



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

Tema:

**SISTEMA ELECTRÓNICO DE REHABILITACIÓN PARA PERSONAS QUE
PADECEN LA ENFERMEDAD NEUROPÁTICA DE PARÁLISIS FACIAL
PERIFÉRICA.**

Trabajo de Titulación. Modalidad: Proyecto de Investigación, presentado previo la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones.

ÁREA: Física y Electrónica

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Sistemas Electrónicos

AUTOR: Carlos Guido Ortega Toapanta

TUTOR: Ing. Elizabeth Paulina Ayala Baño, Mg.

Ambato - Ecuador

septiembre - 2021

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de Tutor del Trabajo de Titulación con el Tema: SISTEMA ELECTRÓNICO DE REHABILITACIÓN PARA PERSONAS QUE PADECEN LA ENFERMEDAD NEUROPÁTICA DE PARÁLISIS FACIAL PERIFÉRICA, por el señor, Carlos Guido Ortega Toapanta, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que el estudiante ha sido tutorado durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 15 del Reglamento para obtener el Título de Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y el numeral 7.4 del respectivo instructivo.

Ambato, septiembre 2021

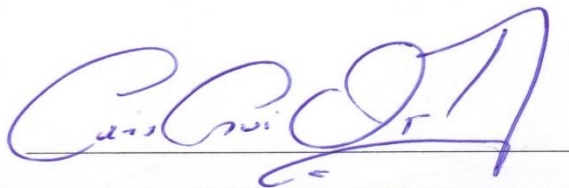
Ing. Elizabeth Paulina Ayala Baño, Mg.

EL TUTOR

AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado: SISTEMA ELECTRÓNICO DE REHABILITACIÓN PARA PERSONAS QUE PADECEN LA ENFERMEDAD NEUROPÁTICA DE PARÁLISIS FACIAL PERIFÉRICA, es absolutamente original, auténtico y personal. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, septiembre 2021



Carlos Guido Ortega Toapanta

C.C. 1804651345

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del Informe Final del Trabajo de Titulación presentado por el señor Carlos Guido Ortega Toapanta estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado SISTEMA ELECTRÓNICO DE REHABILITACIÓN PARA PERSONAS QUE PADECEN LA ENFERMEDAD NEUROPÁTICA DE PARÁLISIS FACIAL PERIFÉRICA, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 17 del Reglamento para obtener el Título de Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y al numeral 7.6 del respectivo instructivo. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con la señora Presidenta del Tribunal.

Ambato, septiembre 2021

Ing. Elsa Pilar Urrutia, Mg.

PRESIDENTA DEL TRIBUNAL

Ing. Santiago Manzano, Mg.
PROFESOR CALIFICADOR

Ing. Juan Pablo Pallo, Mg.
PROFESOR CALIFICADOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación en favor de la Universidad Técnica de Ambato, con fines de difusión pública. Además, autorizo su reproducción total o parcial dentro de las regulaciones de la institución.

Ambato, septiembre 2021



Carlos Guido Ortega Toapanta

C.C. 1804651345

DEDICATORIA

A mis padres por su apoyo constante e incondicional, pues sin ellos no lo habría logrado. Por haberme guiado por el sendero del bien, su bendición a diario me protege y me cuida, por creer en mis sueños, por sus valores y principios inculcados, son ejemplo de esfuerzo y valentía ante las adversidades de la vida. Son parte vital de mi vida y el fragmento más valioso que poseo, por todo su esfuerzo es todo un honor dedicarles este Trabajo de Titulación.

Carlos Guido Ortega Toapanta

AGRADECIMIENTO

A Dios por guiarme a lo largo de mi vida, por todas sus bendiciones, ser el apoyo y fortaleza en mis momentos de debilidad y dificultad.

A mis padres Carlos Ortega y Blanca Toapanta, por ser los principales promotores de mis sueños y ser un ejemplo de esfuerzo y valentía.

A mis hermanas Gabriela y Diana por haberme apoyado en los momentos de dificultad y haberme brindado su apoyo y comprensión, a mis sobrinos Rafael, Elian y a mi hija Micaela quienes son fuente de inspiración para seguir adelante.

A la Universidad Técnica de Ambato, Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, por compartir sus conocimientos.

A la Ingeniera Paulina Ayala, quien me ha guiado con paciencia y rectitud permitiendo el desarrollo de este trabajo.

Al Centro de Rehabilitación Física y Neurológica Bendiciones, a la Licenciada María Belén Camino Mora, por permitir realizar mi trabajo de titulación en su institución.

Finalmente, a mis abuelitos Segundo, Soledad, Elvira, Francisco, a mis tíos Juan, Luis, Segundo, Jorge, Cecilia, Norma, familiares, amigos, porque con sus consejos y palabras de aliento hicieron de mí una mejor persona.

Carlos Guido Ortega Toapanta

INDICE DE CONTENIDOS

APROBACIÓN DEL TUTOR	ii
AUTORÍA	iii
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO.....	iv
DERECHOS DE AUTOR	v
DEDICATORIA	vi
AGRADECIMIENTO	vii
INDICE DE CONTENIDOS.....	viii
ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN EJECUTIVO	xiii
ABSTRACT	xiv
CAPÍTULO I.....	15
MARCO TEÓRICO	15
1.1 Tema de investigación.....	15
1.2 Antecedentes de la investigación.....	15
1.2.1 Contextualización del problema.....	16
1.3. Fundamentación Teórica	18
1.3.1 Paciente.....	18
1.3.2 Parálisis Facial.....	18
1.3.3 El nervio facial.....	19
1.3.4 Sistema Nervioso facial.....	20
1.3.5 Clasificación de parálisis facial por la causa	21
1.3.6 Tipos de parálisis por sector	23
1.3.7 Parálisis facial periférica.....	24
1.3.8 Estimulación eléctrica.....	28

1.3.9	Sistema Eléctrico	29
1.3.10	Microcontrolador	29
1.3.11	Sensores	30
1.3.12	Tecnología móvil	31
1.3.13	Sistema operativo Android	32
1.3.14	Conexión móvil	32
1.3.15	Sistemas de control	32
1.4	Objetivos.....	32
CAPÍTULO II.....		35
METODOLOGÍA.....		35
2.1	Materiales	35
2.2	Modalidad de investigación	40
2.3	Recolección de información	41
2.3.1	Población y muestra.....	41
2.3.2	Procesamiento y análisis de datos	41
2.4	Desarrollo del proyecto	42
CAPÍTULO III		43
RESULTADOS Y DISCUSIÓN		43
3.1	Análisis y discusión de los resultados.....	43
3.2	Tecnología de los sistemas de estimulación eléctrica	44
3.3	Desarrollo de la propuesta.....	45
3.3.1	Requerimientos del Sistema	45
3.3.2	Etapas del Sistema.....	47
3.4	Arquitectura del sistema electro estimulador	49
3.4	Selección de elementos electrónicos para la implementación del sistema	49
3.4.1	El Electromiograma.....	50
3.4.2	La tarjeta controladora.....	51

3.4.3 Electrodo superficiales.....	52
3.4.4 Módulo Bluetooth.....	53
3.4.5 Software utilizado.....	54
3.5 Arquitectura del Electromiograma	55
3.6 Circuito del sistema	58
3.7 Programación de la APP.....	60
3.7.1 Diagrama de flujo de la etapa de programación	61
3.7.2 Configuración de la APP	62
3.8 Montaje del circuito.....	64
3.9 Presupuesto.....	65
3.10 Pruebas de Funcionamiento.....	66
CAPÍTULO IV	74
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	74
4.1 Conclusiones	74
4.2 Recomendaciones.....	75
BIBLIOGRAFÍA.....	76
ANEXOS	81

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Clasificación Histopato-lógica	21
Tabla 2: Causas de parálisis facial	22
Tabla 3: Materiales utilizados	35
Tabla 4: Software de programación.	39
Tabla 5: Población del Centro de rehabilitación "BENDICIONES".	41
Tabla 6: Características comerciales de equipos de electroestimulación	44
Tabla 7: Parámetros físicos considerados en el desarrollo del proyecto	46
Tabla 8: Parámetros técnicos considerados en el desarrollo del proyecto	46
Tabla 9: Cuadro comparativo de los Sensores para Electromiograma.....	50
Tabla 10: Cuadro comparativo tarjetas controladoras.....	51
Tabla 11: Cuadro comparativo de los electrodos superficiales.....	52
Tabla 12: Cuadro comparativo del módulo bluetooth de Arduino.....	53
Tabla 13: Cuadro comparativo del software utilizado	54
Tabla 14: Presupuesto.....	65
Tabla 15: Resultados obtenidos.....	72
Tabla 16: Resultados del tratamiento	73

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Nervio facial periférico [17]	20
Figura 2: Esquema general de un sistema general [37]	32
Figura 3.: Diagrama de bloques empleado en el sistema de estimulación	48
Figura 4. Arquitectura del sistema electroestimulador.	49
Figura 5: Arquitectura del Electromiograma.....	55
Figura 6: Diagrama del amplificador sumador [43]	57
Figura 7. Circuito del sistema	58
Figura 8. Diagrama de circuito electrónico	59
Figura 9. Diagrama de circuito en baquelita.....	59
Figura 10. Modelo para case para impresión en 3D	60
Figura 11: Diagrama de flujo de la etapa de programación	61
Figura 12. Diagrama de clases programación de la app declaración de variables.....	62
Figura 13. Pantalla de inicio de la APP	63
Figura 14. Pantalla de configuraciones de la APP.....	64
Figura 15. Montaje completo.....	65
Figura 16: Pruebas de Funcionamientos del electroestimulador	67
Figura 17: Pruebas de electroestimulador con frecuencias altas	67
Figura 18: Pruebas utilizando el modo automático.	68
Figura 19: Pruebas de campo utilizando el modo manual y automático.	69
Figura 20: Lectura de estímulos recibidos por la paciente	69
Figura 21: Lectura de estímulos recibidos.....	70
Figura 22: Paciente recibiendo el tratamiento de electroestimulación.	71
Figura 23: Lectura de señales se un músculo dañado o paralizado.	71

RESUMEN EJECUTIVO

El desarrollo de la presente investigación tiene como finalidad realizar un sistema electrónico de rehabilitación de parálisis facial periférica para ayudar a personas que padecen esta enfermedad neuropática, causando que la persona afectada no pueda controlar sus propios movimientos musculares faciales, puesto que el nervio facial lesiona los pares craneales produciendo parálisis facial. El sistema parte de la contracción muscular por electroestimulación, mejorando la circulación a través de frecuencias bajas y por reacciones de los tejidos muertos al aplicar impulsos eléctricos, La electroestimulación se aplica previo a la detección del estado de los músculos en un área del rostro.

La señal que genera el electroestimulador se da en forma de onda cuadrada monofásica con amplitud modulada para generar los pulsos eléctricos, además tanto el rango de pulso como la frecuencia están entre 1 a 100 Hz y la fase de acoplamiento con la que se ejerce la corriente de salida es menor a 10 mA con el fin de conservar el amperaje que soporta el cuerpo humano. Este método de estimulación eléctrica logra satisfacer las necesidades de funcionamiento tanto en tiempo y en frecuencia en el proceso de rehabilitación.

El sistema permite ingresar datos de tiempo, frecuencia y pulso los cuales pueden ser controlados de forma matemática, omitiendo todo tipo de ruido o alteración en las señales de salida. Lo que contribuye al mejoramiento de la salud de pacientes con lesiones faciales presentándose al alcance de todo centro de salud ya que es económico lo que lo hace reemplazable ante cualquier tipo de máquinas existente en el mercado.

Para comprobar el funcionamiento y confiabilidad del sistema, este fue aplicado en pacientes del Centro de Rehabilitación Bendiciones donde se obtuvo resultados favorables.

Palabras clave: Electroestimulación, parálisis facial, electromiograma, bluetooth.

ABSTRACT

The development of this research aims to make a peripheral facial paralysis electronic rehabilitation system to help people who suffer from of it neuropathic disease, causing the affected person to be unable to control their own facial muscle movements, since the facial nerve injures the cranial nerves producing facial paralysis. The system starts from muscle contraction by electrostimulation, improving circulation through low frequencies and reactions of dead tissues by applying these electrical impulses, which are applied prior to detecting the state of the muscles in an area of the face with the electromyogram

The signal generated by the electrostimulator is given in the form of a monophasic square wave with modulated amplitude to generate the electrical pulses, in addition both the pulse range and the frequency are between 1 to 100 Hz and the coupling phase with which the current is exerted. output is less than 10 mA in order to conserve the amperage that the human body supports. This method of electrical stimulation meets the needs of operation both in time and frequency in the rehabilitation process.

The system allows entering time, frequency and pulse data which can be controlled mathematically, omitting all kinds of noise or alteration in the output signals. What contributes to the improvement of the health of patients with facial injuries by presenting itself within the reach of every health center since it is economical, which makes it replaceable with any type of existing machines on the market.

To verify the operation and reliability of the system, it was applied to patients at the Bendiciones Rehabilitation Center, where favorable results were obtained.

Keywords: Electrostimulation, facial paralysis, electromyogram, bluetooth.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Tema de investigación

Sistema electrónico de rehabilitación para personas que padecen la enfermedad neuropática de parálisis facial periférica.

1.2 Antecedentes de la investigación

Como material de apoyo para el desarrollo del presente proyecto se realizó una investigación bibliográfica, encontrando los siguientes proyectos afines al tema.

Los investigadores Marcelino Prudencio Mamani Pacari¹, Dr. Yercin Mamani Ortiz¹, Dr. Daniel Illanes, Velarde, Marcos Rene Rocha Albino, 2016, en su proyecto de investigación, “Radiofrecuencia vs Corriente Farádica en la rehabilitación funcional de pacientes con parálisis facial periférica” manifiestan que una alternativa útil en el tratamiento fisioterapéutico es la utilización de radiofrecuencia y corriente Farádica, pues contribuyen a la rehabilitación funcional motora, y parálisis neurológicas, ofreciendo mayor comodidad y aceptación del tratamiento por parte del paciente. [1]

Los investigadores Miriam Mendoza López y Ángel J. García-Collado, 2017, en su proyecto de investigación con el tema “Diseño de un dispositivo multi-sensor para el tratamiento fisioterapéutico de la parálisis orofacial”, se realizó un prototipo creado a base de sensores de movimiento y una programación en la plataforma Arduino; esto con la finalidad de determinar el tono de la musculatura facial y orientar un tratamiento para la parálisis facial periférica. La razón para utilizar sensores está fundamentada en la complementación y sustentación de información relativa sobre los músculos afectados, mientras que el uso de Arduino es debido a su versatilidad e interfaz amigable. [2]

En el año 2018, Perú, Advincula Cruz en su proyecto de titulación con el tema “Electroterapia en Fortalecimiento Muscular” empleó corriente eléctrica con fines terapéuticos, fundamentándose en la electro-estimulación muscular y haciendo mención que ante la presencia de estímulos eléctricos cortos, un músculo sano sufre contracciones; esto debido a la excitación del nervio motor y las fibras nerviosas o por una estimulación muscular directa. Los resultados obtenidos de la investigación muestran a la electroterapia como una alternativa a problemas terapéuticos y fisioterapéuticos. [3]

Los investigadores Jenniffer Alfonso Cuellar y Daniela Lizcano Medina, 2019, en su proyecto de investigación con el tema “Parálisis facial en fase aguda secundaria al síndrome de Tolosa Hunt: reporte de un caso” expone que, si bien las técnicas convencionales y novedosas para el manejo de la parálisis facial presentan resultados positivos no debe dejarse de lado la implementación de nuevas tecnologías, como es el caso de la electroterapia, magnetoterapia, el láser y la terapia combinada, pues en los últimos años han mostrado una recuperación acelerada frente a terapias convencionales que aplican técnicas manuales, neuromusculares o kinesiotaping. [4]

En el año 2019, España, Elisabet Álvarez Archiles en su proyecto de titulación con el tema “Revisión de las Técnicas de Evaluación e Intervención en la Parálisis Facial, Valoración de su Eficacia” hace referencia a la electroterapia, mencionando que la misma puede adaptarse a las necesidades del paciente empleando aplicando un rango de corrientes e intensidades. Para el desarrollo de su proyecto se emplearon electrodos; los mismos deben seleccionarse en función del área a estimular y considerando que no debe generar daños cutáneos en el paciente; generalmente son de tipo flexible y reutilizable compuesto por una goma con partículas de carbono. [5]

1.2.1 Contextualización del problema

Según los estudios realizados a nivel mundial, se revela que la parálisis facial anualmente se da entre 15-30 casos por 100,000 personas. En países como Estados Unidos este padecimiento afecta a 23 casos por 100,000 personas, así mismo, en el Reino Unido se detectan 20 casos por 100,000 personas. En algunos países esta condición difiere en su incidencia, siendo el condicionante más relevante en las

estaciones de invierno, siendo un detonante de riesgo elevado un nivel bajo de temperatura. [6]

Las parálisis faciales no tienen preferencia por ningún género en específico, puede aparecer tanto en hombres como mujeres, se dice que aproximadamente, la mitad de las parálisis faciales periféricas suele manifestarse alrededor de los 18 a 50 años. [7]

Según datos estadísticos, la prevalencia de personas que sufren de parálisis facial al año en Ecuador es de 14 a 25 casos por cada 100.000 personas; este tipo de afectación es más común en mujeres en el rango de 20 a 60 años, pudiendo incrementarse de 2 a 4 veces más durante la edad productiva y 3.3 veces en el estado de gestación, en el caso de los varones pueden verse afectados a partir de los 40 años. [8]

Del total de afectados solo el 72% acude a centros de atención médica para recibir atención fisioterapéutica. La parálisis más tratada en el país es la facial periférica, que es identificada por la pérdida total del movimiento voluntario de músculos faciales. [9]

En la ciudad los pacientes con requerimientos de rehabilitación física y neurológica causada por secuelas neurológicas, neuropatías o síndromes complejos pueden acudir al Centro de Rehabilitación “BENDICIONES”; en este lugar son atendidos niños y adultos con distinto grado de afección y con diferentes niveles de complejidad. Como principales desencadenantes de este tipo de anomalías se tienen los cambios bruscos de temperatura y las constantes exposiciones a situaciones estresantes.

Los síntomas más destacables son la asimetría en el reposo, un cierre incompleto de los ojos, movilidad involuntaria de los músculos del rostro, dificultad para alimentarse y reducción del sentido del gusto.; como adicional se tiene la afectación por problemas psicosociales, mismos que afectan a la calidad de vida del individuo.

