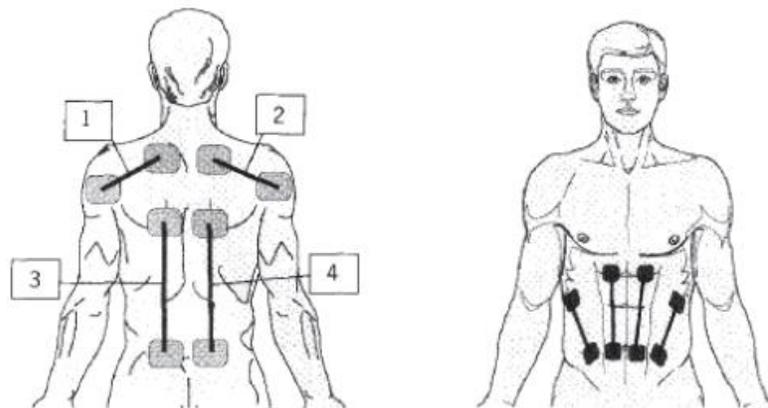


Figura 23. Electrodo, colocación de forma contralateral (Cabrera & Hoyos, 2015).

1.11. TIPOS DE TERAPIAS

1.11.1. ESTIMULACIÓN NEURONAL ELÉCTRICO TRANSCUTÁNEO (TENS)

TENS por sus siglas en inglés, actúa para disminuir el dolor, al bloquear las señales de dolor para que no lleguen al cerebro. También fomenta la producción de endorfinas, lo que la convierte en una forma de onda ideal para tratar el dolor de cuello y espalda. (TherapyCord , 2021)



Figura 24. Estimulación eléctrica transcutánea (Fernández, 2022)

1.11.2. ESTIMULACIÓN MUSCULAR ELÉCTRICA (EMS)

Es un tipo de electroterapia que estimula una contracción muscular mediante impulsos eléctricos para fortalecer los músculos débiles, reducir la hinchazón, aliviar el dolor y ayudar a curar heridas. Esta utiliza altas intensidades que provocan la excitación de los nervios periféricos para producir una contracción muscular. (TherapyCord , 2021)



Figura 25. Estimulación muscular eléctrica (Asister, 2018).

1.11.3. CORRIENTE INTERFERENCIAL

Esta corriente se utiliza en la Terapia Interferencial (TIF) para tratar el dolor agudo crónico, posquirúrgico y postraumático. Esta terapia no es invasiva y tiene efectos secundarios mínimos.

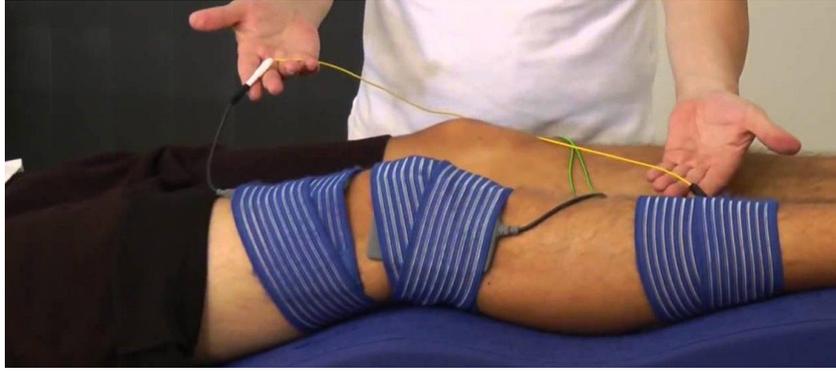


Figura 26. Corriente interferencial

1.11.4. CORRIENTE BIFÁSICA

La corriente bifásica consta de dos pulsos de dos intensidades diferentes. Estos se alternan durante el tratamiento lo que lo hace muy versátil puesto que se puede utilizar tanto para problemas agudos como crónicos, para el fortalecimiento y reeducación de los músculos. (TherapyCord , 2021)



Figura 27. Corriente bifásica (Fisiocasa, 2023).

1.11.5. MICROCORRIENTE



Figura 28. Microcorriente (Fisiocasa, 2023).

La microcorriente “también se utiliza para la cicatrización de heridas, utilizando corriente pulsante de tamaño micro. Debido a su baja intensidad, la microcorriente es la forma de onda más tolerada en electroterapia” (TherapyCord , 2021).

1.12. APLICACIONES DE ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR

Para la aplicación de tratamientos de tipo electroestimulación muscular, se requiere obligatoriamente galvanismo, baja frecuencia, media, alta y otras variantes como láser o ultrasonidos, así como seguir un protocolo de aplicación, tales como: 1. Objetivo establecido; 2. Selección de técnica eficaz para el objetivo planteado; 3. Ubicar al paciente correctamente según la técnica escogida; 4. Precaución derivaciones eléctricas entre el sujeto y punto a tierra u otras fuentes electromagnéticas; 5. Exhibir la zona para evitar las estrangulamientos o compresiones con las prendas; 6. Explicar al sujeto el procedimiento a aplicar; 7. Preparar y disponer electrodos en buen estado; 8. Configurar el equipo de electroestimulación; 8. Colocar y fijar electrodos cuidadosamente; 9. Controlar minuciosamente la corriente a aplicar; 10. Comprobar que se obtenga el resultado deseado y verificar cumplimiento del objetivo pretendido; 11. Alejar lentamente los electrodos; 12. Observar los datos aportados y escuchar comentarios del paciente;

13. Apuntar y registrar cambios producidos; 14. Finalizar el tratamiento al cumplir los objetivos establecidos. (Cabrera & Hoyos, 2015)

1.13. ARDUINO

1.13.1. ¿QUÉ SON?

Arduino es una plataforma de creación de electrónica de código abierto, la cual está basada en hardware y software libre, flexible y fácil de utilizar para los creadores y desarrolladores, esta plataforma permite crear diferentes tipos de microordenadores de una sola placa a los que la comunidad de creadores puede darles diferentes tipos de uso (Fernández, 2022).. Un Arduino ofrece las bases para que cualquier otra persona o empresa pueda crear sus propias placas, pudiendo ser diferentes entre ellas, pero igualmente funcionales al partir de la misma base (Fernández, 2022).



Figura 29. Arduino (Guellcom Acceso, 2022)

El Arduino es una placa basada en un microcontrolador ATMEL. Los microcontroladores son circuitos integrados en los que se pueden grabar instrucciones, las cuales las escribes con el lenguaje de programación que puedes utilizar en el entorno Arduino IDE, estas instrucciones permiten crear programas que interactúan con los circuitos de la placa, el microcontrolador de Arduino posee lo que se llama una interfaz de entrada, que es una conexión en la que se puede

conectar en la placa diferentes tipos de periféricos (Fernández, 2022), la información de estos periféricos que conectes se trasladará al microcontrolador, el cual se encargará de procesar los datos que le lleguen a través de ellos, y el tipo de periféricos que puedas utilizar para enviar datos al microcontrolador depende en gran medida de qué uso le estés pensando dar. Pueden ser cámaras para obtener imágenes, teclados para introducir datos, o diferentes tipos de sensores (Fernández, 2022).

1.13.2. TIPOS DE ARDUINO

1.13.2.1. ARDUINO UNO

La versión básica de Arduino es compatible con todas las extensiones de hardware diseñadas para ejecutarse en esta placa. Ella cuenta, de hecho, con 14 pines digitales de entrada/salida, de las cuales 6 son capaces de realizar modulación por ancho de pulso (PWM) (Guellcom Acceso, 2022). Agregue a eso 6 entradas analógicas e, naturalmente, el soporte para los protocolos de comunicación I2C, SPI y el módulo UART y no precisará mucho más para embarcar en el mundo de la electrónica y de la programación desde cero, si son tus primeros pasos con la plataforma Arduino esta es la placa apropiada, Arduino Uno r3, es la placa más robusta y sobre la que más documentación puedes encontrar, en vista de que es la tarjeta más utilizada de todas (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.2. ARDUINO DUE

El Arduino, que usa una MCU de 32 bits, ofrece 54 pines de I/O digitales y 12 entradas analógicas, 2 buses TWI, SPI y 4 UARTs. Todos los módulos trabajan con una tensión de alimentación de 3.3V, puesto que no es capaz de trabajar a 5V y podrías echarla a perder. Posee adicionalmente interno dos puertos USB para poder controlar periféricos (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.3. ARDUINO LEONARDO

Arduino básico que mantiene características similares a la arduino, pero tiene 12 entradas analógicas y 20 entradas salidas digitales, lo que lo diferencia del resto de arduinos con el microcontrolador ATmega32u4, es que este no posee un controlador adicional para controlar el USB, puesto que tiene más pines de interrupciones externas. Este dispositivo usa comunicación TWI, SPI y dos UART (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.4. ARDUINO MEGA 2560

El Arduino ha sido desarrollado sobre un microcontrolador ATmega2560 y tiene 54 pines de entrada / salida digital, 16 de los cuales son capaces de variación por ancho de pulso (PWM), mientras que también tiene 16 entradas analógicas y 4 UART, además tiene dos modos PWM, uno SPI y cuenta con 6 interrupciones externas (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.5. ARDUINO MEGA ADK

Con características iguales que el Mega 2560 pero con la diferencia de que posee un USB Host (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.6. ARDUINO MICRO

Muy similar al Leonardo, con la única diferencia respecto al tamaño con el que fue construido, siendo compatible con las Shields de arduino, pero se debe instalar de forma externa, cableándolo, aunque en el caso de que se construya nuestra propia shield no es ningún problema (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.7. ARDUINO NANO

Está hecho de un microcontrolador ATmega328, por lo que es bastante parecido a las características del Arduino UNO, siendo aquí la diferencia el tamaño como la forma de conectarlo

al ordenador para programarlo, además de ser compatible con la mayoría de shield, aunque de la misma forma que el arduino Micro (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.8. ARDUINO YUN

El Arduino YUN funciona de forma autónoma pero complementaria, manteniendo la flexibilidad de un Arduino estándar con un ATmega32u4 a 16 MHz. Además, incluye un procesador Atheros AR9331 que opera a 400 MHz y ejecuta el sistema operativo Linux basado en OpenWrt (OpenWrt-Yun), ofreciendo una amplia gama de funcionalidades adicionales; dentro de sus características, estos son similares a la placa Leonardo, ya que tiene Ethernet, slot SD y WiFi incluidos, controlados por Lilino, siendo compatible con todas las Shields, siendo capaz de trabajar por separado (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.9. ARDUINO FIO

Está construido en torno al microcontrolador ATmega328p, funcionando a una velocidad de 8 MHz y con una alimentación de 3.3V, además ofrece 14 pines de entrada/salida digitales, de los que 6 admiten modulación por ancho de pulso (PWM), así como 8 pines de entrada analógica (Guellcom Acceso, 2022). También, incorpora un conector de batería y un módulo de carga, junto con un espacio para instalar un módulo de comunicaciones xBee. A su vez, también posee UART TTL e interrupciones lo que nos permite también ponerlo en modo Sleep, permite también poner el XBEE en modo Sleep, reduciendo el consumo total, siendo una ventaja fundamental de este dispositivo el bajo consumo en Sleep y el poder programarlo mediante XBEE, sin tener que conectarlo físicamente al ordenador (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.10 ARDUINO 101 O GENUINO 101

Ésta combina la facilidad de uso de las otras placas con el uso de las nuevas tecnologías. Este dispositivo cuenta con la capacidad de detectar gestos gracias a la presencia de un

acelerómetro y un giroscopio de seis ejes agregados. La placa Arduino 101 también nos permitirá manejar la placa desde nuestro teléfono móvil gracias a la conectividad Bluetooth 4.0 de bajo consumo que incorpora. (Guellcom Acceso, 2022)

1.13.2.11. ARDUINO ESPLORA

Es una lámina procedente del Arduino Leonard. Se diferencia del resto de placas Arduino porque lleva incorporados varios sensores con los que un usuario puede ponerse en marcha rápidamente sin necesidad de conocimientos de electrónica (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.12. ARDUINO ZERO

La placa es una extensión avanzada de 32 bits de la plataforma señalada por la conocida placa Arduino UNO. Su propósito principal es ofrecer una base para proyectos en áreas como IoT (Internet de las Cosas), tecnología textil o dispositivos portables (wearables), robótica y otras aplicaciones diversas. A diferencia de otras placas Arduino la Arduino Zero trabaja con un voltaje de 3,3V. (Guellcom Acceso, 2022)

1.13.2.13. ARDUINO MKR ZERO

Este tipo de placa Arduino ofrece un conector SD incorporado en el circuito, lo que permite la reproducción de música sin requerir hardware adicional. A diferencia de la mayoría de los modelos, este trabaja con una alimentación de 3,3V (Guellcom Acceso, 2022). Como el resto de las placas que comparten la denominación MKR su tamaño es reducido e ideal para integrarlo en cualquier objeto al que se quieran añadir funciones inteligentes (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.14. ARDUINO ETHERNET

Parecido al Arduino Uno, pero se le ha agregado la conectividad Ethernet, para ello se le ha integrado el controlador WizNet W5100 TCP/IP Ethernet (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.15. ARDUINO INDUSTRIAL 101

Similar al Arduino YÚN, pero en tamaño pequeño para facilitar su integración en los productos o proyectos, al igual que su hermana mayor la Arduino YÚN, ésta también permite aprovechar el poder de linux y tiene integrados varios tipos de conectividad como el Wifi o ethernet (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.16. ARDUINO MKR FOX 1200

Esta placa combina las capacidades de Arduino Zero con la conectividad de SigFox, ofreciendo una solución de bajo consumo perfecta para proyectos de IoT, este no requiere conocimientos avanzados para redes, lo que la hace viable para una variedad de aplicaciones en este campo saliente y como indican las letras MKR de su nombre este modelo de placa Arduino tiene un reducido tamaño que la hace apropiada para poder integrarla en cualquier producto o proyecto Arduino (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.17. ARDUINO MKR WAN 1300

Es una placa que combina Arduino MKR Zero y LoRa/LoRaWANTM. Este modelo de placa es ideal para realizar proyectos IoT sin tener grandes conocimientos en networking y poder integrarlo en cualquier producto gracias a que es una placa Arduino de reducido tamaño (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.18. ARDUINO MKR GSM 1400

Esta placa usa el microcontrolador Atmel SAMD21 junto con el módulo GSM SARAU201, lo que la hace especialmente adecuada para aplicaciones en proyectos de transporte inteligente, vehículos conectados y desarrollo de ciudades inteligentes o smart cities, otra de las características de este modelo de placa es su reducido tamaño que facilitará el poder integrarlo en cualquier proyecto (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.19. ARDUINO MKR WIFI 1010

Esta placa nos ofrece sencillamente una manera de conectividad Wi-Fi a nuestros proyectos Arduino utilizando el propio software de Arduino. Con el módulo ESP32 fabricado por U-BLOX integrado, esta placa será una herramienta fundamental para desarrollar proyectos de IoT. También nos será de gran ayuda el reducido tamaño de la placa que nos permitirá utilizarlo en cualquier producto al que se quiera dotar de inteligencia y conectividad wifi (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.20. ARDUINO UNO WIFI REV2

Puedes conceder a tus dispositivos de Wifi. Esta lámina es básicamente un Arduino con más potencia y conectividad Wifi, este aumento de potencia se consigue con un nuevo microprocesador de 8 bits de Microchip (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.21. ARDUINO MKR NB 1500

Hay posibilidad de incluir comunicación de Banda Estrecha a los proyectos Arduino. NarrowBand IoT (NB-IoT) es una tecnología estándar basada en LTE que da una red de baja potencia, lo que resulta en una mayor cobertura y una vida útil extensa de las baterías de los sensores gracias al uso de bandas estrechas. Como se puede ver en su nombre esta placa también es de la familia MKR que tiene la característica común de ser placas Arduino pequeñas que facilitan la integración en cualquier dispositivo (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.22. ARDUINO MKR VIDOR 4000

Otorga capacidades FPGA al mundo Arduino dentro de la familia MKR, este modelo de placa es altamente configurable y potente capaz de realizar procesamiento de audio y video digital de alta velocidad y mucho más (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.23. ARDUINO MKR 1000 WIFI

Es una fuerte placa que juntan las funciones de Arduino Zero y el módulo de Wifi, y esto nos permite realizar proyectos de dispositivos interconectados o de IoT sin necesidad de tener grandes conocimientos de networking (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.24. LILYPAD ARDUINO SIMPLE

Estos tipos de placas Arduino están hechos específicamente para proyectos relacionados con textiles, como e-textiles, wearables o ropa inteligente, la placa Lilypad Arduino Simple es la opción más básica para este propósito, con conectores espaciosos que pueden coserla fácilmente en prendas o tejidos, incluso utilizando hilo conductor (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.25. LILYPAD ARDUINO MAIN BOARD

Serán útiles si se quisiera empezar un proyecto de atuendo inteligente o e-textil. En este caso la placa Lilypad más completa de la familia cuenta con 14 entradas/salidas digitales y 6 entradas analógicas (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.26. LYLIPAD ARDUINO USB

Es una placa electrónica hecho para ropa y textiles apoyada en el microcontrolador Atmega32U4, el semejante que usa el Arduino Leonardo, a diferencia de los anteriores Lilypads tiene conexión mediante conector micro USB, eliminando la necesidad de un adaptador USB a Serial TTL (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.2.27. LILYPAD ARDUINO SIMPLE SNAP

Similar a la placa Lilypad Arduino Simple. Las únicas diferencias entre estas dos placas es que la Lilypad Simple Snap lleva incorporada una batería LiPo recargable de 110mAh y los conectores de los pines que en el caso de esta placa son corchetes (snaps) para facilitar las conexiones (Guellcom Acceso, 2022).

1.13.3. DIFERENCIA ENTRE LOS TIPOS DE ARDUINO

Tabla 5

Detalle de las Diferencias Principales entre los Tipos de Arduino

Tipo de Arduino	Diferencia Principal
Arduino UNO	Placa básica, ideal para principiantes, con 14 pines digitales.
Arduino DUE	Microcontrolador de 32 bits, 54 E/S digitales, no soporta 5V.
Arduino LEONARDO	Características similares a UNO, 20 E/S digitales, microcontrolador ATmega32u4.
Arduino MEGA 2560	Microcontrolador ATmega2560, 54 E/S digitales, 16 entradas analógicas.
Arduino MEGA ADK	Similar a MEGA 2560, con capacidad de USB Host.
Arduino MICRO	Similar a Leonardo, pero más pequeño.
Arduino NANO	Similar a UNO, pero más pequeño y con conexión diferente al PC.
Arduino YUN	Combina Arduino con Atheros AR9331, Ethernet, SD, WiFi.
Arduino FIO	Microcontrolador ATmega328p, bajo consumo, soporta XBEE.
Arduino 101/Genuino 101	Reconocimiento de gestos, Bluetooth 4.0.
Arduino ESPLORA	Basado en Leonardo, con sensores incorporados.
Arduino ZERO	32 bits, enfocado en proyectos IoT, funciona a 3.3V.
Arduino MKR ZERO	Conector SD integrado, ideal para proyectos de música.
Arduino ETHERNET	Similar a UNO, con conectividad Ethernet incorporada.
Arduino INDUSTRIAL 101	Versión reducida de YÚN, con Linux y varias conectividades.
Arduino MKR FOX 1200	Combina Arduino Zero con SigFox, bajo consumo para IoT.
Arduino MKR WAN 1300	Combina MKR Zero con LoRa/LoRaWANTM para proyectos IoT.
Arduino MKR GSM 1400	Basado en Atmel SAMD21, módulo GSM, ideal para smart cities.

Arduino MKR WIFI 1010	Integra módulo ESP32, ideal para proyectos IoT con WiFi.
Arduino UNO WIFI Rev2	Arduino UNO con mayor potencia y conectividad WiFi.
Arduino MKR NB 1500	Soporta comunicación Narrow Band IoT basada en LTE.
Arduino MKR VIDOR 4000	Capacidad FPGA, procesamiento de audio y video digital.
Arduino MKR 1000 WIFI	Combina Arduino Zero con módulo WiFi, para IoT.
LILYPAD ARDUINO SIMPLE	Placa para proyectos textiles, con conectores para coser en ropa.
LILYPAD ARDUINO MAIN BOARD	Versión más completa del Lilypad para vestimenta inteligente.
LYLIPAD ARDUINO USB	Placa para textiles con micro USB, basada en Atmega32U4.
LILYPAD ARDUINO SIMPLE SNAP	Similar a Lilypad Simple, con batería LiPo y conectores snaps.

Nota: Elaboración Propia en base a la información proporcionada por Guellcom Acceso (2022).

1.13.4. TIPO DE LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN QUE SE UTILIZA

El lenguaje de programación que se utiliza en la plataforma Arduino es en una variante de C++, específicamente diseñada para facilitar la programación de sus placas y módulos. Este lenguaje se basa en Processing, un lenguaje de programación de alto nivel orientado a proyectos de arte electrónico y visualizaciones. (Oli, 2021)

1.13.4.1. CARACTERÍSTICA DEL LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN Y APLICACIONES

1. **C++ como Lenguaje de Propósito General:** C++ es un lenguaje de propósito general ampliamente utilizado en el desarrollo de software. Está asociado con el sistema operativo UNIX, pero su uso se extiende a una amplia gama de aplicaciones y sistemas operativos debido a su gran portabilidad. (Oli, 2021)
2. **Orientación a Objetos y Flexibilidad:** Al estar basado en C++, el lenguaje de Arduino hereda la capacidad de programación orientada a objetos. Esto permite a los usuarios

definir clases y objetos, lo que puede simplificar la programación de proyectos complejos. (Oli, 2021)

3. **Manejo de Objetos Básicos:** El lenguaje permite un control detallado de objetos básicos como caracteres, números, bits y direcciones de memoria. Esta capacidad es esencial para la programación de hardware, donde se requiere un control fino sobre los recursos del sistema. (Oli, 2021)
4. **Portabilidad y Aplicaciones Diversas:** La portabilidad de C++ hace que el lenguaje de Arduino sea ideal para una amplia gama de aplicaciones, desde la creación de pequeños dispositivos hasta el desarrollo de sistemas complejos. Esto incluye la programación de intérpretes, compiladores y editores de texto, entre otros. (Oli, 2021)
5. **Simplificación para Usuarios Principiantes:** Aunque basado en C++, el entorno de programación de Arduino simplifica ciertos aspectos del lenguaje para hacerlo más accesible a principiantes y aficionados. Proporciona una serie de funciones y bibliotecas predefinidas que facilitan el manejo de la placa y sus periféricos. (Oli, 2021)

1.14. ANATOMÍA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR

“El miembro o extremidad superior posee características relevantes para el desarrollo de las actividades cotidianas, distinguidas por la movilidad, manipulación y agarre” (Espinoza & Torres, 2022). La extremidad superior se encuentra dividida en cuatro partes:

- **Cintura escapular:** es un anillo óseo inconcluso que une la extremidad superior con el tórax; lo constituye la clavícula y la escapula unidas a nivel de la articulación acromioclavicular (Tierra, 2017).
- **Brazo:** está entre el hombro y el codo que sujetado por el húmero.
- **Antebrazo:** se encuentra entre el codo y la muñeca que se intercepta por el radio y el cúbito.

- **Mano:** es la proporción distal del antebrazo conglomerado por; carpo, metacarpo y falanges. La mano constituye el dorso, la palma, la muñeca y dedos (Rotlland et al., 2010).

Las cuatro partes mencionadas en el párrafo anterior están articuladas por la muñeca, el hombro y el codo; detallados a continuación.

1.14.1. HOMBRO

De acuerdo con los autores Brito et al., (2023) el hombro es la articulación próxima del miembro superior, posee la movilidad con relación a las demás articulaciones del cuerpo humano. Está constituida por tres grados de libertad, lo que permite tres orientaciones diferentes respecto al espacio, que son:

- **Transversal:** permite los movimientos de flexión/extensión, contemplados en direcciones sagitales alrededor de un eje frontal/coronal (Contreras et al., 2015b).
- **Anteroposterior:** inmerso dentro del plano sagital, permite los movimientos de aducción y abducción que se dan en el plano frontal (Rodríguez et al., 2017).
- **Vertical:** limitado por el plano frontal y el plano sagital, corresponde a la tercera dimensión del espacio; ejecuta los movimientos de extensión y flexión dados en el plano horizontal (Maneus, 2023).

Según los autores Moreno et al. (2023) el hombro presenta una compleja dinámica, cuyo desarrollo requiere la interacción coordinada de sus cuatro articulaciones y sus componentes asociados. Esta interacción permite una amplitud de movimiento mayor que la que podría lograrse con una articulación actuando de forma independiente. Esta capacidad compleja del hombro posiciona el húmero y las demás estructuras de la extremidad superior en el espacio, y se ve

potenciada por el movimiento de la columna vertebral.



Figura 30. Anatomía del hombro (D'Aguzan, 2018).

Los movimientos responsables de estas orientaciones son la aducción y el flexo extensión.

“La abducción es un movimiento que separa el tronco de la extremidad superior, esto se da en un plano frontal, con relación al eje ante posterior, la extensión de la abducción logra los 180°, es aquí donde el brazo queda vertical por encima del tronco” (Torres et al., 2011).

Sus movimientos de flexo-extensión se da en el plano sagital en relación con un eje transversal descrito a continuación:

- Extensión. Movimiento de escasa amplitud 45° a 50°
- Flexión. Movimiento de alta amplitud, 180°, manifestando que la misma posición flexionada de 180° podrá describirse también como abducción de 180° continua a rotación longitudinal.

De acuerdo con Nieves (2022) pese a que la elevación que antecede es de 180° en valor promedio los hombres poseen 167° y 171° en las mujeres. Estos valores están limitados por el par cístico. La abducción del plano frontal está limitada por la afectación ósea del tubérculo

subacromial mayor altura anterior del plano escapular. Por tanto, elevar el plano escapular se considera más funcional, porque en este plano la parte inferior de la cápsula no está torcida y los músculos del hombro están en una disposición óptima para elevar el brazo. Aunque la movilidad suele disminuir debido al proceso de envejecimiento, la actividad física puede compensarlo. (Moreno et al., 2023).

1.1.1 Codo

Según Torres et al., (2011) el codo es una compleja articulación que trabaja como un sostén para un sistema de palanca del antebrazo cuya responsabilidad es posicionar la mano en un área determinada. Se considera una articulación sinovial. Esta articulación está compuesta de la siguiente manera:

- **Humero-antebraquial:** se encarga de unir la extremidad inferior del humero a las extremidades superiores de la ulna y del radio. Permitiendo que el antebrazo se acerque o se aleje del brazo (Nieves, 2022).
- **Radioulnar-proximal:** encargada de unir las extremidades superiores con el radio y la ulna interaccionando entre sí, en este movimiento interviene los movimientos de rotación del radio entorno a la ulna y pronosupinación (Dote et al., 2020).
- Según Cortes et al., (2022) el codo permite dos movimientos: la flexión- extensión y la pronación-supinación. Las articulaciones humerorradial y humerocubital dan paso a la flexión y amplitud del codo y se clasifican como articulaciones ginglymoide o bisagra. Por tanto, el codo es considerado como una articulación tricleoginglymoide por su complejidad.

Anatomía del Codo

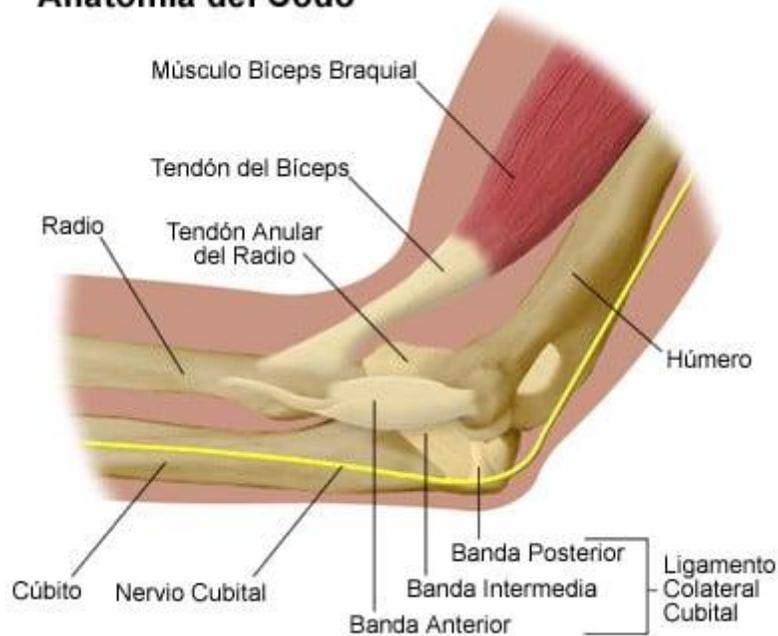


Figura 31. Anatomía del codo (López, 2023)

En lo referente a los músculos inherentes al codo, acorde a la flexión, se conoce los siguientes:

- **Branquial:** “Está extendida desde el cubito hasta la cara anterior del humero, su único oficio el flexionar el codo y es uno de los pocos músculos del cuerpo humano que permite realizar esta función” (Dote et al., 2020).
- **Braquiorradial:** comprende desde la apófisis estiloides del radio hasta el borde externo del húmero, su principal trabajo es flexionar el codo, como un musculo adicional y tan solo en una pronación máxima se convierte en supinador(Nieves, 2022).
- **Bíceps-Branquial:** es el flexor principal, su inserción inferior está ubicado en la tuberosidad bicipital del radio. Sus inserciones no están situadas en el húmero sino en el omóplato, a través, de dos porciones, porción corta y porción larga. La función secundaria es la supinación y la principal es la flexión del codo(Torres et al., 2011).

Según Maneus (2023) también se encuentran presentes músculos flexores accesorios como: el ancóneo, el extensor radial largo del carpo, que se manifiesta como estabilizador activo externo del codo, y el musculo pronador redondo.

La amplificación del codo se debe a la acción del tríceps branquial, este músculo se encuentra conglomerado por tres cuerpos carnosos que rematan en un tendón común que se implanta en el olécranon (Rodríguez et al., 2017).

La eficiencia del tríceps branquial varía según el grado de flexión del codo, mismo que puede ser: flexión ligera, extensión o flexión completas.

La categoría de los movimientos presentes en el codo en la articulación humerorradial y humerocubital es de 0° a 146° para la flexión- extensión presenten en una magnitud funcional de 30° a 130° . La extensión normal de la pronación-supinación del antebrazo provee una media de 71° de pronación y 81° de supinación.

1.14.2. MUÑECA

La muñeca permita que la mano tome una posición óptima para el agarre, por ello, es una articulación distal de la extremidad superior.



Figura 32. Anatomía de la muñeca (MedlinePlus, 2019)

La muñeca posee dos grados de libertad para articular de forma compleja, con la pronosupinación, el movimiento giratorio del antebrazo sobre su eje longitudinal, que acrecienta un tercer valor de libertad a la muñeca, la mano se puede acomodar en cualquier dirección para sujetar un objeto. Este complejo articular compromete dos articulaciones, inmersas en el mismo conjunto funcional con la articulación radiocubital distal que son la mediocarpiana y la radiocarpiana (Brito et al., 2023).

De acuerdo con los autores Rotlland et al. (2010) los movimientos de la muñeca se efectúan en dos ejes, con la mano en una orientación anatómica, es decir en máxima supinación. Un eje AA, transversal, que pertenece al plano frontal T. En base a este eje se realizan los movimientos de flexo-extensión en el plano sagital de:

- Extensión: La cara dorsal posterior de la mano se aproxima a la cara posterior del antebrazo.
- Flexión: El palmar de la mano o la cara anterior se aproxima a la cara anterior del antebrazo.