Entre las terapias ofrecidas por este centro de rehabilitación para mejorar la circulación sanguínea, el tono muscular, evitar flacidez de la cara y promover la simetría facial, se tiene la fisioterapia de masajes, ejercicios faciales, aplicación de taping (dar pequeños golpecitos), con esto se consigue una reducción o eliminación del déficit de movimiento ocasionado por la parálisis. Las enfermedades neuropáticas conllevan a que el paciente sufra de problemas depresivos y de ansiedad; condición que de no ser tratada puede

afectar física o emocional en la persona. Durante 2020 se registraron 18 casos de parálisis facial. [10]

1.3. Fundamentación Teórica

1.3.1 Paciente

La palabra paciente proviene del latín *pati/patior* (sufrir) que es el que padece una enfermedad lo que es interesante ya que el paciente puede no presentar síntomas y estar padeciendo una enfermedad terminal, es por esto que se acompaña del término *padeciente* para indicar de qué manera el individuo siente y sufre su enfermedad. [11]

1.3.2 Parálisis Facial

Se define a la parálisis facial como un trastorno neuromuscular secundario capaz de afectar a los componentes motor, vegetativo y/o sensitivo sensorial, del séptimo par craneal o nervio facial; lo que desencadena en afectaciones que impiden la correcta movilidad de la musculatura facial, además generan secreción de las glándulas salivales y lacrimales, y en ocasiones se pierde el sentido del gusto, afecta a niños y adultos de todas las edades. [12]

Entre los factores desencadenantes para la aparición de este tipo de enfermedad se tienen los cambios bruscos de temperatura, es lo que se conoce como “parálisis a frígori”, y condiciones de Stress; por otra parte, existen autores consideran que entre los factores se encuentran las enfermedades metabólicas, infecciones virales, la meningitis e incluso la presencia del virus de un resfrío común, todo depende de las condiciones físicas y sociales de la persona. [13]

Físicamente el paciente con este tipo de anomalía presenta fases sin expresión en el lado afectado, los pliegues naturales y surcos característicos de un rostro humano desaparecen volviendo más plano el rostro, el ojo que se encuentra en el lado afectado siempre permanece abierto en exceso. La persona ha perdido la capacidad de mover su rostro de forma voluntaria o involuntaria, sufre de Signo de Bell que se refiere a la visualización del área blanca del ojo al intentarlo cerrar. Los grados de gravedad pueden afectar parcial o totalmente el rostro; y dependiendo de esta pueden presentarse síntomas adicionales a la afectación como son: la aparición de tics, la parálisis de uno o los dos

lados de la cara, caída de ojo y boca (solamente las comisuras), salivación, resequedad en ojos y labios, lagrimeo del ojo afectado, y pérdida parcial o total del gusto. [14]

1.3.3 El nervio facial

Está formado por tres componentes que son: el sistema motor, al cual se lo considera como un grupo de neuronas de los núcleos centrales del tronco encefálico; el núcleo que se ubica en el tercio inferior de la protuberancia del tálamo y el globo pálido donde mediante formación reticular las fibras encargadas de demostrar expresiones y sentimientos llegan a los nervios. [15]

El componente vegetativo: cumple con la función secretora del nervio facial. Tienen su origen en el núcleo salivatorio superior que se encuentra ubicado en la protuberancia baja. Atraviesa el nervio facial que se encuentra borde inferior de la protuberancia y pedúnculo cerebeloso hasta llegar al nervio facial. Con inervación las glándulas secretoras de la faringe, submandibulares y lacrimales se unen al núcleo salivatorio del componente motor. [15]

El componente sensitivo sensorial: el conducto auditivo externo y el pabellón auricular sirven para recoger la sensibilidad de la piel generada por las neuronas. Pueden partir desde los ganglios, sensitivos y geniculados, para dirigirse a la columna descendente del trigémino, mismo que está en capacidad de recoger toda la información somestésica de la cara. [15]

El componente sensitivo sensorial y vegetativo: en la trayectoria de la protuberancia hasta los músculos de la cara existen diferentes puntos en los que se unen con el motor. Los síntomas variaran en función de los componentes involucrados en la lesión. [15]

Dentro del trastorno neuromuscular llamado parálisis facial el nervio facial es el que más lesiones sufre en todos los pares craneales. Las lesiones relacionadas con el nervio facial limitan o impiden el movimiento normal de la musculatura de la frente, parpado y boca; se imposibilita expresar emociones. La asimetría causada por una parálisis de los músculos faciales puede ocasionar problemas psicológicos y emocionales. [15]

1.3.4 Sistema Nervioso facial

La enfermedad neuropática de parálisis facial periférica afecta al séptimo par craneal (nervio facial), este nervio consta de fibras motoras que inervan principalmente la musculatura de la mímica y una rama sensorial que se encarga de procesar el gusto de los 2/3 anteriores de la lengua. [16]

La parálisis facial se debe a una afección en la cual el nervio facial resulta inflamado. El daño o hinchazón del nervio facial afecta a las señales del cerebro que controlan los músculos de la cara.

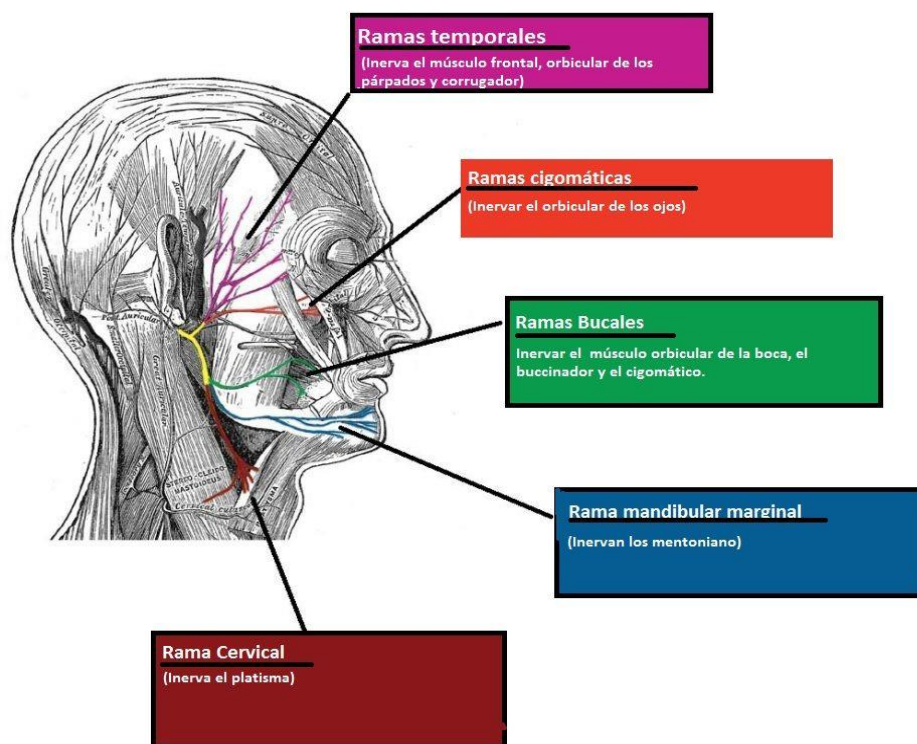


Figura 1: Nervio facial periférico [17]

El tronco principal del nervio, ahora llamado la raíz motora del nervio facial, continúa anterior e inferior en la glándula parótida, el nervio facial no contribuye hacia la inervación de la glándula parótida, que es inervada por el nervio glossofaríngeo.

Dentro de la glándula parótida, el nervio termina dividiéndose en cinco ramas:

- Rama temporal
- Sucursal cigomática
- Rama bucal

- La rama mandibular marginal
- Rama cervical

1.3.5 Clasificación de parálisis facial por la causa

La parálisis facial se clasifica dependiendo del grado de lesión, esta clasificación es tomada desde la histopatología. Al lesionarse el nervio facial muestra una alteración de esta función, la cual dependerá del tipo de lesión, su magnitud y la duración.

En la **Tabla 1** se observa la clasificación de la lesión del nervio facial, en donde Seddon en 1943, y posteriormente Sunderland en 1951, llegan a clasificar esta lesión mediante el grado de lesión neural en relación a la afectación de las estructuras que forman el tronco nervioso.

En razón a eso se presenta la clasificación histopatológica de toda lesión nerviosa periférica. [18] La cual se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 1: Clasificación Histopatológica

Gilliat (1975)	Seddon (1943)	Sunderland (1951)
1. Bloqueo fisiológico rápidamente reversible		
Bloqueo local (desmielinización segmentaria)	Neuropraxia	I. Bloqueo axonal
Degeneración Walleriana	Axonotmesis Neurotmesis	II. lesión axonal, endoneuro intacta III. lesión axón y endoneuro; epi y perineuros intactos IV. sólo epineuro intacto V. Transección completa del tronco nervioso

Elaborado por: El investigador, en base a [18]

Etiología : debido a la variedad de patologías que pueden causar la parálisis facial a continuación se enlistan algunas:

- Parálisis de Bell
- Síndrome de Ramsay Hunt -Parálisis facial por procesos infecciosos óticos
Enfermedad de Lyme
- Parálisis facial traumática
- Parálisis facial tumoral
- Síndrome de Melkerson Rosenthal
- Parálisis facial congénita - Otras causas

Además, en la **Tabla 2** se muestran diferentes causas que pueden provocar la parálisis facial.

Tabla 2: Causas de parálisis facial

Congénitas	Tuberculosis	Enfermedad de Camurati
Aplasia del nervio facial	Botulismo	Engelman
Uso de fórceps	Mucormicosis	Intoxicación por plomo
Distrofia miotónica	Enfermedad de Lyme	Toxico
Sd. De Möbius	Vascular	Talidomida
Trauma	Embolización vascular (ramas de la a. carotida externa)	Tetano
Barotrauma	Aneurisma intratemporal de la carotida interna	Difteria
Lesiones del tronco encefálico Lesiones corticales	Seno sigmoide anómalo	Monóxido carbónico
Lesiones faciales	Neoplasico	Iatrogénica
Lesión penetrante oído medio Fracturas del hueso temporal	Neuroma facial	Anestesia local
Neurogénicas	Neuroma vestibular	Vacuna del tetanos
Sd. Millard Gubler	Colesteatoma congénito	Tratamiento vacuna rabia
Sd. Opercular	Paraganglioma	Cirugía otológica y neurotológica
	Leucemia	Cirugía parotídea
		Neuroradiología intervencionista
		Idiopática

Infección		
Parálisis de Bell	Meningioma Hemangiopericitoma Hemangioma	Parálisis de Bell Síndrome de Melkersson Rosenthal
Otitis media aguda y crónica Colesteatoma adquirido Herpes zóster ótico (sd. Ramsay Hunt)	Glioma pontino Sarcoma	Neuropatía hipertrófica hereditaria
Mastoiditis	Hidroadenoma (CAE) Teratoma	Síndromes autoinmunes Púrpura trombocitopénico idiomático
Otitis externa maligna Meningitis	Displasia fibrosa	Sd. Guillain Barré
Parotiditis	Enf von Recklinghausen Encefalitis carcinomatosa Granuloma de colesterol Carinoma (metastático o invasivo)	Esclerosis múltiple
Varicela		Miastenia gravis
Encephalitis	Genético y metabólico	Sarcoidosis
Poliomyelitis	Diabetes mellitus Hipertiroidismo	Granulomatosis de Wegener Granuloma eosinofílico Histiocitosis X
Mononucleosis	Embarazo	Amiloidosis
Papera	Neuropatía alcoholica	Enfermedad de Pager Osteopetrosis
Lepra	Enf células en hoz	Enfermedad de Kawasaki
HIV	Paralisis bulbopontina Distrofia muscular oculofaringea	
Influenza		
Virus coxackie		
Malaria		
Sífilis		

Elaborado por: El investigador, en base a [18]

1.3.6 Tipos de parálisis por sector

La parálisis facial central: se genera al producirse la interrupción de las fibras nerviosas que permiten la unión de la corteza cerebral con el núcleo del nervio facial; la afectación se produce en diagonal, es decir el lado afectado es el opuesto al lado de donde se encuentra la lesión. Se caracteriza por afectaciones en la parte inferior de la cara, llegando a afectar a la musculatura de las mejillas y del contorno de la boca. [19]

La parálisis facial periférica: se la conoce bajo el nombre de parálisis de Bell, y es la más común entre los casos de parálisis registrados; afecta el movimiento voluntario en todos los músculos faciales relacionados con el origen de la afección. Puede ser unilateral o bilateral. También puede ser completa (afecta a toda la musculatura del lado afectado) o parcial (solo una parte de la musculatura se ve afectada); la más común es la unilateral. [19]

1.3.7 Parálisis facial periférica

La parálisis facial periférica se presenta como una patología relativamente frecuente de etiología y evolución variada. La más común es la parálisis conocida como Bell o idiopática. Puede considerarse como una patología benigna, sin embargo, con tratamiento su recuperación puede variar. En ciertos casos puede el paciente tener secuelas permanentes de la parálisis que van más allá de la estética facial. [20]

La parálisis facial periférica puede ser unilateral o bilateral, se considera completa si afecta a toda la musculatura del lado afectado y se considera parcial si solo algunos músculos se han visto afectados. La forma de parálisis más común es unilateral, afectando la hemicara ipsilateral del nervio lesionado. [21]

Síntomas de la parálisis facial periférica

La parálisis facial periférica se manifiesta como una lesión del nervio facial la misma que provoca la ausencia de movimiento de los músculos que intervienen en las expresiones de la cara, sus causas son variadas y en la mayoría de los casos, hasta un 85%, son desconocidas. [22] Entre sus principales síntomas están:

- La ausencia de movilidad voluntaria de los músculos de la mitad de la cara, siendo poco frecuente que suceda en los dos lados a la vez.
- Dificultad para cerrar el ojo, parcial o completamente.
- Desviación de la boca hacia el lado sano.
- Dolor del oído ante un ruido fuerte, debido a que el sonido se escucha más fuertemente en el lado afectado.
- Exceso de lacrimación por sequedad ocular en ausencia de parpadeo.

- Pérdida o ausencia del gusto en la parte afectada por la parálisis. [21]

Causas de la parálisis facial periférica

Las causas asociadas a la parálisis facial periférica son diversas entre los más comunes se tiene:

Los cambios bruscos de temperatura: que al pasar de lugares con mucho calor a sitios muy fríos o viceversa pueden ser el factor desencadenante de la parálisis facial que de no ser atendidos de manera inmediata puede provocar graves daños en la movilidad de los músculos de la cara de manera permanente. [23]

Infecciones: asociados con dolores atrás del oído, en la parte craneal o el cuello, las personas afectadas presentan dificultad en el movimiento de la cara y estas a sus ves notan una asimetría en la cara, al no ser tratada en los primeros días puede prolongar su recuperación y en casos más graves daños permanentes. [23]

El Estrés: en ocasiones las situaciones estresantes pueden ser un factor para una parálisis facial. Cuando hay demasiado agobio la presión sanguínea se eleva, lo que podría provocar que la sangre ejerza tensión en las paredes de los vasos sanguíneos. Provocando que la persona afectada ya no sea capaz de mover los músculos de la cara de el o los lados afectados. [23]

Otros autores señalan las enfermedades metabólicas, o puede ser consecuencia de un simple resfriado común (herpes simple).

Como conclusión la ausencia de movilidad voluntaria de los músculos de la cara, la dificultad para cerrar el ojo parcial o completamente, la desviación de la boca, el exceso de lacrimación y la pérdida del gusto son los principales síntomas asociados a la parálisis facial, los mismos que pueden ser tratados por diversos métodos

Existen numerosas clasificaciones para la evaluación clínica de la parálisis facial, siendo la más utilizada y aceptada la de House Brackmann el cual dispone el sistema de graduación compuesta por seis grados, (I: normal; II: ligero, III: disfunción; IV: disfunción moderada, V disfunción severa, VI parálisis total). Esta escala se utiliza para reportar secuelas y resultados de tratamientos en pacientes con parálisis facial. Entre sus beneficios proporciona un efecto calmante estimula nervios y músculos, produce un

efecto antiinflamatorio ayuda a regenerar el tejido nervioso, ayuda a prevenir y aliviar contracturas musculares, reestructura desequilibrios de tipo circulatorio y ayuda en la recuperación de lesiones como contusiones o luxaciones. [23]

Tipos de tratamiento para la parálisis facial periférica.

No existe un tratamiento único y específico para poder tratar este problema, pero hay alternativas que pueden ayudar a acelerar el proceso de recuperación.

Farmacológico: El tratamiento con fármacos consiste en controlar la infección o inflamación con antibióticos, vitaminas o antiinflamatorios destinados a favorecer la regeneración del nervio mejorando la circulación causada por virus o bacterias. [21]

Fisioterapéutico: Es un método practicado y usado extensamente para la rehabilitación de pacientes con parálisis facial utilizando técnicas como aplicación de masajes, ejercitación facial, aplicación de taping que consiste en dar golpes pequeños sobre el área afectada para incrementar y mejorar la circulación sanguínea, el tono muscular, evitando la flacidez de la cara y promoviendo la simetría facial, buscando como patrón fundamental la activación de todos los músculos implicados en el proceso de recuperación. [21]

La re-educación neuromuscular, terapia mímica y kinesioterapia: es utilizada principalmente en la recuperación de casos de parálisis facial simétrico y en pérdidas de movimiento. Son sesiones dirigidas de ejercicios para entrenar movimientos correctos de la cara, se encuentran directamente relacionados con movimientos de expresiones emocionales cotidianos como arrugar frente, abrir y cerrar los ojos, sonreír, fruncir nariz, levantar el labio superior y apretar los labios, entre otros. [21]

Acupuntura: técnica tradicional oriental usada en China, es una técnica que se ha implementado para acelerar el proceso de la recuperación de la parálisis facial, sin embargo, dados los problemas metodológicos encontrados concluyen que no se puede confirmar la eficacia de este método. [20]

Quirúrgico: utiliza la cirugía de descompresión para aliviar la presión en el nervio facial al abrir el pasaje óseo por el cual pasa el nervio. Actualmente, no se recomienda la cirugía de descompresión, debido a los riesgos asociados con la lesión del nervio facial y pérdida de la audición permanente. [20]

Electroterapia: utiliza el método de estimulación eléctrica como tratamiento al ser distribuidos por un dispositivo generador de diferentes tipos de corrientes con su correspondiente intensidad para el tratamiento de una variedad de lesiones debido a que ya que no solo se estimula a nivel nervioso sino también muscular. Los avances tecnológicos han desarrollado equipos y aparatos para aplicar electroterapia a pacientes con parálisis sin que estos presenten efectos secundarios.

La electroterapia es considerada como una disciplina que pertenece a la rama de la fisioterapia y es empleada en el tratamiento o recuperación de la parálisis facial periférica dependiendo en gran medida del grado de lesión del nervio facial y su recuperación puede tardar días, semanas e incluso meses. [24]

Clasificación del uso de las corrientes en la electroterapia

Se han clasificado de la siguiente manera las corrientes en electroterapia:

Según efectos

- Efectos electroquímicos.
- Efectos sobre nervio y músculo.
- Efectos sensitivos.
- Efectos por aporte energético para mejorar metabolismo.

Según frecuencias.

- Baja Frecuencia: de 0 Hz a 1.000 Hz.
- Mediana Frecuencia: de 1.000 Hz a 20.000Hz.
- Alta Frecuencia: de 100.000Hz a 5MHz

Según forma de onda.

- Corriente Directa: Es una corriente monofásica, ya sea continua o pulsada.
- Corriente Alterna: Es una corriente bifásica pulsátil. [25]

En conclusión de los tipos de tratamientos para la parálisis facial los que más se destacan son el fisioterapéutico que mediante ejercicios faciales y masajes aumentan y

mejoran la circulación sanguínea, mientras que la electroterapia mediante la utilización de estimulación eléctrica no solo estimula a nivel nervioso sino también muscular demostrando ser eficaz para contrarrestar los efectos de la parálisis facial, además se puede mencionar que la electroterapia mediante el uso de la estimulación eléctrica se ha establecido como el pilar esencial de la fisioterapia debido al uso y a las aplicaciones que se las pueden dar como estético, deportivo, terapéutico entre otros y está a su vez está en continua renovación.

1.3.8 Estimulación eléctrica

Estimulación eléctrica.

La electroestimulación es ampliamente utilizada en el campo de la rehabilitación, pues presenta beneficios considerables en el tratamiento contra patologías musculares como son:

- Prevención y tratamiento de la atrofia muscular
- Tratamiento para la potenciación, y las contracturas.
- Incremento de fuerza en la estabilidad articular.
- La profilaxis de la trombosis.
- Estimulación para músculos paralizados.
- Estimulación Eléctrica Nerviosa Transcutánea, entre otros. [26]

La estimulación eléctrica consiste en la estimulación de nervios mediante la aplicación de corrientes eléctricas a través de electrodos de superficie que provocan la contracción muscular.

El desarrollo e incremento de contenido informativo sobre contracción muscular por electroestimulación, permite identificar diferentes efectos en función de la frecuencia de los impulsos eléctricos generados. Así:

La utilización de frecuencias muy bajas (por debajo de 10 Hz) da lugar a un

- Incremento del flujo sanguíneo ocupado en la circulación sanguínea.
- Si se utilizan frecuencias bajas (entre 10 y 30-35 Hz) para la estimulación de las fibras musculares.

- Frecuencias intermedias (entre 30-35 y 50 Hz) provocan contracciones en las fibras musculares.
- Frecuencias altas (por encima de 50 Hz) tienen la capacidad de activar las fibras musculares de forma más rápidas, son las que intervienen en mayor cantidad en los ejercicios de muy alta intensidad. [26]

1.3.9 Sistema Eléctrico

Se define al sistema eléctrico como un conjunto de circuitos que para obtener un resultado requieren interactuar entre sí; para una mejor comprensión se requiere dividir a los sistemas electrónicos en las siguientes partes:

Entradas o inputs: están conformados por sensores (o transductores) de tipo electrónico o mecánico con la capacidad de tomar señales (en forma de temperatura, presión, etc.) del mundo físico y convertirlas en señales de corriente o voltaje para su interpretación. Como ejemplo se tiene: El termopar, la foto resistencia para medir la intensidad de la luz, etc.

Circuitos de procesamiento de señales: lo conforman artefactos electrónicos conectados uno junto al otro para manipulación, interpretación y transformación de las señales de voltaje y corriente derivados de los transductores. [27]

Salidas u outputs: Actuadores u otros dispositivos (también transductores) tienen la capacidad de convertir las señales de corriente o voltaje en señales físicamente útiles. Como ejemplo de estos dispositivos se tiene: un display que este en capacidad de registrar la temperatura, un foco o sistema de luces con capacidad para encenderse automáticamente cuando esté oscureciendo. [27]

1.3.10 Microcontrolador

Un microcontrolador corresponde a un circuito integrado digital es utilizado en diferentes aplicaciones, esto debido a que es programable. Su objetivo es la lectura y ejecución de los programas que el usuario le escribe; tiene la capacidad de simplificar el diseño de circuitos electrónicos por su carácter programable propio de los microcontroladores. Permiten modularidad y son flexibles al manejo, pues un mismo circuito puede utilizarse en diferentes funciones, se compone por una unidad central de proceso (CPU), memorias (ROM y RAM) y líneas de entrada y salida (periféricos: para

obtener la capacidad de interactuar con el exterior, es decir comprenden las entradas y salidas de los actuadores, sensores etc). [28]

Ventajas

- Se programados para realizar una tarea en especial
- Tienen un propósito específico
- Manipulan memorias pequeñas

1.3.11 Sensores

Dispositivo electrónico con la capacidad de detectar magnitudes físicas sean estas, temperatura. Presión, precisión, distancia, aceleración entre otro etc. [29]

La instrumentación y manejo de variables de los sensores les permiten detectar: temperatura, intensidad lumínica, distancia, aceleración, inclinación, desplazamiento, presión, fuerza, torsión, humedad, movimiento, pH.

Además, la magnitud eléctrica puede comportarse como una resistencia eléctrica (es el caso del RTD), una capacidad eléctrica (como un sensor de humedad o uno capacitivo), una tensión eléctrica (termopar), una corriente eléctrica (fototransistor). [29]

Características de los sensores

Rango de medida: según su aplicación tiene un dominio en la magnitud medida.

Precisión: es el error de medida máximo esperado por el sensor.

Offset o desviación de cero: cuando la variable de entrada es nula representa el valor de la variable de salida. Si el rango de medida no llega a valores nulos en la variable de entrada, generalmente se establece un nuevo punto de referencia para definir el valor de offset.

Linealidad o correlación lineal.

Sensibilidad de un sensor: suponiendo que es de entrada a salida y la variación de la magnitud de entrada.

Resolución: mínima variación de la magnitud de entrada que puede detectarse a la salida.

Rapidez de respuesta: puede ser un tiempo fijo o variar en función de la magnitud a medir. Depende de la capacidad del sistema para seguir las variaciones de la magnitud de entrada.

Derivas: son magnitudes adicionales a la medida de la magnitud de entrada, tienen la capacidad de influir en la variable de salida. Por ejemplo, pueden ser condiciones ambientales, como la humedad, la temperatura u otras como el envejecimiento (oxidación, desgaste, etc.) del sensor.

Repetitividad: error esperado al repetir varias veces la misma medida. [30]

Sensor de fuerza resistivo (FRS).

El sensor de fuerza resistivo (FRS) representa a un dispositivo de película de polímero que ante el aumento de fuerza aplicada a la superficie activa presenta una disminución de la resistencia. Su sensibilidad a la fuerza esta para optimizar el uso mediante control por toque humano de dispositivos electrónicos. [31]

1.3.12 Tecnología móvil

La telefonía móvil se basa en la combinación de una red de estaciones transmisoras-receptoras de radio (repetidores, estaciones base o BTS) y una serie de centrales telefónicas de conmutación de 1er y 5º nivel (MSC y BSC respectivamente), que permite que exista conexión entre terminales telefónicos portátiles (teléfonos móviles) o entre terminales portátiles y teléfonos de la red fija tradicional. [32]

La telefonía móvil ha cambiado a la sociedad actual de una forma tan significativa, superando a la telefonía fija siendo las redes móviles más fáciles y costo bajos. [33] En el área de la salud las apps alcanzan las 20 000, con descargas de 44 millones anuales; para 2018 se estima que cerca del 50 % de los 3. 4 billones de dispositivos móviles utilizarán apps en salud. [34]

1.3.13 Sistema operativo Android

Android representa a un entorno de software que maneja un código abierto creado principalmente para dispositivos móviles, además contiene un sistema operativo basado en Linux, interfaz de usuario, aplicaciones, bibliotecas de código, estructuras para aplicaciones y compatibilidad multimedia. [35]

1.3.14 Conexión móvil

Bluetooth

El término Bluetooth explica una tecnología de red desarrollada por el grupo de trabajo IEEE 802.15.1 del Institute of Electrical and Electronics Engineers estadounidense como estándar industrial para conexiones inalámbricas. La tecnología Bluetooth sirve para la transferencia de voz y datos punto a punto sin conexión u orientada a la conexión entre dos dispositivos digitales diferentes. El objetivo principal de esta tecnología es reemplazar las conexiones por cable, siendo una ventaja, especialmente, para dispositivos móviles. [36]

1.3.15 Sistemas de control

Un sistema de control puede definirse como un proceso en el cual recibe información para realizar acciones externas o variables de entrada, y cuya respuesta a estas acciones externas son las denominadas variables de salida.

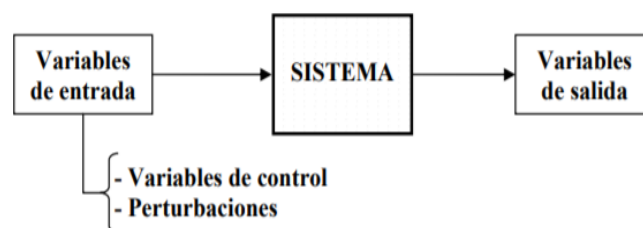


Figura 2: Esquema general de un sistema general [37]

1.4 Objetivos

Objetivo General

Implementar un sistema electrónico de rehabilitación para personas que padecen de la enfermedad neuropática de parálisis facial periférica.

Como objetivo principal en esta investigación se tiene la implementación de un sistema electrónico que mediante la programación de microcontroladores y sensores generan estímulos eléctricos que permiten la recuperación de pacientes con parálisis facial periférica. Para esto se tuvo que recurrir a la identificación de parámetros técnicos que influyan en el desarrollo de la programación para posteriormente emplear una programación IDE C++ para el desarrollo de la arquitectura del electroestimulador. En este sistema intervendrán un sensor que este en capacidad de detectar la magnitud física con precisión; otro involucrado será la tarjeta Arduino que será la encargada de mantener la comunicación y un dispositivo móvil que mostrará los estímulos generados. De manera visual el funcionamiento se comprobará una vez el paciente comience a sentir los estímulos eléctricos en su rostro.

Objetivos Específicos

- Analizar los síntomas y posibles tratamientos para la enfermedad neuropática de la parálisis facial periférica.
- Desarrollar un sistema basado en el método de la estimulación eléctrica para la rehabilitación de las personas que padecen de la enfermedad neuropática de la parálisis facial periférica.
- Implementar una aplicación móvil para el control y monitoreo del sistema electrónico de rehabilitación para personas que padecen de la enfermedad neuropática de la parálisis facial periférica.

Para el cumplimiento de los objetivos específico se han considerado las siguientes actividades:

- Consultar en fuentes bibliográficas, revistas y medios de comunicación cuales son los tratamientos aplicados en pacientes con parálisis facial periférica.
- Establecer los parámetros a considerarse en la aplicación de estímulos eléctricos
- Definir un sistema de control y un protocolo de comunicación entre el entorno del dispositivo y el paciente
- Definir materiales de bajo costo, pero de calidad.
- Programar un sistema mediante microcontroladores y sensores que consideren los parámetros preestablecidos y que no afecten la integridad del paciente pero que a la vez mejoren su situación médica.

- Realizar pruebas de conexión entre los módulos y el manipulador.
- Realizar pruebas de funcionamiento en campo y en privado hasta comprobar que el sistema se encuentra en perfecto estado y que la fuerza y número de estímulos generados corresponde a los deseados por el usuario.


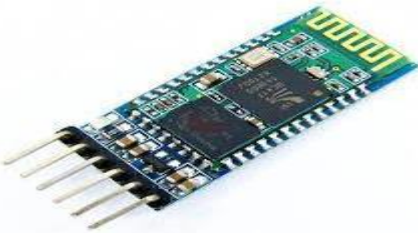
CAPÍTULO II

METODOLOGÍA




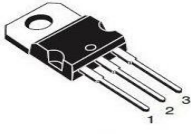
2.1 Materiales

El presente proyecto de investigación se desarrolló con diferentes materiales, necesarios para el diseño e implementación del prototipo, estos materiales se describen a continuación en la tabla 3.

Tabla 3: Materiales utilizados

Nombre	Imagen	Función
Arduino nano		Arduino Nano es una placa de desarrollo de tamaño compacto, completa y compatible con protoboards
Módulo bluetooth HC05		El módulo Bluetooth HC-05 nos permite conectar nuestros proyectos con Arduino a un celular o PC de forma inalámbrica.

Nombre	Imagen	Función
Transformador		<p>Transformador eléctrico es una máquina estática de corriente alterna que permite variar alguna función de la corriente como el voltaje o la intensidad, manteniendo la frecuencia y la potencia.</p>
LCD 16x2		<p>LCD 16x2 se refiere a un pequeño dispositivo con pantalla de cristal líquido que cuenta con dos filas.</p>
Módulo AD8832		<p>El sensor medirá la actividad eléctrica filtrada y rectificadora de la salida muscular, el tamaño de salida se toma dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado.</p>
Electrodos de superficie		<p>Electrodo de superficie mide el potencial disponible de la superficie de la piel.</p>

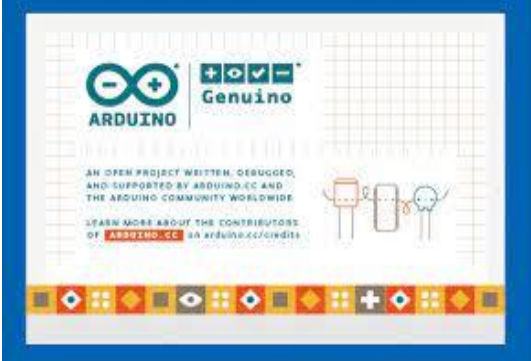
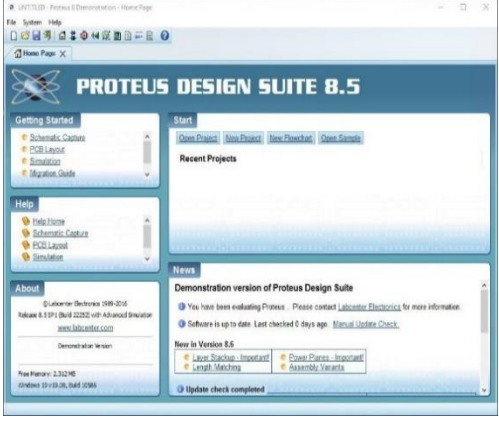
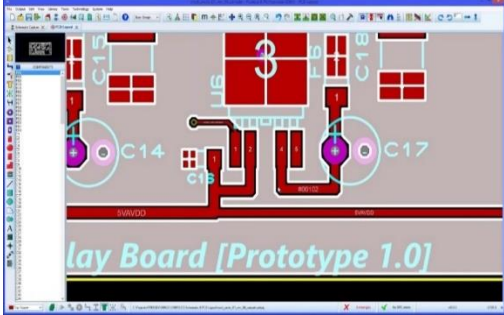
Nombre	Imagen	Función
Cables de conexión TENS		Este cable se utiliza para conectar la corriente desde el dispositivo a los electrodos.
Protoboard		Una placa de pruebas o placa de inserción con orificios que se encuentran conectados eléctricamente entre sí de manera interna.
Baquelita		Una Baquelita o placa Fenólica PCB es una lámina de cobre recubierta por un sustrato aislante.
TIP31C	 <p style="text-align: center;">TIP31C</p>	El TIP31C es un transistor de 100V con polaridad NPN epitaxial de silicio usado para la conmutación de potencia lineal media.


Nombre	Imagen	Función
Diodo rectificador		Un diodo es un dispositivo semiconductor que actúa esencialmente como un interruptor unidireccional para la corriente.
Pulsador N/A		Un mini interruptor puede utilizarse desde encender un LED para una práctica, encender un foco.
Interruptor		Es un dispositivo que permite desviar o interrumpir el curso de una corriente eléctrica.
Módulo I2C		El Módulo de interfaz serial I2C permite manejar tu pantalla LCD de una manera fácil con algunos recursos del controlador Arduino.
Celular		Controla el dispositivo de estimulación mediante una aplicación Móvil basada en Android, para el funcionamiento por parte del usuario.

Elaborado por: El investigador.

En la **tabla 4** se describen los tipos de software utilizados para el diseño y construcción del dispositivo.

Tabla 4: Software de programación.

Nombre	Imagen	Función
Software Arduino.		<p>El entorno de desarrollo integrado de Arduino es una aplicación multiplataforma que está escrita en el lenguaje de programación Java.</p>
Software Proteus		<p>Proteus es un sistema completo de diseño electrónico que combina un avanzado programa de captura de esquemas, un sistema de simulación mixto analógico y digital.</p>
Software PCB		<p>El presente trabajo de Grado, tiene como propósito enseñar al usuario a fabricar placas de circuito impreso (PCB) mediante el software Proteus</p>

Nombre	Imagen	Función
App Inventor		App Inventor se basa en un servicio web que permite almacenar trabajos y ayudar a realizar un seguimiento de los proyectos.

Elaborado por: El investigador

2.2 Modalidad de investigación

El proyecto se desarrolló con una modalidad de investigación aplicada, puesto que se ha utilizado los conocimientos adquiridos en el transcurso de la formación académica a lo largo de la carrera, con énfasis en los módulos asociados a temas de: circuitos electrónicos, microcontroladores, y comunicaciones. La investigación aplicada permitió enlazar la teoría, el diseño y la elaboración del prototipo, durante este proceso, además se adquirieron otros conocimientos que después de sintetizarlos en la práctica basada en la investigación permitió la concepción de un producto innovador.

La investigación fue de modalidad bibliográfica porque se sustentó en fuentes científicas verificables como con fuentes de información primarias y secundarias como son el caso de: tesis, artículos científicos publicados, páginas web, revistas, publicaciones varias, artículos que recopilan información de congresos y libros, así se recogió la información necesaria para el desarrollo del proyecto.

El proyecto se realizó mediante la modalidad de investigación de campo debido que se realizó pruebas de funcionamiento en el Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “BENDICIONES” en la ciudad de Ambato, para verificar que los resultados obtenidos cumplan con los objetivos del proyecto. Así se tuvo contacto directo con la fuente de información y datos más relevantes que permitieron esclarecer las necesidades de diseño y montaje del prototipo.

2.3 Recolección de información

Para el desarrollo del proyecto se obtuvo información proveniente de diferentes estudios, tesis, artículos científicos, páginas web, publicaciones y libros relacionados con los temas tecnológicos que intervienen en el desarrollo del proyecto y también aquellos relacionados con el área de fisioterapia.

2.3.1 Población y muestra

El proyecto se implementó en el Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “BENDICIONES del cantón Ambato, en el cual en el transcurso de este año solo se tuvo cuatro pacientes que padecen la enfermedad neuropática de parálisis facial periférica. Por tal motivo se trabajó solo con los cuatro pacientes que se detalla en la siguiente tabla:

Tabla 5: Población del Centro de rehabilitación "BENDICIONES".

Descripción	Edad	Número de pacientes
Adultos	20 a 50 años	2
Niños y adolescentes	8 a 19 años	2
Total		4

Elaborado por: El investigador

Para la validación y pruebas del equipo portátil se realizó a todo el universo debido a que es pequeño con un total de 4 pacientes entre niños, adolescentes y adultos que son pacientes en el Centro de Rehabilitación “Bendiciones”.

2.3.2 Procesamiento y análisis de datos

El procesamiento y análisis de datos se realizaron de la siguiente manera en forma sistemática:

- Los datos del electromiograma fueron analizados según la señal que genera cada uno de los músculos del rostro.
- Los resultados se utilizaron para conocer el músculo que no envía señales y requieren de terapia.

- El proceso de terapia fue acorde a señales obtenidas, los músculos van reaccionando con mayor fuerza y envían estímulos más fuertes.
- La visualización de las señales del electromiograma se obtuvo a través de una aplicación móvil.
- Los datos de electroestimulación se analizaron para conocer el estímulo requerido para no afectar los tejidos de los músculos.

2.4 Desarrollo del proyecto

Para el desarrollo del proyecto se realizó los siguientes pasos:

- Análisis del sistema muscular o nervioso que interviene en la enfermedad de la parálisis facial periférica.
- Estudio de los diferentes métodos de rehabilitación existentes para las personas con parálisis facial periférica.
- Análisis del método de la estimulación eléctrica para el tratamiento de la parálisis facial periférica.
- Análisis de la tecnología que utiliza los sistemas de electroestimulación y de los sistemas existentes en el mercado.
- Determinación de los parámetros técnicos de los sistemas de electroestimulación.
- Definición de los elementos electrónicos idóneos para la implementación del sistema.
- Desarrollo del sistema electrónico etapa de control del sistema y etapa de estimulación eléctrica.
- Determinación del sistema operativo móvil para el control y manipulación de datos.
- Desarrollo de la interfaz gráfica de la aplicación para el tratamiento de la parálisis facial periférica.
- Pruebas de funcionamiento del sistema de estimulación eléctrica para personas que padecen de la enfermedad parálisis facial periférica.
- Análisis de resultados.
- Conclusiones.
- Elaboración del informe final.

CAPÍTULO III

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Análisis y discusión de los resultados.

Actualmente en el mercado existen diversos equipos de electroestimulación, pero la mayor parte de estos equipos son utilizados para tratamientos estéticos y de belleza, siendo pocos los dispositivos utilizados para la enfermedad de parálisis facial periférica los cuales permiten proporcionar estímulos eléctricos en el rostro del paciente y mejorar la movilidad de los músculos.