- En el eje BB, anteroposterior, corresponde al plano sagital S. En base a este eje, en la orientación frontal se propician los movimientos de aducción-abducción (Tierra, 2017)
- Abducción: La mano se separa del cuerpo y el borde radial forma con el borde externo, un ángulo obtuso abierto con dirección hacia afuera (Espinoza & Torres, 2022).
- Aducción: La mano se acerca al eje del cuerpo y su borde interno forma un ángulo obtuso abierto con orientación hacia adentro.

Las articulaciones de la muñeca dan paso a la generación de movimientos en los planos: flexión-extensión, en el plano sagital y la desviación radial-cubital y en el plano frontal. Estas combinaciones de movilidad son posibles gracias al rango de movimiento de la muñeca, poseen desviación radial y extensión hasta la desviación cubital y flexión (Rotlland et al., 2010).

1.14.3. ESTRUCTURACIÓN NERVIOSA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR

Los nervios de la extremidad superior conducen los impulsos motores que determinan la contracción de los músculos y por tanto el movimiento de los mismo. Estos nervios son de pertenencia del sistema nervioso periférico, conformados por cordones nerviosos que nacen del sistema nervioso central (Espinoza & Torres, 2022)

De acuerdo con Tierra, 2017originario del sistema nervioso central de él se despliegan los nervios espinales que forman el sistema periférico. Estos nervios poseen dos raíces: una posterior o sensitiva en la que se establece la sensibilidad de las articulaciones, músculos, huesos, piel, etc. La anterior o motora que traslada el impulso nervioso hacia los músculos.

Fig. 22.11 Plexo braquial
Lado derecho, vista anterior.

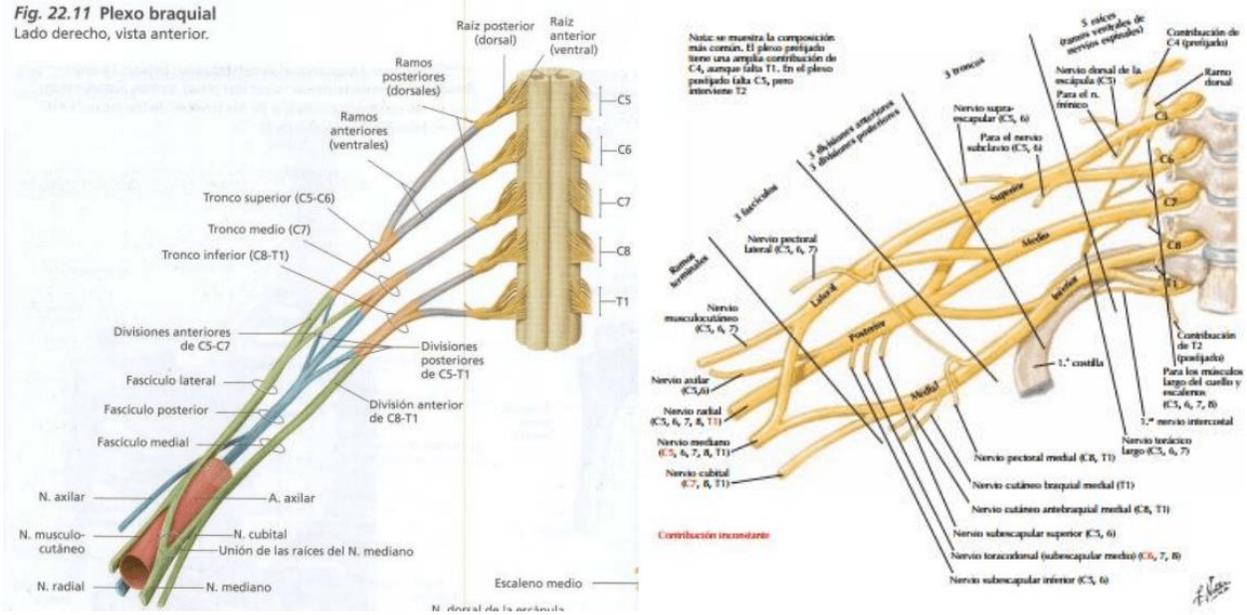


Figura 33. Estructura nerviosa de la extremidad superior (Mendez, 2020)

Estas dos ramificaciones se entrelazan y forman el nervio raquídeo. Este, al estar destinado al miembro superior, se une con los nervios raquídeos en la base de la extremidad superior, con el fin de formar una red de tejido nervioso que se denomina plexo braquial, del mismo que salen los nervios de la extremidad superior, los mismos que se clasifican en: nervios largos o ramas colaterales (Rotlland et al., 2010)

En lo que respecta a nervios largos están presentes los nervios:

- Dorsales, rodean la parte superior de las extremidades superiores, el nervio radial inerva el tríceps y los demás músculos posteriores del antebrazo (Espinoza & Torres, 2022).
- Ventrales, se extienden por la parte ventral de las extremidades superiores, se encuentran compuestos por el nervio musculocutáneo que inerva el braquial anterior y el bíceps

(nervio flexor del antebrazo), el nervio cubital y el nervio mediano, estos últimos son los nervios flexores de los dedos y de la mano (Contreras et al., 2015b).

1.14.4. FISIOLOGÍA DEL MUSCULO ESQUELÉTICO

Los músculos esqueléticos están conformados por tejido muscular estriado. Este tejido está formado por un conjunto de células alargadas llamadas fibras musculares.

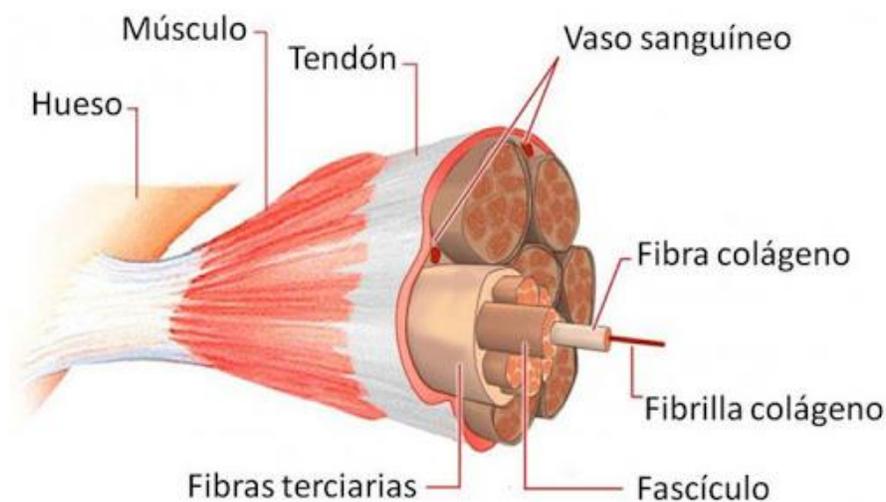


Figura 34 Fisiología del músculo esquelético. (Marsito, 2023)

El tejido fibroso forma haces que, a su vez, están rodeados por vainas conectivas que se estiran para formar tendones que, a su vez, conectan los huesos. Su forma es variable, lo más característico es la forma muy alargada del eje, grueso en el medio y fino en ambos extremos (Tierra, 2017).

Su tarea básica es permitir el movimiento de diferentes partes del cuerpo. También interfieren con la regulación de la temperatura corporal al generar calor durante el ejercicio e interfieren con el movimiento forzado de la sangre. Los músculos esqueléticos estriados se

describen como voluntarios, lo que significa que están bajo control consciente (Rotlland et al., 2010).

Para lograr una mejor comprensión del músculo esquelético se tiene que entender que:

1. La acción contráctil del músculo esquelético se produce mediante acciones de contracción casi idénticas de muchas células musculares (fibras).
2. Cuando se trata de músculos, la palabra "contracción" tiene un significado literal ligeramente diferente al de "reducción de tamaño".
3. La fuerza ejercida por un músculo que se contrae sobre un objeto se llama tono muscular y la fuerza opuesta ejercida por el objeto se llama carga. La carga puede ser el peso del objeto o algún otro tipo de resistencia mecánica, como la fricción del objeto contra una superficie (Espinoza & Torres, 2022).
4. Cuando un músculo se contrae, no necesariamente mueve un objeto, es decir, no se acorta. Cuando un músculo está tenso, pero no distendido, se llama contracción isométrica. De lo contrario, si la tensión muscular mueve el objeto y el músculo se acorta, se trata de una contracción isotónica (Maneus, 2023).
5. Los músculos esqueléticos pueden contraerse con diferentes fuerzas y durante diferentes duraciones dependiendo de las interacciones neuromusculares que ocurren. Formado por unidades funcionales llamadas unidades motoras (Moreno et al., 2023).

1.14.5. TIPOS DE CONTRACCIÓN MUSCULAR

La contracción muscular involucra el acortamiento de los elementos contráctiles, pero debido a que los músculos tienen elementos viscosos y elásticos en serie con el mecanismo contráctil, la contracción puede ocurrir sin un acortamiento significativo de toda la longitud del músculo, y esta contracción se llama contracción isométrica (Torres et al., 2011a).

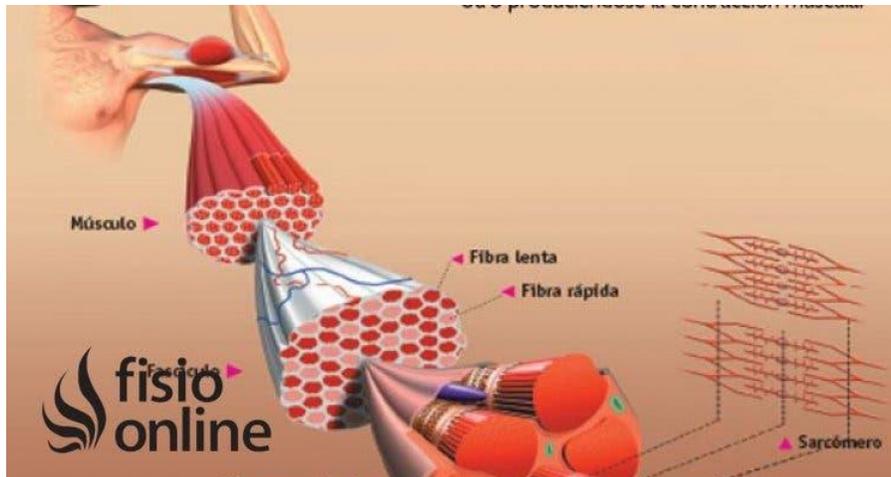


Figura 35. Contracción muscular (Junquera, s.f.)

La contracción isotónica es una carga constante que cuenta con la disminución de la longitud muscular, este tipo de contracción suele aparecer con dos tipos de variantes que son:

- Excéntrica, se da cuando la carga se produce por la mayor cantidad de tensión ejercida por el músculo, de tal manera que se extiende mientras se contrae, de esta manera, el músculo desarrolla tensión alargándose, en este caso, se extiende la longitud (Nieves, 2022).
- Concéntrica, es la forma más familiar de contracción, se encuentra asociada a la frecuencia de la apreciación coloquial de contracción muscular, el músculo se acorta a medida que realiza el trabajo, por ejemplo, cuando se levanta un objeto (Torres et al., 2011).

1.14.6. FASCICULACIÓN MUSCULAR

Los músculos se contraen cuando les llegan las señales eléctricas adecuadas a través de los axones, por lo que no es muy difícil aislar un músculo y someterlo a impulsos eléctricos por encima de su umbral de activación para poder estudiar su respuesta contráctil en el laboratorio. La respuesta de un músculo a una estimulación eléctrica breve se llama fasciculación o tensión muscular, donde el músculo se contrae rápidamente y luego se relaja (Rotlland et al., 2010). Esta fasciculación será más fuerte o débil dependiendo del número de unidades motoras estimuladas,

pero en todos los casos el proceso tiene tres fases distintas y fácilmente distinguibles, ver 2.5. imagen descrita como el siguiente período:

- Latencia, se refiere a los primeros milisegundos después del pulso de estimulación, que se utilizan para establecer el acoplamiento estímulo-contracción, durante este período, la tensión muscular comienza a aumentar, pero no se observa el resultado neto (Tierra, 2017).
- Contracción, este es el período de 10 a 100 milisegundos durante el cual se establece la comunicación con las fibras musculares, se caracteriza por un aumento gradual de la contractilidad, que alcanza un máximo al final del período y si la fuerza producida excede la carga aplicada, los músculos se acortarán (Espinoza & Torres, 2022).
- Relajación, cuando se alcanza la contracción máxima, los músculos comienzan a relajarse. La fase final dura de 10 a 100 milisegundos, cuando la fuerza de contracción finalmente cesa, la tensión muscular cae a cero y el músculo vuelve a su longitud original, si se acortó durante la contracción (Rotlland et al., 2010)

No todos los músculos reaccionan a la misma velocidad, tampoco por el mismo periodo del tiempo cuando se induce a la fasciculación, de esta manera por ejemplo los músculos que controlan mas lento y se mantiene la contracción por más tiempo (Brito et al., 2023).

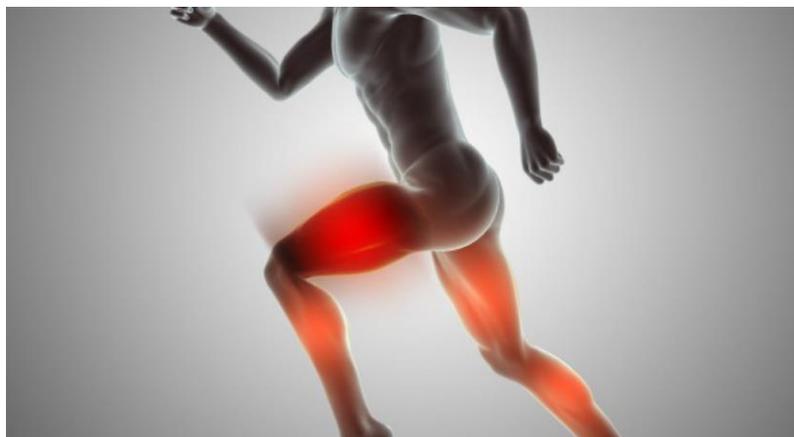


Figura 36. Fasciculación muscular (Jimenez & Jimenez, 2017)

1.14.7. LA FUERZA DEL MÚSCULO ESTRIADO

La fuerza de contracción que produce un músculo cuando recibe la primera señal neuronal es relativamente pequeña (aproximadamente la mitad) en comparación con la fuerza que produce cuando encuentra un estímulo similar más tarde, las sucesivas repeticiones del mismo estímulo provocaron que cada contracción muscular fuera ligeramente mayor que la anterior, incluso sin la adición de ondas y a este patrón de escalones se llama *treppe* (en alemán, "escaleras") (Maya & Posada, 2023).

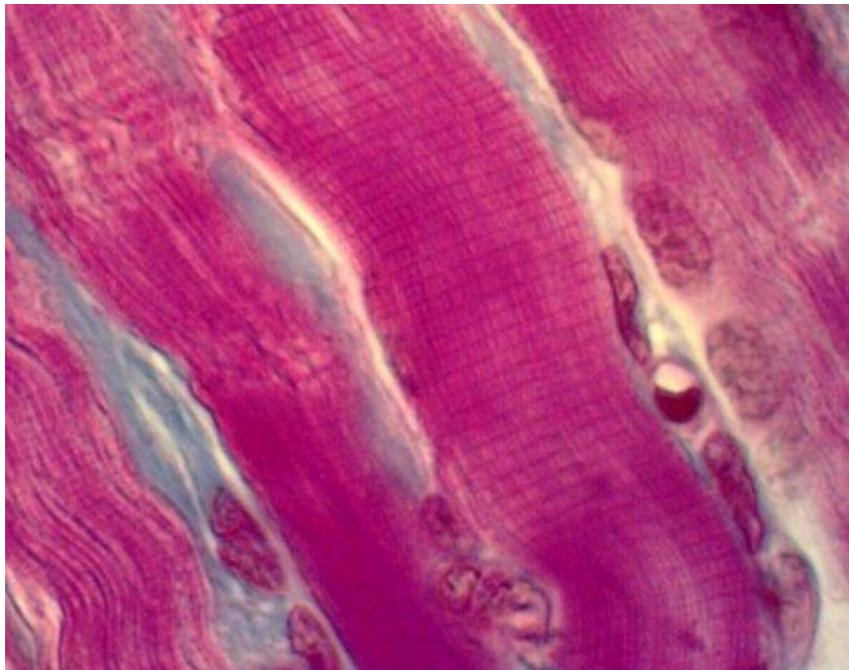


Figura 37. Musculo estriado (Rojas, 2023).

De acuerdo con los autores Brito et al., (2023) los músculos esqueléticos en humanos son capaces de generar entre 3 kg y 4 kg de fuerza por centímetro cuadrado de área transversal. Esta capacidad es comparable a la observada en investigaciones con animales y parece ser uniforme en varias especies de mamíferos. Esta consistencia se debe en parte al hecho de que muchos músculos en el cuerpo humano poseen una amplia área de sección transversal, lo que les permite generar una cantidad significativa de fuerza.

Debe entenderse que tanto la tensión producida por un músculo cuando se estimula hasta una contracción isométrica como la tensión pasiva producida por un músculo no estimulado modifican con la longitud de la fibra muscular (Moreno et al., 2023).

1.14.8. CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS DEL MÚSCULO ESTRIADO

Los fenómenos eléctricos de los músculos estriados y las corrientes iónicas que los generan comparten varias similitudes con los nervios, pero existen diferencias cuantitativas en cuanto a sincronización y amplitud (Maneus, 2023)

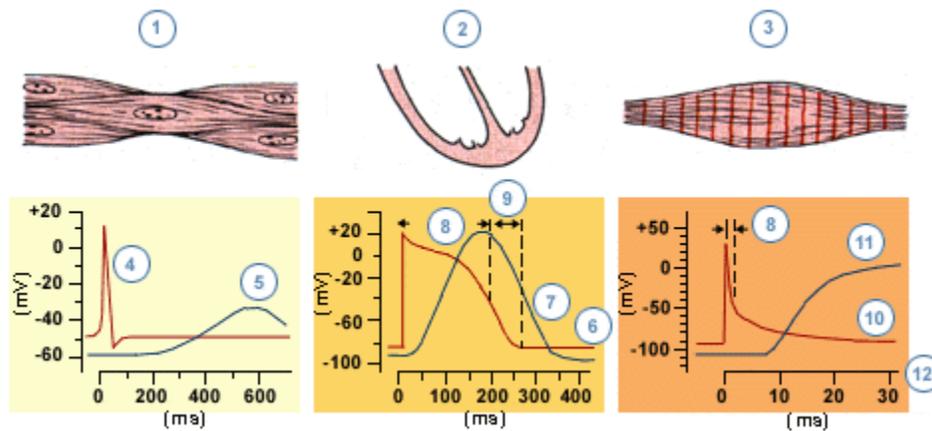


Figura 38. Fenómenos eléctricos de los músculos estriados (Efectores musculares, s.f.).

El potencial de membrana en reposo del músculo estriado se acerca a -90 mV. Los potenciales de acción duran de 2 a 4 milisegundos, y conduce a lo largo de las fibras musculares a una velocidad de unos 5 m/s, mientras que el período refractario absoluto dura de 1 a 3 milisegundos, la pospolarización y los cambios asociados en el umbral de estimulación eléctrica son relativamente duraderos (Espinoza & Torres, 2022).

Es relevante diferenciar entre fenómenos eléctricos y mecánicos en los músculos estriados. Aunque es normal que una reacción ocurra sin la otra, las características fisiológicas y subyacentes son diferentes (Tierra, 2017).

1.14.9. ELECTROMIOGRAFÍA

Según los autores Brito et al. (2023) la electromiografía es un método experimental que se interesa en la generación, almacenamiento y análisis de señales microeléctricas. Afirma Rodríguez et al. (2017) que las señales EMG se generan por la contracción o expansión de los músculos humanos. A pesar de que estas señales poseen un voltaje bajo, son detectables mediante el uso de equipos especializados, y la información obtenida puede ser empleada para diagnosticar trastornos del sistema muscular, así como en aplicaciones de entretenimiento industrial o comercial.



Figura 39. Electromiografía (Clínica MipSalud Madrid., 2023)

Para obtener cierta información, es posible cometer un error al aplicar apresuradamente electrodos y métodos a los estudios EMG, obteniendo así resultados no concluyentes. No se debe seguir este enfoque, pero primero es necesario conocer algunos principios básicos de la electroquímica, como se muestra a continuación (Moreno et al., 2023).

1.14.10. ELECTRODOS

Básicamente un electrodo es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra forma de energía, en este caso un flujo de iones en un flujo de electrones, el término potencial del electrodo se define como la diferencia entre el potencial del electrodo y el potencial global de la solución, esto significa que el electrodo no puede determinar su propio potencial y por lo tanto,

para evitar confusiones, es mejor hacer referencia al elemento potenciométrico como conjunto electrodo-solución (Torres et al., 2011).

Los iones metálicos tienden a disolverse y los iones electrolitos tienden a unirse al metal, provocando una separación de carga que se produce cuando el electrodo está en contacto con la solución electrolítica, se puede considerar que esta región consta de dos electrodos con cargas opuestas, a menudo denominados sistema de doble capa, en una situación ideal, si ambos electrodos están hechos del mismo metal y están en contacto con una solución salina basada en el mismo material (por ejemplo, zinc en una solución de sulfato de zinc), el sistema de dos capas es idéntico y por lo tanto no existirá potencial entre a ellos dos electrodos (Contreras et al., 2015). Cuando los metales son diferentes, como electrodos de cobre y zinc, existe un potencial entre ellos. De acuerdo con Brito et al. (2023) en el caso de mediciones de potencial por electromiografía (EMG), los electrodos deben ser idénticos porque se debe medir la diferencia de voltaje debido al cambio en la corriente iónica en la celda de potencial, no la diferencia de voltaje debido al cambio de potencial.

Los conceptos de células potenciales y sistemas bicapa son extremadamente importantes para cualquier trabajo en electromiografía, ya que los dispositivos que miden el voltios pueden perturbarse por el movimiento de los electrodos.

En su libro "Principios y aplicaciones de los electrodos biopotenciales modernos" (Warner, 1972), describió el movimiento del dispositivo como un porcentaje de la perturbación de la doble capa.

Al caminar y especialmente al correr, el movimiento de los electrodos es inevitable; sin embargo, si su movimiento se puede reducir de alguna manera, los resultados del EMG tendrán menos errores.

De acuerdo con Gudiño (2014) otra fuente de error en las mediciones EMG debido al movimiento del paciente es que la adición de sudor cambia la composición de la solución electrolítica. Dado que el sudor es aproximadamente 99,2 % agua, el voltaje inicial cambiará gradualmente a medida que aumente el sudor.



Figura 40. Colocación de electrodos (Electrotens, 2023)

1.14.11. ELECTROFISIOLOGÍA

Hasta ahora se pensaba que no había alguna actividad debajo de la piel que valía la pena medir. En este punto conviene considerar el proceso fisiológico de la actividad eléctrica transmitida a través de la piel humana (Arguelles et al., 2009).

De acuerdo con Gudiño, (2014) en este diagrama, el dipolo se mueve a lo largo del conductor. Un amplificador diferencial detecta el cambio en el potencial del conductor entre los puntos A y B. Inicialmente no hay diferencia entre estos puntos, por lo que la salida del amplificador es cero, pero cambiar A hace que el punto sea negativo con respecto a B y produce una salida negativa. A medida que el dipolo cruza la región A, la situación cambia y la salida puede

ser positiva o negativa dependiendo de la relación AB en el momento de la lectura (Muñoz et al., 2022).

Un potencial de acción que actualmente viaja a lo largo de un axón nervioso cabe señalar que un único axón que conduce a un músculo es responsable de la inervación de entre 3 y 2000 fibras musculares individuales (Gudiño, 2014), las neuronas y las fibras musculares que inervan se denominan unidades motoras y cuando el potencial de acción viaja proximal y distalmente y alcanza la fibra muscular, se denomina potencial de acción motor o MAP. El potencial de acción de la unidad motora (MUAP) es la suma espacial y temporal del MAP para cada unidad motora. Finalmente, la señal EMG (que es el tema central de esta sección) es la suma algebraica de las repeticiones MUAP de todas las unidades motoras activas cercanas a los electrodos que registran la actividad EMG (Winter et al., 1980).

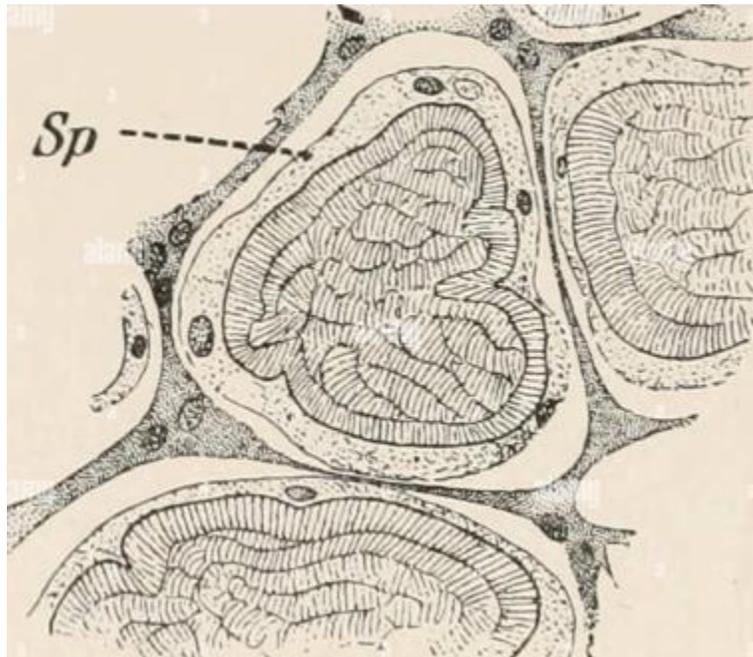


Figura 41. Electrofisiología (The Book Worm , 2024)

1.14.12. ETAPA INICIAL A UN ESTUDIO EMG

De acuerdo con los autores Winer et al., (2020) antes de comenzar el examen EMG, es necesario realizar algunos preparativos, como la preparación de la piel, el posicionamiento del

paciente y la prueba de la conexión de los electrodos. Los siguientes son pasos para seguir antes de comenzar un estudio EMG.

1. Se recomienda a los pacientes que usen ropa adecuada, es necesario acceder a los músculos mientras no estén cubiertos por la ropa, lo que puede provocar errores en el examen si están rígidos y cuelgan sobre los electrodos (Guzman & Méndez, 2018).
2. Seleccionar una técnica de navegación para determinar las ubicaciones de los electrodos y las áreas de señal correspondientes. Utilice marcadores para indicar puntos y líneas de referencia y dirección. Las distancias se midieron utilizando una cinta métrica flexible siguiendo el paradigma propuesto por la Electromiografía de Superficie Europea para la Evaluación Muscular No Invasiva (SENIAM) (Seheedd & Martínez, 1998).
3. Luego se procede a limpiar la piel con un líquido abrasivo/conductor, esta es la forma más fácil y rápida. Además, el alcohol también es un buen agente limpiador. En algunos casos, si hay demasiado vello, se puede recomendar afeitar la zona (Fernández, 2015).
4. Utilizando el electrodo más pequeño disponible, coloque los electrodos paralelos a las fibras musculares y a 2 cm de distancia si es posible, evite las partes móviles (para pruebas estáticas) y elija una parte intermedia para aumentar la selectividad y reducir el riesgo de cierre muscular (Arguelles et al., 2009).
5. Pasados menos tres minutos y utilice este tiempo para estirar, calentar o preparar al paciente, los electrodos tardan un tiempo en entrar en contacto con la piel para lograr estabilidad eléctrica (Mancilla et al., 2022).
6. Se procede a conectar y asegurar los cables durante los movimientos dinámicos.
7. Indicar al paciente sentarse y relajarse (Gudiño, 2014).

8. Comience a monitorear y verifique cada seguimiento de EMG para verificar la línea de base. Tenga en cuenta los niveles de ruido, las compensaciones y los posibles cambios de rango (Álzate et al., 2019).



Figura 42. Electromiografía (EMG) (Tejada, 2015)

1.14.13. AMPLIFICADORES OPERACIONALES

De acuerdo con los autores Garfias et al. (2019) las prótesis mioeléctricas manejan señales eléctricas creadas por la actividad muscular residual del paciente para controlar el movimiento de la prótesis.

A continuación, se describirán algunas conexiones entre amplificadores de acción y prótesis mioeléctricas:

- **Amplificación de la señal mioeléctricas:** Las señales electromiográficas de la actividad muscular suelen ser débiles, por ello, se utiliza amplificadores operacionales para engrandecer estas señales de modo que sean lo competentemente fuertes como para procesarlas y manejarlas para controlar las prótesis(Contreras et al., 2015a).
- **Filtrado de señal:** Los amplificadores operacionales también se pueden efectuar en circuitos de filtro para excluir el sonido y la interrupción en las señales mioeléctricas. Esto da asistencia a mejorar la calidad de la señal e impide fallos o movimientos innecesarios de la prótesis (Winer et al., 2020).

- **Procesamiento de la señal:** El amplificador operacional puede establecer un papel de proceso de señales, ajustar la extensión, ganancia y forma de onda de la señal mioeléctrica para consumar con los requisitos del sistema de control protésico (Seheedd & Martínez, 1998).
- **Amplificador diferencial:** Dado que la señal EMG se produce por la discrepancia de potencial entre dos puntos, se puede manejar un amplificador operacional en modo diferencial para amplificar esta diferencia y aumentar la sensibilidad del sistema (Garfias et al., 2019).
- **Circuitos de control y retroalimentación:** Los amplificadores operacionales se pueden utilizar como parte de circuitos de control y retroalimentación para optimizar la respuesta y controlar la precisión de las prótesis (Gudiño, 2014).
- **Sensor de movimiento:** Los amplificadores operacionales participan en el descubrimiento del movimiento, ayudando a transmutar signos mioeléctricas en comandos de movimiento para prótesis (Fernández, 2015).
- **Interfaz con microcontrolador:** Se pueden utilizar amplificadores de acción para condicionar las señales mioeléctricas, que luego son procesadas por un microcontrolador para controlar el movimiento de la prótesis (Arguelles et al., 2009).

En resumen, los amplificadores operacionales son componentes críticos en el diseño de circuitos electrónicos relacionados con prótesis mioeléctricas de extremidades superiores. Se utilizan para mejorar la calidad de las señales mioeléctricas, amplificarlas, filtrar interferencias y facilitar la interfaz entre la actividad muscular del usuario y el control protésico.

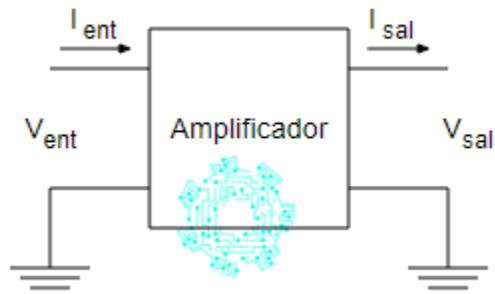


Figura 43. Modelo de amplificador (Mecatronica LATAM, 2021)

1.14.14. SISTEMAS EMBEBIDOS



Figura 44. Sistemas embebidos (Robledo & Godoy, 2014)

Según Espinoza y Torres (2022) los sistemas embebidos integrados en varios dispositivos son conocidos por su eficiencia en el desempeño de determinadas funciones. Pues es capaz de juntar hardware y software para compensar las insuficiencias específicas de una variedad de aplicaciones de electrodomésticos, dispositivos médicos, automoción y electrónica de consumo.