Los sistemas de estimulación eléctrica para tratar el problema de parálisis facial periférica se basan en la estimulación mediante corriente eléctrica, la fase de pulso se asigna dependiendo del fabricante del dispositivo, sin embargo, el rango comprendido generalmente suele ser de 50-100 μ s, y el periodo de pausa de ciclo, puede ser programada por el especialista o determinado por el fabricante, la amplitud de voltaje es otro parámetro determinado por el fabricante en la mayoría de equipos comerciales varían entre 5v-9v, la frecuencia de pulso para la estimulación de 1 a 200 Hz, dependiendo del área del musculo a tratarse, los electrodos para el tratamiento de parálisis facial generalmente suelen ser cilíndricos iguales o menores a 20 mm, a su vez nos sirve para administrar la corriente siendo el negativo colocada en la lesión y el positivo colocada de manera distal, en tiempo estimado de tratamiento se considera de 5 min a 25 min siendo lo más habitual, y el periodo del tratamiento depende del grado de afección. Las marcas más vendidas en el mercado nacional como internacional tenemos Health Herald, TENS/EMS, SPESHE.

En la actualidad existen diferentes causas que pueden provocar parálisis facial las más comunes son los cambios bruscos de temperatura, el estrés, o por infección, clasificándose de acuerdo al grado de lesión como tipo I, II, III, IV, V, así como también existen diversos tipos de tratamiento entre las más comunes se tiene farmacológico, fisioterapéutico y la electroterapia esta última basada en la estimulación eléctrica.




De acuerdo con los datos obtenidos, se desarrolla un prototipo de un sistema de estimulación eléctrica incorporando a su vez un electromiograma que analiza, procesa y visualiza las señales eléctricas emitidas por la contracción de los músculos a diferencia de los demás dispositivos convencionales existente en el mercado, para los pacientes que padecen la enfermedad de parálisis facial periférica para el Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones”.

3.2 Tecnología de los sistemas de estimulación eléctrica

Existe una variedad de estimuladores eléctricos comerciales con diferentes características y tecnologías que ofrece el mercado teniendo una acogida a nivel mundial causando efectos positivos en tratamientos de belleza, tonificación y rehabilitación de los músculos faciales. En la Tabla 6 se realiza un análisis de estos equipos.

Tabla 6: Características comerciales de equipos de electroestimulación

Modelo	Aozzy Portátil	EMS /TENS	Health Herald
Características	Alta Frecuencia Facial para el tratamiento de heridas, dolor e inflamación de músculos y nervios. También utilizado para Quitar Arrugas, Acné y Alopecia con 4 Electroodos tipo lápiz.	El TENS envía pulsos de bajo voltaje a la piel para estimular las fibras del sistema nervioso bloqueando de forma efectiva la señal de dolor en tu cerebro. También aumenta las endorfinas naturales, un alivio natural del dolor.	Dispositivo Electro estimulador, contiene 4 Electroodos Con 4 Parches De Silicona. Utilizado para reducir el estrés, hipertensión, hipotensión, reumatismo, artritis, hombro congelado, tensión de músculos lumbares, neuralgias, dolor de piernas, inhibición del nervio compresivo, dilatando el vaso sanguíneo

Imagen			
Dimensiones	20 x 11,5 x 21,5 cm	10,6 x 6,5 x 3,8 cm	15 cm x 7 cm x 2.8 cm
Alimentación	Recargable	1 – 9 VCD	Adaptador 110V/220V
Voltaje trabajo	5V	9 V	5 V
Frecuencia	50-60Hz	2-150 Hz	2-120 Hz
Ancho de pulso	50-100 μ s	50-300 μ s	50-400 μ s

Elaborado por: El investigador [38] [39] [40]

Los sistemas de electroestimulación que existen actualmente en el mercado están diseñados para tratamientos de belleza, con el objetivo de remover arrugas, también combinan la tecnología del ultrasonido en la tabla 6 se observa tres modelos de dispositivos de electroterapia. El equipo Aozzy Portátil utiliza la misma potencia de trabajo, pero con 4 electrodos diferentes para diferentes zonas del cuerpo. El equipo Rio FALI7 electro estimulación basado en vibraciones adecuado para rejuvenecimiento y tonificación de la piel muy utilizado para eliminación de arrugas del rostro. El QL-Visagemry utilizado para mesoterapia posee un display para visualizar el valor de la potencia de trabajo posee electrodos de metal para enlazar pulsos eléctricos y también posee funciones para envío de señales ultrasónicas con iones y fotones.

3.3 Desarrollo de la propuesta

3.3.1 Requerimientos del Sistema

- **Requerimientos de hardware**

En el desarrollo del proyecto se establece como requerimiento en la parte de hardware para el desarrollo del prototipo.

Tabla 7: Parámetros físicos considerados en el desarrollo del proyecto

Parámetros	Características	Justificación
Case	Impermeable Resistente	El case del prototipo debe tener de un material resistente al paso de cualquier líquido, para lo cual se evita usar cartón o madera.
Tarjeta controladora	Tamaño	Debido a que los pacientes asisten a una camilla diferente el dispositivo no debe ser pesado ni tener dimensiones grandes, para que el dispositivo pueda ser portable. Para lo cual la tarjeta controladora debe ser seleccionada acorde al tamaño y que pueda procesar toda la programación.
Monitoreo	Visualización en el equipo y en una aplicación móvil	Se requiere tener un control de los datos ingresados por medio de un lcd y también mediante una aplicación instalada en un dispositivo móvil

Elaborado por: El investigador.

- **Requerimientos de software**

En el desarrollo del proyecto se establece como requerimiento la formulación de parámetros técnicos y un análisis de dispositivos ocupados en la investigación.

Tabla 8: Parámetros técnicos considerados en el desarrollo del proyecto

Parámetros	Características	Justificación
Duración de la Fase	1 – 100 μ s	La duración de fase de la señal se puede modificar por medio de un potenciómetro, se utilizó con referencia a equipos comerciales existentes.

Amplitud del voltaje	1V - 6V	Debido a que los pacientes requieren un voltaje variable dependiendo de la terapia, se estableció este rango de voltaje de salida para el equipo.
Frecuencia del pulso	1Hz – 100 Hz	Debido a que la sensación recibida y la contracción muscular que se percibe ante la exposición de frecuencias se utilizaron amplitudes bajas, para la contracción muscular atrofiada en la etapa I, II y III por inmovilidad.
Polaridad	Positiva y Negativa	La polarización de los electrodos se colocó en la parte frontal del antebrazo uno a lado del otro con una separación aproximada de 5 cm.
Duración de la aplicación	Cronometrado	El tiempo de estimulación es analizado por el fisioterapeuta se recomienda.
Periodicidad del tratamiento	2 meses	Los datos proporcionados por los fisioterapeutas del centro de rehabilitación indican que se debe realizar un máximo de dos meses de ahí variar el tratamiento.

Elaborado por: El investigador.

3.3.2 Etapas del Sistema.

El desarrollo del proyecto de investigación se basa en un sistema de estimulación eléctrica, el cual presenta 4 etapas como se observa en la siguiente figura:

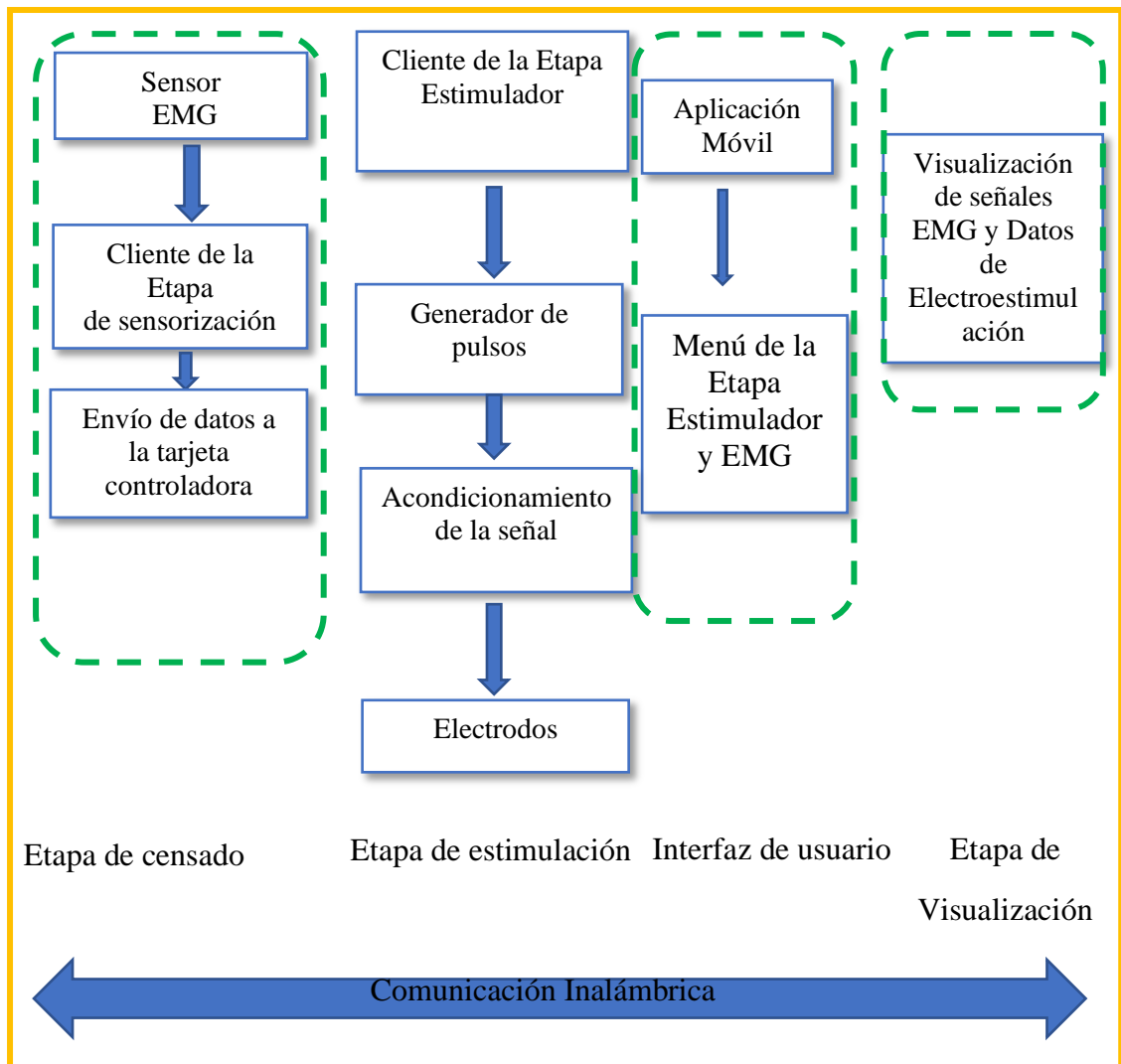


Figura 3.: Diagrama de bloques empleado en el sistema de estimulación

Elaborado por: El investigador

En la figura 3 se muestra el diagrama de bloques del sistema de estimulación eléctrica del sistema con monitoreo de señales. La primera etapa de censado se encarga de adquirir las señales eléctricas generadas por los músculos faciales, estas señales son enviadas a la tarjeta controladora. La segunda etapa se encarga de generar pulsos eléctricos programados en la tarjeta controladora y por medio de los electrodos de superficie generar la estimulación. La tercera etapa es la creación de la aplicación para un dispositivo móvil que permite la configuración de valores de estimulación eléctrica y posee la interfaz para configurar los datos de electroestimulación. La última etapa es la visualización de los datos monitoreados por el electromiograma y los valores programados en electroestimulación.

3.4 Arquitectura del sistema electro estimulador

La arquitectura del sistema electrónico de rehabilitación para personas que padecen la enfermedad neuropática de parálisis facial periférica, se ha utilizado electrodos de superficie cilíndrica que envían pulsos eléctricos generados por el circuito. A su vez, este se conecta a una placa Arduino ATmega328 nano en donde se encuentra la programación del control de frecuencia (rango de 1 a 100) Hz y ancho de pulso eléctrico (rango de 1 a 100) % mediante conexión bluetooth, el módulo de bluetooth HC05 que se conecta y recepta señales de un dispositivo móvil donde se ha instalado una app como controlador.

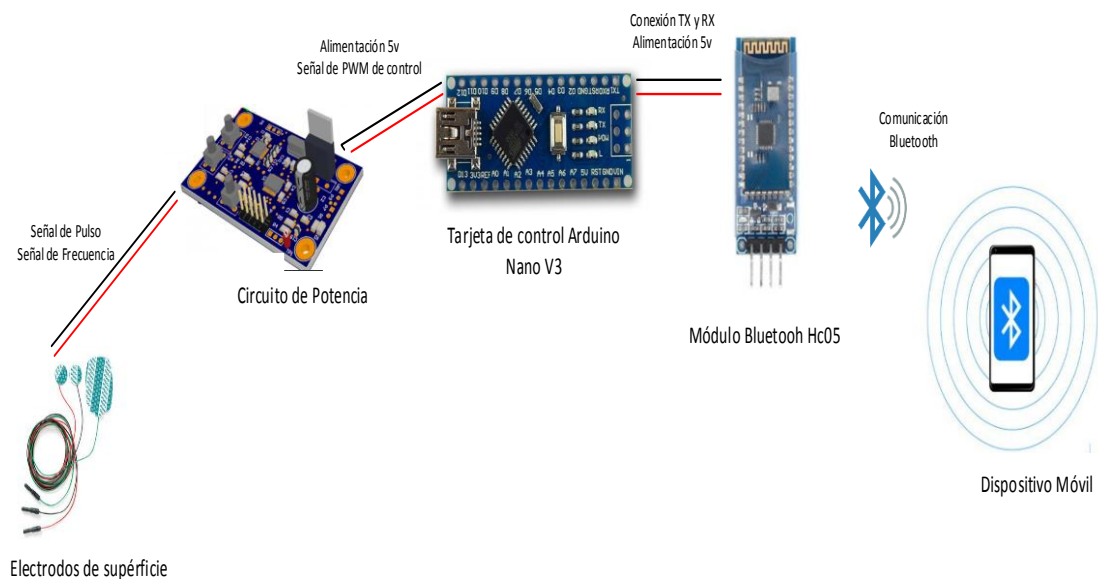


Figura 4. Arquitectura del sistema electro estimulador.

Elaborado por: El investigador

En la figura 4 se observa un diagrama pictórico de la arquitectura del sistema en el cual el sistema trabaja con la tarjeta controladora Arduino, el Arduino datos de configuración desde un dispositivo móvil del tiempo, frecuencia y ancho de pulso. La tarjeta Arduino por medio de un circuito electrónico genera señales eléctricas que son enviadas a los electrodos de superficie para realizar el tratamiento de electroestimulación.




3.4 Selección de elementos electrónicos para la implementación del sistema

La selección de los elementos para el electromiograma y el sistema estimulación eléctrica se presenta a continuación.

3.4.1 El Electromiograma

El electromiograma se encarga de analizar las señales eléctricas generadas por los músculos, se analiza el costo y disponibilidad en el mercado, esto se realiza mediante un cuadro comparativo detallado en la siguiente tabla 9.

Tabla 9: Cuadro comparativo de los Sensores para Electromiograma.

Parámetros de los sensores de fuerza resistiva			
Características	MyoWare Muscle Sensor 	Emg 3,3v Ad8832 	OpenEMG 
Dimensiones	2,08cm x 5,08 cm	25mm x 25mm	25mm x 25mm
Forma de conexión	Conector una salida analógica	Conector de salida 3.5 mm	Tres espadines de salida
Voltaje de entrada	+3.1V a +5V	3.1 – 5.9 V	5V
Voltaje de Salida	-5 a 5 V	--5 a 5 V	0 a 5 V
Disponibilidad en el mercado	Si	Si	No
Costo	\$80.00	\$50.00	\$45.00




Elaborado por: El investigador

Con respecto al análisis que se realizó en la Tabla 9 se seleccionó el sensor EMG Ad8832 por la forma de conexión que permite utilizar los cables de conexión TENS y colocar los electrodos de superficie en forma aleatoria según el fisioterapeuta lo crea conveniente, el módulo existe en el mercado nacional y el precio es moderado en relación al sensor MyoWare Muscle y la forma de censado es incómoda para el paciente ya que tiene que estar en el sensor de la frente en todo momento. En lo que respecta al sensor OpenEmg tiene una conexión directa con los electrodos lo cual mejora el censado, pero se torna complicado al no estar disponible en el mercado nacional.

3.4.2 La tarjeta controladora.

La tarjeta controladora que se va a seleccionar se tomó en cuenta de acuerdo a las características de memoria, pines de entrada y salida analógicas y dimensiones para realizar un prototipo de tamaño cómodo para el usuario.

Tabla 10: Cuadro comparativo tarjetas controladoras

Parámetros de los microcontroladores			
Características	Node MCU 8266 	Raspberry Pi Pico 	Arduino Nano 
Peso	12gr	45 gr	7 gr
Dimensiones (mm)	26 alto 13 ancho 5 profundidad	51 largo 21 ancho	18 ancho 45 largo 8 profundidad
Procesador	ESP8266	Procesador Arm Cortex M0	ATmega328
SRAM	160KB	264 KB	2KB
Puerto PWM	Si	Si	Si
Pines digitales I/O	16	26	22
Pines analógicos I/O	3	3	8
Frecuencia de reloj	80MHz	13 MHz	16MHz
Fuente de alimentación	5V	5V	5 V
Corriente de Operación	70mA	700mA	40mA
Costo	\$35.00	\$ 50.00	\$ 12.00




Elaborado por: El investigador

En la tabla 10 se realizó la comparación de los microcontroladores más utilizados y disponibles en el mercado, además de sus características similares se decidió en la utilización del Arduino Nano, ya que permite una comunicación adecuada y el número de entradas y salidas analógicas y digitales son suficientes para el prototipo, las dimensiones permiten crear un dispositivo de volumen pequeño, así como también sus características cumplen con los requerimientos para el sistema de estimulación eléctrica y adquisición de datos del EMG, además el costo y tamaño son accesibles para la realización del proyecto.

3.4.3 ElectrodoS superficiales

El prototipo de estimulación eléctrica envía señales al rostro del paciente con la utilización de los electrodoS superficiales los cuales existen diferentes tipos como se observa a continuación.

Tabla 11: Cuadro comparativo de los electrodoS superficiales.

ElectrodoS superficiales			
			
Forma	Cilíndricas	Cuadradas o Rectangulares	Tipo Sombrero de Copa
Características	Son sensibles al movimiento realizando cambio de voltaje	Se ajusta y se adaptan a la estructura corporal	Es estable y adecuado para múltiples usos
Costo	\$ 4.00	\$ 2.50	\$ 10.00




Elaborado por: El investigador

Para transmitir los estímulos eléctricos se decide usar los electrodos superficiales flexibles circulares debido con son muy usados en la electroterapia y son adecuados para él envío de señales eléctricas debido a su área metálica en el centro del electrodo.

3.4.4 Módulo Bluetooth

A continuación, se presenta diferentes tipos de módulos existentes en el mercado usados por Arduino para su programación.

Tabla 12: Cuadro comparativo del módulo bluetooth de Arduino.