En el campo de las prótesis mioeléctricas de extremidades superiores, los sistemas embebidos integrados son esenciales para desarrollar interfaces eficaces. Pues permite realizar las siguientes funciones básicas:

- **Recepción y procesamiento de señales mioeléctricas:** Utilizan electrodos y sensores para captar y procesar las señales mioeléctricas generadas por la actividad muscular del usuario (Gudiño, 2014).
- **Control deportivo:** Traducen señales mioeléctricas en comandos de movimiento, lo que permite una respuesta precisa e inmediata a los movimientos musculares del usuario.
- **Comentarios sensoriales:** Integran actuadores y sensores para proporcionar retroalimentación táctil y sensorial, mejorando la percepción y la flexibilidad del usuario al interactuar con las prótesis (Guzman y Méndez, 2018).
- **Personalización y Personalización:** Permiten personalizar y adaptar la prótesis a las necesidades y preferencias personales del usuario ajustando parámetros como la sensibilidad y la velocidad (Mancilla et al., 2022).
- **Eficiencia energética:** Diseñado para funcionar de manera eficiente, extender la vida útil de la batería y reducir el consumo de energía cuando la prótesis no está en uso.
- **Actualizaciones y mejoras:** Facilitan las actualizaciones de software y las mejoras continuas sin cambiar el hardware, permitiendo que la funcionalidad de la prótesis siga evolucionando (Álzate et al., 2019).

En resumen, los sistemas integrados son esenciales en el diseño de interfaces protésicas mioeléctricas para una integración eficiente, un control preciso y una mejor experiencia del usuario en el miembro superior.

1.14.15. SEÑALES ANALÓGICAS Y SEÑALES DIGITALES

De acuerdo con Nieves (2022) en las prótesis mioeléctricas, la conversión de señales analógicas en señales digitales es esencial para detectar y controlar las señales musculares generadas por la actividad eléctrica en los músculos residuales del usuario. Entre sus principales etapas incluyen:

- **Conversión de señal analógica:** Registro de señales mioeléctricas: los electrodos registran señales eléctricas generadas por la actividad muscular, cuya amplitud y frecuencia cambian según el movimiento (Garfías et al., 2019)
 - ✓ **Amplificación:** Los amplificadores analógicos se utilizan para mejorar señales débiles, mejorar la sensibilidad y detectar movimientos sutiles.
 - ✓ **Filtrado:** Los filtros analógicos eliminan el ruido y las frecuencias no deseadas, mejoran la calidad de la señal y evitan interferencias.
 - ✓ **Acondicionamiento:** un proceso analógico ajusta la señal a requisitos específicos, incluidos ajustes de ganancia y compensación (Gudiño, 2014).
- **Convierte la señal a formato digital:**
 - ✓ **Muestreo:** tomar muestras de señales analógicas y convertirlas a valores discretos en el tiempo, lo cual es esencial para la conversión de analógico a digital (Vidal & Gatica, 2010).
 - ✓ **Conversión de analógico a digital (ADC):** un convertidor convierte una señal muestreada en un valor digital para determinar la precisión de la representación digital (Fernando et al., 2017).
 - ✓ **Procesamiento de señal digital (DSP):** tecnología digital que mejora, filtra y extrae características relevantes para una mayor flexibilidad y personalización.

- ✓ **Interfaz del microcontrolador:** el microcontrolador recibe y procesa las señales digitales que son esenciales para interpretar y traducir los comandos de la prótesis (Gudiño, 2014).
- **Control de prótesis de extremidades:**
 - ✓ **Algoritmo de control:** una implementación de algoritmo digital convierte las señales procesadas en comandos de movimiento para adaptarse a las preferencias y patrones de movimiento del usuario (Nieves, 2022).
 - ✓ **Retroalimentación sensorial:** las señales digitales se utilizan para proporcionar retroalimentación táctil a actuadores táctiles o vibradores para mejorar la percepción y la interacción del usuario (Brito et al., 2023).

En resumen, la integración de tecnologías analógicas y digitales es esencial para diseñar eficazmente prótesis mioeléctricas avanzadas y mejorar la adaptabilidad y la experiencia del usuario.

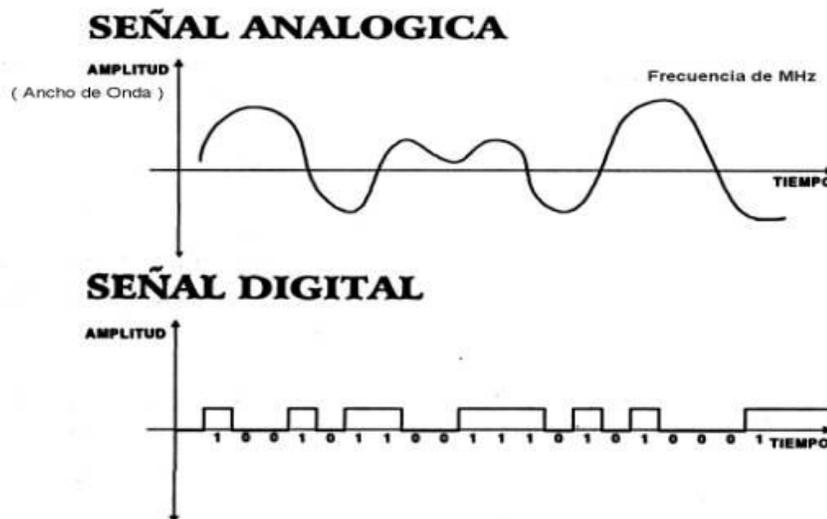


Figura 45. Señal analógica y señal digital (Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, s.f.)

1.14.16. FILTROS DE SEÑALES

De acuerdo con Fernando et al., (2017) un filtro de señal es una herramienta o algoritmo diseñado para cambiar las características de una señal. Su función principal es atenuar o potenciar determinadas frecuencias, eliminar ruido o seleccionar un determinado rango de frecuencia.

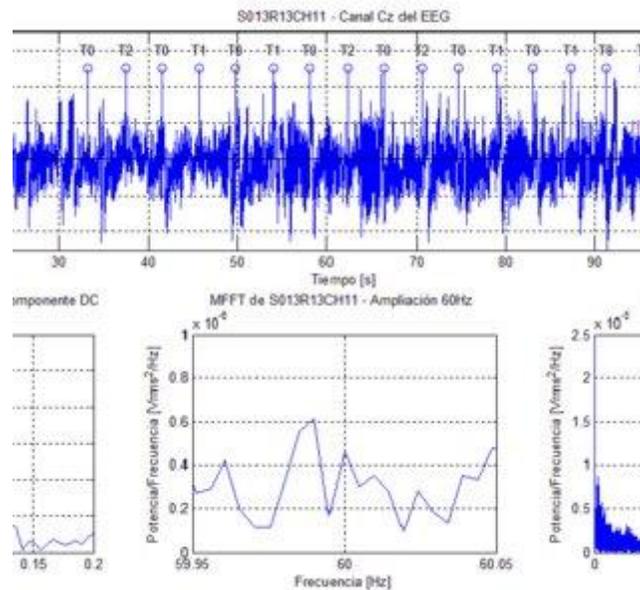


Figura 46. Filtros de señales (Murillo J. J., 2014)

1.14.17. FILTRO PASA ALTO

Un filtro de paso alto ayuda a pasar frecuencias por encima de una determinada frecuencia de corte, reduciendo así la aparición de bajas frecuencias. Este filtro se utiliza para enfatizar los componentes de alta frecuencia de la señal. El uso de un filtro de paso alto puede eliminar el ruido de baja frecuencia en la señal EMG, mejorando así la detección y la precisión de la interpretación de las órdenes musculares (Gudiño, 2014).

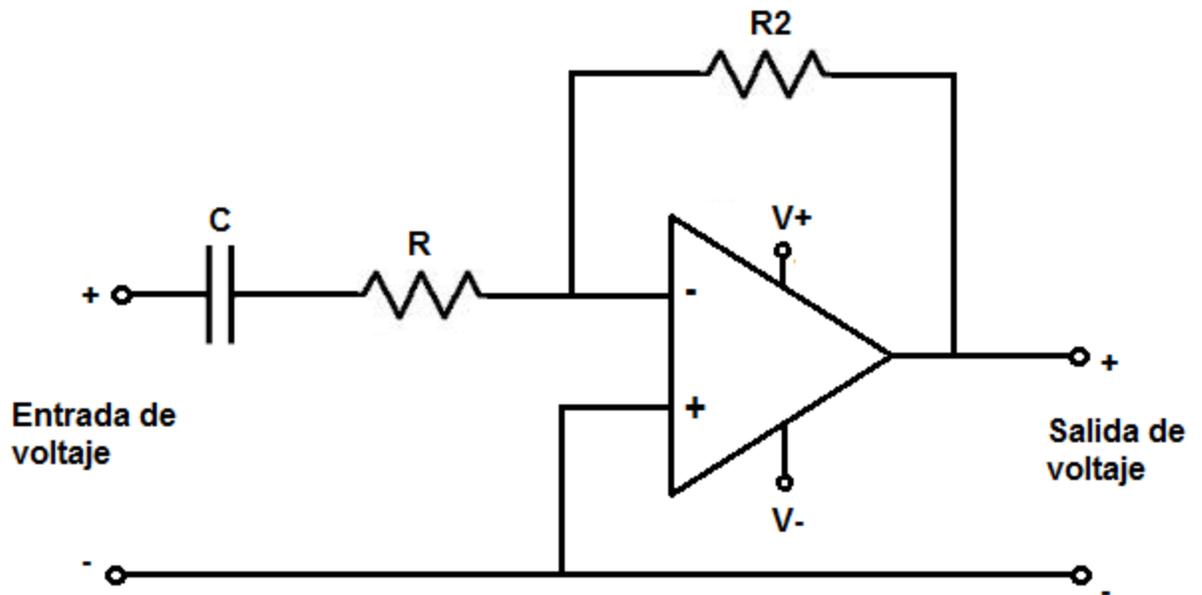


Figura 47. Filtro pasa alto (Calculadora de filtro pasa alto, s.f.)

1.14.18. FILTRO PASA BAJO

Un filtro de paso bajo permite que pasen frecuencias inferiores a la frecuencia de corte establecida, reduciendo así la aparición de frecuencias más altas. Su principal aplicación es resaltar componentes de baja frecuencia en señales (Contreras et al., 2015a).

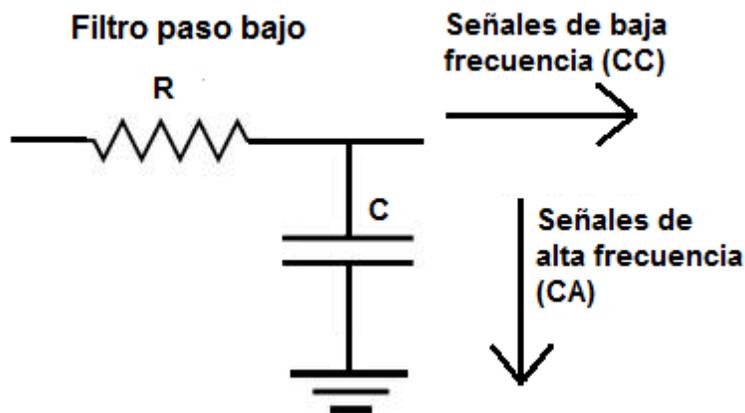


Figura 48. Filtro pasa bajo (Aprender sobre electrónica, s.f.)

1.14.19. FILTRO PASA BANDA

En algunas aplicaciones, resulta ventajoso utilizar filtros de paso de banda para aislar y procesar señales musculares específicas asociadas con movimientos específicos. Esto ayuda a obtener una interfaz más precisa (Contreras et al., 2015).

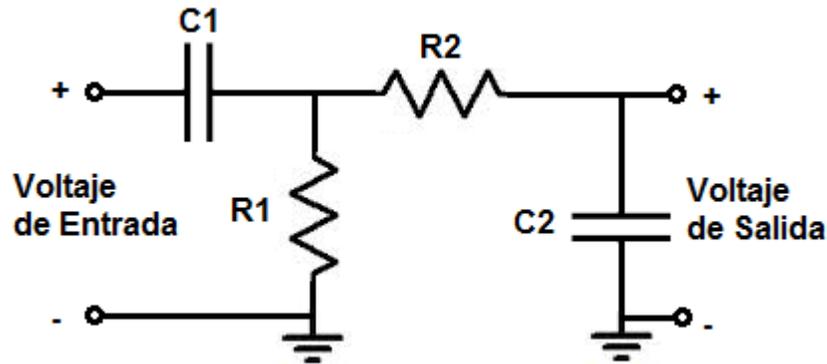


Figura 49. Filtro pasa banda (Calculadora de filtro pasa alto, s.f.)

1.14.20. FILTRO RECHAZA BANDA

De acuerdo con Fernández et al. (2017) los filtros de eliminación de banda se pueden utilizar para eliminar ciertas interferencias, como las señales eléctricas externas. Esto garantiza que sólo las señales musculares relevantes influyan en el control de la prótesis.

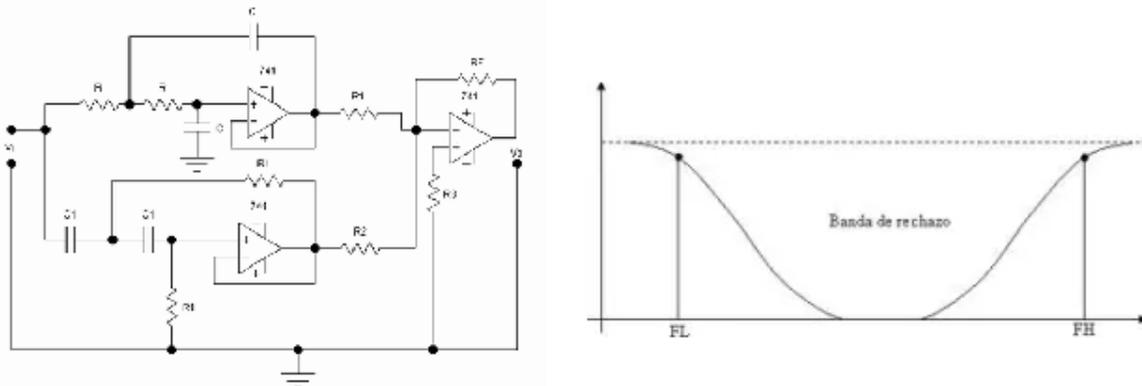


Figura 50. Filtro rechaza banda (Todoelectronica, 2013).

1.14.21. INTERFACES

Las interfaces de prótesis mioeléctricas con sistemas integrados son un conjunto de tecnologías y dispositivos que proporcionan una comunicación efectiva entre el usuario y la prótesis.

Estas interfaces están diseñadas para capturar y procesar señales electromiográficas generadas por la actividad muscular del usuario, utilizando sistemas integrados para interpretar estas señales y traducirlas en comandos precisos para controlar la prótesis (Torres et al., 2011).

El objetivo principal de estas interfaces es mejorar la interacción entre el individuo y la prótesis, proporcionando un control intuitivo y eficiente.

1.14.21.1. TIPO DE INTERFACES

- **Interfaz de superficie:** Los electrodos colocados en la superficie de la piel reciben señales electromiográficas. Son no invasivos y fáciles de usar (Gudiño, 2014)
- **Interfaz intrusiva:** Los electrodos implantados directamente en músculos o nervios proporcionan una recepción de señal más precisa, pero requieren una cirugía más invasiva (Nieves, 2022).
- **Interfaz mixta:** Combina técnicas superficiales e invasivas para beneficiarte de la precisión y comodidad de cada una.
- **Otras interfaces basadas en sensores:** Utilice sensores adicionales como giroscopios o acelerómetros para mejorar la detección de movimiento y proporcionar información contextual (Brito et al., 2023)
- **Interfaz con el control cognitivo:** La integración de tecnologías para controlar las prótesis de extremidades mediante señales cerebrales proporciona una opción o complementaria a las interfaces mioeléctricas (Moreno et al., 2023).

En resumen, las interfaces diseñadas para prótesis mioeléctricas con sistemas integrados combinan la adquisición precisa de señales mioeléctricas con la potencia de procesamiento y la adaptabilidad del sistema integrado, proporcionando una interacción más natural y eficiente entre el usuario y la prótesis.

1.14.22. ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOLÓGICAS

La recolección de bioseñales es un proceso esencial que implica capturar y registrar las señales eléctricas, mecánicas y químicas producidas por el cuerpo humano, llamadas bioseñales. Estas señales biológicas son esenciales para comprender y monitorear diversas funciones fisiológicas (Marcos et al., 2021).

Las tecnologías de registro comunes incluyen electrocardiograma (ECG), electroencefalograma (EEG), electromiografía (EMG), medición de señales respiratorias, temperatura corporal, respuesta galvánica de la piel (GSR), electrooculograma (EOG) y electrogastrograma (EEG) (Gudiño, 2014).

Las aplicaciones de estas tecnologías abarcan campos como la medicina, la investigación y la ingeniería biomédicas, proporcionando información importante para el diagnóstico, tratamiento y seguimiento de diversas afecciones médicas (Moreno et al., 2023).

Los diferentes métodos de adquisición permiten un análisis exhaustivo de la fisiología humana, que abarca todo, desde las funciones cardíacas y cerebrales hasta la actividad muscular y las respuestas emocionales (Nieves, 2022).

Estas herramientas desempeñan un papel importante en la mejora de la atención sanitaria y la comprensión de las enfermedades, ayudando a desarrollar tratamientos más eficaces y un seguimiento de la salud preciso (Loaiza & Arzola, 2011).

1.14.23. MEMORIAS RAM Y MEMORIAS ROM

Al diseñar una interfaz protésica mioeléctrica, la RAM (memoria de acceso aleatorio) y la ROM (memoria de solo lectura) son fundamentales para el rendimiento y la eficiencia del sistema.

La RAM actúa como una ubicación temporal para almacenar datos y programas importantes durante el funcionamiento en tiempo real de la prótesis. En un entorno de prótesis mioeléctricas, la RAM se puede utilizar para almacenar información esencial, como señales musculares detectadas, parámetros de control y datos de sincronización necesarios para la interpretación y el procesamiento de señales en tiempo real. La velocidad de acceso a la RAM es fundamental para garantizar la respuesta inmediata del sistema a las señales musculares, contribuyendo a la precisión y naturalidad del control protésico (Marcos et al., 2021).

La ROM, por otro lado, está diseñada para almacenar permanentemente el firmware o software básico necesario para el funcionamiento de la prótesis. Este almacenamiento contiene un código de control que interpreta señales mioeléctricas, traduce comandos y monitorea los actuadores para lograr movimientos específicos. La información almacenada en la ROM es esencial para la inicialización y el funcionamiento básico de la prótesis cada vez que se enciende. La capacidad de memoria no volátil de la ROM garantiza que el software se conserve incluso si se corta la alimentación a la prótesis (Contreras et al., 2015a)

En resumen, la combinación de RAM y ROM en un diseño de interfaz protésica mioeléctrica proporciona la potencia de procesamiento en tiempo real necesaria para interpretar las señales musculares, así como el almacenamiento persistente del software necesario para controlar eficazmente la prótesis (Ramírez, 2017).

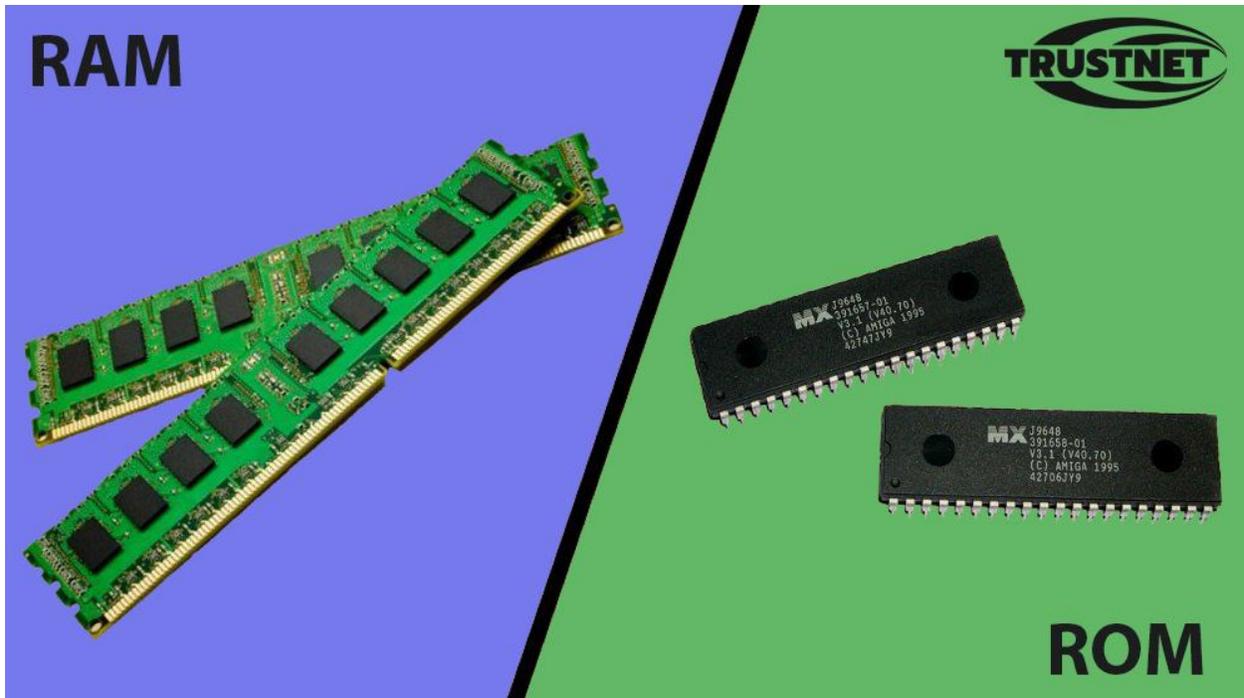


Figura 51. Memoria RAM y memoria ROM (Velazquez, 2020)

MARCO METODOLÓGICO

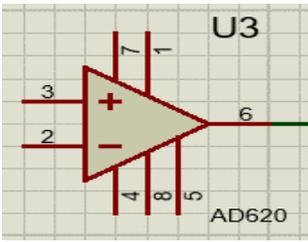
2.1. METODOLOGÍA EMS Y EMG

Para iniciar, debe definirse el software para el diseño electrónico de todo el circuito que va a componer la interfaz, se busca utilizar software amigable tanto para el diseño como para las pruebas simuladas de la interfaz; la elección fue utilizar un entorno de programación amigable para el programador en lenguaje C++, también se elige como software de diseño y simulación el Proteus Design Suite, un entorno para diseñar y probar circuitos electrónicos, ofreciendo gran variedad de librerías que cuentan con los componentes necesarios para el desarrollo de este proyecto. Una vez definido el software a utilizar, se procederá con el diseño, programación y pruebas de funcionamiento de la interfaz con su respectiva fase de correcciones, para poder dar pie a las pruebas de adquisición de señales mioeléctricas, las pruebas de electroestimulación muscular. La interfaz simulará diferentes funciones desde la adquisición de señales mioeléctricas mediante electrodos superficiales, con posibilidad de realizar electroestimulación muscular a través de electrodos superficiales, controlando tanto las señales de entrada como de salida por medio de un controlador dentro de un sistema embebido. Este sistema embebido también estará encargado de enviar datos a una pantalla táctil y mostrar mediante una interfaz todas las funciones como la de permitir al usuario visualizar su actividad eléctrica muscular, así como para acceder a la función de electroestimulación muscular.

2.2. COMPONENTES ELECTRÓNICOS USADOS EN EL SIMULADOR PROTEUS

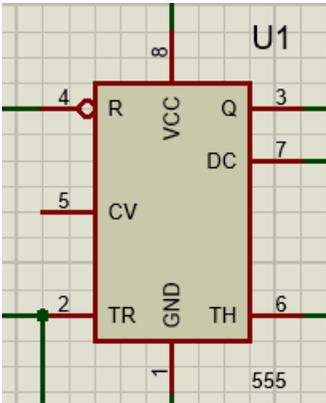
Tabla 6

Componentes electrónicos usados en el simulador proteus



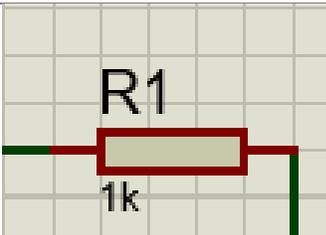
Amplificador de instrumentación

Permite amplificar señales de muy baja potencia con una gran exactitud. Se compone por tres amplificadores operacionales, dos de éstos configurados como amplificador no inversor, y el tercero configurado como un amplificador sumador restador.



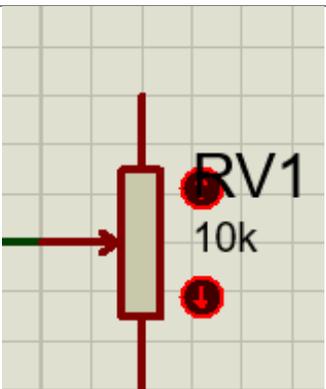
IC 555

El integrado 555 generalmente tiene funciones de temporizador, oscilador y generador de pulsos. En este caso, se usará este elemento para crear la primera etapa de frecuencia del electro estimulador, donde una onda cuadrada mostrará el tiempo de encendido (1) de la frecuencia y la línea recta en el origen dará como resultado la etapa de apagado (0).



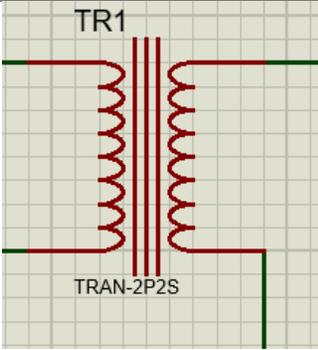
Resistencias

Generalmente controlan el flujo de corriente que pasa a través de ellas, se lo usa como una barrera de protección, donde el excedente de energía eléctrica se libera en calor.



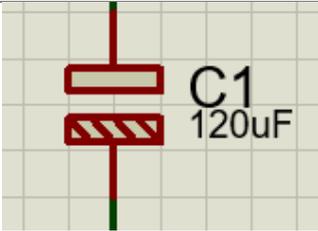
Potenciómetros

Es un componente similar a una resistencia, con la diferencia que este cuenta con una cantidad de ohmios variado.



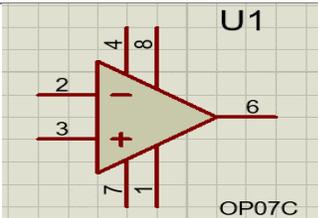
Transformador-
2P2S

Permite variar alguna función de la corriente como el voltaje, en este caso va a aumentar su tensión.



Capacitores

También llamado condensador eléctrico, al ser un elemento pasivo se usa para almacenar energía para poder ser liberada posteriormente.



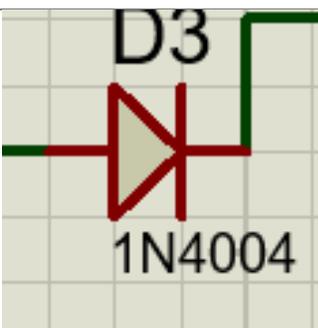
Amplificador
operacional

Realiza una diferenciación de potencial entre sus dos entradas, la cual se expide mediante su salida, normalmente con valores cientos de miles de veces mayor.



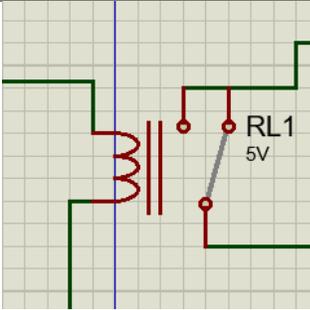
Transistor
2N3053

Realiza una mejor transferencia de energía, este es un Transistor NPN usado generalmente como un amplificador y conmutador.



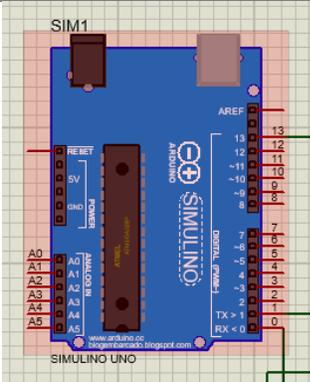
Diodos
rectificadores
1N4004

Funciona para que la energía eléctrica fluya en un sentido, teniendo dos polos, la directa e inversa, permitiendo e impidiendo el paso de la corriente respectivamente.



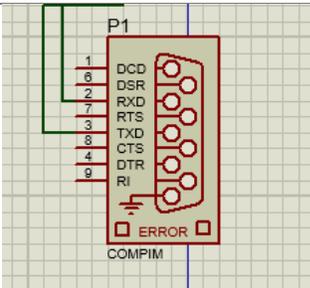
Relay o relé

Usado generalmente como un switch, este puede abrir o cerrar un circuito y es de acción eléctrica.



Arduino Uno

Consta de una placa de circuito y dentro de él un microprocesador. Arduino comprende su propio hardware y software para realizar proyectos electrónicos.



Puerto Serial Virtual

Se usa para comunicar una interfaz de manera virtual entre puertos.

Nota: Elaboración Propia. (Bustos & Piedra, 2024)

2.3. METODOLOGÍA FASE ELECTRICO ESTIMULADORA

En caso de amputaciones o ausencia parcial de extremidades en el cuerpo humano, se limita mucho la capacidad movible y el potencial de acción muscular disminuye, por lo que lleva a una atrofia muscular. Esto se trata generalmente con rehabilitación, al hablar de rehabilitación muscular se refiere a un entrenamiento o acondicionamiento capaz de un reponer, conservar o mejorar el rendimiento del músculo afectado.

Un método de acondicionamiento muscular es el uso de electroterapia, generalmente se usa para muchos tipos de rehabilitaciones, pero al hablar de un músculo atrofiado generalmente se

refiere a un EMS, llamado así por la capacidad de suministrar corrientes de baja intensidad aplicándolos por medio de electrodos hacia la superficie de la piel, en la porción del musculo a tratar.

Para este diseño se utilizará como simulador el software de Proteus 8, en donde se diseñará un circuito de electroterapia muscular para el paciente.

2.3.1. DISEÑO DEL CIRCUITO DE ELECTROESTIMULACIÓN

2.3.1.1. PROCESAMIENTO DE FRECUENCIA

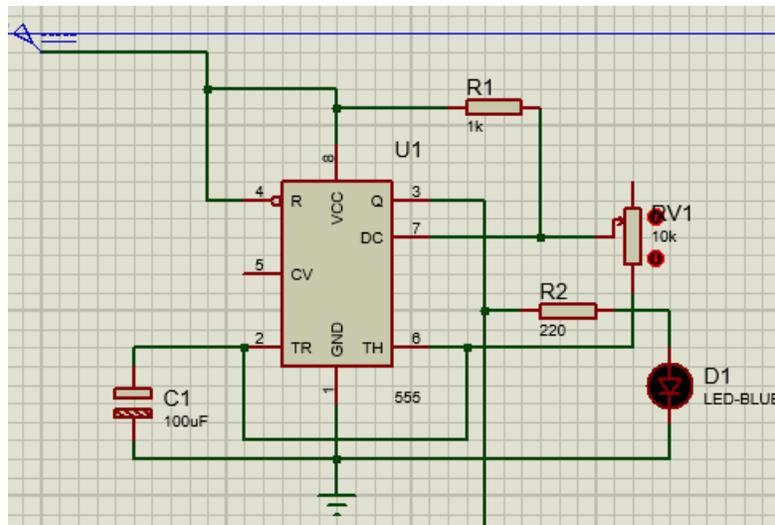


Figura 52. Procesamiento de Frecuencia.

Como se puede observar en la Figura 52 (Bustos & Piedra, 2024), se coloca la fuente de alimentación DC de 9 voltios y se conecta el primer 555 a un Capacitor para indicar la carga y descarga de la energía eléctrica y el potenciómetro que regulará la frecuencia de la onda, el diodo LED indicará visualmente el tiempo de encendido (1) y apagado (0) de la frecuencia.

2.3.1.2. GENERADOR DE PULSOS

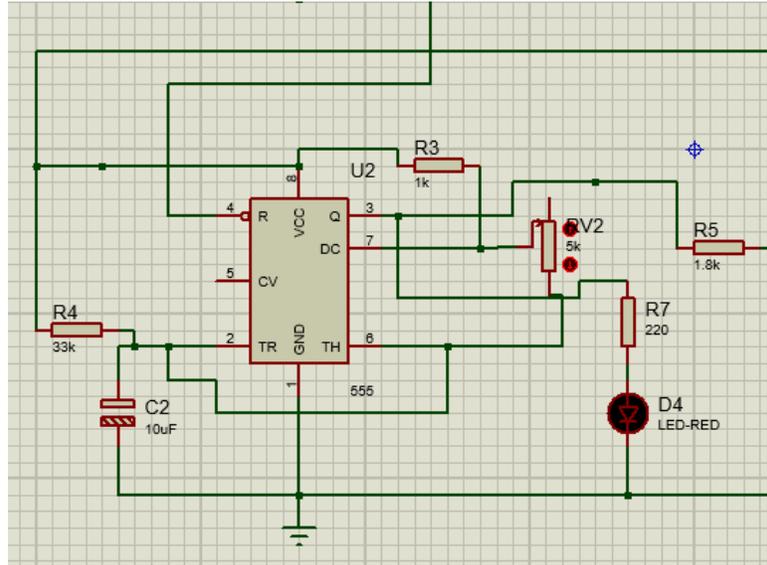


Figura 53. Generador de pulso

Como se puede visualizar en la Figura 53 (Bustos & Piedra, 2024), el generador de pulsos dependerá del primer del tiempo de encendido y apagado de la frecuencia, su potenciómetro regulará la cantidad de pulsos en encendido (1) y estará apagado (0) cuando la frecuencia esté en “0”.

2.3.1.3. AMPLIFICACIÓN DE PULSOS

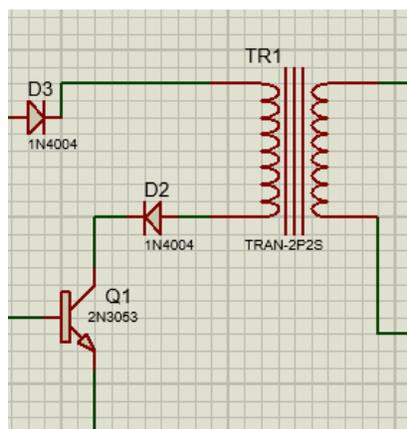


Figura 54. Amplificación de pulsos

Como se puede visualizar en la Figura 54 (Bustos & Piedra, 2024), por medio del transistor y transformador se generará un incremento de corriente y tensión, y los diodos rectificadores direccionarán la energía eléctrica.

2.3.1.4. SALIDA DE PULSOS Y ESTIMULACIÓN

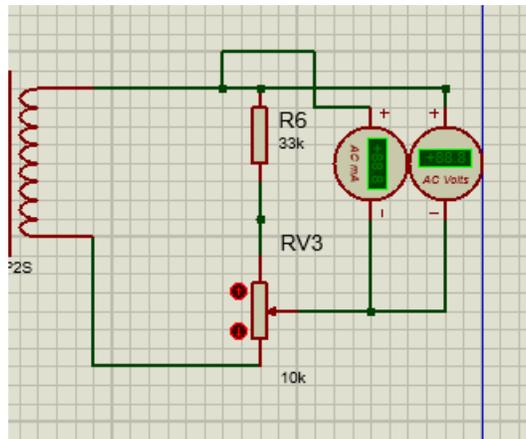


Figura 55. Salida de pulsos y estimulación

Como se puede visualizar en la Figura 55 (Bustos & Piedra, 2024), saldrán los pulsos creados en el segundo 555 que estarán encendidos y apagados dependiendo la frecuencia. La corriente de salida estará controlada por el tercer potenciómetro para generar el estímulo adecuado para el músculo.

2.3.2. CONTROL Y PROGRAMACIÓN DE CIRCUITO

2.3.2.1. ELEMENTOS DE CONTROL PARA ABRIR Y CERRAR EL CIRCUITO

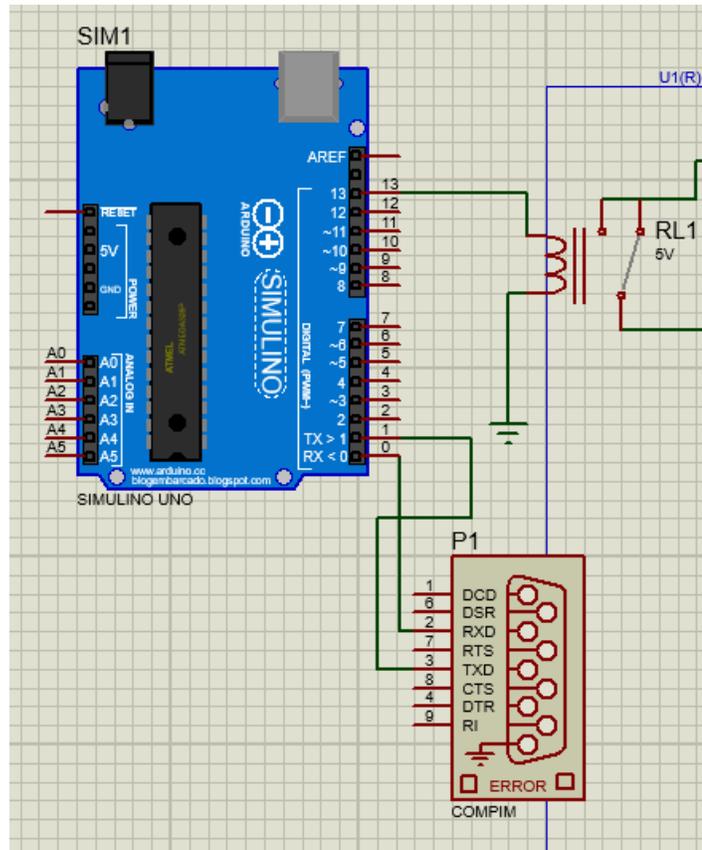


Figura 56. Elementos de control para abrir y cerrar el circuito

Como se puede visualizar en la Figura 56 (Bustos & Piedra, 2024), se colocará un Relé para controlarlo como un switch que permitirá el flujo de energía eléctrica por el circuito cada vez que se le asigne una orden.

2.2.3.2. PROGRAMACIÓN EN ARDUINO PARA EL RELÉ

```
int Vin = 13;  
  
void setup() {  
  Serial.begin(9600);  
  Serial.setTimeout(10);  
  pinMode(Vin,OUTPUT);  
}
```

```

}

void loop() {
  if(Serial.available()>0)
  {

    String Recibo = Serial.readString();

    switch (int(Recibo[0])) {
      case 0:
        digitalWrite(Vin,LOW);
        Serial.println("0");
        break;

      case 1:
        digitalWrite(Vin,HIGH);
        Serial.println("1");
        break;

    }
  }
}

```

2.2.3.3. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA CIRCUITO EMS EN PYTHON

```

import serial

Vin = 13

def setup():
  global ser
  ser = serial.Serial('/dev/ttyACM0', 9600, timeout=0.01)
  pinMode(Vin, OUTPUT)

def loop():
  if ser.in_waiting > 0:
    Recibo = ser.readline().decode().strip()

    if int(Recibo[0]) == 0:
      digitalWrite(Vin, LOW)

```

```

    print("0")
elif int(Recibo[0]) == 1:
    digitalWrite(Vin, HIGH)
    print("1")

if __name__ == "__main__":
    setup()
    while True:
        loop()

```

Este código se usa para activar y desactivar el relé que controlará la entrada del flujo de corriente al circuito de electroestimulación, siendo un botón en la pantalla digital Nextion el que emita la orden de esa señal.

2.3.3. DISEÑO Y CONTROL DE PANTALLA EN NEXTION HMI PARA ESTIMULADOR EMS

2.3.3.1. PRESENTACIÓN



Figura 57. Presentación y control de pantalla (Bustos & Piedra, 2024).

2.3.3.2. FUNCIÓN Y PROGRAMACIÓN

Esta página de Nextion consta de una imagen y botones previamente creados para controlar el circuito de electroestimulación, donde el botón de “INICIAR” cerrará el circuito para que la

señal eléctrica entre y realice el debido proceso de estimulación, mientras, el botón “DETENER” abrirá el circuito para impedir el paso de la señal.

El botón “REGRESAR” solo se dirigirá a la página anterior. La programación de cada botón será:

- INICIAR: Print 1 (Se usará para mandar una señal de encendido).
- DETENER: Print 0 (Se usará para mandar una señal de apagado).
- REGRESAR: Page page1 (Se dirigirá a la página deseada).

2.3.4. COMUNICACIÓN SERIAL ENTRE ARDUINO-NEXTION

2.3.4.1. VIRTUAL SERIAL PORT DRIVER

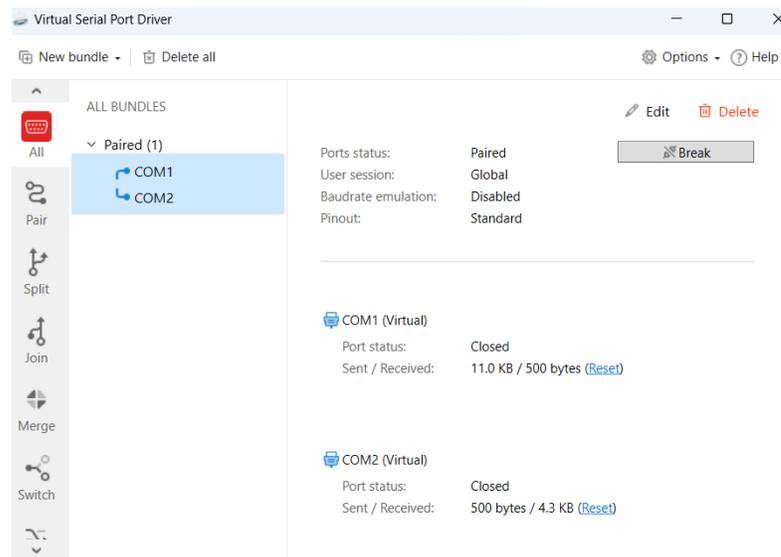


Figura 58. Virtual serial port driver

Como se puede visualizar en la Figura 58 (Bustos & Piedra, 2024), se procede con la descarga de este software para garantizar una comunicación entre dos puertos seriales y se crea un emparejamiento entre “COM1” y “COM2”.

2.3.4.2. COMUNICACIÓN ARDUINO

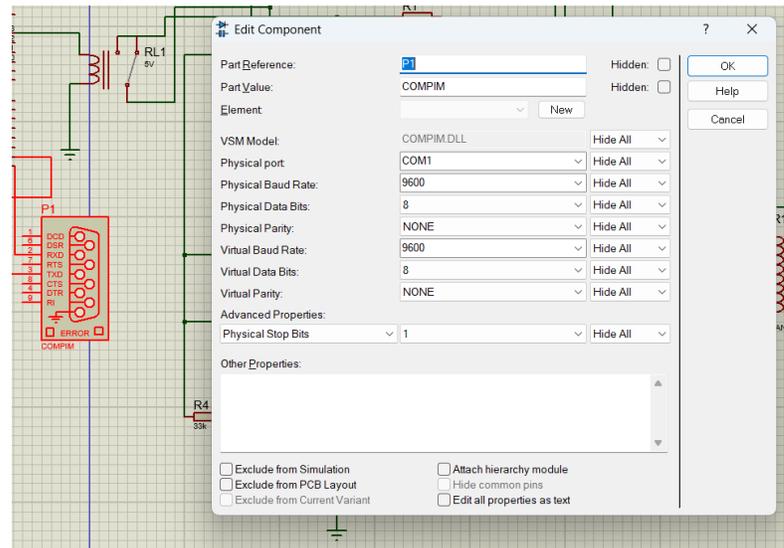


Figura 59. Comunicación Arduino (Bustos & Piedra, 2024).

Se procede a usar el “COMPIM” de Proteus conectado al Arduino y darle el nombre de “COM1” para que sea el puerto uno (1) de conexión y configurar el rango de velocidad estándar de 9600 Baudios por segundo previamente programados en Arduino.

2.4.1.2. COMUNICACIÓN NEXTION

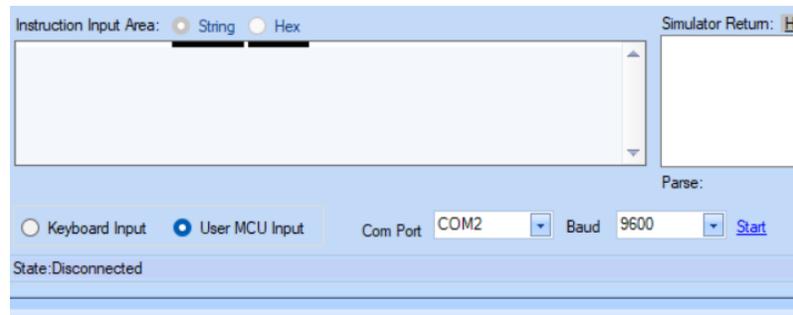


Figura 60. Comunicación Nextion

Como se visualizada en la Figura 60 (Bustos & Piedra, 2024), una vez realizado lo anterior, se procede a presionar “DEBUG” y seleccionar la opción de “User MCU Input” y ponerle el nombre de “COM2” para indicar el segundo puerto y colocar 9600 en la opción de “Baud”.

2.4. METODOLOGÍA NEXTION

2.4.1. DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DE PANTALLA NEXTION PARA CONTROL DE SISTEMA DE DIAGNÓSTICO Y REHABILITACIÓN MUSCULAR.

2.4.1.1. INTRODUCCIÓN AL PROGRAMA



Figura 61. Introducción al programa Nextion

Mediante el software Nextion Editor, se llevará a cabo la etapa de control del dispositivo – tal y como se visualiza en la Figura 61 (Bustos & Piedra, 2024) –, en este proyecto, empezando de la siguiente manera:

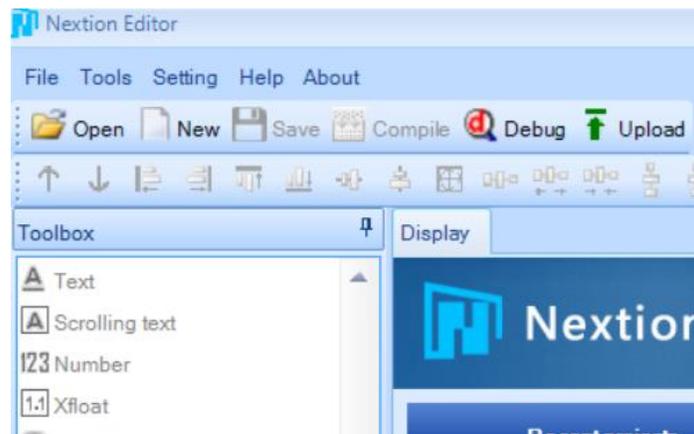


Figura 62. Etapa de control del dispositivo

Para empezar, se debe que crear un nuevo proyecto en “New”, como se visualiza en la Figura 62 (Bustos & Piedra, 2024).

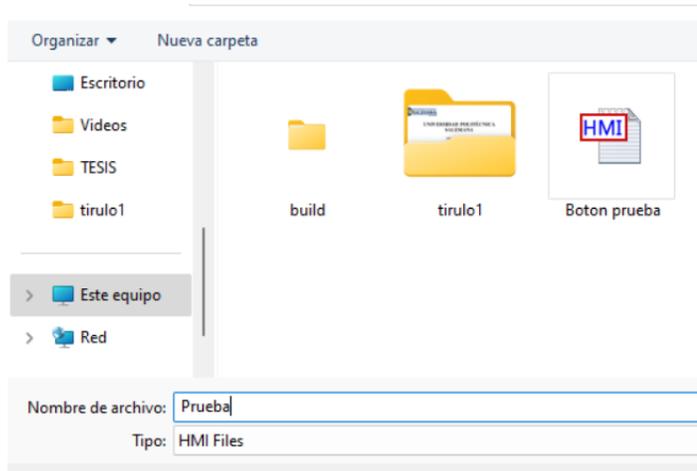


Figura 63. Nuevo proyecto

Se le asigna un nombre al proyecto, como se lo demuestra en la Figura 63.

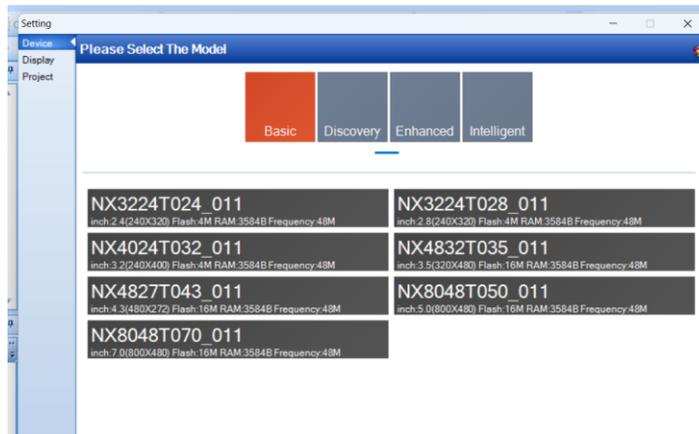


Figura 64. Nombre del proyecto

Se selecciona el tipo de pantalla a utilizar y se crea el proyecto Nextion, como se demuestra en la Figura 64 (Bustos & Piedra, 2024).

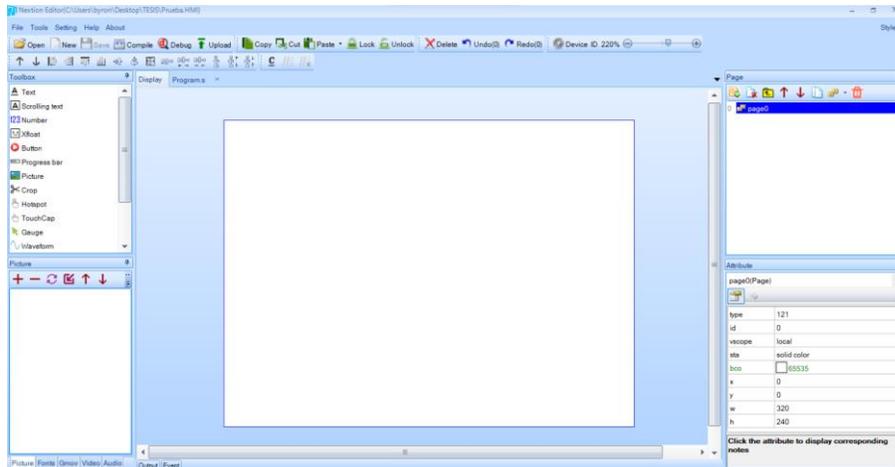


Figura 65. Proyecto en Blanco

Una vez hecho los pasos anteriores, se nos va a presentar la página de “Proyecto en blanco”, tal como se ve en la Figura 65 (Bustos & Piedra, 2024). Una vez hecho eso, debes empezar a trabajar.

2.4.1.2. DISEÑO DE PANTALLA

2.4.1.2.1. TEXTO

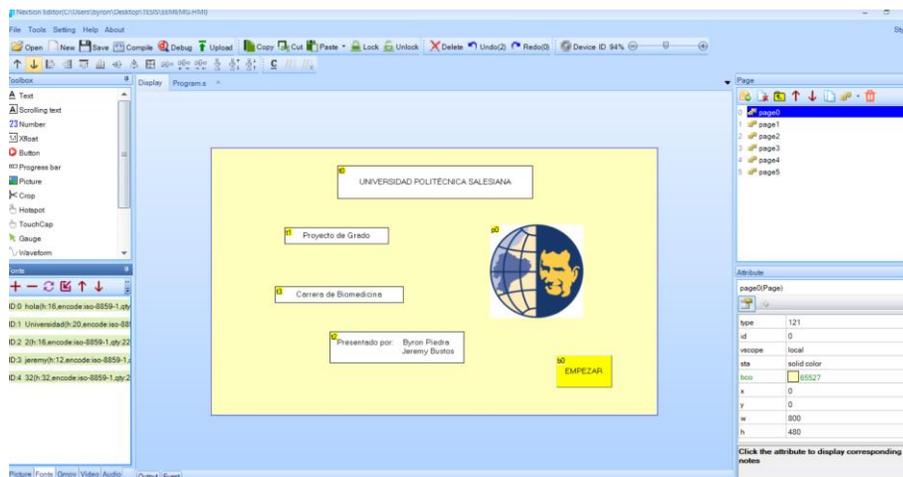


Figura 66. Diseño de pantalla.

Para agregarle texto a la pantalla en blanco, se ubica la barra de tareas del lado izquierdo y se presiona “Text”, – tal como se visualiza en la Figura 66 (Bustos & Piedra, 2024) – aparecerá

un cuadro donde se procederá a agregarle una fuente y posteriormente guardarlo en una carpeta para poder usarlo en el editor, como se mostrará a continuación:

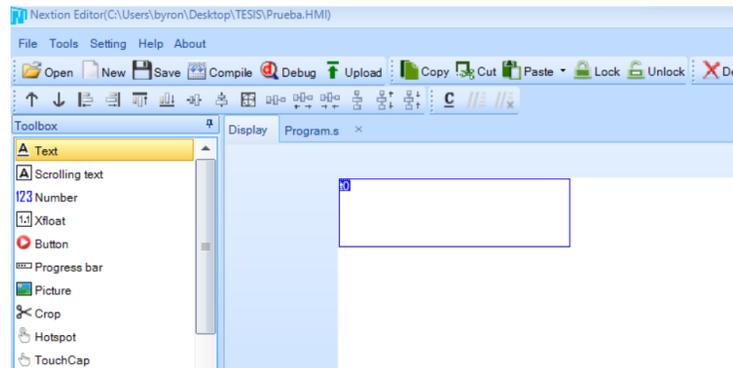


Figura 67. Texto diseño de pantalla (Bustos & Piedra, 2024).

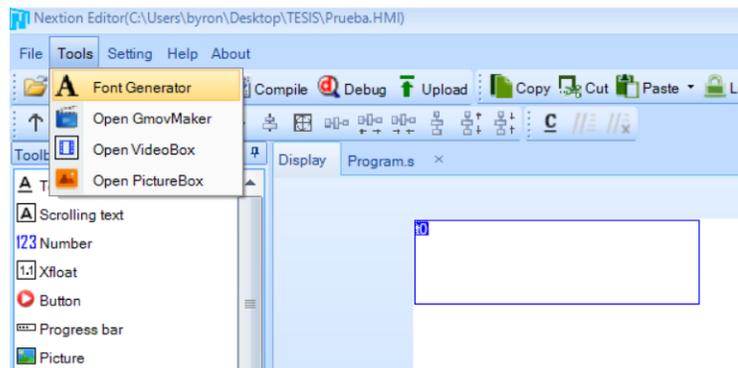


Figura 68. Herramientas de Nextion (Bustos & Piedra, 2024).

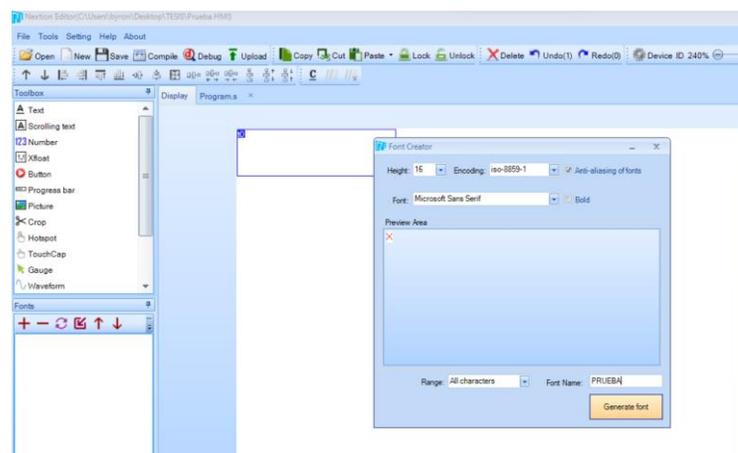


Figura 69. Panel de control (Bustos & Piedra, 2024).

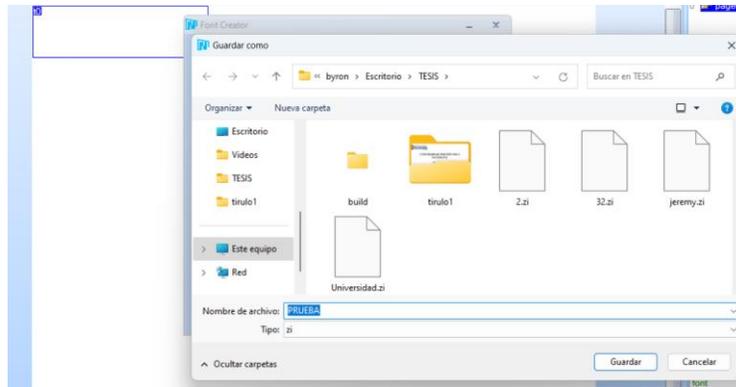


Figura 70. Gestor de archivos (Bustos & Piedra, 2024).

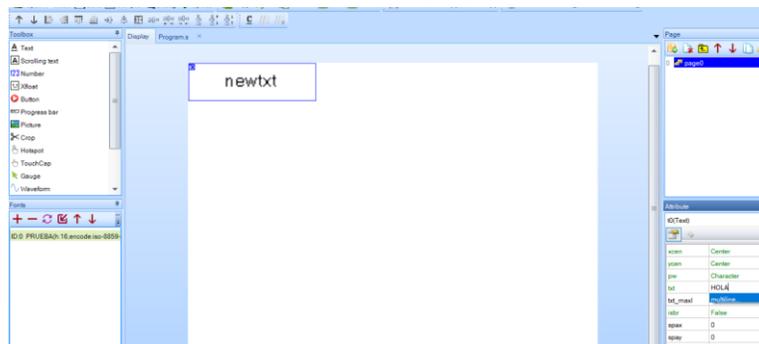


Figura 71. Newttx (Bustos & Piedra, 2024).

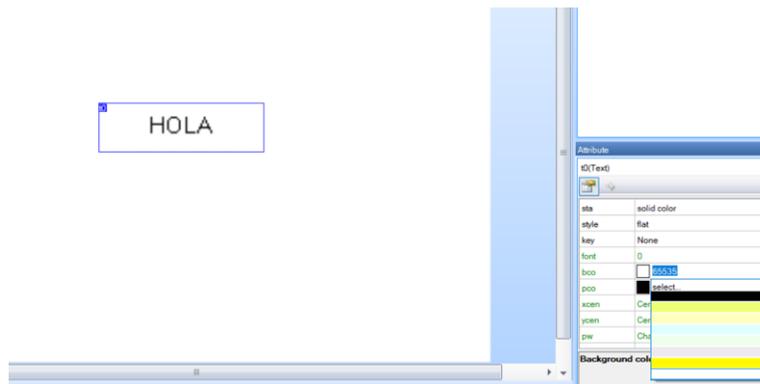


Figura 72. Escritor (Bustos & Piedra, 2024).

La edición de la fuente o texto dependerá únicamente del diseñador del proyecto y su imaginación.

2.4.1.2.2. FIGURAS

Para añadir una imagen o figura, se selecciona en la parte inferior izquierda en la opción de “Picture” y se presiona el símbolo “más” para que se abra una carpeta de documentos donde previamente se muestra:

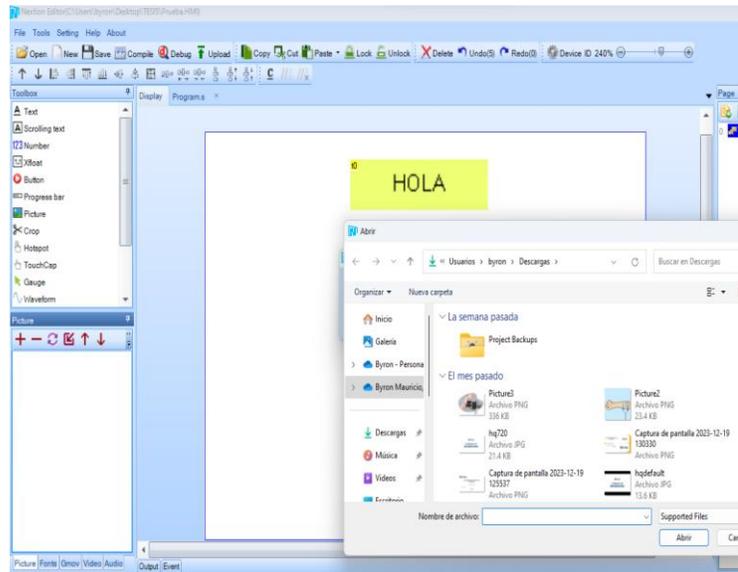


Figura 73. Añadir figuras (Bustos & Piedra, 2024).

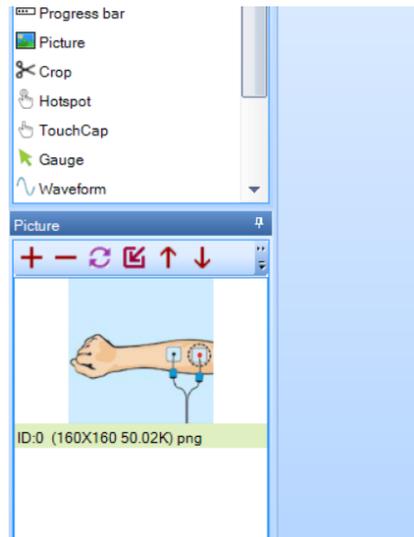


Figura 74. Opciones de herramientas picture (Bustos & Piedra, 2024).

Se procede a seleccionar la imagen y se agregará al editor para posteriormente agregarlo mediante la selección de “Picture” de la barra de tareas, se mostrará un cuadro y con su selección se aplastará en la palabra “pic” en color verde de la barra de edición del lado inferior derecho como se muestra a continuación:



Figura 75. Herramientas Nextum (Bustos & Piedra, 2024).

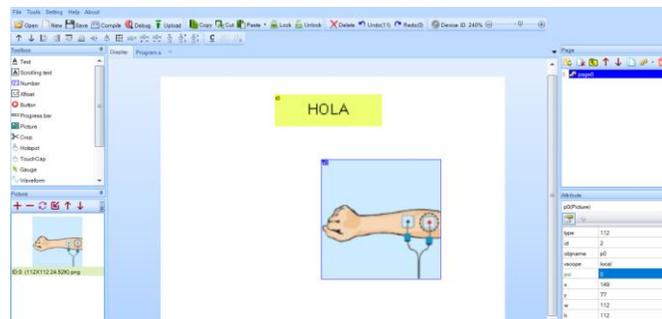


Figura 76. Gestión de archivos (Bustos & Piedra, 2024).