Módulo bluetooth de Arduino			
	HC-05	HC-06	HC-07
			
Forma	Rectangulares	Rectangulares	Rectangulares
Características	Posibilita la transmisión de datos. Se alimenta con una tensión de 5 voltios. Los pines TX y RX utilizan niveles de 3,3V	Funciona como esclavo, es decir requiere de un HC05 para conectarse a un dispositivo. En alimentación y características técnicas es similar al HC05.	Fácil de conectarse a cualquier dispositivo. Admite el modo esclavo o maestro.
Costo	\$ 10,95	\$ 25	\$ 130.00
Estándar de comunicación	802.15	802.15	802.15

Distancia máxima de comunicación	10 m	10 m	10 m
----------------------------------	------	------	------

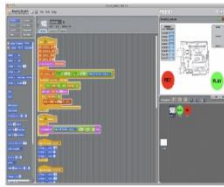

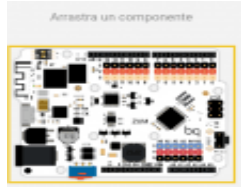
Elaborado por: El investigador

En la tabla 12 se muestra una comparación entre tres de los principales módulos bluetooth utilizados por Arduino, para el desarrollo de la investigación se empleó el HC05 por facilidad de adquisición en el mercado nacional, presenta un precio relativamente bajo en comparación a sus similares, el estándar de trabajo es el IEEE 802.15 para una conexión inalámbrica de 10 metros lo cual es una distancia adecuada entre los pacientes y los fisioterapeutas de centro de estimulación.

3.4.5 Software utilizado

En la tabla 13 se realiza una comparación de los distintos softwares para el entorno de programación.

Tabla 13: Cuadro comparativo del software utilizado

Software utilizado			
	Scratch 4 Arduino – S4A 	IDE C++ 	Bitbloq 
Fabricante	Citilab	Multiplataforma Arduino	BQ
Características	Trabajar con placas estándar de Arduino. Gratuita y disponible para sistemas Windows,	Detección automática de placa. Muestra memoria Flash y SRAM ocupada por un sketch o proyecto. Carga de sketch vía	El objetivo principal es programar por bloques con instrucciones para ponerlas en la placa y, conectando sensores, se pueda

	macOS y Linux.	red (wifi o ethernet)	reproducir todo lo que se ha programado.
Costo	Gratis	Gratis	Gratis

Elaborado por: El investigador

Para la programación en Arduino existen una serie de plataformas y software como se observa en la tabla 13, sin embargo, la selección se basó en la interfaz del programa y la facilidad para ingresar comandos; así como su compatibilidad con el Arduino seleccionado en la tabla 10.

3.5 Arquitectura del Electromiograma

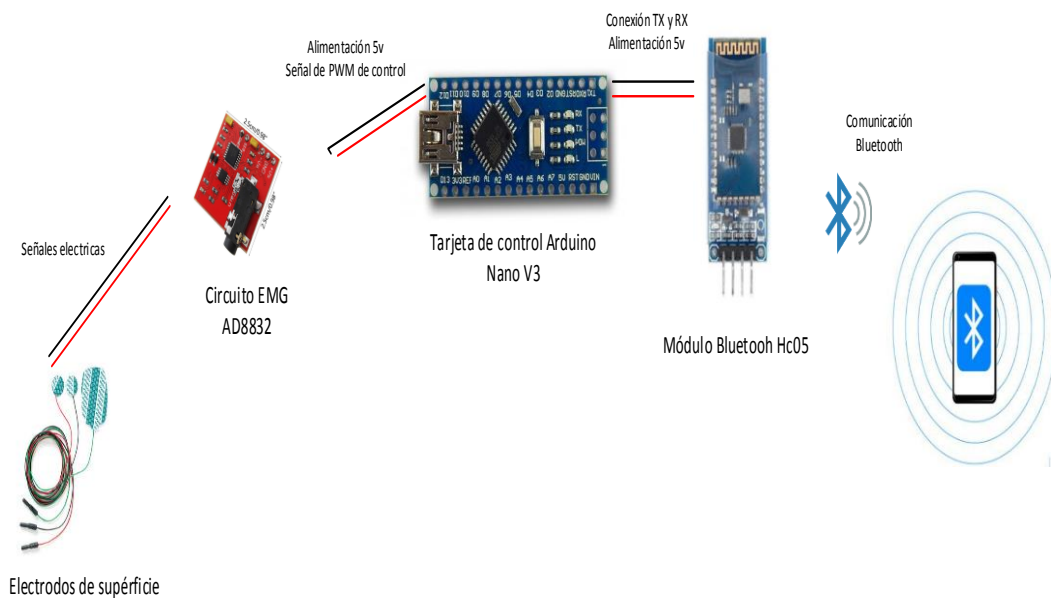


Figura 5: Arquitectura del Electromiograma

Elaborado por: El investigador

La arquitectura la figura 5 muestra un diagrama pictórico del electromiograma, el cual consta del sensor EMG Ad8832 que permite la medición de la actividad muscular (Anexo 3). La función del sensor es medir la actividad eléctrica filtrada y rectificadas de la salida muscular en mili volts, el tamaño de salida se toma dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, El sensor está conectado a una tarjeta

controladora Arduino, las señales recibidas serán procesadas y se enviarán a un dispositivo móvil por medio de comunicación Bluetooth.

Hay que tener en cuenta la ecuación principal del proceso de EGM al trabajar tarjeta Arduino la magnitud de la señal bioeléctrica debe ser necesariamente amplificada porque la señal adquirida de un paciente es demasiado pequeña, pues se considera que varía entre los 0.1mV y 5mV esto en función del tiempo-amplitud, a esta señal se le amplifica inicialmente dándole una ganancia de 10 que se obtiene resolviendo la Ec1, lo valores de resistencias de 10 K Ω vienen integrados en el módulo EMG.

Ganancia del amplificador de instrumentación EGM [41]

$$G = 5 * (1 + R8/R7) \text{ (Ec1)}$$

Donde:

G=ganancia del amplificador

R8, R7= Resistencias

Para una ganancia

$$G = 10$$

Se asume

$$R8 = 10 \text{ K}\Omega. \text{ y } R7 = 10 \text{ K}\Omega$$

$$G = 5 * (1 + 10 \text{ K}\Omega / 10 \text{ K}\Omega)$$

$$G = 5 * (1 + 1)$$

$$G = 10$$

Se necesita tomar en cuenta la frecuencia de muestreo con la que deben trabajar los conversores análogo digital, una señal del electromiograma EMG tiene una frecuencia que está entre 1 y 100 Hz, sabiendo que para un muestreo adecuado la frecuencia de muestreo tiene que ser el doble de la frecuencia superior, como lo indica la propuesta de Nyquist en la Ec2. Por lo cual la frecuencia de muestreo es 200 Hz, ya que con esta

se obtiene toda la información necesaria, y como resultado se minimiza el número de datos necesarios para trabajar con las señales EMG.

Teorema de muestro Pasabanda [42]

$$f_m \geq 2B \text{ (Ec2)}$$

Donde:

f_m =frecuencia de muestreo

B =ancho de banda.

$$f_m \geq 2(100)$$

$$f_m \geq 200 \text{ Hz}$$

La tarjeta Arduino nano tiene un convertidor ADC de 10 KHz y maneja los requerimientos necesarios a la hora de realizar la conversión. Debido a que la frecuencia de muestreo de 200 Hz del módulo EMG requiere un convertidor analógico digital para que la señal sea muestreada 200 veces por segundo.

La señal paso por amplificador sumador para poder elevar la amplitud del pulso del músculo, por lo que los músculos del rostro emiten una señal eléctrica más débil a comparación de los demás del cuerpo humano.

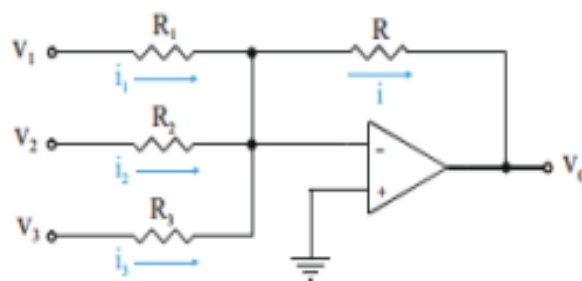


Figura 6: Diagrama del amplificador sumador [43]

Teniendo en cuenta que la resistencia del rostro no supera los 20 kilo ohmios, los valores de 15, 10 y 5 kilo ohmios son los valores obtenidos de cada electrodo, considerando que el prototipo trabaja con un voltaje máximo de 6 VCD que se dividen en 2 voltios para cada electrodo, el valor de voltaje de salida se obtiene mediante la Ec3. [44]

Lo cual se cumple lo siguiente:

$$V_o = -\left(\frac{R_1}{R} * V_1 + \frac{R_2}{R} * V_2 + \frac{R_3}{R} * V_3\right) \text{ Ec3}$$

$$V_o = -\left(\frac{15k}{20k} * 2 + \frac{10k}{20k} * 2 + \frac{5k}{20k} * 2\right)$$

$$V_o = -(1.5k + 1 + 0.5)$$

$$V_o = -3 \text{ VCD}$$

La salida de voltaje $V_o = -3 \text{ VCD}$ representa la amplitud de la señal EMG que el módulo procesa, el resultado va a depender de la resistencia que presente cada musculo facial, el signo negativo está basado en la entrada del terminal inversor del amplificador operacional. En la ec3 se realiza un ejemplo con valores de resistencias menores al valor máximo que se presentan en el rostro.

3.6 Circuito del sistema

El circuito del sistema está compuesto por un dispositivo Arduino al cual se le ha integrado un módulo bluetooth. Dos potenciómetros para calibración del ancho de pulso y el otro para la frecuencia. También pulsadores de inicio y reinicio. Por último, un switch que va conectado a la batería para interrumpir la fuente de energía. Se le ha adicionado un núcleo magnético que genera una frecuencia a la cual va a trabajar el dispositivo. Esto se muestra en las siguientes figuras:

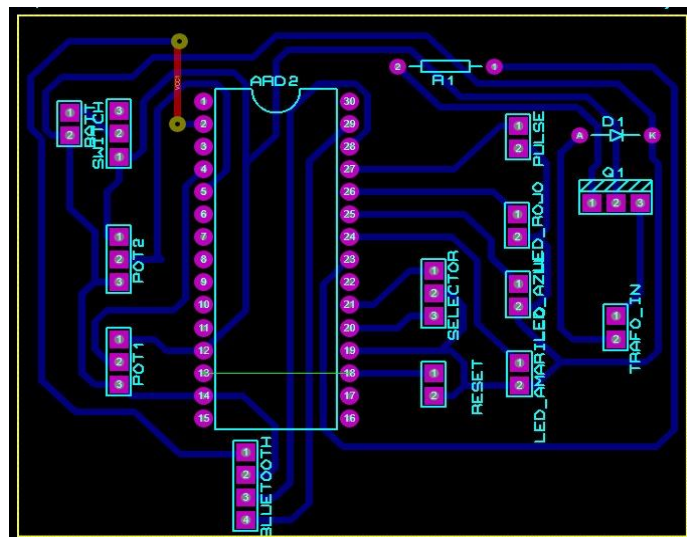


Figura 7. Circuito del sistema

Elaborado por: El investigador

En la figura 7 se muestra el diseño del circuito realizado en el software de Proteus el cual permite un diseño compacto optimizando espacio y con unas pistas de conexión eficientes.

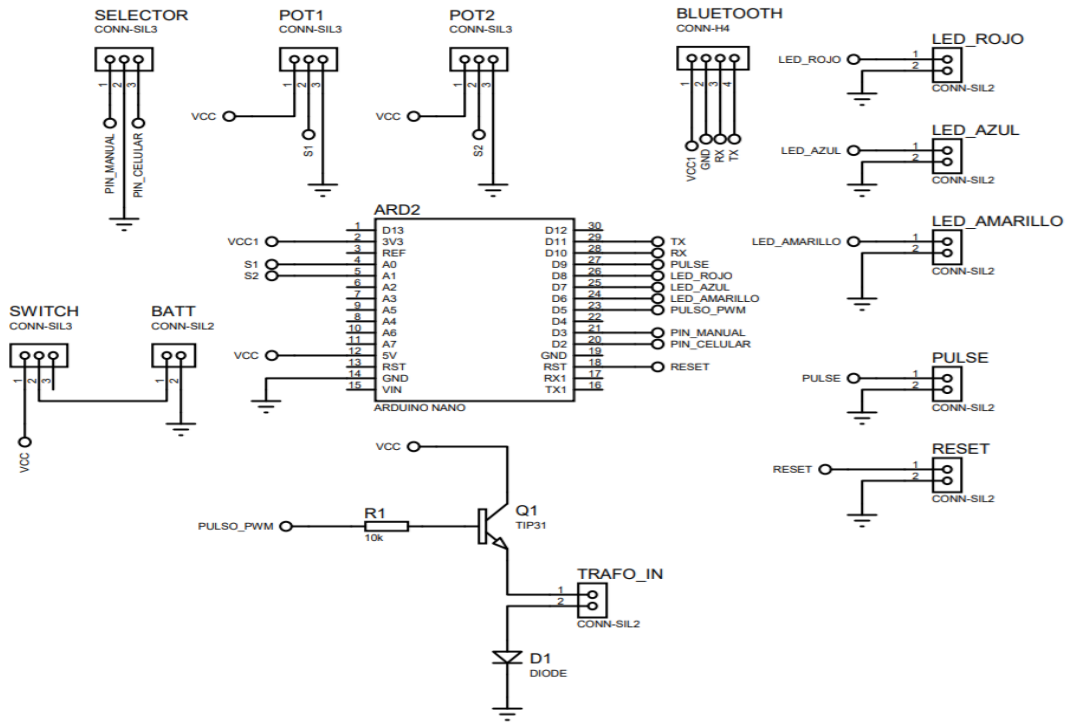


Figura 8. Diagrama de circuito electrónico

Elaborado por: El investigador

En la figura 8, se muestra el diagrama esquemático del circuito realizado en el software de Proteus en cual permite tener una visión clara de las conexiones entre elementos.

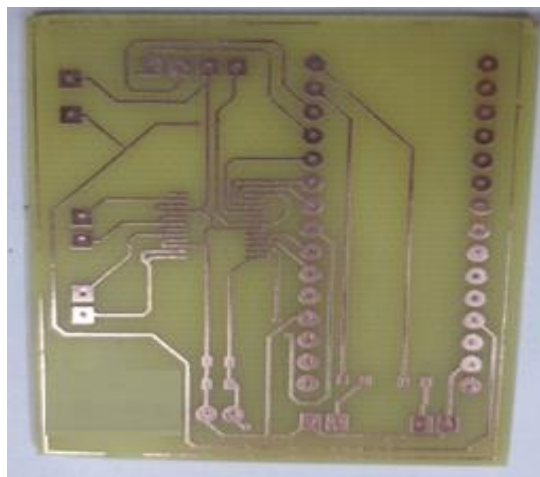


Figura 9. Diagrama de circuito en baquelita

Elaborado por: El investigador

En la figura 9, se presenta la placa en baquelita de cobre y las pistas de conexiones de los elementos.

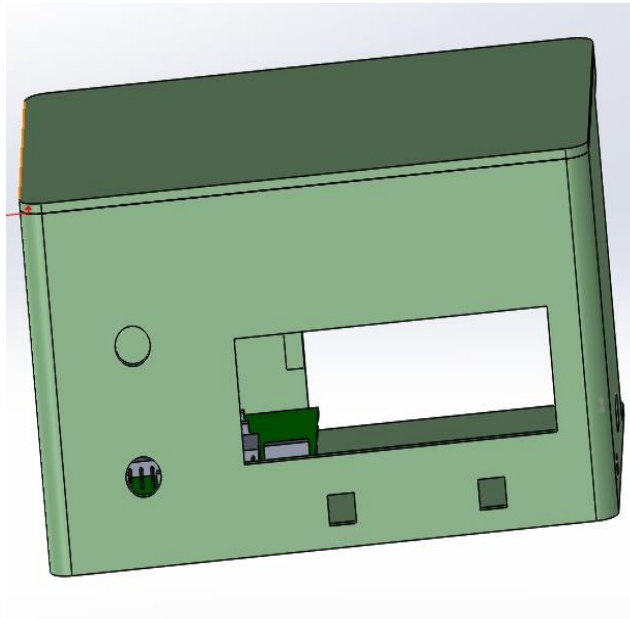


Figura 10. Modelo para case para impresión en 3D

Elaborado por: El investigador

En la figura 10 se encuentra el diseño de realizado en el Software Solid Word que será enviado a una impresora 3D, este diseño protegerá todo el sistema de EMG y el Electro estimulador.

3.7 Programación de la APP

Para el desarrollo de la aplicación móvil se consideró el software de programación App Inventor debido a que permite desarrollar un gran número de necesidades básicas, en cualquier dispositivo móvil, debido a que se puede diseñar aplicaciones mediante bloques o gráficas, la cual permite a su vez formas de conexión mediante Bluetooth, Wifi, en este caso la aplicación diseñada se conecta mediante Bluetooth, posteriormente se realiza un diagrama un diagrama de flujo el cual indica las etapas de programación del electro estimulador y a su vez un diagrama de clases el cual engloba todos los bloques de programación realizados en el proyecto, tanto de la parte de electroestimulación así como también del electromiograma.

3.7.1 Diagrama de flujo de la etapa de programación

El siguiente diagrama de flujo muestra la etapa de programación.

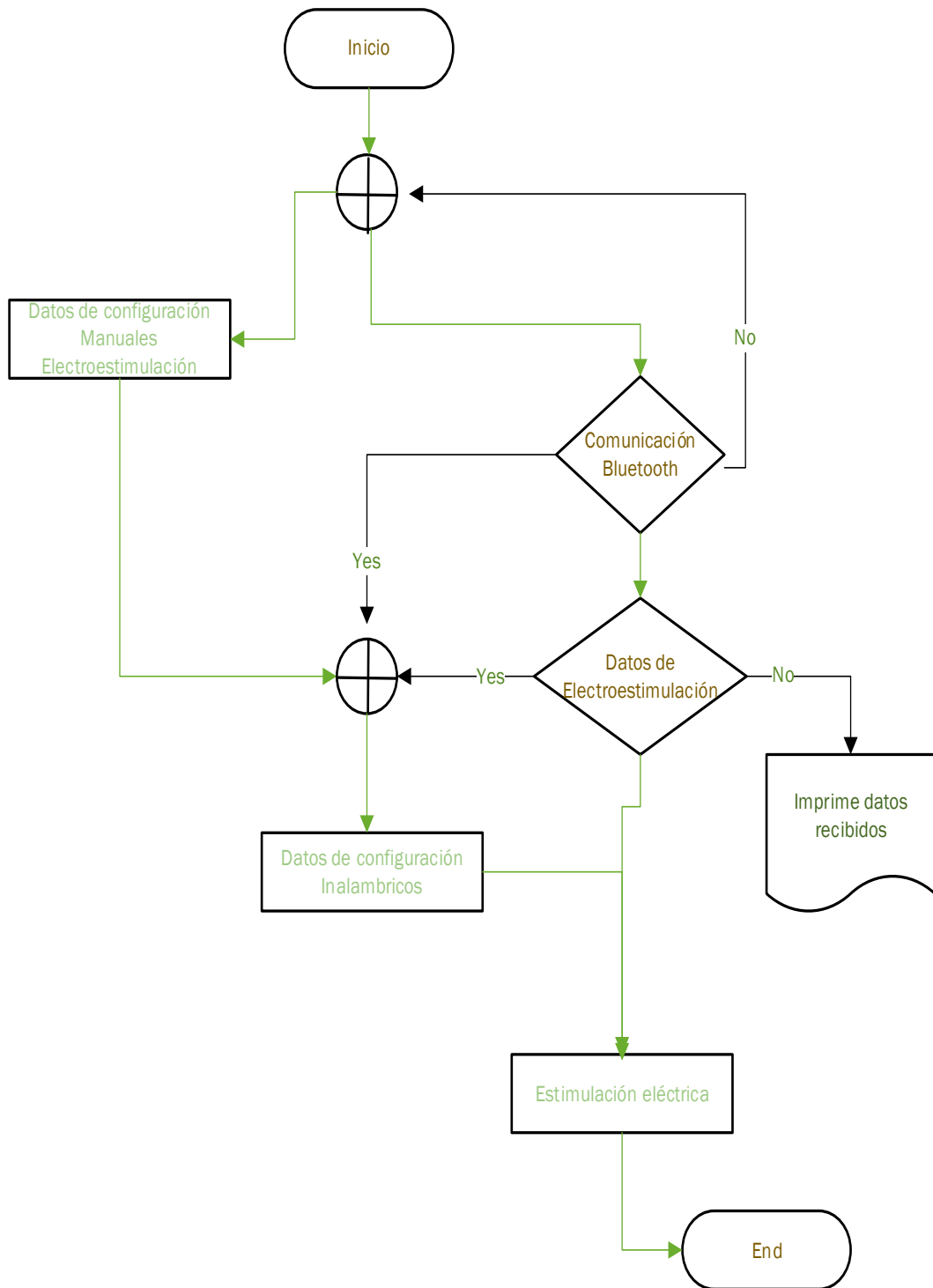


Figura 11: Diagrama de flujo de la etapa de programación

Elaborado por: El investigador

A continuación, se presenta el diagrama de clases utilizado para programar la app para su configuración. El código completo se puede observar en el Anexo2.

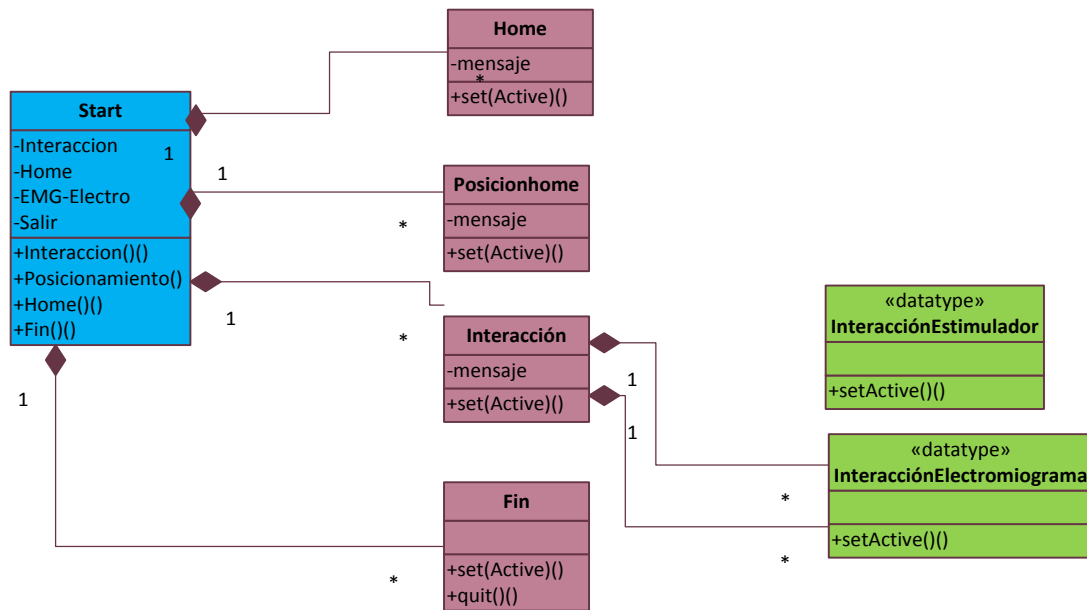


Figura 12. Diagrama de clases programación de la app declaración de variables

Elaborado por: El investigador

En la figura 12 se puede observar diagrama de clase de la app, el código completo se puede observar en el Anexo 2 realizado en la plataforma App inventor basado en software libre, la programación se la realiza mediante bloques de comando. Se empieza la programación con la declaración de las variables del electro estimulador y del electromiograma, seguidamente se programa el control de ancho de pulso y frecuencia a la cual va a funcionar el electro estimulador, se presenta los códigos que permiten la comunicación bluetooth, posteriormente se tiene la adquisición de señales enviadas por el Arduino, finalmente el proceso de impresión de las señales EMG adquiridas.

3.7.2 Configuración de la APP

Para la creación de una app de uso médico se ha tomado en cuenta a la mHealth (mSalud) que es un término definido por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y a su vez constituye el uso de tecnologías móviles e inalámbricas orientadas a la práctica de medicina y salud. Debido a que la creación y uso de aplicaciones en la medicina y terapias están en aumento.

La mHealth menciona que cualquier instrumento, dispositivo, equipo, programa informático, material u otro artículo, utilizado solo o en combinación, incluidos los programas informáticos, aplicaciones destinadas por su fabricante a finalidades específicas de diagnóstico y/o terapia y que intervengan en su buen funcionamiento, destinado por el fabricante a ser utilizado en seres humanos deben:

- Diagnosticar, prevenir, controlar el tratamiento o alivio de una enfermedad,
- Diagnosticar, controlar el tratamiento y alivio o compensación de una lesión o de una deficiencia.

Por lo cual el prototipo al cumplir con los requisitos señalados puede ser utilizado para el tratamiento de la parálisis facial periférica en el centro de rehabilitación y en caso de tener el propósito de comercializar el equipo debe cumplir con la documentación para patentarlo y gestionarlo según mHealth. [45] [46]

Una vez programada la APP, al abrirla aparece una pantalla de inicio como se muestra en la siguiente figura 13:



Figura 13. Pantalla de inicio de la APP

Elaborado por: El investigador

Luego se muestra una pantalla donde se encuentra información, donde se podrá conectar al dispositivo. Y un recuadro “DATOS” que indica Tem (señal del EMG)

y en la parte inferior se tiene un espacio en blanco para que se grafique la señal que es censada por parte del electromiograma.

El electro estimulador que esta enlazado mediante bluetooth con el sistema tiene la interfaz gráfica con las opciones que se observa en la figura 12. Se tiene la opción de variar el ancho de pulso, la frecuencia y la duración de la terapia mediante el temporizador.



Figura 14. Pantalla de configuraciones de la APP

Elaborado por: El investigador

3.8 Montaje del circuito

Los pasos de montaje se observan en el Anexo 1. Los componentes del circuito se han utilizado una protoboard para realizar pruebas de funcionamiento, así, se ha facilitado el trabajo de ensamblaje sobre la baquelita mediante la utilización de los todos elementos necesarios para su buen funcionamiento y como protección para el circuito se utiliza una coraza impresa en 3D.



Figura 15. Montaje completo

Elaborado por: El investigador

3.9 Presupuesto

El presupuesto que se muestra en la tabla 14 corresponde a la implementación del sistema de estimulación eléctrica y el sistema EMG Electromiograma diseñado para los pacientes que padecen la enfermedad neuropática de parálisis facial periférica del Centro de rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones”

Tabla 14: Presupuesto.

PRESUPUESTO				
Ítems	Descripción	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
Elementos Electrónicos				
1	Controlador Arduino	2	15	\$ 30
2	Modulo Bluetooth	2	10	\$ 20
3	Sensor EMG	1	70	\$ 70
4	LCD	1	15	\$ 15
5	Transformador	1	20	\$ 20
6	Baterías	4	3	\$ 12

7	Electrodos Superficiales	1	2,5	\$ 2,5
8	Cables TENS	1	25	\$ 25
9	Transistores	15	0,25	\$ 3,75
10	Resistencias	20	0,1	\$ 2
Materiales				
11	Estaño	1	1	\$ 1
12	Elaboración de placa	1	25	\$ 25
13	Elaboración de case 3D	1	50	\$ 50
14	Multímetro	1	45	\$ 45
Otros				
15	Libros	1 unidad	30	\$ 30
16	Internet	6 meses	27	\$ 162
19	Memoria USB	1 unidad	10	\$ 10
Total				\$ 523,25
Imprevistos 5%				\$ 26,16
VALOR TOTAL				\$ 549,41

Elaborado por: El investigador

3.10 Pruebas de Funcionamiento

Las primeras pruebas se realizaron con ayuda de la Licenciada María Belén Camino, quien se encuentra a cargo del Centro de rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones” y con el fisioterapeuta Daniel Jarrin que trabaja en el centro de rehabilitación. Se realizó varias pruebas antes de utilizarlas con pacientes. En el centro existen cuatro pacientes que padecen la enfermedad neuropática de parálisis facial periférica por lo cual se realiza las pruebas a todos los pacientes. La institución se encuentra en la Provincia de Tungurahua del cantón Ambato por lo cual todas las pruebas se realizaron en campo.

El control de los parámetros de funcionamiento se realizó conjuntamente con el personal encargado del centro de rehabilitación antes de utilizar el equipo en pacientes y después evaluar los parámetros de rehabilitación, como se observa en la figura 16.



Figura 16: Pruebas de Funcionamientos del electro estimulador

Elaborado por: El investigador

Se empezó realizando pruebas con la utilización de frecuencias muy bajas (por debajo de 10 Hz).

Posteriormente se iba realizando cambios en los valores de las frecuencias bajas (entre 10 y 30-40 Hz) para la estimulación de las fibras musculares.



Figura 17: Pruebas de electro estimulador con frecuencias altas

Elaborado por: El investigador

Para frecuencias altas como se mencionó solo se aplica en tejidos musculares que realizan actividades de mayor intensidad ya que son más fuertes por ejemplo el brazo como se observa en la figura 17. Se realiza pruebas de funcionamiento en el rostro debido a que el rostro tiene áreas muy sensibles y puede provocar daños en los tejidos, para comprobar el funcionamiento y provocar contracciones con frecuencias mayores a 40 Hz se coloca en áreas con tejidos más fuertes como es el área del brazo.

En la figura 18, se realiza utilizando el modo automático por medio del dispositivo móvil en el cual se puede configurar lo mencionado en el punto 3.5 de configuración de la app. Y terminado el tratamiento el dispositivo móvil activa un alamar vibratorio y sonoro.

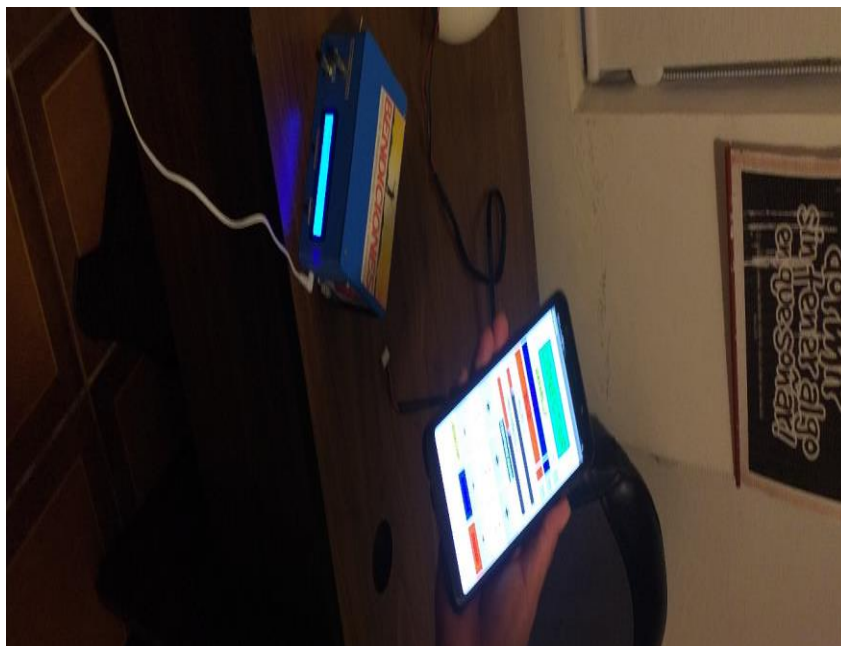


Figura 18: Pruebas utilizando el modo automático.

Elaborado por: El investigador

En base a la recomendación del fisioterapeuta Daniel Jarrin, se vio la necesidad de realizarse una segunda comprobación del dispositivo y validar su funcionamiento en pacientes con parálisis facial, por lo que en la figura 19 se muestra a la fisioterapeuta Diana Sánchez, calibrando los parámetros de entrada y la programación realizada, mediante la manipulación del sistema, acorde las necesidades de la institución y los parámetros establecidos previamente por los especialistas y encargados de la institución, cada parámetro establecido y diseñado como el modo manual, modo automático,

temporizador y el electromiograma fueron comprobados determinando su buen uso y funcionamiento.



Figura 19: Pruebas de campo utilizando el modo manual y automático.

Elaborado por: El investigador

Una vez concluido las correcciones del sistema y realizada las pruebas de funcionamiento se validó su funcionamiento en pacientes, los nombres de los pacientes no se dan a conocer por confidencialidad de acuerdo con lo establecido por la institución, en la figura 21 se muestra la lectura de los impulsos recibidos por la paciente en el rango de 1 a 50 milivoltios incluido la ganancia del módulo EMG, los cuales son multiplicados por 100 y expresada en voltios para mejor resolución de la señal de salida, en la misma se observa la amplitud que genera con cada señal censada, se realiza pruebas en otras partes del rostro para validar el monitoreo tiene un auto rango de tal manera se pueda visualizar desde señales leves de músculos afectados hasta músculos fuertes.



Figura 20: Lectura de estímulos recibidos por la paciente

Elaborado por: El investigador

En la figura 20 se observa la paciente 1. El sistema EMG es el primer paso para recibir el tratamiento ya que permite visualizar los músculos los cuales se encuentran afectados o dañados.

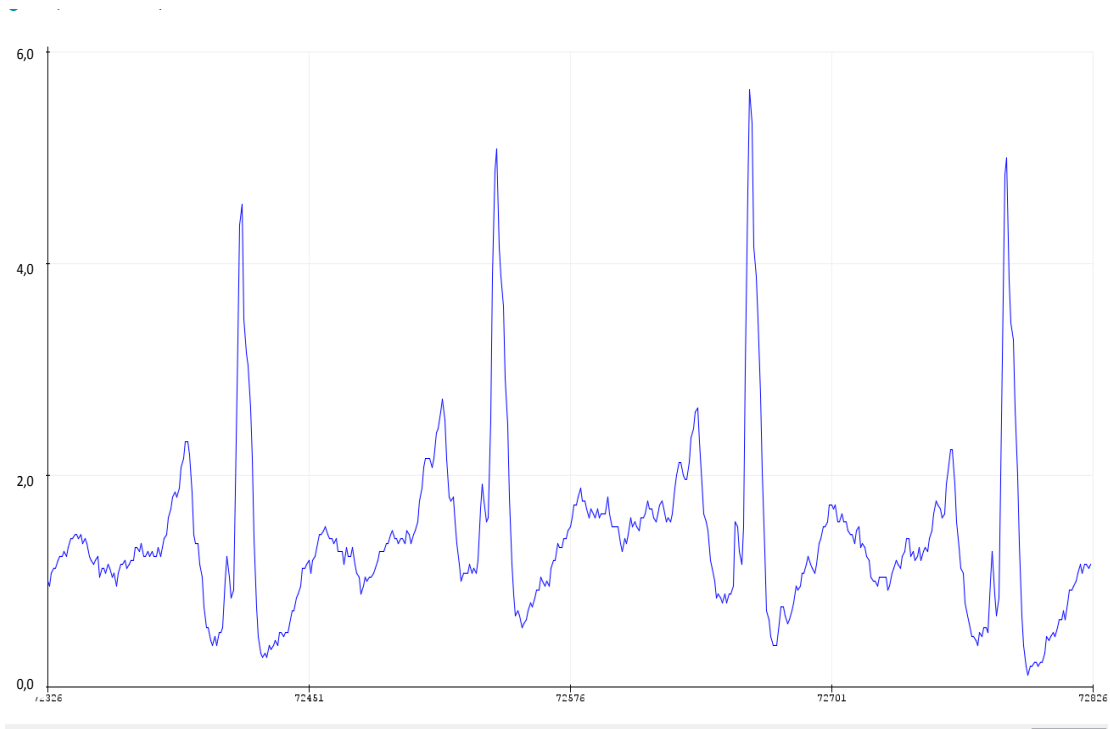


Figura 21: Lectura de estímulos recibidos

Elaborado por: El investigador

En la figura 21, se observa el sistema EMG el cual presenta señales analógicas, estas señales representan la actividad eléctrica del músculo de la frente del paciente, el cual entrega información vital en tiempo real. Para obtener dicha señal eléctrica es necesario emplear una interfaz física, la cual está compuesta por electrodos.

En la figura 22, se observa la señal señales emitidas cuando el músculo facial no genera ningún estímulo eléctrico, la señal se mantiene en cero, la actividad eléctrica del músculo muerto o dañado es nula. Cuando la señal es nula o casi nula, se analiza los resultados para identificar al músculo facial que requiere tratamiento terapéutico.



Figura 22: Paciente recibiendo el tratamiento de electroestimulación.

Elaborado por: El investigador

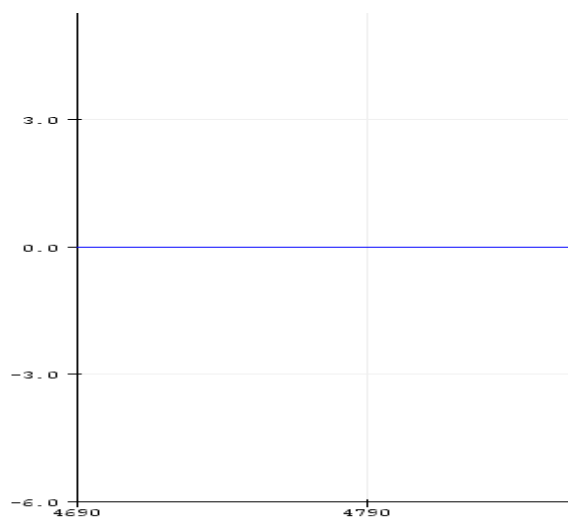


Figura 23: Lectura de señales se un músculo dañado o paralizado.

Elaborado por: El investigador

El proceso de electroestimulación y el proceso de adquisición de señales con el sistema EMG (Electromiograma) se lo realizó conjuntamente con personal fisioterapéutico a los pacientes que padecen la enfermedad neuropática de parálisis facial periférica del Centro de rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones”

Tabla 15: Resultados obtenidos

Paciente	Edad	Frecuencia	Ancho de Pulso	Tiempo	Número de sesiones	EMG Promedio (v)
1	22 años	36 Hz	60 μ s	20 min	25	4,5
2	11 años	33 Hz	70 μ s	15 min	25	5,0
3	45 años	39 Hz	90 μ s	25 min	30	4,5
4	8 años	30 Hz	50 μ s	10 min	15	5,0

Elaborado por: El investigador

Los resultados presentados en la tabla 15 fueron registrados en el centro de rehabilitación de pacientes ya recuperados, los resultados son favorables, de los cuales se puede deducir que el tratamiento con estimulación eléctrica influye la edad del paciente debido a que a mayor edad se requiere aumentar los parámetros de estimulación. Los valores promedios del electromiograma (EMG) son adquiridos de las lecturas realizadas de varios músculos de la parte periférica del rostro y de todos ellos se registra el valor promedio de las lecturas realizadas. Los valores de estimulación aplicados en los músculos faciales no se registran en una base de datos en la aplicación móvil debido a que los fisioterapeutas realizan un posicionamiento estratégico con los tres electrodos combinando músculos tiempos y anchos de pulso los cuales son analizados por el fisioterapeuta. El valor promedio EMG son los valores obtenidos después del censado a través del electromiograma, el valor de la amplitud de la señal que se encuentra configurado en la aplicación móvil se encuentra multiplicada por 100 para que el voltaje de salida pueda tener una mejor resolución de la de la señal monitoreada.