2.4.1.2.3. BOTÓN

Para agregar un botón se procede a la barra de tareas y elegir la opción de “Button”, y su edición es directa desde la barra de edición y el texto en él. Figura 77 (Bustos & Piedra, 2024)

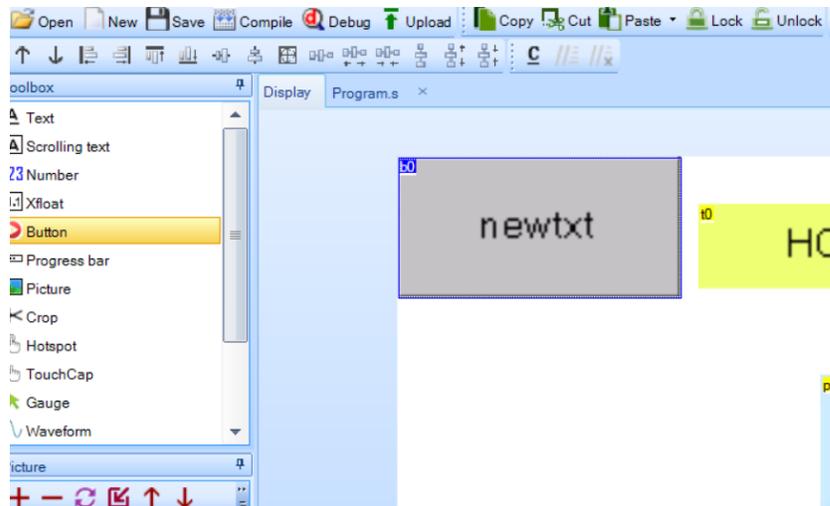


Figura 77. Botón

Existe otra opción de botón, esta es tipo switch donde al querer presionar, esta cambiará de color para tener en cuenta de que se lo presionó alguna vez. Figura 78 (Bustos & Piedra, 2024)

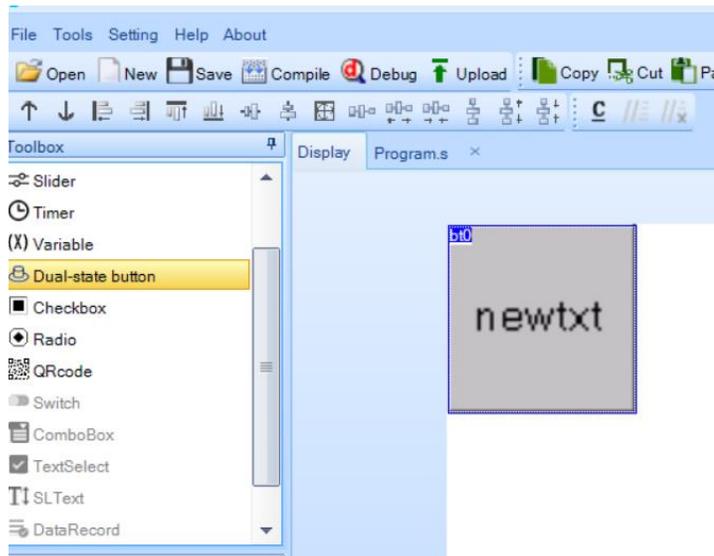


Figura 78. Dual-state button

2.4.1.2.4. PROGRAMACIÓN

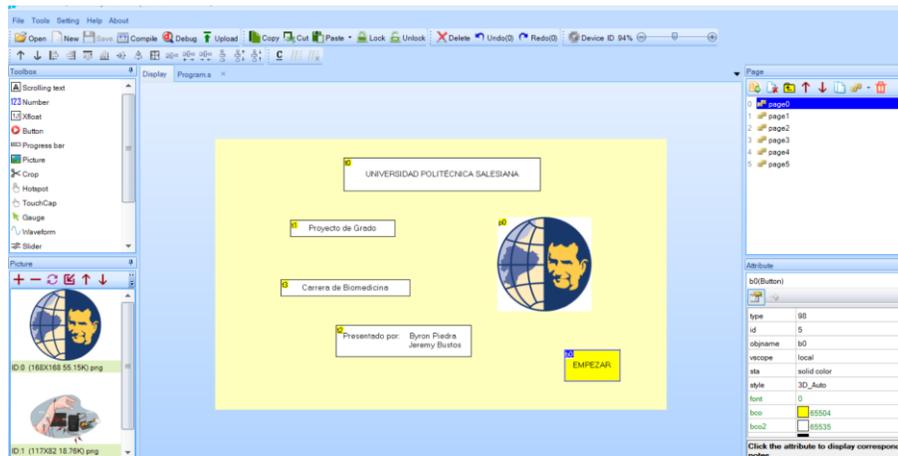


Figura 79. Programación (Bustos & Piedra, 2024).

Se programan los botones de cambio de pantalla de esta manera:



Figura 80. Programación botones de pantalla (Bustos & Piedra, 2024).

Se utiliza la opción de “Event”, tal como se visualiza en la Figura 79 (Bustos & Piedra, 2024) y Figura 80 (Bustos & Piedra, 2024) que se encuentra en el parte inferior del editor una vez seleccionado el botón que se desea programar. Aquí se hallarán opciones de *Touch Press Event* y *Touch Release Event*, que sirven para programar al momento de presionar o soltar el botón respectivamente. Para el cambio de páginas se usará el comando “page page1” para pasar de la página 0 a la página número 1.

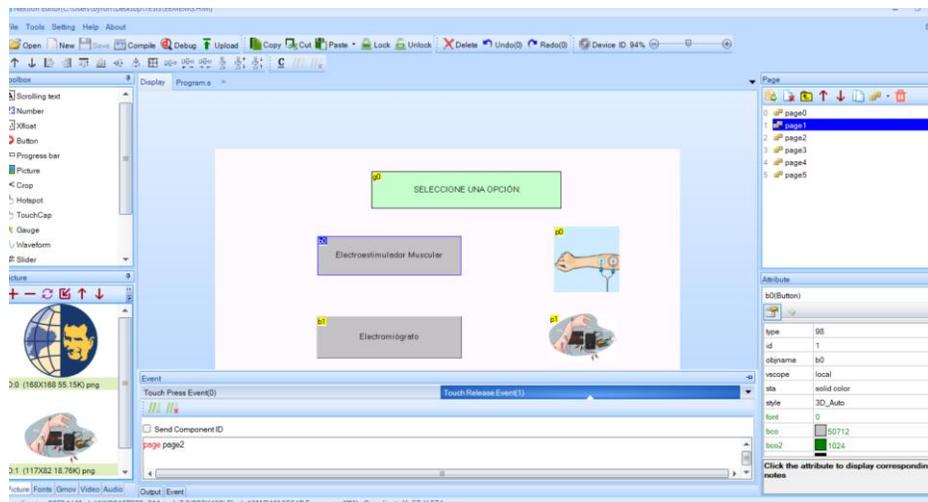


Figura 81. Cambio de páginas (Bustos & Piedra, 2024).

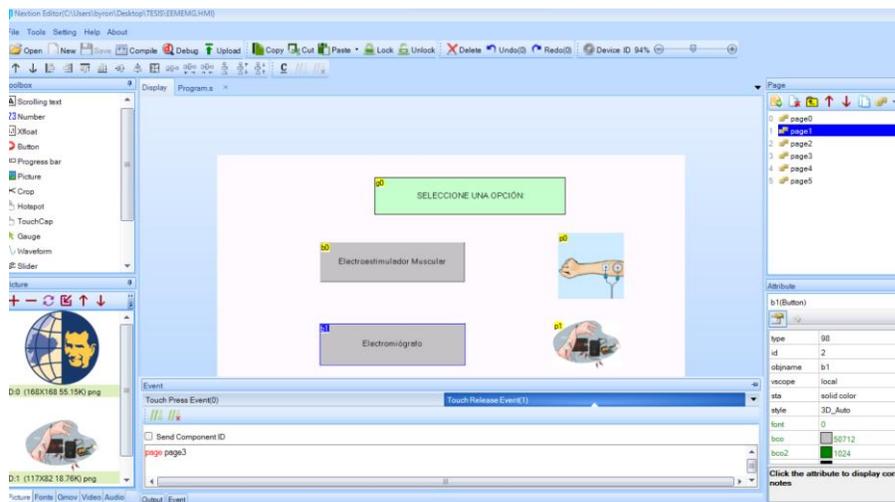


Figura 82. Cambio de páginas segunda parte (Bustos & Piedra, 2024).

En la página 1, se programó respectivamente el botón de “Electroestimulador muscular” en la página 2 y el botón “Electromiógrafo” en la página 3, tal como se visualizan en la Figura 81 (Bustos & Piedra, 2024) y Figura 82 (Bustos & Piedra, 2024).

2.5. METODOLOGÍA ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)

Los pacientes con amputación parcial de miembro superior aquejan condiciones físicas como la atrofia muscular y la pérdida de las funciones motoras de los remanentes musculares. Esto

va de la mano con la disminución del potencial de acción muscular, o lo que es igual, la poca capacidad de producir de señales mioeléctricas.

Durante cualquier proceso de terapia física relacionada con músculos, es necesario realizar lecturas del potencial de acción muscular o señales mioeléctricas. Para cumplir con ésta función se ha desarrollado una interfaz de adquisición de señales mioeléctricas con la finalidad de permitir al terapeuta apreciar gráficamente una representación de la actividad muscular del paciente y así comprender el estado del músculo del paciente antes, durante y después de su terapia de rehabilitación.

2.5.1. DISEÑO DEL CIRCUITO DE ELECTROMIOGRAFIA

2.5.1.1. ENTRADA DE SEÑALES

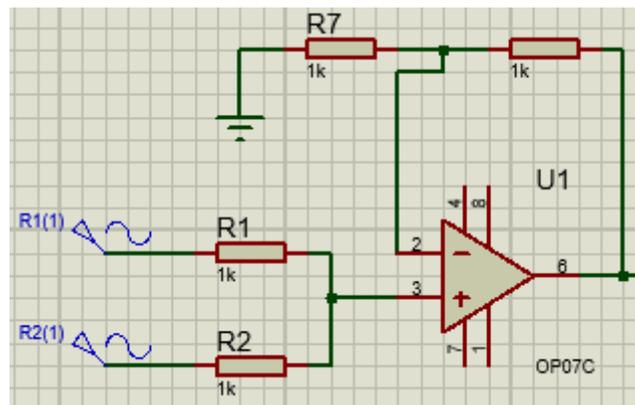


Figura 83. Amplificador sumador no inversor.

Por motivos de simulación, ambas señales mioeléctricas serán representadas por dos señales sinusoidales en las cuales una de ellas representa una señal limpia y la otra representa una señal de ruido, señales que pasarán por un amplificador sumador no inversor con ganancia 1 V/V. Esto se puede observar en la Figura 83 (Bustos & Piedra, 2024).

2.5.1.2. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION

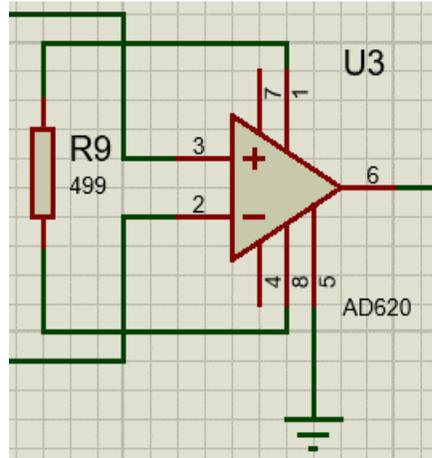


Figura 84. Amplificador de instrumentación (Bustos & Piedra, 2024).

En la Figura 84 (Bustos & Piedra, 2024), el amplificador de instrumentación funciona como un amplificador sumador restador en el que entran dos señales, cuya diferencia de potencial resultante será amplificada. La amplificación será de 100 V/V.

2.5.1.3. FILTRO RECHAZA BANDA (NOTCH)

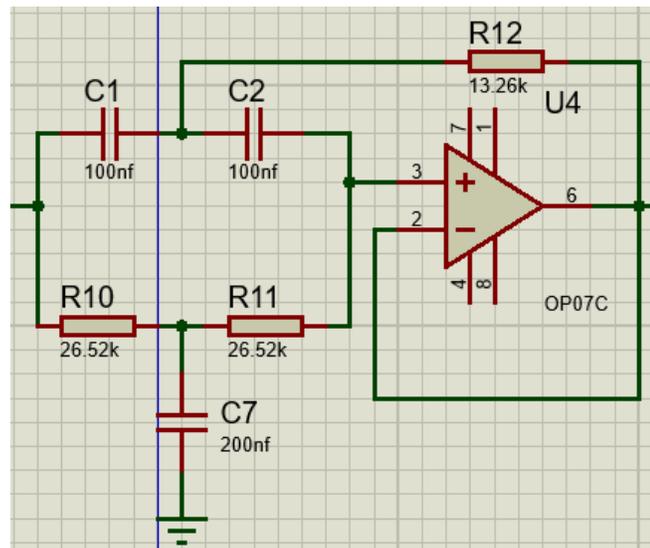


Figura 85. Filtro activo Rechaza Banda (Bustos & Piedra, 2024).

En la Figura 85 (Bustos & Piedra, 2024), el filtro rechaza banda o filtro notch se encarga de eliminar una banda de frecuencias y permite el paso de todas las demás con una ganancia de 1 V/V.

2.5.1.4. FILTRO PASA ALTOS

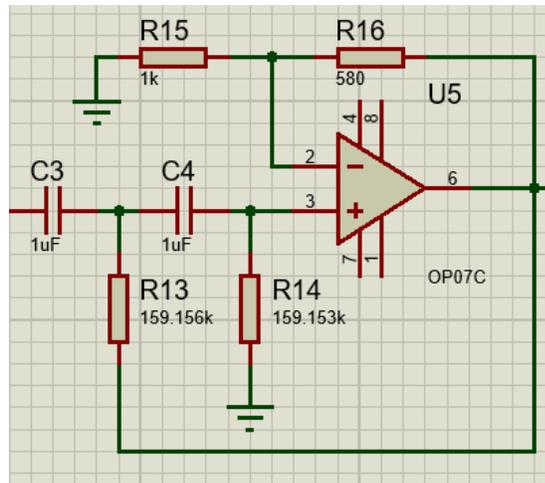


Figura 86. Filtro activo pasa altos.

En la Figura 86 (Bustos & Piedra, 2024), el filtro pasa altos activo de 2do orden Sallen Key, el cual permite el paso de frecuencias más altas y atenúa las frecuencias más bajas que su frecuencia de corte, que en este caso es de 1Hz.

2.5.1.5. FILTRO PASA BAJOS

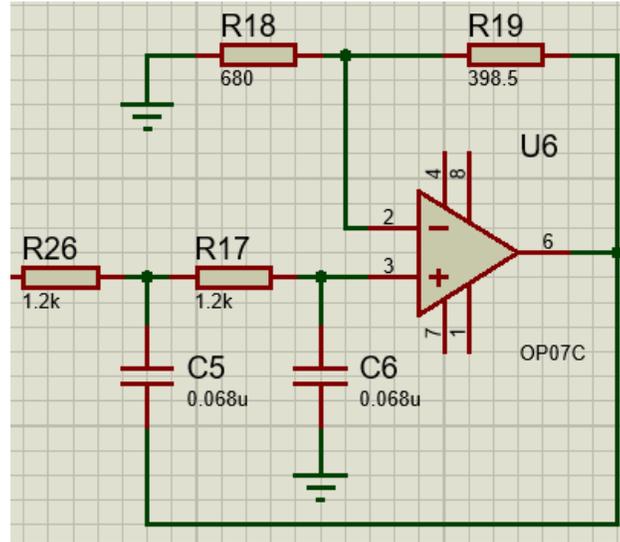


Figura 87. Filtro activo pasa bajos (Bustos & Piedra, 2024).

En la Figura 87 (Bustos & Piedra, 2024), el filtro pasa bajos activo de 2do orden Sallen Key, el cual permite el paso de frecuencias bajas y atenúa las frecuencias más altas que su frecuencia de corte, que en este caso es de 2KHz.

2.5.1.6. AMPLIFICADOR FINAL

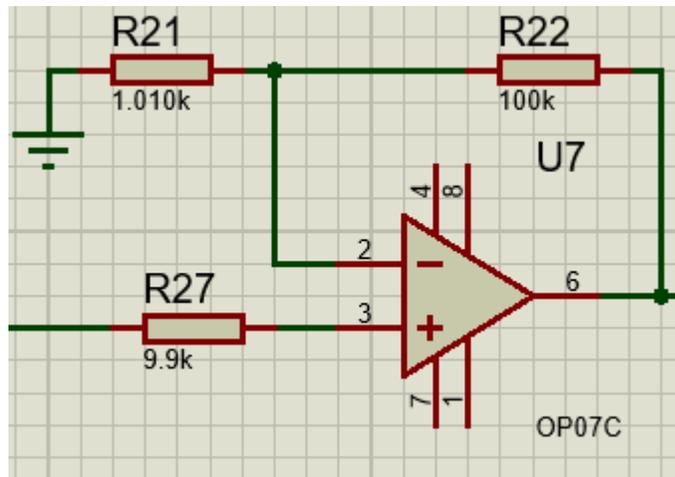


Figura 88. Amplificador no inversor.

En la Figura 88 (Bustos & Piedra, 2024), se visualiza que este amplificador operacional cumple la función de, como su nombre lo indica, amplificar la señal que por él pasa. Su ganancia en ésta configuración es de 100 V/V.

2.5.1.7. OFFSET

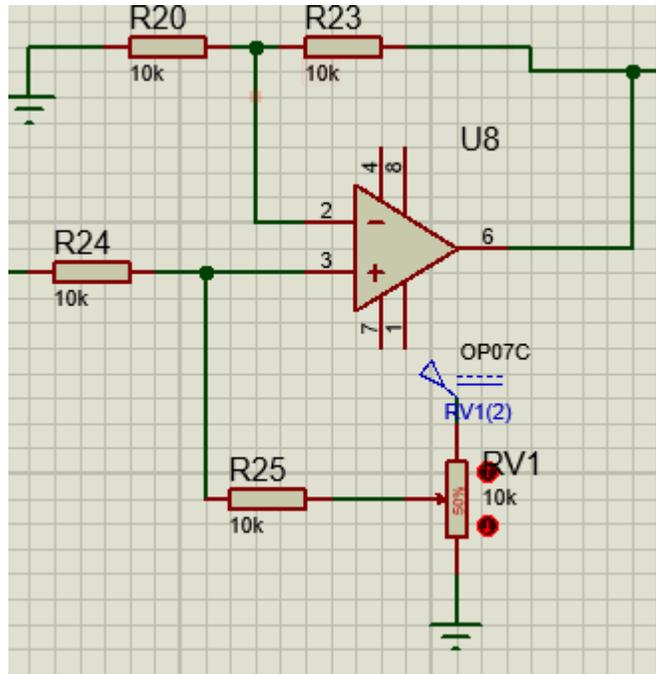


Figura 89. Offset

En la Figura 89 (Bustos & Piedra, 2024), se logra ver que se cumple con la función de corregir el desfase que pueden provocar los amplificadores operacionales.

2.5.2. CONTROL Y PROGRAMACIÓN DE CIRCUITO

2.5.2.1. PROGRAMACIÓN EN ARDUINO PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

DE ENTRADA

```
const int analogPin = A0; // Pin de entrada analógica
void setup() {
  Serial.begin(9600); // Inicia la comunicación serial para la transferencia de bytes
```

```

}
void loop() {
  // Lee datos desde la entrada analógica y escala a un rango adecuado para el componente
  Waveform de Nextion
  int sensorValue = analogRead(analogPin);
  int scaledValue = map(sensorValue, 0, 1023, 0, 255);
  Serial.print(String("add 2,0,")+String(scaledValue));
  Serial.write(0xFF);
  Serial.write(0xFF);
  Serial.write(0xFF);
  delay(10); // Puedes ajustar el tiempo de espera según tus necesidades
}

```

2.5.2.2. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA CIRCUITO EMG EN PYTHON

```

import serial

analogPin = "A0"

def setup():
  global ser
  ser = serial.Serial('/dev/ttyACM0', 9600, timeout=0.01)
  ser.flushInput()
  ser.flushOutput()

def loop():
  sensorValue = analogRead(analogPin)
  scaledValue = map(sensorValue, 0, 1023, 0, 255)
  ser.write(f'add 2,0,{scaledValue}\xFF\xFF\xFF'.encode())
  delay(10)

```

```

def analogRead(pin):

    return 512

def map(x, in_min, in_max, out_min, out_max):
    return (x - in_min) * (out_max - out_min) // (in_max - in_min) + out_min

def delay(ms):
    import time
    time.sleep(ms / 1000)

if __name__ == "__main__":
    setup()
    while True:
        loop()

```

Este código tiene la función de convertir los valores de voltaje que recibe el circuito EMG, en valores entre 0 y 255 para una correcta transmisión de información hacia la pantalla Nextion.

Nota: Se debe asegurar tener instalada la biblioteca pySerial y cambiar '/dev/ttyACM0' al puerto serie correcto en el sistema.

2.5.3. DISEÑO Y CONTROL DE PANTALLA EN NEXTION PARA EMG

2.5.3.1. MENU PRINCIPAL EMG.

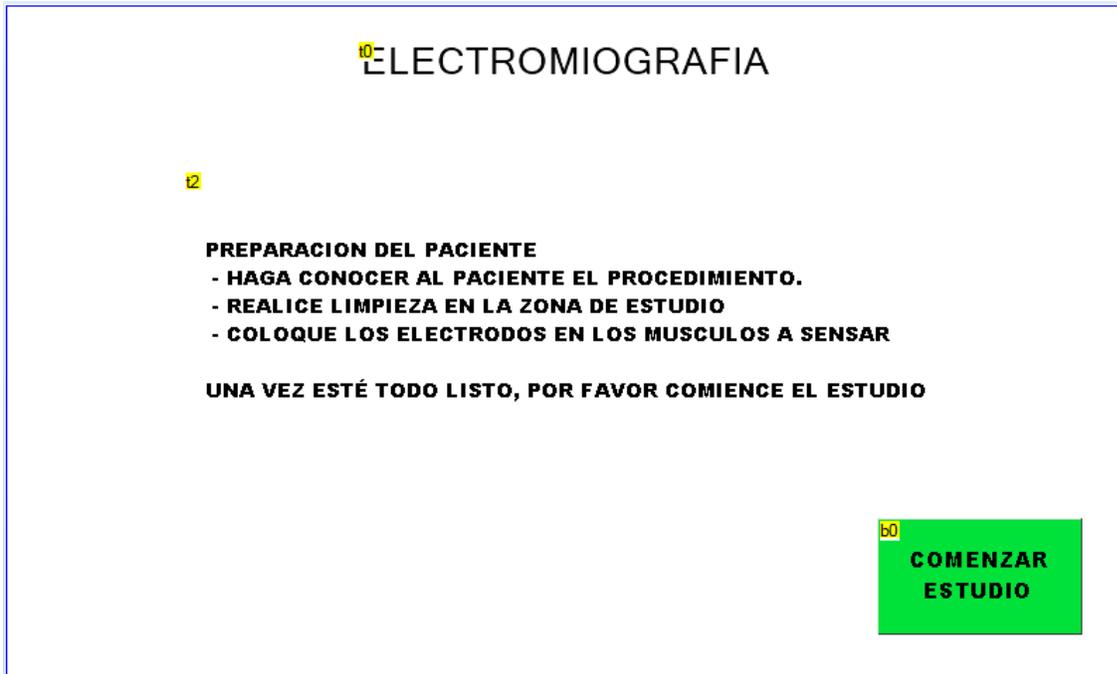


Figura 90. Menú preparación EMG.

Como se visualiza en la Figura 90 (Bustos & Piedra, 2024), este menú sirve para preparar el paciente para la prueba EMG y ofrecerle las debidas instrucciones sobre los procedimientos.

2.5.3.2. MENÚ DE VISUALIZACIÓN EMG.

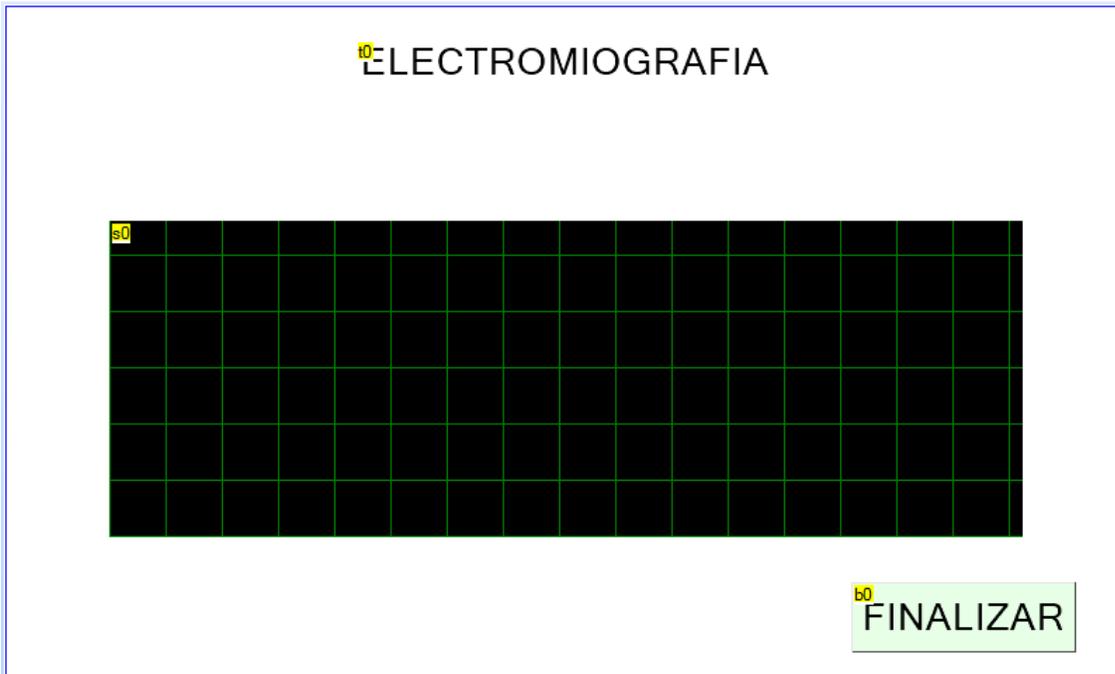


Figura 91. Menú de visualización de lectura EMG.

En la Figura 91 (Bustos & Piedras, 2024), se presente menú sirve para visualizar las señales recogidas por los electrodos, tratadas por el circuito EMG y posteriormente procesadas por el sistema embebido.

2.5.3.3. MENU POST-PRUEBA EMG



Figura 92. Menú post-prueba EMG.

En este menú, como se visualiza en el Figura 92 (Bustos & Piedra, 2024) se podrá elegir las opciones de reiniciar la prueba EMG, en caso de no haber obtenido resultados satisfactorios, o volver al menú principal en caso de necesitar acceder a la función de electroestimulación.

2.6. DISEÑO DE COMPONENTES EMG

2.6.1. DISEÑO DE AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Para realizar el cálculo de la resistencia R_G necesaria para este amplificador, ya conociendo las características del componente AD620, se toma la fórmula:

$$G = \frac{R_1 + R_2}{R_G} + 1 \rightarrow R_G = \frac{R_1 + R_2}{G - 1}$$

Ecuación 1. Fórmula, calculo de la resistencia R_G

Conociendo que R_1 y R_2 tienen un valor de $24.7k\Omega$ y se busca una ganancia de $100 V/V$, se procede a reemplazar valores para determinar R_G :

$$R_G = \frac{24.7k\Omega + 24.7k\Omega}{100 - 1} \rightarrow R_G = 498.989898 \approx 499\Omega$$

Ecuación 2. Valor total de R_G

2.6.2. DISEÑO DE FILTRO RECHAZA BANDA

Se determina el uso de un Filtro Rechaza Banda Activo RC Twin-T tipo 1, debido a que al aterrizar un capacitor se produce una descarga efectiva de los excedentes de tensión presentes en la fase previa a la entrada al amplificador, por lo que se procede con los cálculos para determinar los valores de sus componentes;

Se determina primero que los valores de los capacitores son libres, y que $C_1 = C_2 = C_3$, la ganancia es igual a $1 V/V$, frecuencia de central $F_o=60Hz$ valor de calidad $Q=1.0002$, entonces:

$$R_{10} = \frac{1}{2\pi F_o Q C_1} \rightarrow \frac{1}{2\pi(60)(1.0002)(100 \times 10^{-9})}$$

$$R_1 = 26.52k$$

$$R_{11} = \frac{Q}{\pi F_o C_1} \rightarrow R_2 = \frac{1.0002}{\pi(60)(100 \times 10^{-9})}$$

$$R_2 = 53.062k$$

$$R_{12} = \frac{Q}{\pi(2Q^2 + 1)\pi F_o C_1} \rightarrow \frac{1.0002}{\pi[2(1.0002^2) + 1]\pi(60)(100 \times 10^{-9})}$$

$$R_3 = 5.628k$$

Ecuación 3. Filtro rechaza banda activa RC Twin-T tipo 1, cálculo.

2.6.3. FILTRO PASA ALTOS

El filtro pasa altos activo de 2do Orden Sallen Key es el indicado para el uso en tratamiento de señales biomédicas por su alta precisión y gran capacidad de filtrar el ruido que pasa por él, para su diseño se determina una aproximación Butterworth con valor $Q=0.7071$ y un valor de $K=1$, una frecuencia de corte $F_c=1\text{Hz}$, eligiendo trabajar con condensadores de $1\mu\text{F}$ y con una ganancia de 1.5858 V/V . Entonces:

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(A - 1)}}{4Q}$$
$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8(0.7071)^2(1.5858 - 1)}}{4(0.7071)}$$
$$m = 1.00001$$

Ecuación 4. Filtro pasa altos activo de 2do Orden Sallen Key

Se determina el valor de las resistencias:

$$R_{13} = \frac{m}{2\pi k F_c C} \rightarrow R_{13} = \frac{1.00001}{2\pi(1.5858)(1)(1 \times 10^{-6})}$$
$$R_{13} = 100.363 \text{ k}\Omega$$
$$R_{14} = \frac{R_1}{m^2} \rightarrow R_{14} = \frac{100.363 \text{ k}\Omega}{1.00001^2}$$
$$R_{14} = 100.361 \text{ k}\Omega$$

Ecuación 5. Determinación de los valores de resistencia.

2.6.4. AMPLIFICADOR FINAL

Se necesita amplificar nuevamente la señal para que se mueva en un espectro legible para el procesador, motivo por el cual necesita procesar valores entre 0v y 5v .

$$A = \frac{R22}{R28} + 1 \rightarrow R28 = \frac{R22}{A - 1} \rightarrow R28 = \frac{100k}{100 - 1}$$

$$R28 = 1010.1$$

Ecuación 6. Resultados del amplificador final.

RESULTADOS

3.1. RESULTADOS ELECTROESTIMULACIÓN

Una vez revisadas las conexiones y realizado la prueba de los componentes electrónicos, se procede a hacer a demostrar el funcionamiento de las diferentes etapas del electro estimulador dando como resultado los siguientes:

3.1.1. RESULTADOS DEL CIRCUITO

3.1.1.1. CARGA Y DESCARGA DEL CONDENSADOR PRINCIPAL

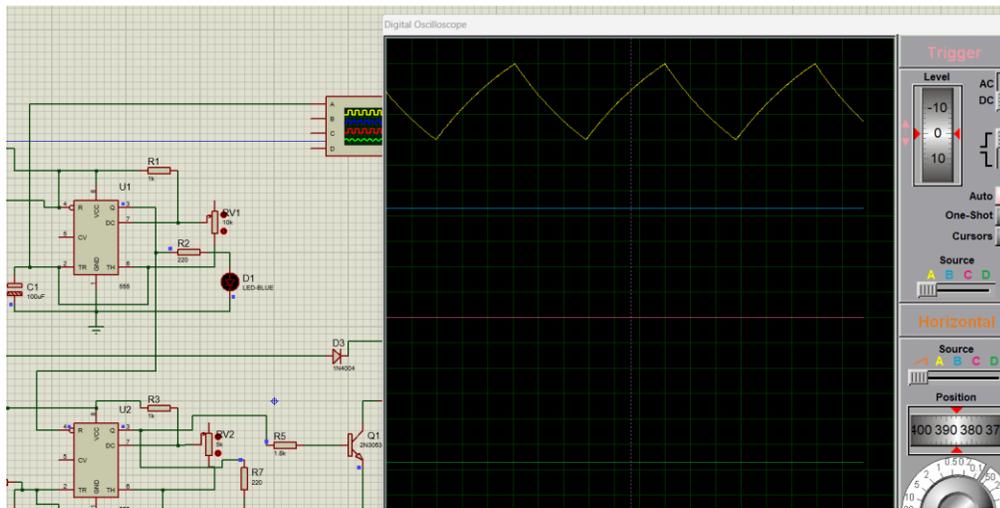


Figura 93. Carga y descarga del capacitor.

El cable amarillo muestra la carga y descarga del capacitor, tal como se visualiza en la Figura 93 (Bustos & Piedra, 2024).

3.1.1.2. FRECUENCIA Y GENERACIÓN DE PULSOS

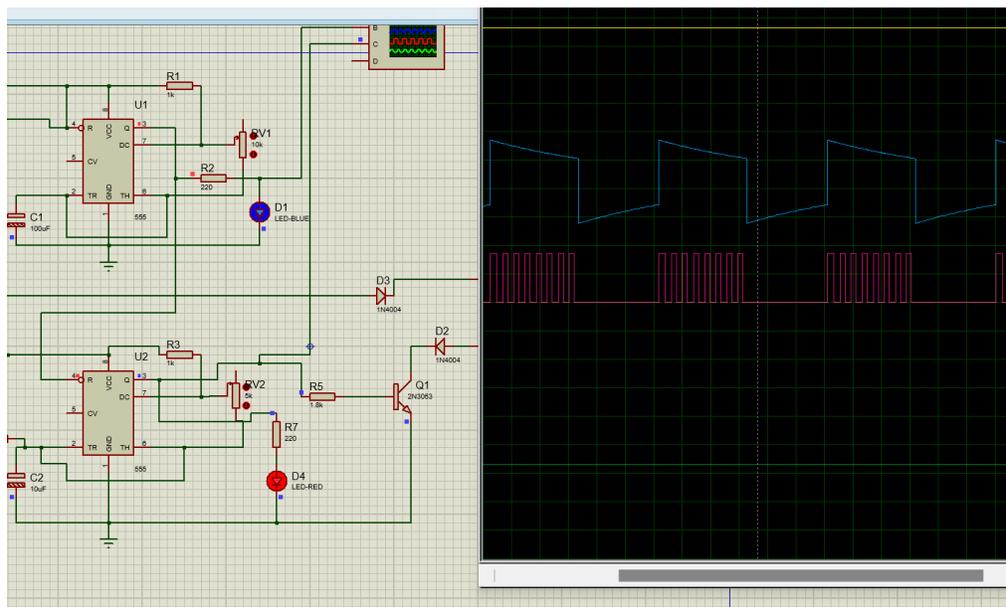


Figura 94. Frecuencia del circuito

El primer 555 muestra la frecuencia que tendrá el circuito, mostrado en el cable azul, mientras el segundo 555 dependerá del primero para generar pulsos más pequeños dentro de la frecuencia, mostrado en el cable rojo. Esto se logra ver en la Figura 94 (Bustos & Piedra, 2024).

3.1.1.3. AMPLIFICACIÓN Y GENERACIÓN DE ESTÍMULOS

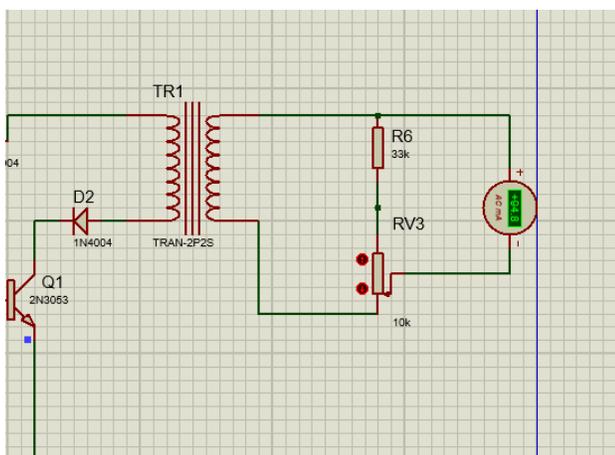


Figura 95. Energía eléctrica del transistor y el transformador.

En la Figura 95 (Bustos & Piedra, 2024), los pulsos del cable rojo serán los que elevarán su energía eléctrica por medio del transistor y el transformador para salir en forma de corriente amplificada para estimular el músculo humano. Teniendo en cuenta que un EMS tiene altos valores de corriente máxima oscilando entre 80mA a 100mA, el circuito muestra una corriente de salida máxima de 94.8 mA que está dentro del rango de estimulación muscular

3.1.1.4. FUNCIONAMIENTO COMPLETO

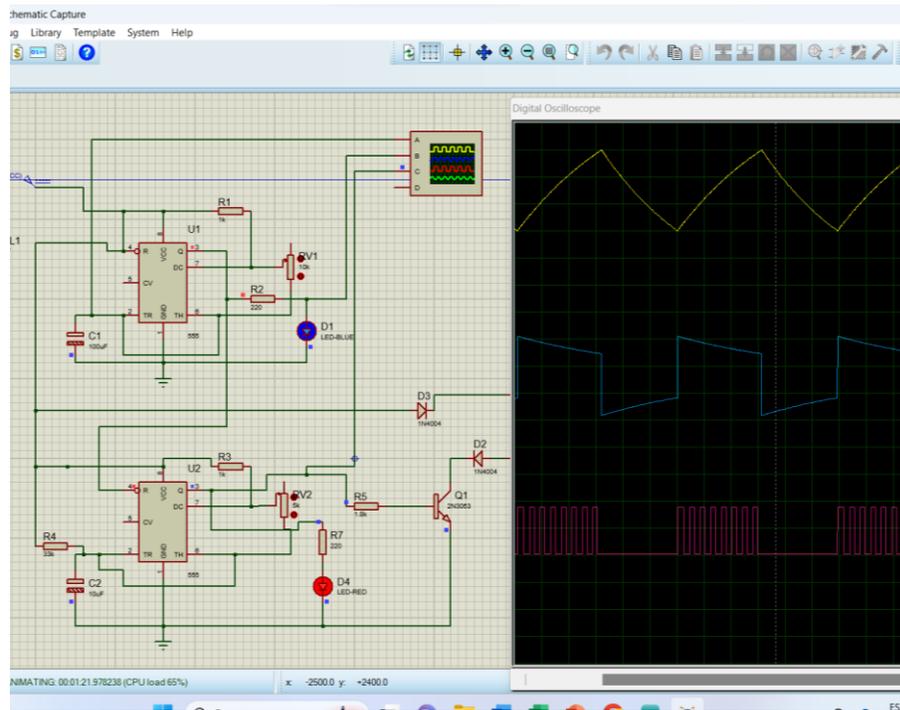
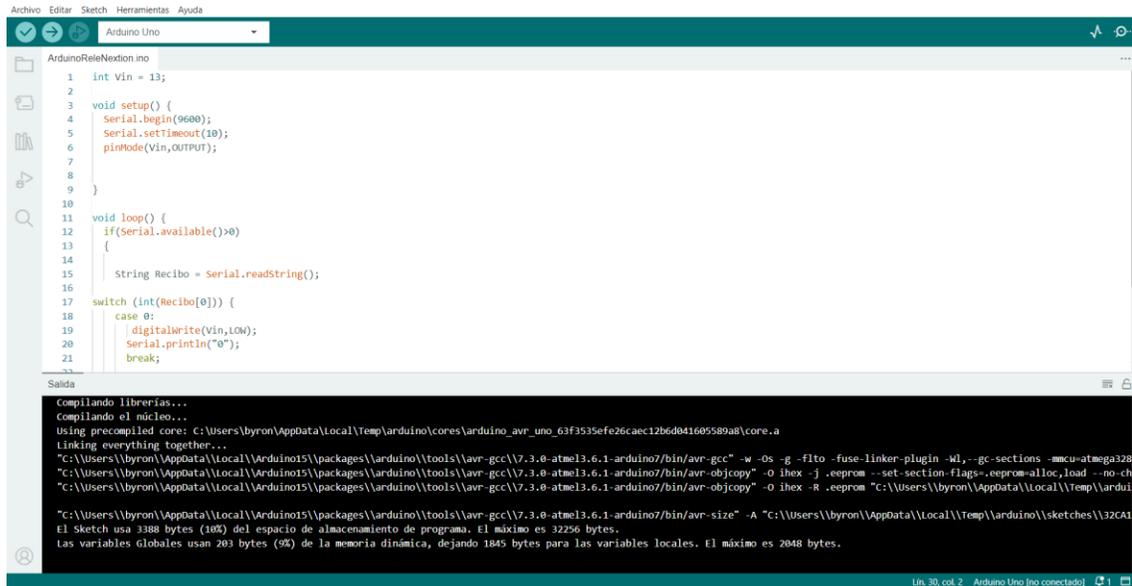


Figura 96. Comportamiento del circuito.

En la Figura 96 (Bustos & Piedra, 2024), se demuestra el comportamiento estando encendido, donde cada parte asume correctamente su rol dentro del circuito.

3.1.2. VERIFICACIÓN DE PROGRAMACIÓN Y COMUNICACIÓN SERIAL ARDUINO-NEXTION

3.1.2.1. COMPILACIÓN Y SUBIDA DE DATOS AL ARDUINO



```
Archivo  Editar  Sketch  Herramientas  Ayuda
Arduino Uno
ArduinoReleNextion.mo
1  int Vin = 13;
2
3  void setup() {
4    Serial.begin(9600);
5    Serial.setTimeout(10);
6    pinMode(Vin,OUTPUT);
7
8
9  }
10
11 void loop() {
12   if(serial.available(>>0)
13   {
14     String Recibo = Serial.readString();
15
16     switch (int(Recibo[0])) {
17     case 0:
18       digitalWrite(Vin,LOW);
19       Serial.println("0");
20     break;
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
66
67
68
69
70
71
72
73
74
75
76
77
78
79
80
81
82
83
84
85
86
87
88
89
90
91
92
93
94
95
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126
127
128
129
130
131
132
133
134
135
136
137
138
139
140
141
142
143
144
145
146
147
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
231
232
233
234
235
236
237
238
239
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896
897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952
953
954
955
956
957
958
959
960
961
962
963
964
965
966
967
968
969
970
971
972
973
974
975
976
977
978
979
980
981
982
983
984
985
986
987
988
989
990
991
992
993
994
995
996
997
998
999
1000
1001
1002
1003
1004
1005
1006
1007
1008
1009
1010
1011
1012
1013
1014
1015
1016
1017
1018
1019
1020
1021
1022
1023
1024
1025
1026
1027
1028
1029
1030
1031
1032
1033
1034
1035
1036
1037
1038
1039
1040
1041
1042
1043
1044
1045
1046
1047
1048
1049
1050
1051
1052
1053
1054
1055
1056
1057
1058
1059
1060
1061
1062
1063
1064
1065
1066
1067
1068
1069
1070
1071
1072
1073
1074
1075
1076
1077
1078
1079
1080
1081
1082
1083
1084
1085
1086
1087
1088
1089
1090
1091
1092
1093
1094
1095
1096
1097
1098
1099
1100
1101
1102
1103
1104
1105
1106
1107
1108
1109
1110
1111
1112
1113
1114
1115
1116
1117
1118
1119
1120
1121
1122
1123
1124
1125
1126
1127
1128
1129
1130
1131
1132
1133
1134
1135
1136
1137
1138
1139
1140
1141
1142
1143
1144
1145
1146
1147
1148
1149
1150
1151
1152
1153
1154
1155
1156
1157
1158
1159
1160
1161
1162
1163
1164
1165
1166
1167
1168
1169
1170
1171
1172
1173
1174
1175
1176
1177
1178
1179
1180
1181
1182
1183
1184
1185
1186
1187
1188
1189
1190
1191
1192
1193
1194
1195
1196
1197
1198
1199
1200
1201
1202
1203
1204
1205
1206
1207
1208
1209
1210
1211
1212
1213
1214
1215
1216
1217
1218
1219
1220
1221
1222
1223
1224
1225
1226
1227
1228
1229
1230
1231
1232
1233
1234
1235
1236
1237
1238
1239
1240
1241
1242
1243
1244
1245
1246
1247
1248
1249
1250
1251
1252
1253
1254
1255
1256
1257
1258
1259
1260
1261
1262
1263
1264
1265
1266
1267
1268
1269
1270
1271
1272
1273
1274
1275
1276
1277
1278
1279
1280
1281
1282
1283
1284
1285
1286
1287
1288
1289
1290
1291
1292
1293
1294
1295
1296
1297
1298
1299
1300
1301
1302
1303
1304
1305
1306
1307
1308
1309
1310
1311
1312
1313
1314
1315
1316
1317
1318
1319
1320
1321
1322
1323
1324
1325
1326
1327
1328
1329
1330
1331
1332
1333
1334
1335
1336
1337
1338
1339
1340
1341
1342
1343
1344
1345
1346
1347
1348
1349
1350
1351
1352
1353
1354
1355
1356
1357
1358
1359
1360
1361
1362
1363
1364
1365
1366
1367
1368
1369
1370
1371
1372
1373
1374
1375
1376
1377
1378
1379
1380
1381
1382
1383
1384
1385
1386
1387
1388
1389
1390
1391
1392
1393
1394
1395
1396
1397
1398
1399
1400
1401
1402
1403
1404
1405
1406
1407
1408
1409
1410
1411
1412
1413
1414
1415
1416
1417
1418
1419
1420
1421
1422
1423
1424
1425
1426
1427
1428
1429
1430
1431
1432
1433
1434
1435
1436
1437
1438
1439
1440
1441
1442
1443
1444
1445
1446
1447
1448
1449
1450
1451
1452
1453
1454
1455
1456
1457
1458
1459
1460
1461
1462
1463
1464
1465
1466
1467
1468
1469
1470
1471
1472
1473
1474
1475
1476
1477
1478
1479
1480
1481
1482
1483
1484
1485
1486
1487
1488
1489
1490
1491
1492
1493
1494
1495
1496
1497
1498
1499
1500
1501
1502
1503
1504
1505
1506
1507
1508
1509
1510
1511
1512
1513
1514
1515
1516
1517
1518
1519
1520
1521
1522
1523
1524
1525
1526
1527
1528
1529
1530
1531
1532
1533
1534
1535
1536
1537
1538
1539
1540
1541
1542
1543
1544
1545
1546
1547
1548
1549
1550
1551
1552
1553
1554
1555
1556
1557
1558
1559
1560
1561
1562
1563
1564
1565
1566
1567
1568
1569
1570
1571
1572
1573
1574
1575
1576
1577
1578
1579
1580
1581
1582
1583
1584
1585
1586
1587
1588
1589
1590
1591
1592
1593
1594
1595
1596
1597
1598
1599
1600
1601
1602
1603
1604
1605
1606
1607
1608
1609
1610
1611
1612
1613
1614
1615
1616
1617
1618
1619
1620
1621
1622
1623
1624
1625
1626
1627
1628
1629
1630
1631
1632
1633
1634
1635
1636
1637
1638
1639
1640
1641
1642
1643
1644
1645
1646
1647
1648
1649
1650
1651
1652
1653
1654
1655
1656
1657
1658
1659
1660
1661
1662
1663
1664
1665
1666
1667
1668
1669
1670
1671
1672
1673
1674
1675
1676
1677
1678
1679
1680
1681
1682
1683
1684
1685
1686
1687
1688
1689
1690
1691
1692
1693
1694
1695
1696
1697
1698
1699
1700
1701
1702
1703
1704
1705
1706
1707
1708
1709
1710
1711
1712
1713
1714
1715
1716
1717
1718
1719
1720
1721
1722
1723
1724
1725
1726
1727
1728
1729
1730
1731
1732
1733
1734
1735
1736
1737
1738
1739
1740
1741
1742
1743
1744
1745
1746
1747
1748
1749
1750
1751
1752
1753
1754
1755
1756
1757
1758
1759
1760
1761
1762
1763
1764
1765
1766
1767
1768
1769
1770
1771
1772
1773
1774
1775
1776
1777
1778
1779
1780
1781
1782
1783
1784
1785
1786
1787
1788
1789
1790
1791
1792
1793
1794
1795
1796
1797
1798
1799
1800
1801
1802
1803
1804
1805
1806
1807
1808
1809
1810
1811
1812
1813
1814
1815
1816
1817
1818
1819
1820
1821
1822
1823
1824
1825
1826
1827
1828
1829
1830
1831
1832
1833
1834
1835
1836
1837
1838
1839
1840
1841
1842
1843
1844
1845
1846
1847
1848
1849
1850
1851
1852
1853
1854
1855
1856
1857
1858
1859
1860
1861
1862
1863
1864
1865
1866
1867
1868
1869
1870
1871
1872
1873
1874
1875
1876
1877
1878
1879
1880
1881
1882
1883
1884
1885
1886
1887
1888
1889
1890
1891
1892
1893
1894
1895
1896
1897
1898
1899
1900
1901
1902
1903
1904
1905
1906
1907
1908
1909
1910
1911
1912
1913
1914
1915
1916
1917
1918
1919
1920
1921
1922
1923
1924
1925
1926
1927
1928
1929
1930
1931
1932
1933
1934
1935
1936
1937
1938
1939
1940
1941
1942
1943
1944
1945
1946
1947
1948
1949
1950
1951
1952
1953
1954
1955
1956
1957
1958
1959
1960
1961
1962
1963
1964
1965
1966
1967
1968
1969
1970
1971
1972
1973
1974
1975
1976
1977
1978
1979
1980
1981
1982
1983
1984
1985
1986
1987
1988
1989
1990
1991
1992
1993
1994
1995
1996
1997
1998
1999
2000
2001
2002
2003
2004
2005
2006
2007
2008
2009
2010
2011
2012
2013
2014
2015
2016
2017
2018
2019
2020
2021
2022
2023
2024
2025
2026
2027
2028
2029
2030
2031
2032
2033
2034
2035
2036
2037
2038
2039
2040
2041
2042
2043
2044
2045
2046
2047
2048
2049
2050
2051
2052
2053
2054
2055
2056
2057
2058
2059
2060
2061
2062
2063
2064
2065
2066
2067
2068
2069
2070
2071
2072
2073
2074
2075
2076
2077
2078
2079
2080
2081
2082
2083
2084
2085
2086
2087
2088
2089
2090
2091
2092
2093
2094
2095
2096
2097
2098
2099
2100
2101
2102
2103
2104
2105
2106
2107
2108
2109
2110
2111
2112
2113
2114
2115
2116
2117
2118
2119
2120
2121
2122
2123
2124
2125
2126
2127
2128
2129
2130
2131
2132
2133
2134
2135
2136
2137
2138
2139
2140
2141
2142
2143
2144
2145
2146
2147
2148
2149
2150
2151
2152
2153
2154
2155
2156
2157
2158
2159
2160
2161
2162
2163
2164
2165
2166
2167
2168
2169
2170
2171
2172
2173
2174
2175
2176
2177
2178
2179
2180
2181
2182
2183
2184
2185
2186
2187
2188
2189
2190
2191
2192
2193
2194
2195
2196
2197
2198
2199
2200
2201
2202
2203
2204
2205
2206
2207
2208
2209
2210
2211
2212
2213
2214
2215
2216
2217
2218
2219
2220
2221
2222
2223
2224
2225
2226
2227
2228
2229
2230
2231
2232
2233
2234
2235
2236
2237
2238
2239
2240
2241
2242
2243
2244
2245
2246
2247
2248
2249
2250
2251
2252
2253
2254
2255
2256
2257
2258
2259
2260
2261
2262
2263
2264
2265
2266
2267
2268
2269
2270
2271
2272
2273
2274
2275
2276
2277
2278
2279
2280
2281
2282
2283
2284
2285
2286
2287
2288
2289
2290
2291
2292
2293
2294
2295
2296
2297
2298
2299
2300
2301
2302
2303
2304
2305
2306
2307
2308
2309
2310
2311
2312
2313
2314
2315
2316
2317
2318
2319
2320
2321
2322
2323
2324
2325
2326
2327
2328
2329
2330
2331
2332
2333
2334
2335
2336
2337
2338
2339
2340
2341
2342
2343
2344
2345
2346
2347
2348
2349
2350
2351
2352
2353
2354
2355
2356
2357
2358
2359
2360
2361
2362
2363
2364
2365
2366
2367
2368
2369
2370
2371
2372
2373
2374
2375
2376
2377
2378
2379
2380
2381
2382
2383
2384
2385
2386
2387
2388
2389
2390
2391
2392
2393
2394
2395
2396
2397
2398
2399
2400
2401
2402
2403
2404
2405
2406
2407
2408
2409
2410
2411
2412
2413
2414
2415
2416
2417
2418
2419
2420
2421
2422
2423
2424
2425
2426
2427
2428
2429
2430
2431
2432
2433
2434
2435
2436
2437
2438
2439
2440
2441
2442
2443
2444
2445
2446
2447
2448
2449
2450
2451
2452
2453
2454
2455
2456
2457
2458
2459
2460
2461
2462
2463
2464
2465
2466
2467
2468
2469
2470
2471
2472
2473
2474
2475
2476
2477
2478
2479
2480
2481
2482
2483
2484
2485
2486
2487
2488
2489
2490
2491
2492
2493
2494
2495
2496
2497
2498
2499
2500
2501
2502
2503
2504
2505
2506
2507
2508
2509
2510
2511
2512
2513
2514
2515
2516
2517
2518
2519
2520
2521
2522
2523
2524
2525
2526
2527
2528
2529
2530
2531
2532
2533
2534
2535
2536
2537
2538
2539
2540
2541
2542
2543
2544
2545
2546
2547
2548
2549
2550
2551
2552
2553
2554
2555
2556
2557
2558
2559
2560
2561
2562
2563
2564
2565
2566
2567
2568
2569
2570
2571
2572
2573
2574
2575
2576
2577
2578
2579
2580
2581
2582
2583
2584
2585
2586
2587
2588
2589
2590
2591
2592
2593
2594
2595
2596
2597
2598
2599
2600
2601
2602
2603
2604
2605
2606
2607
2608
2609
2610
2611
2612
2613
2614
2615
2616
2617
2618
2619
2620
2621
2622
2623
2624
2625
2626
2627
```

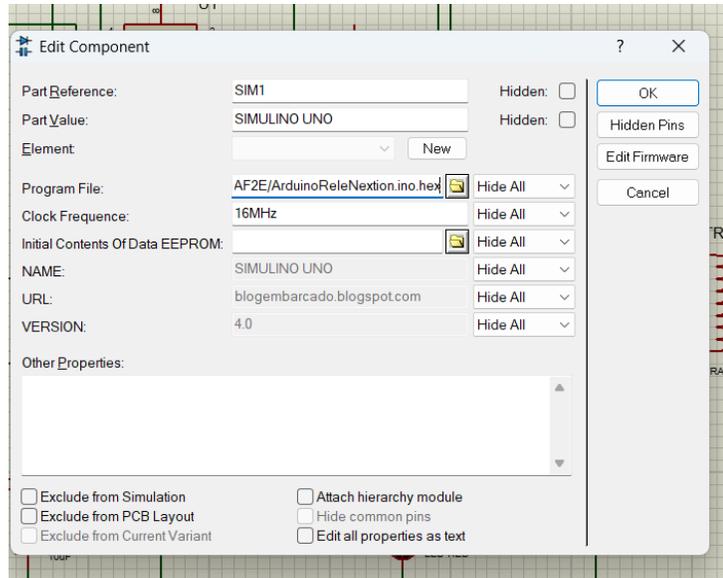


Figura 98. Compilación de datos del Arduino.

3.1.2.2. TRANSMISIÓN DE DATOS NEXTION-ARDUINO

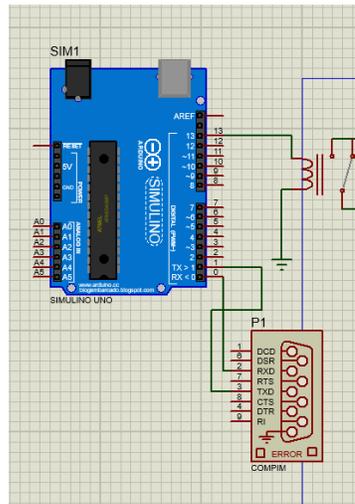


Figura 99. Circuito.

En la Figura 99 (Bustos & Piedra, 2024), se muestra un relé que funcionará con activación mediante Arduino-Nextion, dando apertura a que el circuito se cierre y fluya la energía eléctrica, quedando la interfaz de comunicación serial de la siguiente manera:

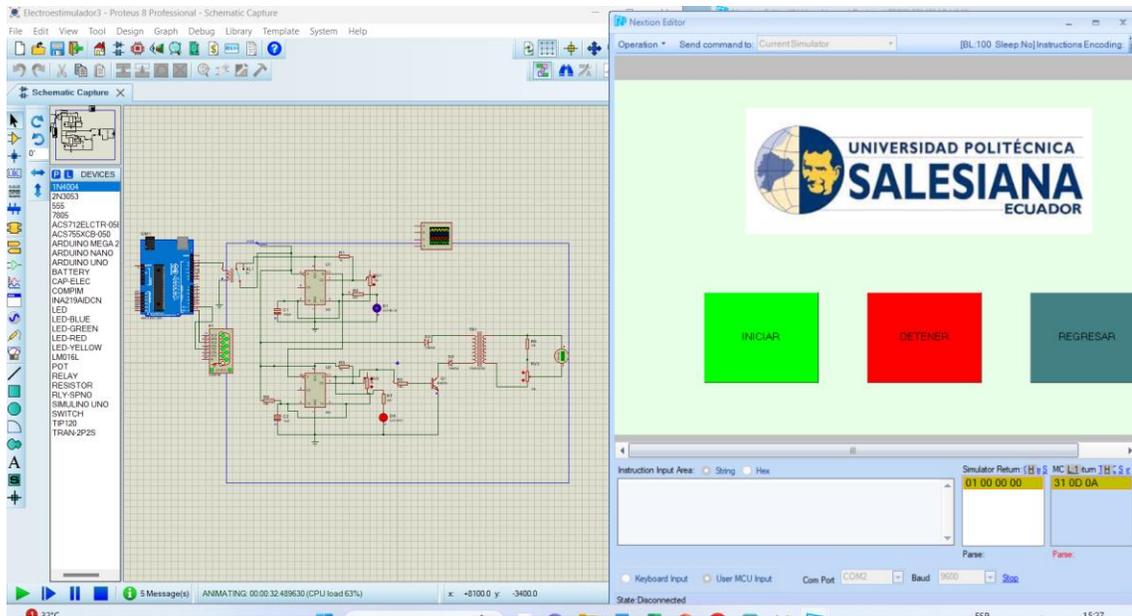


Figura 100. Interfaz comunicación serial

Tanto en la Figura 100 (Bustos & Piedra, 2024) y Figura 101 (Bustos & Piedra, 2024), se muestra que al presionar el botón de “INICIAR” bota un “1” que permite activar el relé para que cierre el circuito y fluya la energía eléctrica normalmente.

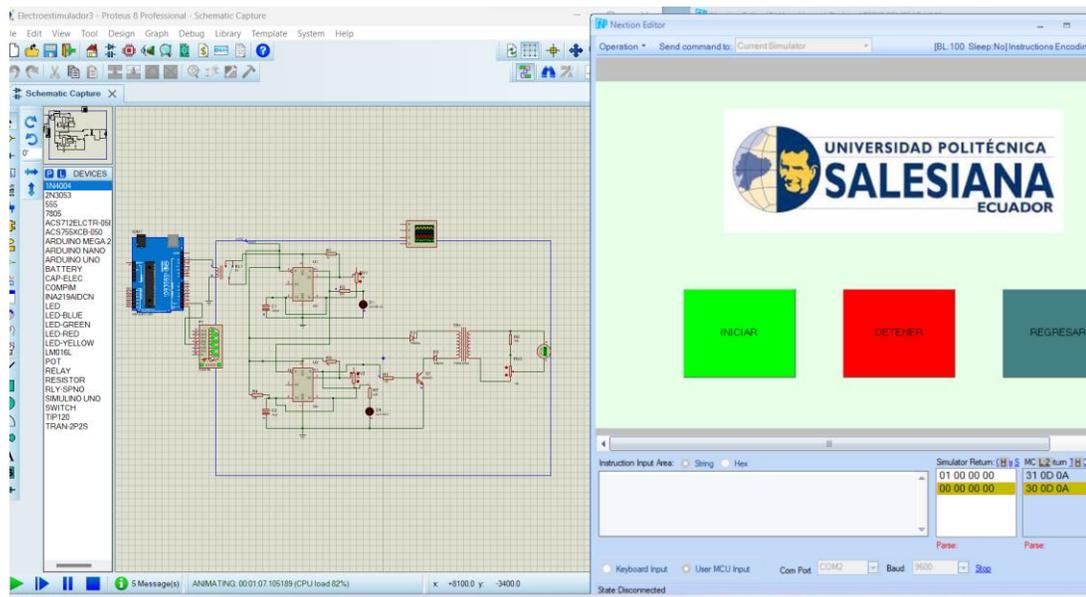


Figura 101. Comprobación del circuito.

Al presionar “DETENER” se enviará un “0” que abrirá el circuito e impedirá el paso de la electricidad.

3.2. RESULTADOS ELECTROMIOGRAFIA (EMG)

3.2.1. SEÑAL DE ENTRADA 1

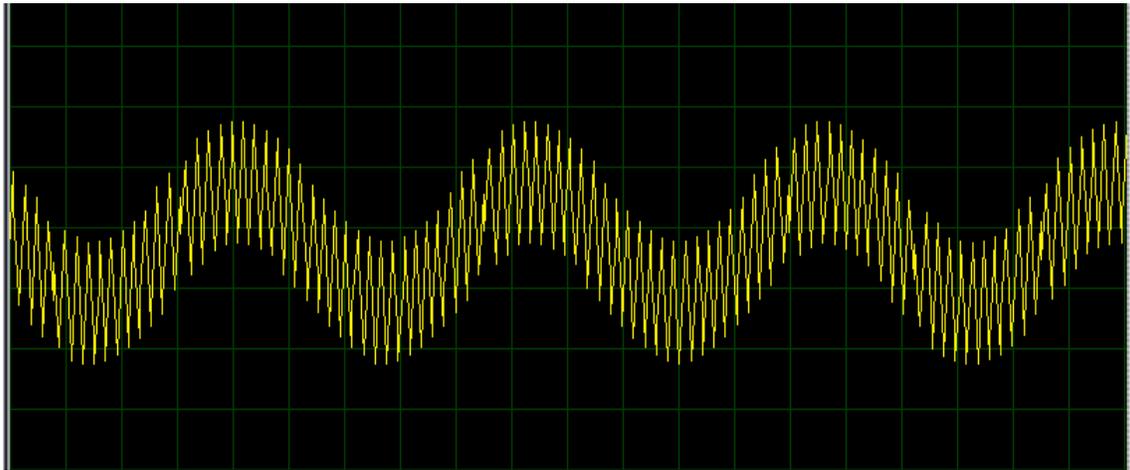


Figura 102. Simulación de señal de entrada 1.

La señal de entrada 1, como se visualiza en la Figura 102 (Bustos & Piedra, 2024), es simulada por la suma de dos señales senoidales, las cuales pasan por amplificador sumador no inversor; la señal A más la señal B, cuyas características son las siguientes:

Señal A con amplitud $A=5\text{mV}$, Frecuencia $F=60\text{Hz}$.

Señal B con amplitud $A=3\text{mV}$, Frecuencia $F=380\text{Hz}$.