Los pacientes se recuperaron en el número de sesiones indicadas en la tabla 16. Por otro lado, el monitoreo EMG después del tratamiento es inverso ya que los músculos del paciente de mayor edad generan mayor amplitud en las señales enviadas, esto como resultado debido a que los músculos van desarrollando una fuerza proporcional en aumento.

Tabla 16: Resultados del tratamiento

Paciente	EMG Inicial (v)	EMG Final Promedio (v)
1	2,0	4,5
2	1,5	5,0
3	1,0	4,5
4	1,9	5,0

Elaborado por: El investigador

Los resultados de la tabla 16, muestran el valor del electromiograma inicial (EMG) del inicio del tratamiento de la señal registrada de los músculos de un paciente que ingresa al centro de rehabilitación. El valor del electromiograma inicial (EMG) y el final del tratamiento de los músculos faciales han sido registrados en cada paciente del centro de rehabilitación. Al finalizar el tratamiento muestran una recuperación con un promedio del electromiograma final (EMG) que representa el 50% (2,5 Voltios) de la amplitud de la señal de los músculos faciales.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- El electromiograma ha permitido diagnosticar la actividad eléctrica de los músculos faciales, se ha logrado monitorear las señales eléctricas procesando los valores resistivos de los músculos faciales, estos valores pueden alcanzar un de máximo 20 kilo ohmios. Las señales se presentan inclusive cuando el musculo no realiza ningún movimiento, identificando el musculo muerto cuando la señal de salida es nula.
- El prototipo diseñado para estimulación eléctrica facial puede asignar valores para el proceso de rehabilitación, debido a que ofrece la opción de ingresar los datos de frecuencia, ancho de pulso y tiempo de tratamiento, estos datos son controlados desde el dispositivo configurado en el modo manual o desde la aplicación móvil en el modo automático.
- El sistema propuesto se basa en desarrollo del conocimiento de la contracción muscular por electroestimulación, el cual se basa en enviar frecuencias bajas (entre 10, 30 y 40 Hz) para la estimulación de fibras musculares y de esta manera generar diferentes reacciones de los tejidos muertos en función de la frecuencia de los impulsos eléctricos.
- El dispositivo electro estimulador genera una señal en forma de onda cuadrada monofásica de amplitud modulada que genera pulsos eléctricos, tanto el rango disponible de pulso como la frecuencia está programado entre los valores 1 a 100 Hz, la fase de acoplamiento para ejercer una corriente de salida menor a 10mA, para mantener el amperaje que soporta el cuerpo humano.

4.2 Recomendaciones

- El tiempo, frecuencia y el ancho de pulso del proceso de electroestimulación no tienen valores exactos para asegurar la recuperación en un nervio facial específico. Es recomendable evaluar el estado de los nervios por medio de electromiograma de esta manera el tiempo, los rangos y las posiciones de los electrodos van acorde a la evolución de los pacientes que es evaluado por el especialista terapéutico.
- Se recomienda no exceder los 10 metros de distancia entre el dispositivo móvil y el dispositivo electrónico de rehabilitación debido a que se podría perder la comunicación bluetooth y no se podría observar las alertas al finalizar el tratamiento programado.
- Se recomienda en los equipos de estimulación eléctrica evitar el equipo a las personas que tenga un marca pasos en su corazón, debido a la sobrecarga eléctrica o generación de interferencias que pueden modificar los parámetros de funcionamiento del marcapasos o dañarlo.
- Se recomienda para investigaciones futuras realizar una conexión adicional al electromiograma (EMG) para que pueda ser adaptado un monitor médico de signos vitales ya que la visualización por medio de una pantalla más amplia mejora la visualización de las señales emitidas por los músculos.

BIBLIOGRAFÍA.

- [1] D. Y. M. O. D. D. V. M. R. R. A. Marcelino Prudencio Mamani Pacari1, Radiofrecuencia vs Corriente Farádica en la rehabilitación funcional de pacientes con parálisis facial periférica, Cochabamba-Bolivia: Facultad de Medicina, Universidad Mayor de San Simon, 2016.
- [2] Á. J. G.-C. Miriam Mendoza López, Diseño de un dispositivo multi-sensor para el tratamiento fisioterapéutico de la parálisis orofacial, Murcia, España, 2017.
- [3] L. Advincula Cruz, ELECTROTERAPIA EN FORTALECIMIENTO MUSCULAR, Lima-Perú, 2018.
- [4] J. A. C. y. D. L. Medina, Prálsis facial en fase aguda secundaria al síndrome de Tolosa Hunt: reporte de un caso, Bogotá, Colombia, 2019.
- [5] E. Á. Archiles, Revisión de las Técnicas de Evaluación e Intervención en la Parálisis Facial, Valoración de su Eficacia, Valladolid, España, 2019.
- [6] T. Meštrović, «Epidemiología de la parálisis de Bell,» *Medical life sciences*, vol. 3, nº 12, p. 42, 2018.
- [7] M. C. Luque, S. Guevara Flores y A. Buforn, Parálisis Facial, Bogotá : Formación médica continuada en Atención Primaria, 2017.
- [8] M. Rosales, EL KINESIO TAPING COMO COMPLEMENTO DEL TRATAMIENTO CONVENCIONAL DE LA PARÁLISIS FACIAL PERIFÉRICA IDIOPÁTICA EN PACIENTES DEL PATRONATO MUNICIPAL DE AMPARO SOCIAL DE LATACUNGA, Ambato: Universidad Técnica de Ambato, 2015.
- [9] D. Mantilla, «Parálisis facial: Diagnóstico y tratamiento,» *Centro de Diagnóstico Médico y otorrinolaringología* , vol. 71, nº 3, p. 12, 2020.
- [10] Cirugia Articula, «Cirugia Articular,» 2010 Agosto 14 de Agosto. [En línea]. Available: [http://www.cirugiaarticular.com/pie-tobillo/pieEquino/..](http://www.cirugiaarticular.com/pie-tobillo/pieEquino/) [Último acceso: 23 febrero 2021].

- [11] R. Álvarez, «Paciente y padeciente,» Revista de la Facultad de Medicina (México), 2014. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0026-17422014000500003.
- [12] Q. P. J. E. Ajaví Pasmay Liliana Elizabeth, Aplicación del Láser Terapéutico en Parálisis Facial Periférica en pacientes de 15 a 50 años atendidos en el Hospital “San Vicente de Paúl”, Ibarra, 2011.
- [13] S. M.-M. G. O.-R. H. S. R.-G. O. V.-H. R. H.-G. Dolores Rodríguez-Ortiz, «Parálisis facial periférica. Tratamientos y consideraciones,» vol. Vol. 16, 2011.
- [14] C. Rene, Anatomía Funcional Biomecánica, Madrid-España: Marban.
- [15] D. Cardona, «Stimu Step,» 2019 noviembre 19. [En línea]. Available: <https://siidon.guttmann.com/es/registro/stimu-step-estimulacion-electricaimplantada->. [Último acceso: 23 febrero 2021].
- [16] M. F. Doblado, «zagan.unizar.es,» 2014. [En línea]. Available: <https://zagan.unizar.es/record/32342/files/TAZ-TFG-2015-2583.pdf>.
- [17] R. Castro, «Anatomía Topográfica,» 2020. [En línea]. Available: <https://anatomiatopografica.com/sistema-nervioso/nervios-craneales/nervio-facial/>.
- [18] P. Epprecht, E. Novase y S. Mas, «SEMIOLOGÍA, EXPLORACIÓN Y PATOLOGÍA DEL NERVIOS FACIAL,» *SEORL-PFC*, vol. Vol 39, nº 12, p. 9, 2014.
- [19] Mayo Foundation for Medical Education and Research (MFMER), «Mayo Clinic,» 2019 noviembre 20. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseasesconditions/>. [Último acceso: 23 febrero 2021].
- [20] E. G. E. ., P. J. P. L. ., I. G. R. A M^a Garrido Calvo, «una parálisis facial periférica,» *Eisevier: Revista de Medicijna Integral*, vol. 36, nº 8, p. 14, 2000.

- [21] M. Rodríguez, S. Mangas, M. Ortiz, H. Rosete, O. Vales y R. Hinojosa, «Parálisis facial periférica. Tratamientos y consideraciones,» *Arch Neurocién*, vol. 16, nº 3, p. 149, 2011.
- [22] O. C. M. A. Molina Duche Gabriela Estefanía, Proyecto de Investigación de Grado Previo a la Obtención del Título de Licenciadas en Ciencias de la Salud en Terapia Física y Deportiva, Riobamaba-Ecuador, 2016.
- [23] M. M. G. W. S. M. Estefany Cáceres, Parálisis facial periférica. Incidencia y etiología, Buenos Aires, 2018.
- [24] E. Á. Archiles, Revisión de las Técnicas de Evaluación e Intervención en la Parálisis Facial, Valoración de su Eficacia, Valladolid, España, 2019.
- [25] M. Vargas, Eficacia de un protocolo de tratamiento fisioterapéutico en pacientes con parálisis facial periférica en etapa sub-aguda, que acuden al departamento de fisiatría del hospital Provincial General Docente Riobamba, Riobamba, 2013.
- [26] Aidmoving, «Especialistas en Sistemas de Transferencias y Rehabilitación,» 2019 octubre 23. [En línea]. Available: <http://www.aidmoving.com/es/quienessomos.html>. [Último acceso: 23 febrero 2021].
- [27] W. Bonilla, «Electronica estudio,» 2019 Octubre 29. [En línea]. Available: <https://www.electronicaestudio.com/que-es-un-microcontrolador>. [Último acceso: 23 Febrero 2021].
- [28] Sherlin.xbot.es, ««Sherlin.xbot.es,» [En línea]. Available: <http://sherlin.xbot.es/microcontroladores/introduccion-a-los-microcontroladores/quees->. [Último acceso: 23 febrero 2021].
- [29] Arduino, «Arduino.cc,» [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>.. [Último acceso: 23 febrero 2021].

- [30] E. Ginés, «Aprendiendo Arduino,» [En línea]. Available: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2018/04/14/sensores-arduino-3/>. [Último acceso: 23 febrero 2021].
- [31] I. M. Ltda, «Arduino.cl,» [En línea]. Available: <https://arduino.cl/que-es-arduino/>. [Último acceso: 23 febrero 2021].
- [32] A. Salazar, Tecnologías móviles, México D.F: TIES, 2017.
- [33] D. O. y. V. A. L. Carrion, «High Lights,» 2009. [En línea]. Available: www.datalights.com.ec.. [Último acceso: 23 febrero 2021].
- [34] G. H. E. Santamaría, «El área de la salud no es la excepción, con un definiciones, beneficios y riesgos,» *Salud Uninorte*, vol. 31, nº 3, pp. 599-607, 2015.
- [35] J. Girones, «El gran libro de android,» México , Alfaomega , 2011.
- [36] Digital Guide Ionos, «¿Qué es Bluetooth? Toda la información sobre el estándar inalámbrico,» Know How, 2020. [En línea]. Available: <https://www.ionos.es/digitalguide/servidores/know-how/que-es-bluetooth/>.
- [37] U. P. d. Catalunya, «SISTEMAS DE CONTROL,» upcommons, [En línea]. Available: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099.1/3330/34059-5.pdf?sequence=5>.
- [38] F. México., «<https://www.fisiotensmexico.com/>,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.fisiotensmexico.com/products/quad-twin-stimplus-electroestimulador-4-canales-8-electrodos-tens-y-ems>.
- [39] jctechonology, «jctechonology.com.ec,» 2021. [En línea]. Available: <https://jctechonology.com.ec/producto/electroestimulador-portatil-2/>.
- [40] tecknomano, «<https://www.tecknomano.com/>,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.tecknomano.com/mejor-dispositivos-tonificadores-faciales/>.
- [41] K. Tutillo, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR Y ELECTROMIOGRAMA CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA PARA LA DETECCIÓN Y

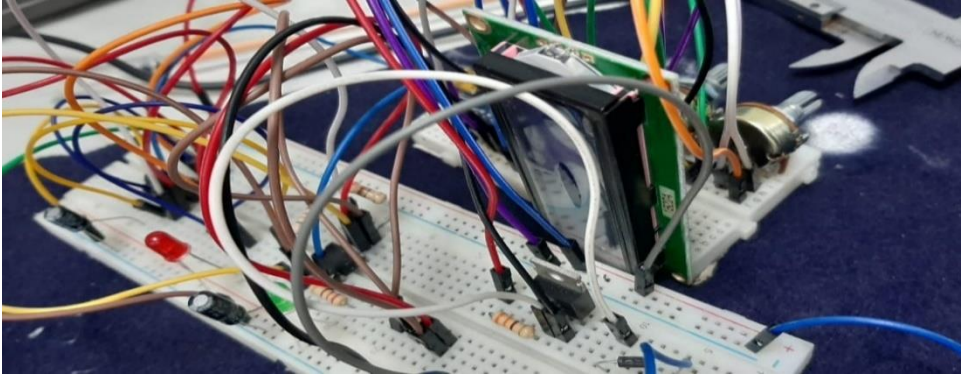
TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES NEUROMUSCULARES,» Universidad de las Fuerzas Armadas, 2015. [En línea]. Available: <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/10116/1/T-ESPEL-ENI-0355.pdf>.

- [42] J. Cortés, H. Baldomiro y J. Chaves, «FUNDAMENTOS Y APLICACIÓN DEL MUESTREO EN SEÑALES UBICADAS EN LAS BANDAS ALTAS DEL ESPECTRO,» Scientia et Technica Año XIV, 2008. [En línea]. Available: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/4742487.pdf>.
- [43] MecatronicaLatam, «<https://www.mecatronicalatam.com/>,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.mecatronicalatam.com/es/tutoriales/electronica/amplificador-operacional/>.
- [44] L. C. E. y. l. humanos, «TECNOLOGIA INDUSTRIAL,» 2021. [En línea]. Available: <https://html.rincondelvago.com/la-corriente-electrica-y-los-humanos.html#:~:text=La%20piel%20seca%20tiene%20una,organismo%20puede%20producir%20la%20muerte..>
- [45] ProColombia, «SlideShared,» 2018. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/pasante/gua-prctica-para-el-registro-ante-la-fda>.
- [46] G. BLOG, «<https://www.gmv.com/>,» 2016. [En línea]. Available: https://www.gmv.com/blog_gmv/language/es/normativa-sobre-apps-medicas-moviles-parte-1-normativa-en-estados-unidos/.
- [47] M. Torres, «Desarrollo de aplicaciones Movable,» Lima, Macro EIRL, 2016.
- [48] J. M. R. Martín, «Electroterapia en fisioterapia Volumen II,» Editoria Médica Panamericana S.A., 2004.

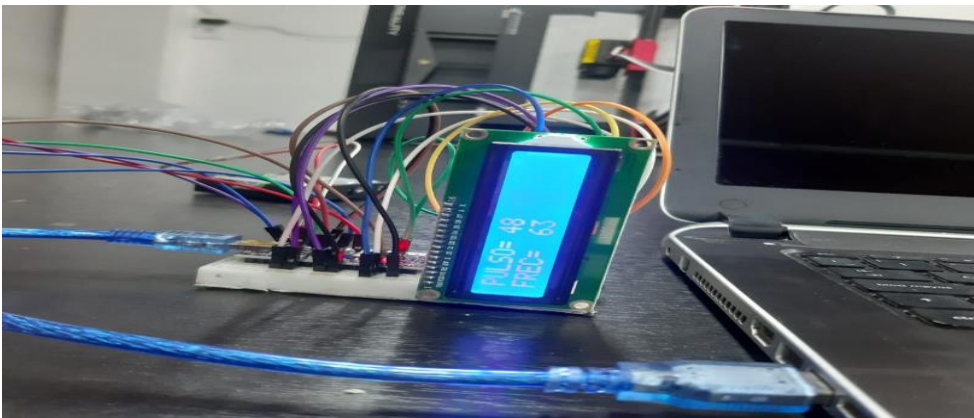
ANEXOS

ANEXO 1

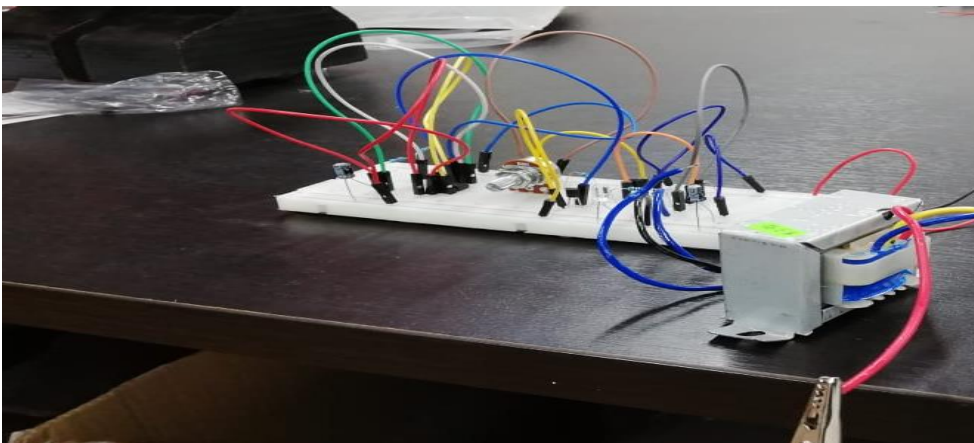
- 1) Montaje y pruebas de funcionamiento:



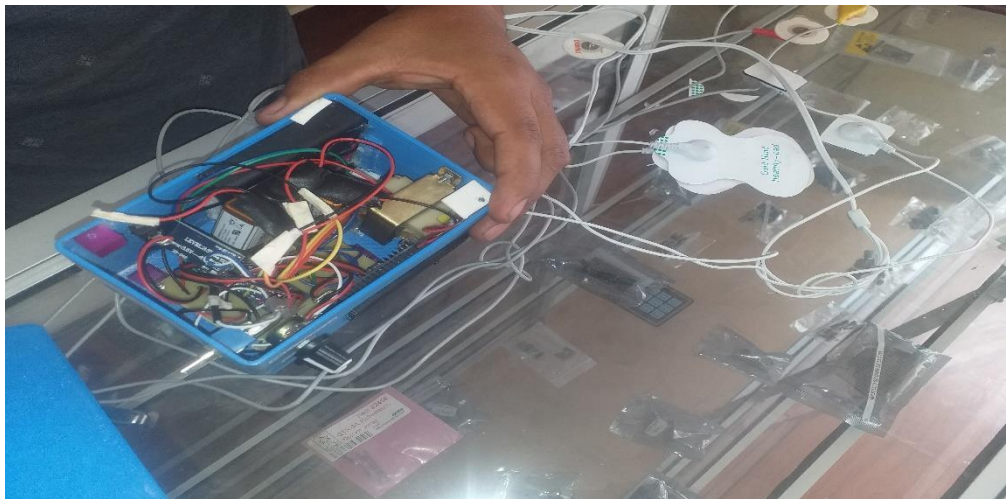
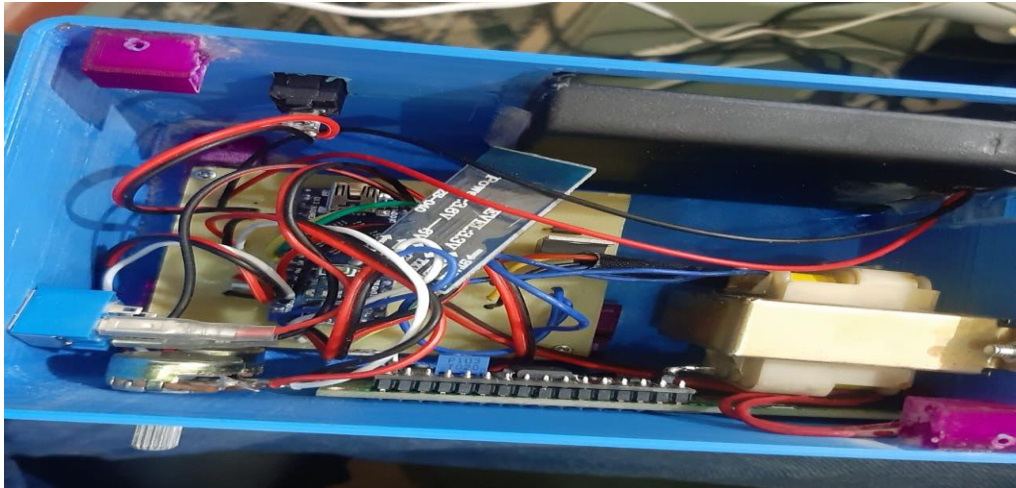
- 2) Se realiza las conexiones de los sensores placa de control y el lcd en una protoborad para probar el funcionamiento de cada elemento.