3.2.2. SEÑAL DE ENTRADA 2

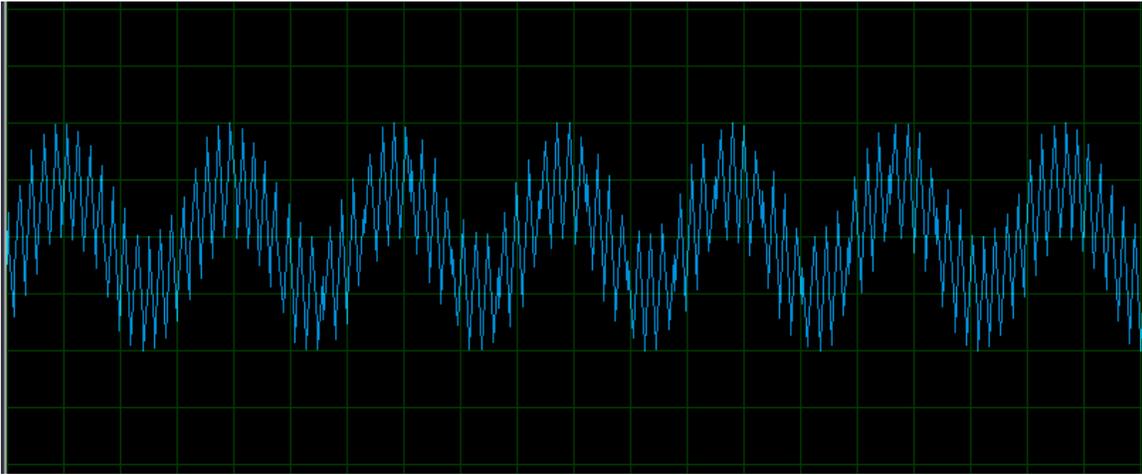


Figura 103. Simulación de señal de entrada 2.

La señal de entrada 2, como se visualiza en la Figura 103 (Bustos & Piedra, 2024), es simulada por la suma de dos señales senoidales, las cuales pasan por amplificador sumador no inversor; la señal C más la señal D, cuyas características son las siguientes:

Señal C con amplitud $A=5\text{mV}$, Frecuencia $F=60\text{Hz}$.

Señal D con amplitud $A=3\text{mV}$, Frecuencia $F=380\text{Hz}$.

3.2.3. SEÑAL DE SALIDA AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

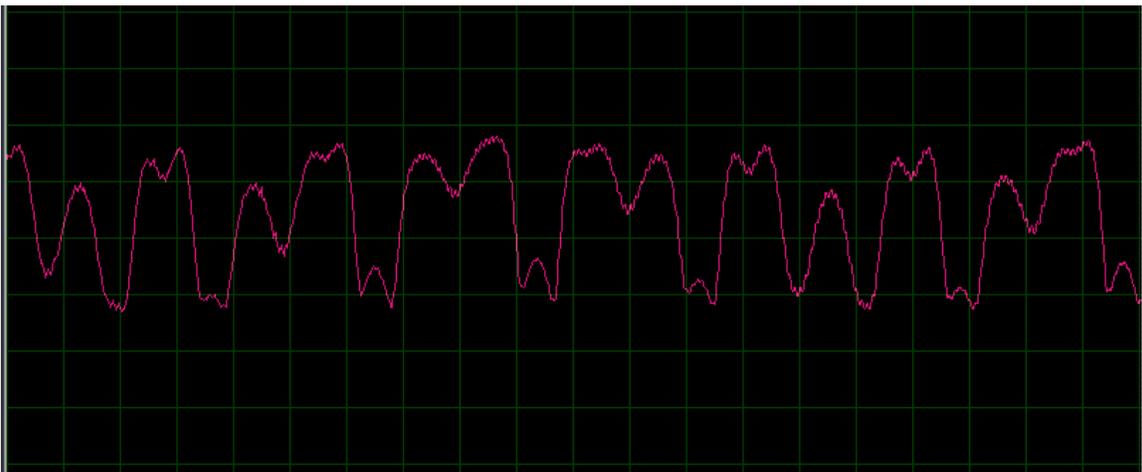


Figura 104. Señal resultante del amplificador de instrumentación.

La Figura 104 (Bustos & Piedra, 2024), el filtro de instrumentación recibe dos señales, de las cuales produce una diferencia de potencial, la cual recibe una amplificación de 100 V/V.

3.2.4. SEÑAL DE SALIDA FILTRO NOTCH

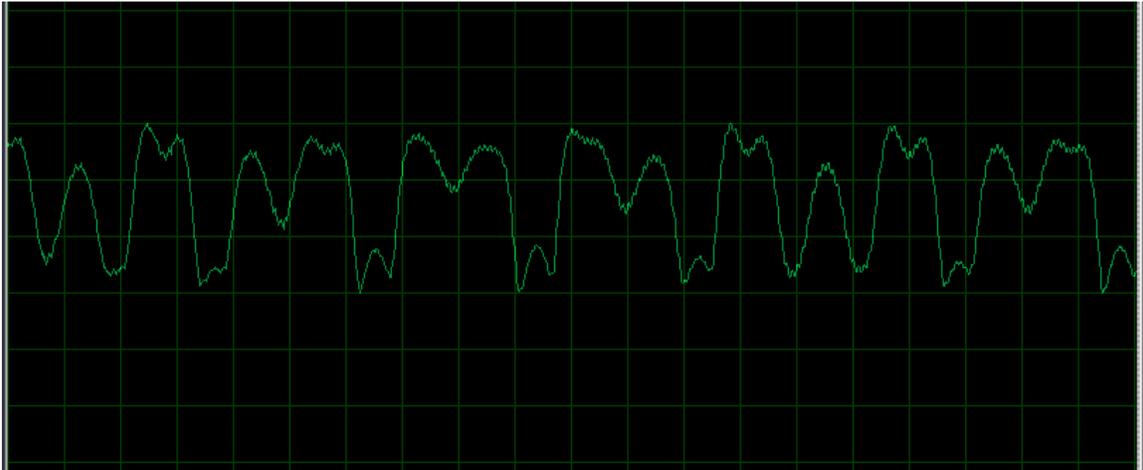


Figura 105. Señal resultante del filtro notch.

En la Figura 105 (Bustos & Piedra, 2024), el filtro rechaza banda o notch, se encarga de filtrar señales que se encuentra fuera una de banda específica, considerando una frecuencia central de $F_0 = 60\text{Hz}$.

3.2.5. SEÑAL DE SALIDA FILTRO PASA ALTOS

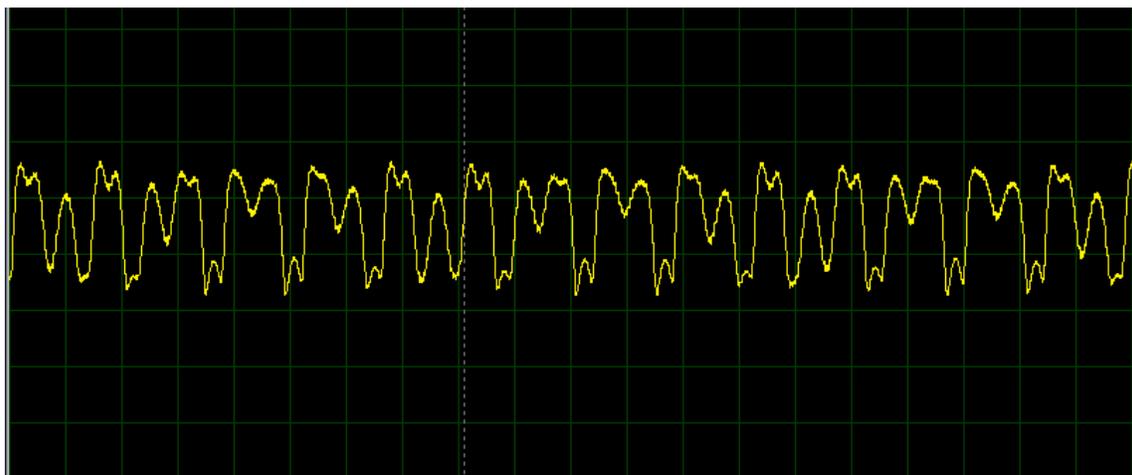


Figura 106. Señal resultante del filtro pasa altos

Como se observa en la Figura 106 (Bustos & Piedra, 2024), el filtro pasa altos permite únicamente el paso de señales con una frecuencia mayor a 1Hz.

3.2.6 SEÑAL DE SALIDA FILTRO PASA BAJOS

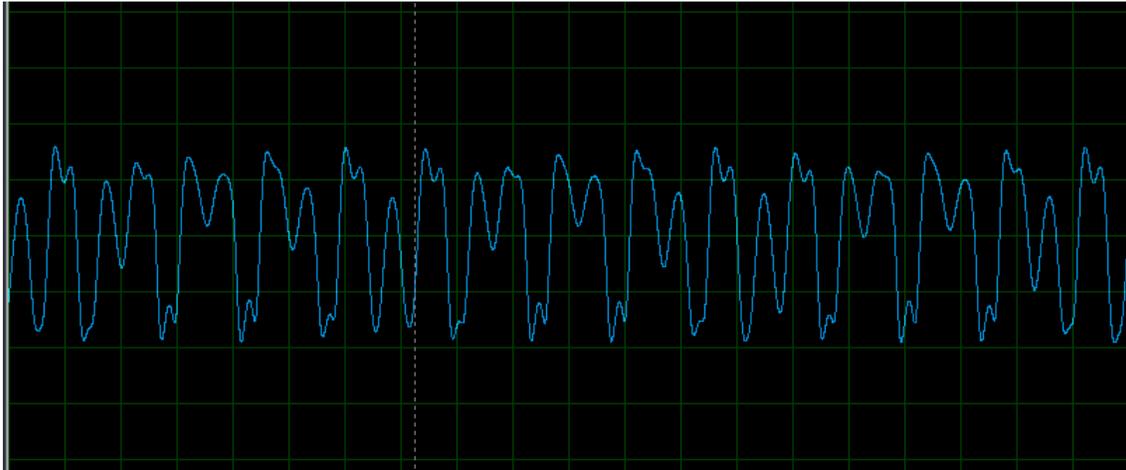


Figura 107. Señal resultante del filtro pasa bajos

En la Figura 107 (Bustos & Piedra, 2024), el filtro pasa bajos permite únicamente el paso de señales con frecuencia menor a 2KHz.

3.2.7. SEÑAL DE SALIDA DE AMPLIFICACIÓN FINAL

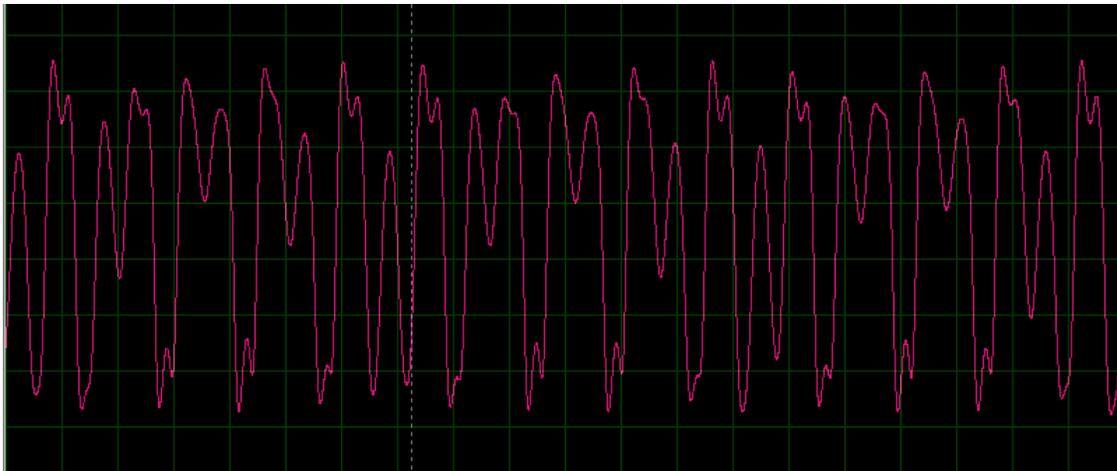


Figura 108. Señal resultante del amplificador final.

En la Figura 108 (Bustos & Piedra, 2024), El amplificador final se encarga de amplificar la señal luego de haber sido filtrada para posteriormente ser procesada. Este amplificador tiene una ganancia de $A=100$ V/V.

3.2.8. SEÑAL DE SALIDA DE OFFSET

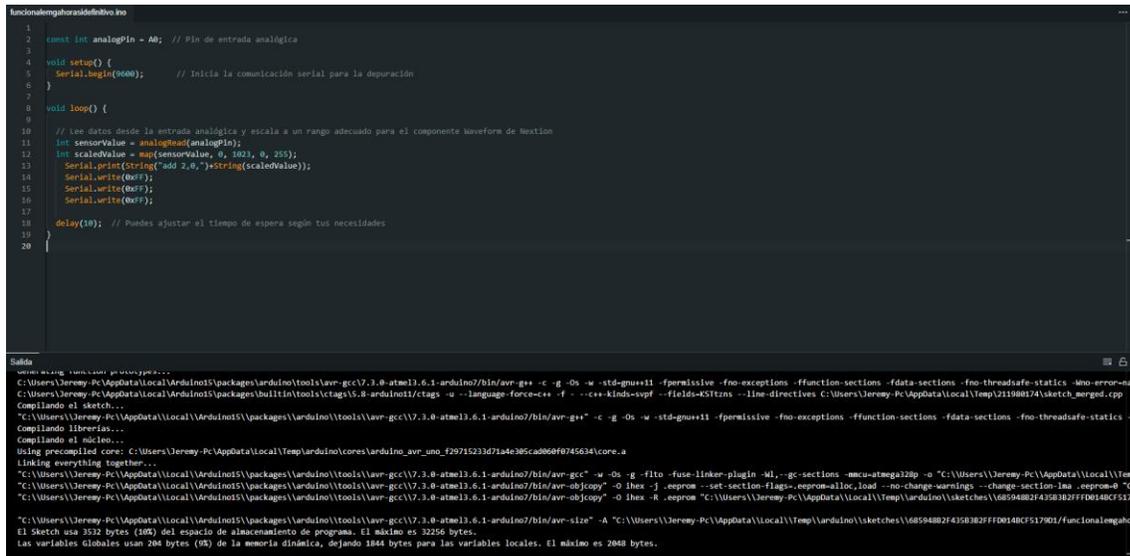


Figura 109. Señal resultante del offset

En la Figura 109 (Bustos & Piedra, 2024), el offset sirve para corregir el desfase generado por los amplificadores operacionales, en este caso se ha utilizado para llevar la señal a un espectro que pueda ser leído por el procesador.

3.3. VERIFICACIÓN DE PROGRAMACIÓN Y COMUNICACIÓN SERIAL ARDUINO-NEXTION-EMG

3.3.1. VERIFICACION DE LA PROGRAMACIÓN ARDUINO.



```
funcionalgabaradefalvo.ino
1
2 const int analogPin = A0; // Pin de entrada analógica
3
4 void setup() {
5   Serial.begin(9600); // Inicia la comunicación serial para la depuración
6 }
7
8 void loop() {
9
10 // Lee datos desde la entrada analógica y escala a un rango adecuado para el componente waveform de nextion
11 int sensorValue = analogRead(analogPin);
12 int scaledValue = map(sensorValue, 0, 1023, 0, 255);
13 Serial.print(String("add 2,0,") + String(scaledValue));
14   Serial.write(0xFF);
15   Serial.write(0xFF);
16   Serial.write(0xFF);
17 }
18 delay(10); // Puedes ajustar el tiempo de espera según tus necesidades
19 }
20 }
```

Salida

```
C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Arduino15\packages\arduino\tools\avr-gcc\7.3.0-atmel3.6.1-arduino\bin\avr-g++ -c -g -Os -w -std-gnu++11 -fpermissive -fno-exceptions -fno-function-sections -fdata-sections -fno-threadsafe-statics -Wno-error=...
C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Arduino15\packages\arduino\tools\avr-gcc\7.3.0-atmel3.6.1-arduino\bin\avr-gcc -o thes -f -cprepro -set-section-flags=procm-allow-load -no-change-warnings -change-section-lma -cprepro-0 -C
Compilando el sketch...
Compilando librerías...
Compilando el núcleo...
Using precompiled cores: C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Temp\arduino\cores\arduino\avr_uno_f20715233472a4e385ca0869f8745634\core.a
Linking everything together...
"C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Arduino15\packages\arduino\tools\avr-gcc\7.3.0-atmel3.6.1-arduino\bin\avr-gcc" -w -Os -g -fido -fuse-linker-plugin -Ml -gc-sections -mcpu=atmega328p -o "C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Temp\...
"C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Arduino15\packages\arduino\tools\avr-gcc\7.3.0-atmel3.6.1-arduino\bin\avr-objcopy" -O thes -f -cprepro -set-section-flags=procm-allow-load -no-change-warnings -change-section-lma -cprepro-0 -C
"C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Arduino15\packages\arduino\tools\avr-gcc\7.3.0-atmel3.6.1-arduino\bin\avr-objcopy" -O thes -R -eeprom "C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Temp\arduino\sketches\68594802f435832ff7f0148cf5175\funcionalgabaradefalvo.ino.hex"
"C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Arduino15\packages\arduino\tools\avr-gcc\7.3.0-atmel3.6.1-arduino\bin\avr-size" -A "C:\Users\Jeremy-PC\AppData\Local\Temp\arduino\sketches\68594802f435832ff7f0148cf5175\funcionalgabaradefalvo.ino.hex"
El sketch usa 1532 bytes (38%) del espacio de almacenamiento de programa. El máximo es 32256 bytes.
Las variables globales usan 204 bytes (9%) de la memoria dinámica, dejando 1844 bytes para las variables locales. El máximo es 2048 bytes.
```

Figura 110. Verificación de la programación.

En la Figura 110 (Bustos & Piedra, 2024), se visualiza la compilación de la programación del Arduino para su posterior carga a la placa Arduino UNO presente en la simulación Proteus.

3.3.2. VERIFICACION DE LA PROGRAMACION DE FUNCIONES NEXTION.

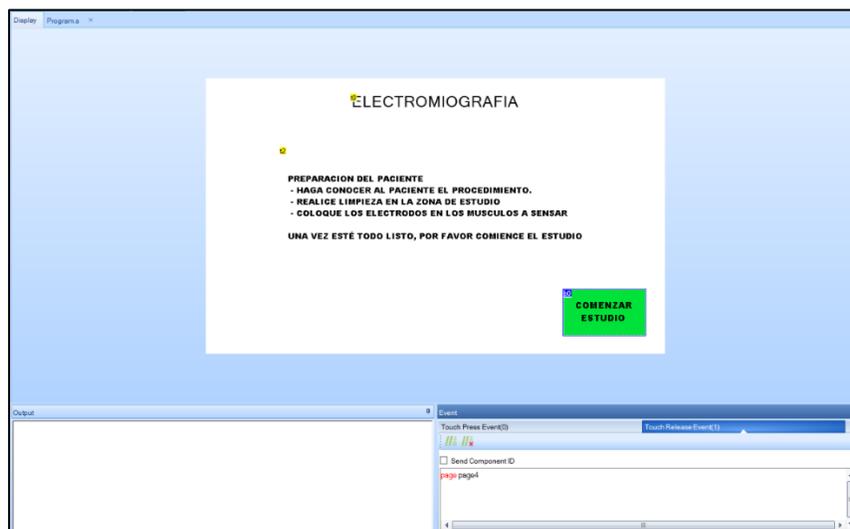


Figura 111. Menú preparación EMG (Bustos & Piedra, 2024).

Al presionar sobre b0 se continua a la página 4.

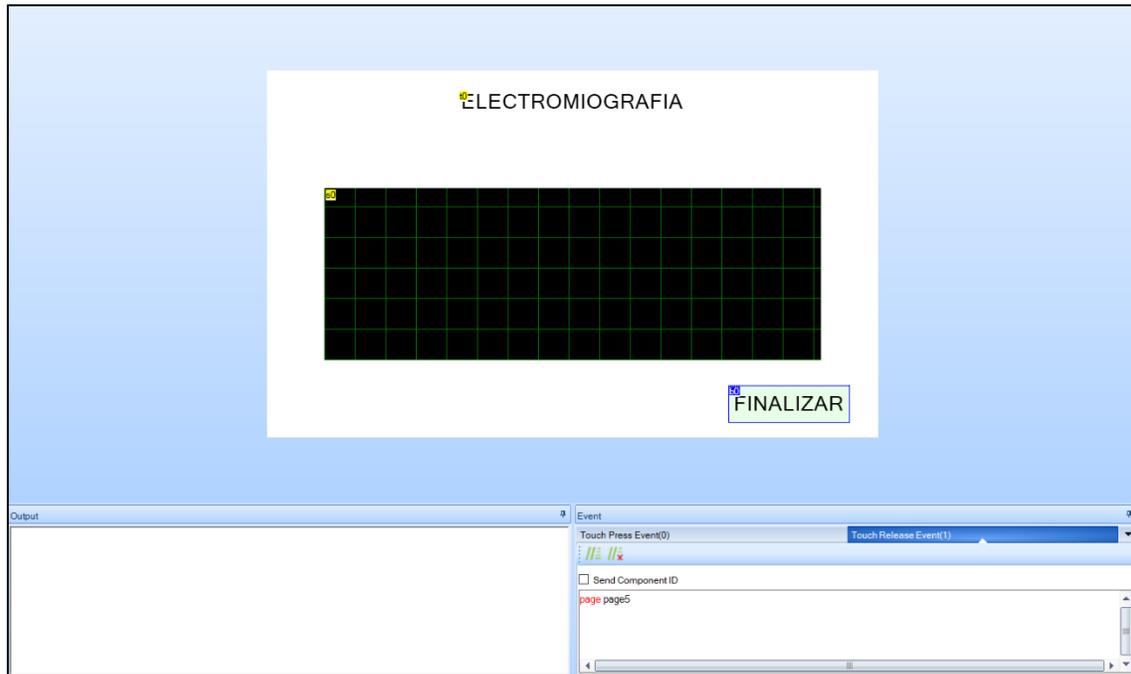


Figura 112. Menú de visualización de lectura EMG (Bustos & Piedra, 2024)

Al presionar sobre b0 se continúa a la página 5

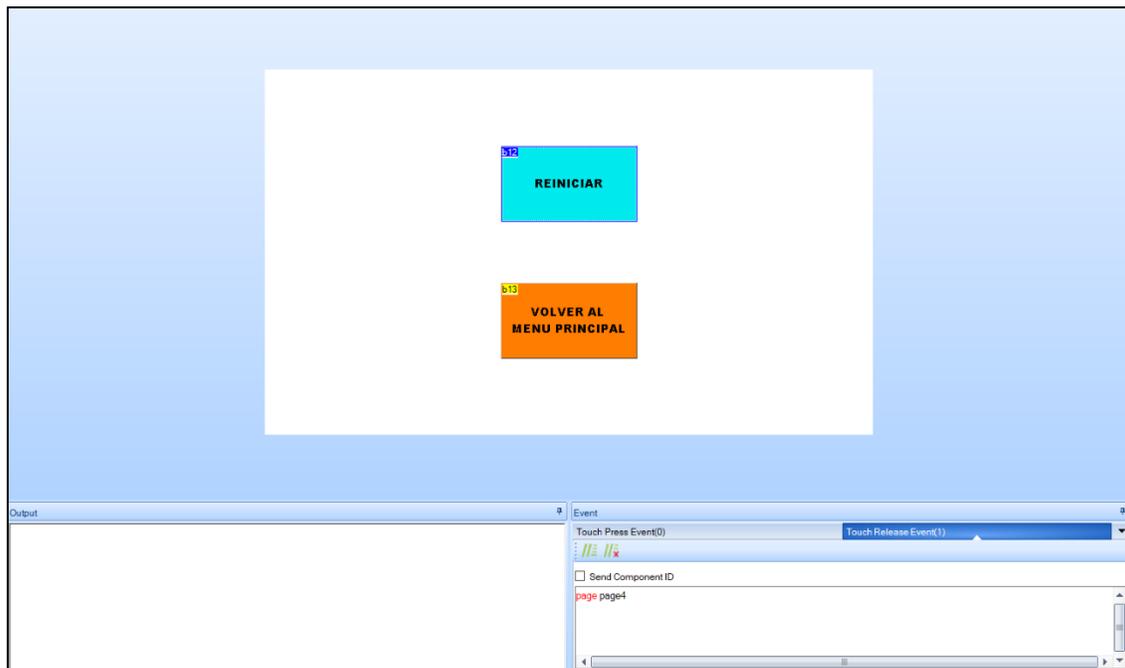


Figura 113. Menú post-prueba EMG (Bustos & Piedra, 2024)

Al presionar b12 se regresa a la página 4 “preparación de paciente”, cuando se presiona b13 se regresa a la página 1, menú de seleccionar opción.

3.3.3. VERIFICACION DE COMUNICACIÓN SERIAL

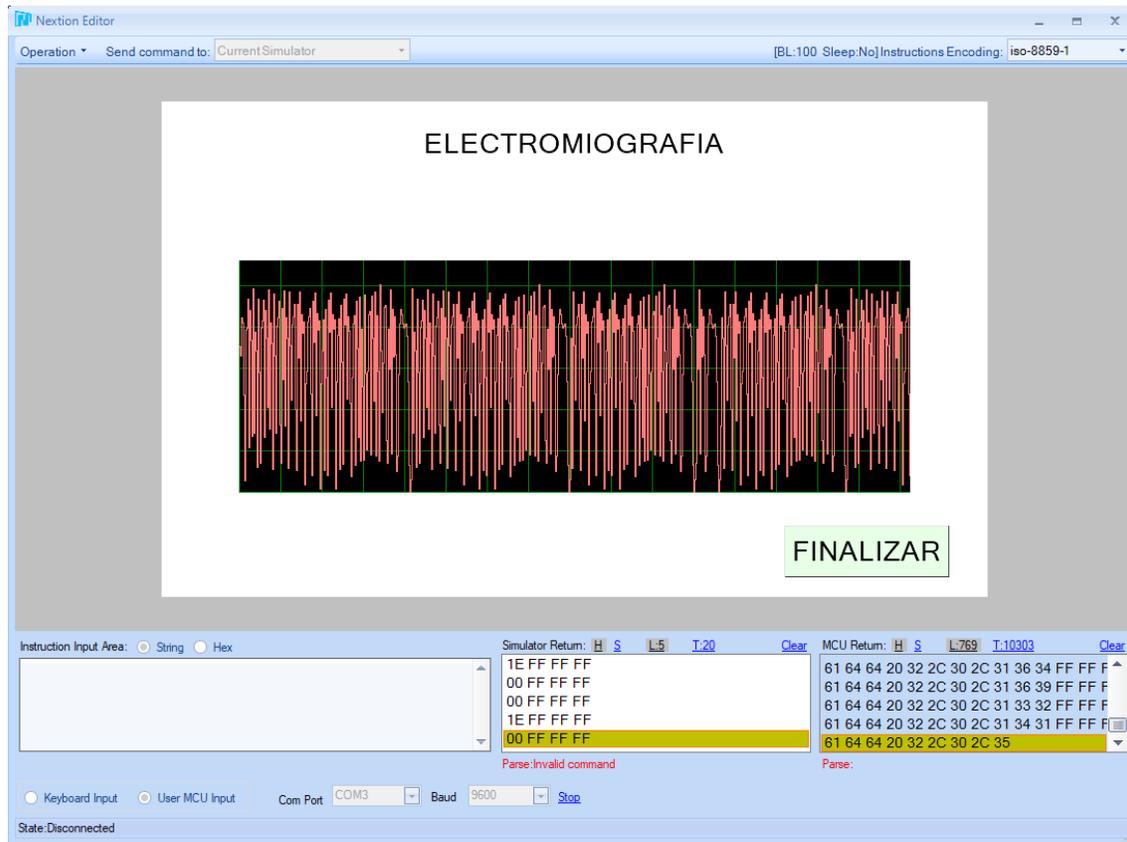


Figura 114. Gráfica de señal recibida del circuito EMG (Bustos & Piedras, 2024)

En la ventana MCU Return se muestra los bits recibidos por parte del Arduino, estos bits son el resultado de la entrada de señales que fueron posteriormente procesadas y ser adaptadas para la comunicación serial.

CRONOGRAMA Y PRESUPUESTO

4.1. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Tabla 7.

Cronograma de Actividades de Proyecto Técnico

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES DE PROYECTO TÉCNICO									
N°	ACTIVIDADES	DICIEMBRE 2023				ENERO 2024			
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
1	Recompilación de información para el Marco Teórico	■	■	■	■	■			
2	Capacitación para uso de Proteus y Nextion	■	■	■					
3	Adquisición de datos de componentes electrónicos	■	■	■	■				
4	Retroalimentación en lenguaje C++	■	■						
5	Diseño de pantalla NEXTION		■	■	■				
6	Diseño de circuito EMS		■	■	■	■	■		
7	Diseño de circuito EMG		■	■	■	■	■	■	
8	Programación en Arduino					■	■		
9	Pruebas de de circuitos realizados en Proteus						■	■	
10	Prueba de pantalla Nextion				■	■			
11	Correcciones Nextion y Proteus				■	■	■	■	
12	Comunicación Virtual Serial Port Driver						■		
13	Simulaciones de diseños y comunicaciones entre softwares						■	■	
14	Adaptaciones						■		
15	Pruebas finales						■	■	
16	Elaboración de documento		■	■	■	■	■	■	
17	Correcciones de documento						■	■	
18	Entrega de documento								■

Nota: Elaboración propia (Bustos & Piedra, 2024).

El presente cronograma muestra detallado el tiempo que se usó para culminar con el proyecto técnico.

4.2. PRESUPUESTO

Tabla 8

Presupuesto de Proyecto Técnico

PRESUPUESTO DE PROYECTO TÉCNICO				
N°	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Precio final
1	Laptop Hp Intel Core i7	1	\$1,260.00	\$1,260.00
2	Impresora EPSON 410 Series	1	\$180.00	\$180.00
3	Tinta LTC EPSON (Paquete)	1	\$20.00	\$20.00
4	Resma de hojas A4	2	\$4.25	\$8.50
5	Anillados	4	\$3.25	\$13.00
6	Alimentarios	2	\$350.00	\$700.00
7	Transporte	2	\$275.00	\$550.00
8	Virtual Serial Port Driver	2	\$149.00	\$298.00
9	Mouse	2	\$6.70	\$13.40
10	Internet Movil	2	\$20.00	\$40.00
			TOTAL	\$3,082.90

Nota: Elaboración propia (Bustos & Piedra, 2024).

Se muestra un valor del presupuesto usado para la culminación de este proyecto técnico.

CONCLUSIONES

Al finalizar este proyecto técnico, se logró alcanzar el diseño de una interfaz que conecta un electromiógrafo y un electroestimulador muscular mediante el uso de tres softwares virtuales que son: Nextion; Arduino; Proteus. Entregando un resultado satisfactorio en su funcionamiento al lograr simular efectivamente el uso de la interfaz en sus apartados de EMS y de EMG.

Con la entrega de este proyecto se brinda una herramienta de aprendizaje importante para los estudiantes de la carrera de Biomedicina de la UPS, porque permite indagar en el campo del desarrollo de circuitos electrónicos y algoritmos relacionados con la fisiología humana. Por consiguiente, aporta un incentivo investigativo para la comunidad académica biomédica sobre la terapia física, tanto a nivel fisiológico y electrónico.

Con respecto a la electroestimulación, el uso de dos 555 fue esencial para poder generar dos tipos de ondas, la segunda dependiente de la primera, permitiendo que la primera ofrezca una frecuencia regulable de trabajo y la segunda permitiendo que se creen pulsos más pequeños con carga y descarga de mayor velocidad con un capacitor de menor faradios, siendo esa onda sometida a una etapa de amplificación para aumentar su valor de corriente y así emitir impulsos controlados por un potenciómetro.

La comunicación virtual serial, fue hecha mediante el software Virtual Serial Port Driver de Electronic Team, Inc que tiene la capacidad de crear e interconectar varios puertos seriales virtuales a la vez, el cual es necesario para las pruebas y simulaciones antes de realizar la implementación. Esto favorece en el apartado económico porque permite realizar prácticas sin depender de la adquisición obligatoria de la pantalla Nextion, la cual posee un valor elevado (el cual ronda los \$130).

El amplificador de instrumentación se encarga de recibir dos señales de entrada y dar como resultado la diferencia entre éstas dos y amplificarlas según la configuración deseada, como en este caso que se le configuró una ganancia de 100, lo que nos ayudará a evitar que los filtros cumplan también con la función de amplificar, lo que provocaría un desfase mayor. Por motivos de prueba, es importante tener una mejor visualización de la señal en el osciloscopio y apreciar de manera efectiva el filtrado por el que ésta ha sido sometida.

El filtro notch, se encarga de eliminar una banda de frecuencias que no se desean tomar en cuenta para el análisis, con la finalidad de eliminar parte del ruido que puede presentar la lectura a raíz de su exposición a corrientes eléctricas de alimentación, por lo que su frecuencia central $F_0=60\text{Hz}$, de no ser así, se filtrarían en la lectura señales de ruido generadas por la alimentación del equipo o la estática de los componentes electrónicos que se encuentren en el ambiente.

Los amplificadores operacionales suelen producir un desfase en la tensión del circuito, lo que puede alterar los resultados del estudio, para esto es necesario añadir una fase de OFFSET, para corregir este desfase acercándolo lo más posible a un valor de cero. En la simulación de este proyecto técnico el offset cumple la función de desfasar la señal con el objetivo de poder transmitir efectivamente valores al sistema embebido, lo que realiza efectivamente. Modificar los valores de offset puede generar un desfase mayor o menor dependiendo de la cantidad de tensión que se le aplique.

RECOMENDACIONES

Es necesario que se evalúen los tiempos actuales de presentación de los proyectos de titulación que tienen los estudiantes de la UPS para poder lograr un mayor alcance en el desarrollo de los trabajos, tomando en cuenta que actividades la implementación conlleva a manejar etapas de trabajo más duraderas.

Es importante tomar en cuenta los precios del hardware como Nextion que ronda los \$130,00 en distribuidores oficiales de la marca y Arduino con valores entre los \$12,00 y los \$25,00 dependiendo de la versión que se vaya a utilizar, así como el costo de software como Proteus cuya versión utilizada para este proyecto mantiene un valor de \$1032,00

Se debe tomar en cuenta y analizar la importancia de la compatibilidad de componentes electrónicos usados en el proyecto, debido a lo trascendental que es esta etapa para que el resultado final en cuanto a diseño y desarrollo de dispositivos biomédicos sea seguro y confiable.

Se recomienda realizar las simulaciones en un programa con mejores características de diseño de circuitos como: Multisim, ya que es un software más potente para realizar simulaciones, porque Proteus como software de diseño es muy completo con la desventaja de que en ocasiones presenta dificultades a la hora de reproducir simulaciones de circuitos con mayor complejidad como el presentado en este proyecto, también presenta una carga de CPU muy grande al trabajar con varias fuentes de señales de manera simultánea. Por otra parte, se destaca el uso de Proteus ya que es un software bastante amigable con el usuario, permitiendo añadir librerías externas y el diseño de placas electrónicas.

Es conveniente investigar el uso de electrodos y cables de comunicación para combinar los procesos de adquisición de señales mioeléctricas y emisión de corriente eléctrica en un solo segmento. Añadiendo un microcontrolador que permita realizar ambas funciones de manera simultánea, reduciendo así la cantidad de electrodos necesarios para una implementación futura de este proyecto o trabajos similares.

Se recomienda que el diseño presentado en el desarrollo este proyecto se presente a la comunidad biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana como material de aprendizaje en el área de diseños de circuitos electrónicos donde se utilicen herramientas complementarias como Nextion, porque ofrece una gran cantidad de ventajas, como la posibilidad de controlar y visualizar todo aspecto de un sistema.

En el EMG es importante conocer cada una de las partes que compone el tratamiento de las señales, desde su diseño hasta sus resultados. Se resalta la necesidad de una exhaustiva investigación para determinar tanto los componentes electrónicos, como la configuración y los cálculos pertinentes a utilizar para el diseño de los filtros y amplificadores, de esta manera se obtendrán los mejores resultados posibles, así como también nos permite proporcionar datos más exactos al sistema embebido para su procesamiento, caso contrario el circuito EMG será propenso a presentar lecturas imprecisas y que puedan alterar los resultados del estudio, lo que provocaría un mal diagnóstico y un posterior tratamiento que podría ser ineficiente para un potencial sujeto de estudio.

Se debe considerar el circuito de electroestimulación como una base de aprendizaje para orientar a los estudiantes de la carrera de Biomedicina de la UPS en el desarrollo de dispositivos biomédicos enfocados en el área de fisiología. Sería importante incentivar a la comunidad

académica a explorar mas en el campo del diseño y desarrollo de dispositivos que proveen beneficios a la sociedad.

BIBLIOGRAFÍA

AcademiaLab. (2024). Onda triangular. Obtenido de <https://academia-lab.com/enciclopedia/onda-triangular/>

Acosta, N. (2006). Importancia, problemas y soluciones en el diseño de la intefaz de usuario. 18, 174–182.

Alonso, A., Sanchez, H., Espino Hurtado, P., De la Rosa Steinz, R., & Liptak, L. (2002). Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. Obtenido de <http://sid.usal.es/idocs/F8/8.2.6-5924/entrenador.pdf>

Alzate, O., Javier, F., Londoño, S., & Trujillo, L. (2019). Modelos explicativos en anatomía. Anatomía y Ciencias.

Apple. (s.f.). Manual de uso del MainStage. Obtenido de Osciladores - Soporte Técnico de Apple: <https://support.apple.com/es-mx/guide/mainstage/lgsife41898b/mac>

Aprender sobre electrónica. (s.f.). Filtro Paso Bajo- Explicado. Obtenido de <https://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Filtro-paso-bajo.php>

Arguelles, F., Morales, G., Egozcue, S., Pabón, R., & Alonso, M. (2009). Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas. An. Sist. Sanit. Navar, 32, 69–82. <http://www.scielo.org.co/pdf/anco/v38n3/2422-4022-anco-38-03-113.pdf>

- Asister. (2018). Electroestimuladores archivos. Obtenido de <https://www.asister.es/categoria-producto/salud-y-bienestar/rehabilitacion-y-terapia/electroestimuladores/>
- Bio Ems Fitness Studio. (2017). ¿Qué es electroestimulación muscular? Obtenido de Bio EMS - Fisioterapia Alicante: <https://bioems.es/que-es-electroestimulacion-muscular/>
- Brito, J., Quinde, M., Cusco, D., & Calle, J. (2023). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius*, 9, 1–8. https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwiEk4H_2ZuDAxUZfTABHfaZAOcQFnoECBMQAQ&url=https%3A%2F%2Fdialnet.unirioja.es%2Fdescarga%2Farticulo%2F5972783.pdf&usg=AOvVaw34HBNrkIzn9PFT4TM0hXbe&opi=89978449
- Busto, D. T. (2020). Efecto del ejercicio agudo con electroestimulación integral en el rendimiento físico y el daño muscular. Obtenido de Tesis del programa de doctorado en actividad física y deporte: <https://www.educacion.gob.es/teseo/imprimirFicheroTesis.do?idFichero=a9wPv%2Fuods%3D>
- Cabrera, J., & Hoyos, G. (2015). Diseño y construcción de un electroestimulador muscular digital. Obtenido de Tesis de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Escuela Politécnica Nacional: <https://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/11848/1/CD-6555.pdf>
- Calculadora de filtro pasa alto. (s.f.). Aprender sobre electrónica. Obtenido de <https://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Calculadora-de-filtro-paso-alto.php>

- Clínica MipSalud Madrid. (2023). Estudio neurofisiológico del miembro superior. . Obtenido de <https://www.mipsalud.com/electromiografia-electroneurografia-estudio-miembro-superior/>
- Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades. (2023). Estadísticas de Discapacidad. Obtenido de Total de personas con discapacidad registradas en el registro nacional de discapacidad: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- Contreras, D., Ramírez, A., Gallegos, F., & Bazán, I. (2015a). Prototipo de una Prótesis mioeléctrica para la emulación de una articulación de codo. 36(1), 77–92. <https://www.scielo.org.mx/pdf/rmib/v36n1/v36n1a6.pdf>
- Contreras, D., Ramírez, A., Gallegos, F., & Bazán, I. (2015b). Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica para la Emulación de una Articulación de Codo. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 36(1), 77–92. https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322015000100006
- Cooper, R., Cullis, E., Cumbo, J., Angliss, V., Bacht, M., & Contoyannis, B. (1995). A visual feedback system for myoelectric training. P. Melbourne: World Congress of the International Society for.
- Cortes, D., Moreno, Y., & Cortes, A. (2022). Responsabilidad social universitaria: desarrollo y entrega de una prótesis de brazo mioeléctrico. *Revista Ciencia UANL*, 25(116). <https://doi.org/10.29105/cienciauanl25.116-1>
- Cruz, A., & Sánchez, H. (2021). Hand prosthesis controlled by eeg signals. *Momento*, 2021(63), 34–51. <https://doi.org/10.15446/mo.n63.96407>

- D'Aguzan, N. (2018). Síndrome de hombro doloroso, enfrentamiento clínico parte 1. Obtenido de Escuela de Medicina. Facultad de Medicina: <https://medicina.uc.cl/publicacion/sindrome-hombro-doloroso-1/>
- Delgado, G. (2018). Implementación de una interfaz HMI. Obtenido de Universidad de la SalleUniversi: https://ciencia.lasalle.edu.co/cgi/viewcontent.cgi?article=1054&context=ing_automatizacion
- Doeringer, J., & Hogan, N. (1995). Performance of above elbow body-powered prostheses in visually guided unconstrained motion tasks. . IEEE Transactions on Biomedical Engineering.
- Dote, J., Nahuelhual, P., Cubillos, R., Fuentes, G., & Zuniga, J. (2020). 3d-printed hand prostheses function in adolescents with congenital hand amputation: A case series. *Revista Chilena de Pediatría*, 91(3), 410–416. <https://doi.org/10.32641/rchped.v91i3.1415>
- Dupont, A., & Morin, E. (1994). A myoelectric control evaluation and trainer system. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering.
- Efectores musculares. (s.f.). Obtenido de UCCL Neurociencias: https://www7.uc.cl/sw_educ/neurociencias/html/143.html
- Electrotens. (2023). Colocación de los electrodos sobre los Brazos y Hombros. Obtenido de Brazos y hombros: <https://electrotens.com/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos/>
- EMS Revolution. (2014). ¿Qué es la electroestimulación muscular? Obtenido de <https://www.emsrevolution.com/que-es-electroestimulacion-muscular/>

- Espinoza, J., & Torres, K. (2022). Diseño e implementación de una prótesis mioeléctrica controlada por fusión de sensores en un sistema embebido [Escuela Politécnica del Litoral]. <https://www.dspace.espol.edu.ec/bitstream/123456789/57167/1/T-113016%20TORRES%20KAREN-ESPINOZA%20JHON.pdf>
- Farry, K., Walker, I., & Baraniuk, R. (1996). Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*.
- Fernández, L. (2015). Biorretroalimentación EMG para el dolor de miembro fantasma constrictivo. Un informe de tres casos. *Clinica y Salud*, 26(2), 97–102. <https://doi.org/10.1016/j.clysa.2014.12.002>
- Fernandez, O. (2020). TENS en casa. ¿Para qué y cómo se utiliza? Obtenido de Blog Iberomed.: <https://iberomed.es/blog/2020/08/04/tens-en-casa-para-que-y-como-se-utiliza/>
- Fernández, Y. (2022). Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno. Obtenido de Xataka: <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>
- Fernando, T., Pulgar, F., Superior, I., Jaime, P., & Aguilera, R. (2017). Procesamiento de Señales Mioeléctricas para Control de una Prótesis Robótica. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.12156.23682>
- Fisiocasa, R. (2023). La electroterapia en fisioterapia y sus aplicaciones. Obtenido de Fisioterapeuta a domicilio: <https://fisiocasa.es/la-electroterapia-en-fisioterapia-y-sus-aplicaciones/>

- Francisco, A., Hernández, R., Roberto, J., & Rosales, J. (2016). Fractional RC and LC Electrical Circuits Circuitos eléctricos RC y LC fraccionarios. 1–12.
- Galvis, J., Puerto, K., Galvis, L., & Ramírez, J. (2022). Análisis del diseño de interfaces gráficas de usuario para el control y monitorización de sistemas optoelectrónicos aplicados a telecomunicaciones e instrumentación electrónica. *Entre Ciencia e Ingeniería*, 16(31), 33–42. <https://doi.org/10.31908/19098367.2686>
- García, D. (s.f.). Utilidad de la electromiografía de superficie. Obtenido de Técnicas instrumentales diagnósticas y terapéuticasdo : <https://www.researchgate.net/>
- Garfias, J., Martínez, Y., Monroy, M., Peña, H., & Ucan, L. (2019). La importancia de amplificadores operacionales en los equipos médicos. *Revista Del Centro de Graduados e Investigación Del Instituto Tecnológico de Merifa*, 34(76), 1–6.
- Gudiño, J. (2014). Diseño de una interfaz mioeléctrica y sistema de control de un rehabilitador de extremidad superior para pacientes con trastorno de movimientos. Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Azcapotzalco.
- Guellcom Acceso. (2022). Tipos de Arduino. Obtenido de Electrónica Rayte SL: <https://rayte.com/blog/post/5-tipos-de-arduino>
- Guzman, E., & Méndez, G. (2018). Electromiografía en las ciencias de rehabilitación. Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad Santo Tomás, 3.
- Harwin, W., Rahman, T., & Foulds, R. (1995). A review of design issues in rehabilitation robotics with referenceto north american research. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*.

Heard, D., Farry, K., & Atkins, D. (1995). A comparison of functional capabilities of below-elbow unilateral. Canada: Fredericton.

Heckathorne, C. (1995). Prosthetic arm design and simulation system (PADSS) for assessing alternative fitting of upper-limb prostheses. Capabilities. Northwestern University Prosthetics Research Laboratory & Rehabilitation Engineering Research Program.

Images, G. (2022). Tratamiento de microcorriente microsensorial eléctrica BIO EMS para electroestimulación facial y corporal y tonificación muscular. Obtenido de Unplash+: <https://unsplash.com/es/fotos/tratamiento-de-microcorriente-microsensorial-electrica-bio-ems-para-electroestimulacion-facial-y-corporal-y-tonificacion-muscular-lifting-antiarrugas-y-antienvjecimiento-terapia-alternativa-con-guantes-conductores-I3LYJtzI8L>

IVMedical. (2019). Beneficios de la electroestimulación muscular en el campo fisioterapéutico (TENS) y en el del desarrollo muscular (EMS). Obtenido de Noticias: <https://ivmedical.cl/blogs/news/beneficios-de-la-electroestimulacion-muscular-en-el-campo-fisioterapeutico-tens-y-en-el-del-desarrollo-muscular-ems>

Iza, C. (2016). Generadores de señales. Obtenido de Repositorio Digital. Escuela Politécnica Nacional: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwiJ9ais2fGDAXU-mYQIHfy_Dn0QFnoECBQQAQ&url=https%3A%2F%2Fbibdigital.epn.edu.ec%2Fbitstream%2F15000%2F2538%2F1%2FCD-0375.pdf&usg=AOvVaw1Vna5RoLx0PT11m-V2Hhw-&opi=8997844

- Jarmey, C., & Sharkey, J. (2017). Atlas conciso de los músculos. Barcelona: Editorial Paidotribo.
- Jimenez, A., & Jimenez, A. (2017). Mejora de la fasciculación muscular con cambio dietético: neuropatía por gluten. Obtenido de El Paso's Personal Injury Doctors 915-850-0900.: <https://es.personalinjurydoctorgroup.com/tag/fasciculation/>
- Junquera, R. (s.f.). Contracción muscular. Qué Es, Tipos, Cómo Y Dónde Se Produce,Cuál Es Su Importancia Para El Cuerpo. Obtenido de <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/contraccion-muscular>
- Labcenter Electronics. (s.f.). PCB Design and Circuit Simulator Software. Obtenido de Labcenter Electronics - Proteus: <https://www.labcenter.com/>
- Lama, A. (2022). Mala colocación de electrodos: un desafío diagnóstico aún presente Malposition of ECG electrodes; a continuing challenge Artículo especial. Revista Chilena de Cardiología, 41, 140–144.
- Loaiza, J., & Arzola, N. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. Universidad Nacional de Colombia, 78, 191–200.
- López. (2023). Lesiones del codo ¿Cuales son las 6 más frecuentes? . Obtenido de Handfix terapia de mano: <https://handfix.mx/lesiones-del-codo-las-mas-frecuentes/>
- Mancilla, E., Vaquero, M., Pérez, A., Martínez, F., Gómez, S., Sánchez, A., & López, L. (2022). Hallazgos electroencefalográficos compatibles con encefalopatía en pacientes ingresados por covid-19. Acta Neurológica Colombiana, 38(3), 113–123. <https://doi.org/10.22379/24224022416>
- Maneus, M. (2023). Desarrollo de una mano biónica mediante medios de producción de bajo coste.

- Manual calificación de discapacidad. (2018). Obtenido de Ministerio de Salud Pública:
https://www.salud.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/12/Manual_Calificaci%C3%B3n-de_Discapacidad_2018.pdf
- Marcos, F., Gómez, N., & de Haro, J. (2021). Artificial intelligence, machine learning, vascular surgery, automatic image processing. Implications for clinical practice. *Angiologia*, 73(2), 65–75. <https://doi.org/10.20960/angiologia.00177>
- Marcus, S. (1995). A two degree of freedom hand prosthesis with hierarchical grip control. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*.
- Marsito. (2023). Descubre la Anatomía Muscular: Estructura y Funcionamiento. Obtenido de CFN:
<https://cepafuerteventuranorte.es/descubre-la-anatomia-muscular-estructura-y-funcionamiento/>
- Martín, J. R. (2024). Corrientes usadas en electroterapia. Obtenido de Electroterapia en fisioterapia: https://www.electroterapia.com/tipos_c.php
- Maya, A., & Posada, A. (2023). Experiencias de los usuarios de una prótesis mioeléctrica de mano: Un estudio cualitativo. *Scielo*, 8, 1–15. <https://orcid.org/0000-0002-1524-8557>
- Mecatronica LATAM. (2021). Amplificador operacional. Obtenido de Tutoriales Electrónica:
<https://www.mecatronicalatam.com/es/tutoriales/electronica/amplificador-operacional/>
- Médica Store. (2024). Electroestimulador Muscular con 45 Programas Predefinidos para Corrientes TENS y EMS de 4 canales - Medimetrics. Obtenido de Médica Store México:

- <https://grupomedicastore.mx/equipos-de-fisioterapia/217-electroestimulador-muscular-con-45-programas-predefinidos-para-corrientes-tensems-de-4-canales-medimetrics.html>
- MedlinePlus. (2019). Biblioteca Nacional de Medicina (EE. UU.). Obtenido de https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/8986.htm
- Mendez, P. (2020). Resumen Intervencion Miembro Superior. Obtenido de Filadd: <https://filadd.com/doc/resumen-intervacion-miembro-superior-docx-anatomia>
- Moajaza. (s.f.). Electroestimulador TENS de baja frecuencia, masajeador eléctrico de 12/15 modos, estimulador muscular, electrodos de fisioterapia, parches para aliviar el dolor. Obtenido de Aliexpress: <https://es.aliexpress.com/i/1005005854181217.html>
- Moreno, G., Castillo, C., Lagos, F., Carrasco, N., Rojo, J., & Guajardo, H. (2023). Desarrollo de una solución protésica que optimice el proceso de rehabilitación y posterior reintegro laboral de trabajadores con amputación parcial de mano. www.suseso.cl.
- Muñoz, S., Escobar, F., & Miranda, E. (2022). Ultrasonido de nervios periféricos II: neuropatías por atrapamiento de extremidad superior. *Revista Chilena de Radiología*, 28(4), 135–155. <https://doi.org/10.24875/RCHRAD.22000034>
- Murillo, J. J. (2014). Filtrado Básico de Señales Biomédicas. Obtenido de https://www.researchgate.net/publication/271273652_Filtrado_Basico_de_Senales_Biomedicas
- Murillo, J., & Rodriguez, E. (2023). La electroestimulación muscular y el desarrollo de la fuerza en el tren superior. Obtenido de Tesis de la facultad de ciencias de la educación, humanas

y tecnologías: <http://dspace.unach.edu.ec/bitstream/51000/11799/1/UNACH-EC-FCEHT-PAFD-0040-2023.pdf>

Nieves, V. (2022). Movimiento de prótesis mediante ayuda robótica.

Oli, A. D. (2021). Qué es la programación con arduino y para qué sirve . Obtenido de Bejob: <https://www.bejob.com/que-es-la-programacion-con-arduino-y-para-que-sirve/#:~:text=La%20plataforma%20Arduino%20se%20programa,un%20sistema%20operativo%20llamado%20UNIX>.

O'Neill, P., & Morin, E. (1994). A myoelectric control evaluation and trainer system. . IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering.

Ottone, N., Guzmán, D., Bianchi, H., & Sol, M. (2023). Variaciones anatómicas de las arterias radial y ulnar en miembros superiores plastinados. *Int. J. Morphol*, 41(2), 548–554.

Park, E., & Meek, S. (1993). Fatigue compensation of the electromyographic signal for prosthetic control and force stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.

Quinayás, C., Muñoz, M., Vivas, Ó., & Gaviria, C. (2010). Diseño y construcción de prótesis robótica de mano UC-1. *14(2)*, 223–237.

Ramírez, K. (2017). Interfaz y experiencia de usuario: parámetros importantes para un diseño efectivo. *Revista Tecnología En Marcha*, 30(5), 49. <https://doi.org/10.18845/tm.v30i5.3223>

René, C. (2011). Diseño personalizado de una interfaz. Obtenido de http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0123-34752011000200007&script=sci_arttext

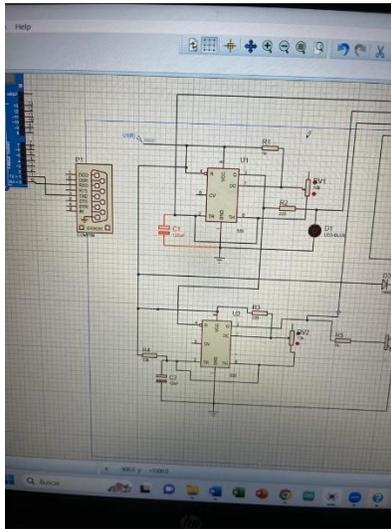
- Robledo, V. C., & Godoy, J. N. (2014). Los sistemas embebidos y su importancia en la actualidad. Obtenido de Licuado de letras: <https://licuadodeletras5.wordpress.com/los-sistemas-embebidos-y-su-importancia-en-la-actualidad/>
- Rodríguez, M., Dorantes, G., & Gutiérrez, M. (2017). Development of a myoelectric-controlled prosthesis for transradial amputees. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, 38(3), 602–620. <https://doi.org/10.17488/RMIB.38.3.8>
- Rojas, N. a. (2023). Contracción del músculo estriado. Obtenido de Mejor Con Salud. : <https://mejorconsalud.as.com/contraccion-del-musculo-estriado/>
- Rotlland, S., Navarro, C., Sirvent, G., Carbajal, M., Nacenta, F., & Gómez, M. (2010). Adaptación de unos dedos biónicos en una paciente con doble amputación de extremidades superiores. *Sermef*, 376–380. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0048712010001362?via%3Dihub>
- Seheedd, D., & Martínez, R. (1998). Diagnóstico y pronóstico electromiográfico durante la rehabilitación de las lesiones del nervio-radial. *Complejo Científico Ortopédico*, 40(6), 12.
- Tejada, S. S. (2015). Electromiografía (EMG). Obtenido de Me van a hacer una electromiografía. ¿Para qué sirve? ¿Me puede hacer daño?: <https://espaldaycuello.com/electromiografia-emg/>
- The Book Worm . (2024). Electro-fisiología. *Electrofisiología. Pio. 19.-Sección transversal de dos músculos-flotante de Hipona- riini>.* Obtenido de Alamy: <https://www.alamy.es/electro-fisiologia-electrofisiologia-pio-19-seccion-transversal-de-dos-musculos-flotante-de-hipona-riini-gt-iig-ifa-haces-de-fibrillas-musculo-columnas-gt-sarcoplasm-rollett-musculos-del-mismo-animal-y-lo-mismo-es-cierto-de-la-posici>

- TherapyCord . (2021). 5 tipos de electroterapia en fisioterapia. Obtenido de Blog | Therapycord. :
<https://blog.therapycord.mx/tipos-electroterapia-fisioterapia/>
- Tierra, A. (2017). Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de brazo de bajo costo, para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica [Escuela Pòlitecnica del Chimborazo]. <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/8994/1/108T0232.pdf>
- Todoelectronica. (2013). Filtro rechazo de banda. Obtenido de Electrónica universitaria:
<https://www.electronicasi.com/enseanzas/electronica-avanzada/electronica-universitaria/electronica-analogica/filtro-rechazo-de-banda/>
- Torres, C., Velázquez, A., Lugo, E., & Tapia, R. (2011a). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. In *Rev. Colomb. Biotecnol.*: Vol. XIII (Issue Diciembre).
- Torres, C., Velázquez, A., Lugo, E., & Tapia, R. (2011b). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 2, 70–83. <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=77621587007>
- Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo. (s.f.). Tipos de Señales (Análogica-Digital). Obtenido de Comunicaciones en Redes:
http://cidecame.uaeh.edu.mx/lcc/mapa/PROYECTO/libro27/133_tipos_de_seales_analogicadigital.html
- Veintimilla Rojas, M. S., & Ochoa Aucay, J. E. (2023). Neuro estímulo eléctrico periférico no invasivo como opción terapéutica en temblor esencial. *Revista Vive*, 6(16), 183–194. <https://doi.org/10.33996/revistavive.v6i16.217>

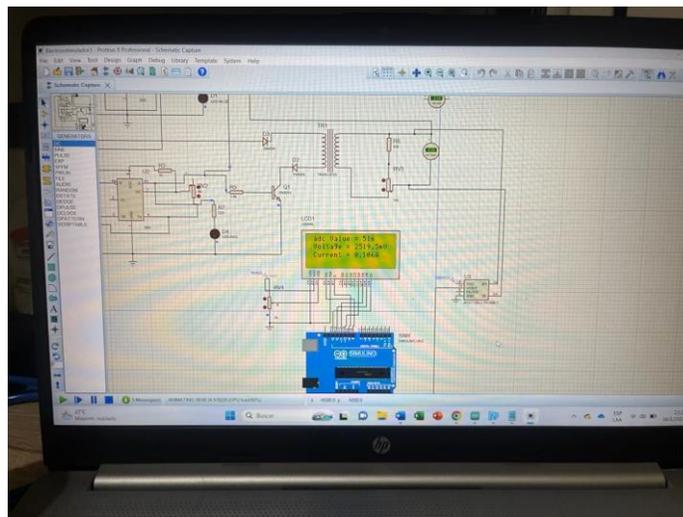
- Velastegui, M., Mera, A., Proaño, E., & Shiguango, Z. (2021). Accesibilidad arquitectónica para personas con discapacidad: una revisión narrativa. *Cien Ecuador*, 3(4), 18. <https://doi.org/10.23936/rce.v3i4.53>
- Velazquez. (2020). Diferencias entre una memoria RAM y una memoria ROM. Obtenido de Thrustnet: <https://trustnet.com.mx/diferencias-entre-memoria-ram-y-una-memoria-rom/>
- Vidal, C., & Gatica, V. (2010). Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital. Design and implementation of a digital electrocardiographic system. *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia N.º*, 55, 99–107.
- Wang, X., & Wilke, D. (2015). *Electrical Stimulation for Biomedical Applications*.
- Wiems Lab. (2024). Diferencia entre la electroestimulación TENS y la EMS. Obtenido de <https://wiemspro.com/electroestimulacion-tens-y-ems/>
- Winer, C., Allende, N., Aguirre, G., Robles, C., & Ré, R. (2020). Sensibilidad y especificidad de tres métodos complementarios para el diagnóstico de síndrome de túnel carpiano. *Acta Ortopédica Mexicana*, 34(1), 31–37. <https://doi.org/10.35366/94621>
- Zardoshti, M., Wheeler, B., Badie, K., & Hashermi, R. (1995). EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*.

ANEXOS

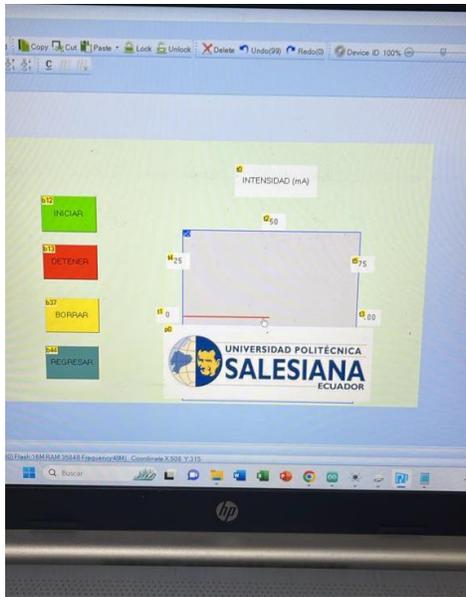
Se anexan pruebas diferentes realizadas en el transcurso de la creación del proyecto técnico:



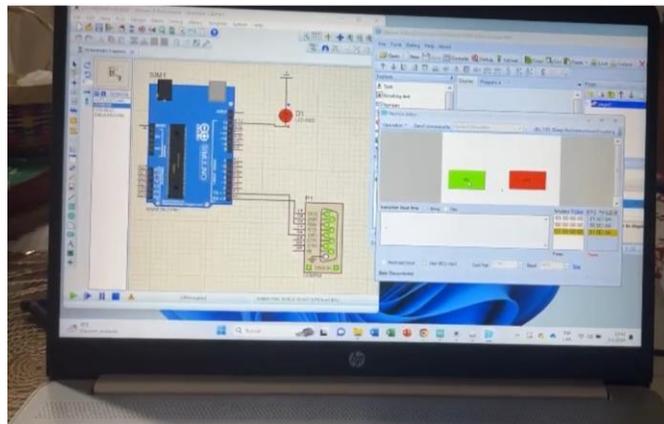
Prueba de 555 y capacitores



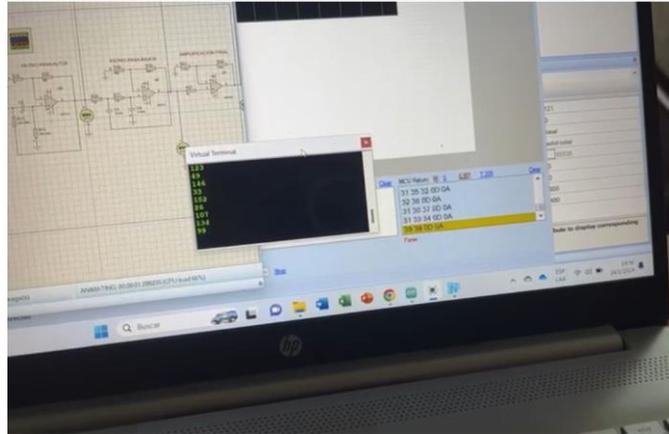
Prueba de pantalla LCD.



Prueba de componente Gauge



Prueba de encender led mediante Nextion-Protues usando Arduino



Lector Serial de datos arrojados por el EMG