- 3) Se realiza la carga la programación del anexo 4 en el Arduino



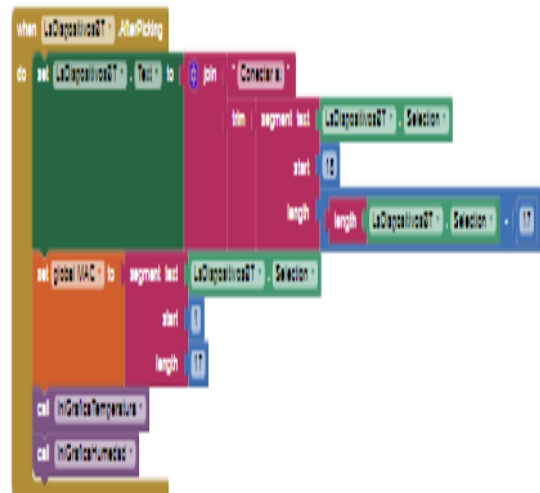
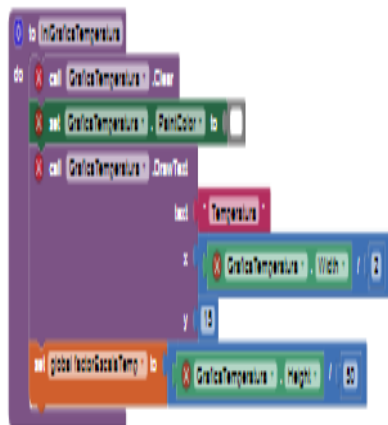
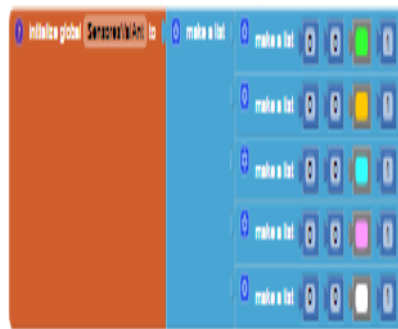
4) El circuito se ubica dentro de un case de PLA creado en una impresora 3d



ANEXOS 2

A continuación, se ha procedido a programar la app para su configuración y diseño para teléfonos inteligentes como se muestra en las siguientes figuras:

1) Programación de la app declaración de variables.



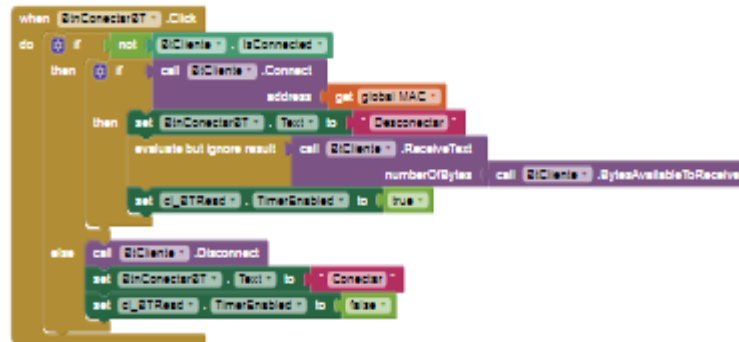
2) Programación de la app control del frecuencia y ancho de pulso.

```

when C_USTRecd.Timer
do
  if @Cliente.isConnected
  then
    initialize local mensaje to call @Cliente.ReceiveText
    numberOfBytes 0
    in
      if
        starts at text
        piece
        - MS -
      then
        initialize local datosSensor to call LeeSensor
        mensaje segment text
        start
        length
        length
        get mensaje
      initialize local numSensor to 1
      initialize local valHumedad to 1
      initialize local valorTemperatura to 1
      initialize local cAnt to 1
      initialize local anHumedad to 1
      initialize local anTemperatura to 1
      initialize local color to 1
      in
        set numSensor to select list item list
        get datosSensor
        index
        0
        set valHumedad to select list item list
        get datosSensor
        index
        2
        set valorTemperatura to select list item list
        get datosSensor
        index
        3
        set anHumedad to select list item list
        select list item list
        get global SensoresVaAnt
        index
        get numSensor
        set anTemperatura to select list item list
        select list item list
        get global SensoresVaAnt
        index
        get numSensor
        set color to select list item list
        select list item list
        get global SensoresVaAnt
        index
        get numSensor
        set cAnt to select list item list
        select list item list
        get global SensoresVaAnt
        index
        get numSensor
        call ColocarDatos
        sensor
        get numSensor
        humedad
        get valHumedad
        temperatura
        get valorTemperatura
        call graficarPuntoHumedad
        yAnt
        get global factorEscalaHum
        get anHumedad
      end
    end
  end
  if
    7
    color
    get color
    cAnt
    get cAnt
  call graficarPuntoTemperatura
  yAnt
  color
  get color
  cAnt
  get cAnt
  call LblMensajes.Text
  TemAnt
  get anTemperatura
  HumAnt
  get anHumedad
  set cAnt to
  get cAnt
  +
  get global pasoX
  if
    get cAnt
    <
    Screen.Width
  then
    set cAnt to
    1
  replace list item list
  select list item list
  get global SensoresVaAnt
  index
  get numSensor
  replacement
  get valHumedad
  replace list item list
  select list item list
  get global SensoresVaAnt
  index
  get numSensor
  replacement
  get valorTemperatura
  replace list item list
  select list item list
  get global SensoresVaAnt
  index
  get numSensor
  replacement
  get cAnt
  else
    set LblMensajes.Text to
    get mensaje
  end
end

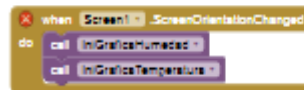
```

3) Programación de la app conexión bluetooth.



```
when BlnConectarBT . Click
do
  if not BICliente . isConnected
  then
    if call BICliente . Connect
    address get global MAC
    then
      set BlnConectarBT . Text to Desconectar
      evaluate but ignore result call BICliente . ReceiveText
      numberOfBytes call BICliente . BytesAvailableToReceive
      set C_StreamReader . TimerEnabled to true
    else
      call BICliente . Disconnect
      set BlnConectarBT . Text to Conectar
      set C_StreamReader . TimerEnabled to false
```

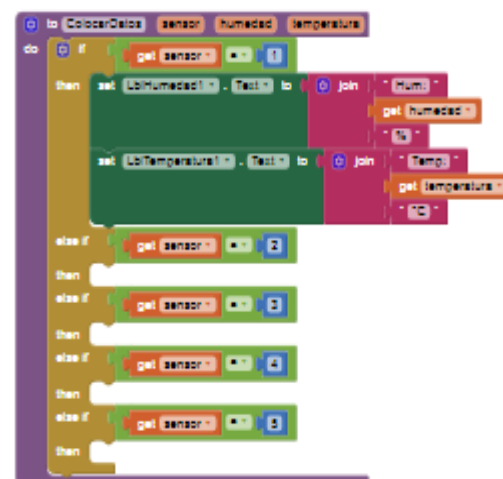
4) Programación de la app recepción de señales.



```
when Screen . ScreenOrientationChanged
do
  call InGráficaHumedad
  call InGráficaTemperatura
```



```
to LeerSensor mensaje
result
  join text get mensaje
  at 0
```



```
to ColorColor sensor humedad temperatura
do
  if get sensor 1
  then
    set LbHumedad . Text to join Humi
    get humedad
    ' '
    set LbTemperatura . Text to join Temp
    get temperatura
    ' C'
  else if get sensor 2
  then
  else if get sensor 3
  then
  else if get sensor 4
  then
  else if get sensor 5
  then
```

5) Programación para crear la gráfica de señales.

The image shows two Pure Data patch code blocks. The left block is titled 'graficaPuntoTemperatura' and contains the following code:

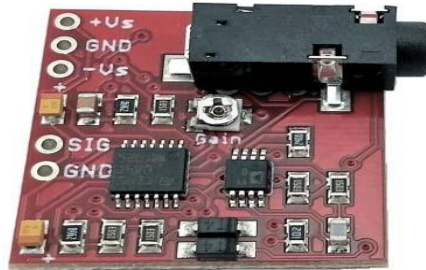
```
to graficaPuntoTemperatura yAnt y color sAnt
do
  initialize local z to 0
  get sAnt -> + get global pasoX ->
in
  x set GrficaTemperatura - PaintColor to get color ->
  x call GrficaTemperatura - DrawLine
  x1 get sAnt ->
  y1 x GrficaTemperatura - Height -> get yAnt ->
  x2 get z ->
  y2 x GrficaTemperatura - Height -> get z ->
  if get z -> z = 0 x GrficaTemperatura - Width ->
  then call inGrficaTemperatura ->
```

The right block is titled 'graficaPuntoHumedad' and contains the following code:

```
to graficaPuntoHumedad yAnt y color sAnt
do
  initialize local z to 0
  get sAnt -> + get global pasoX ->
in
  if get z -> z = 0
  then call inGrficaHumedad ->
```

Anexo 3

Muscle Sensor V3



FEATURES

- Small Form Factor (1inch X 1inch)
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain – Improved Ruggedness
- New On-board 3.5mm Cable Port
- Pins Fit Easily on Standard Breadboards

APPLICATIONS

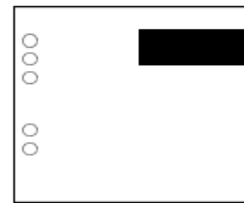
- Video games
- Robots
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Powered Exoskeleton suits

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

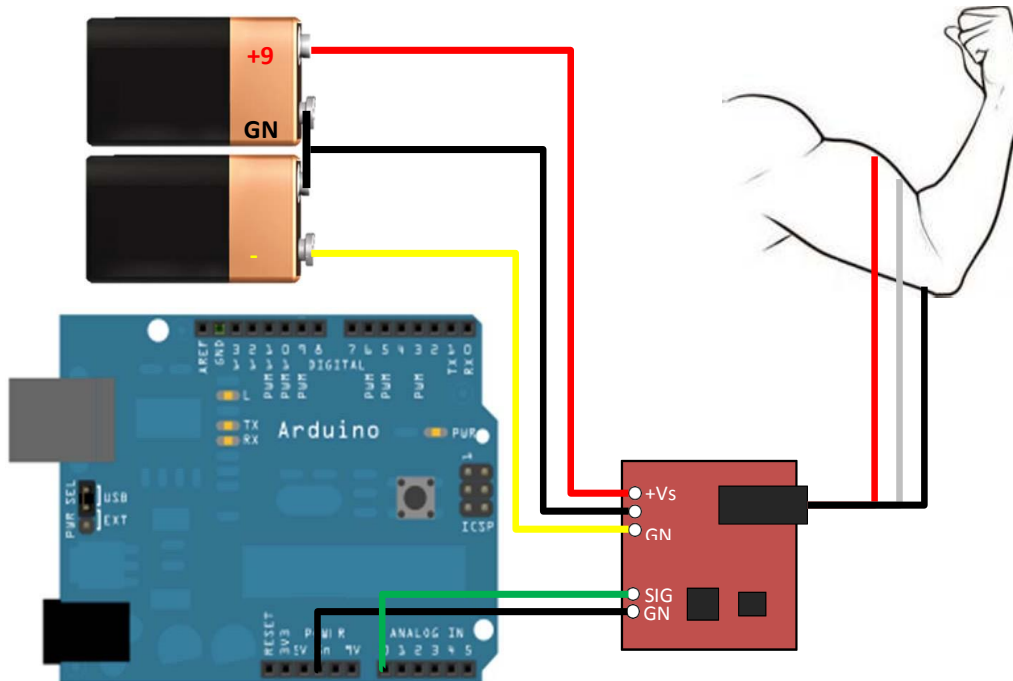
PIN LAYOUT

Power Supply, +Vs - 5
Power Supply, GND - 4
Power Supply, -Vs - 3

Output
Signal,
SIG - 2
GND - 1



3.5mm Cable Port



- 1) Connect the power supply (two 9V batteries)
 - a. Connect the positive terminal of the first 9V battery to the +Vs pin on your sensor.
 - b. Connect the negative terminal of the first 9V battery to the positive terminal of thesecond 9V battery. Then connect to the GND pin on your sensor.
 - c. Connect the negative terminal of the second 9V battery to the -Vs pin of yoursensor.
- 2) Connect the electrodes
 - a. After determining which muscle group you want to target (e.g. bicep, forearm, calf),clean the skin thoroughly.
 - b. Place one electrode in the middle of the muscle body, connect this electrode

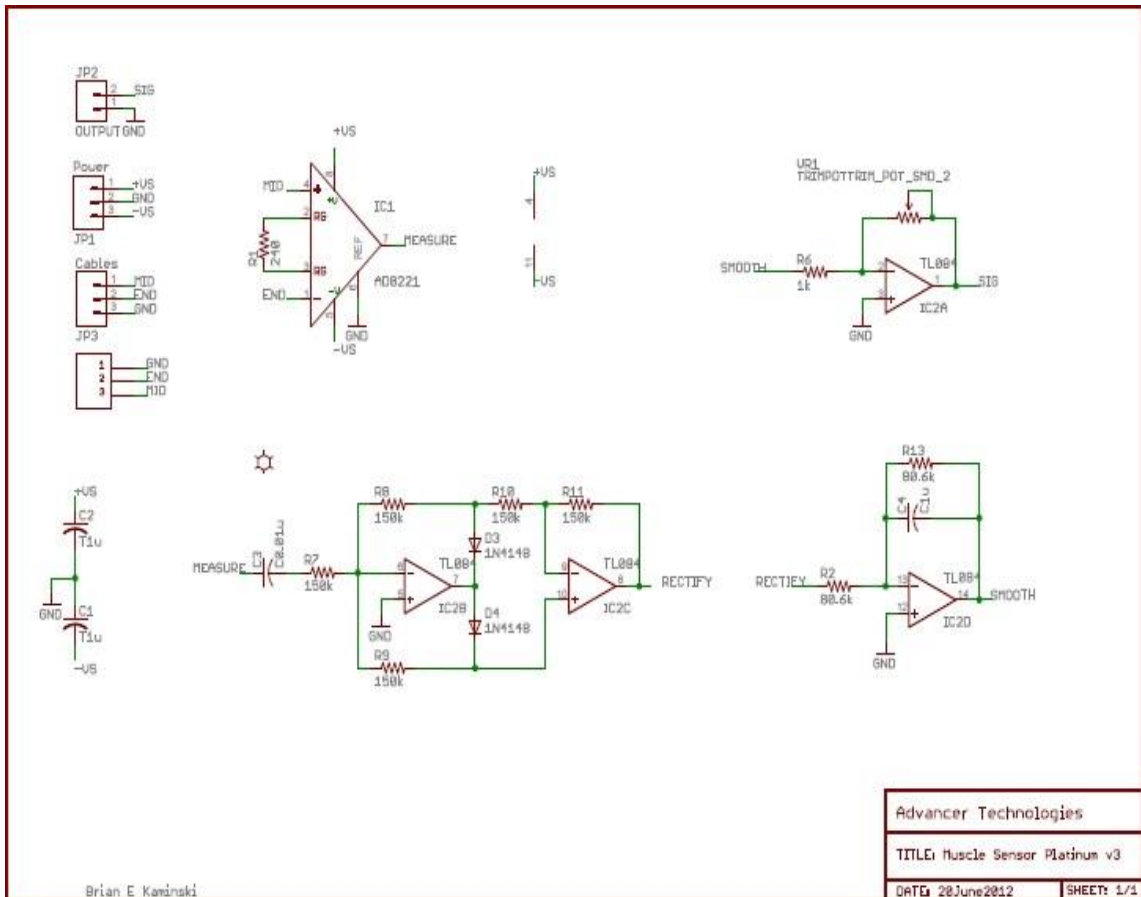
to the RED Cable's snap connector.

- c. Place a second electrode at one end of the muscle body, connect this electrode to the Blue Cable's snap connector.
- d. Place a third electrode on a bony or non-muscular part of your body near the targeted muscle, connect this electrode to the Black Cable's snap connector.

3) Connect to a Microcontroller (e.g. Arduino)

- a. Connect the SIG pin of your sensor to an analog pin on the Arduino (e.g. A0)
- b. Connect the GND pin of your sensor to a GND pin on the Arduino.

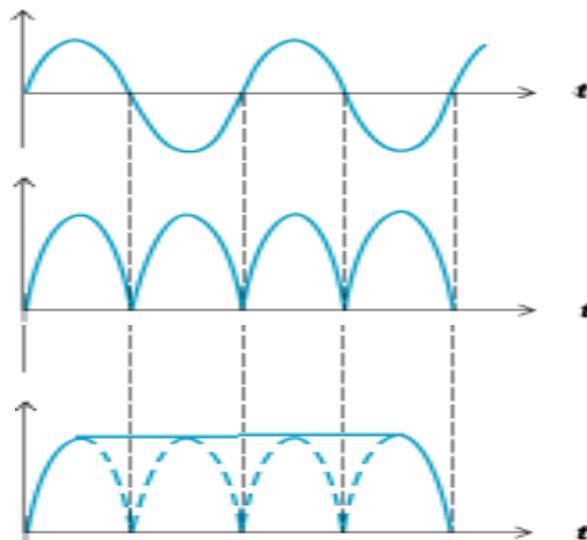
4) Circuit Schematic



Parameter	Min	TYP	Max
Power Supply Voltage (Vs)	±3V	±5V	±30V
Gain Setting, Gain = $207 \cdot (X / 1 \text{ k}\Omega)$	0.01 Ω (0.002x)	50 k Ω (10,350x)	100 k Ω (20,700x)
Output Signal Voltage (Rectified & Smoothed)	0V	--	+Vs
Differential Input Voltage	0 mV	2-5mV	+Vs/Gain

RAW EMG vs Rectified & Smoothed EMG

Our Muscle Sensors are designed to be used directly with a microcontroller. Therefore, our sensors do not output a RAW EMG signal but rather an amplified, rectified, and smoothed signal that will work well with a microcontroller's analog-to-digital converter (ADC). This difference can be illustrated by using a simple sine wave as an example.



ANEXOS 4

Código de programación en lenguaje C para Arduino

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial mySerial(10, 11); // RX, TX

int pulso=A0;
int frecuencia=A1;
int datop=0;
int datof=0;
int datopm=0;
int datofm=0;

int pincelular=2;
int pinmanual=3;

int pwm=5;
int led1=6;
int led2=7;
int led3=8;
int pulsador=9;

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,20,4); // set the LCD address to 0x27 for a 16 chars and
2 line display

void setup()
{
  pinMode(pulso,INPUT);
  pinMode(frecuencia,INPUT);
  pinMode(pwm,OUTPUT);
  pinMode(led1,OUTPUT);
  pinMode(led2,OUTPUT);
  pinMode(led3,OUTPUT);
  pinMode(pulsador,INPUT_PULLUP);
  pinMode(pincelular,INPUT_PULLUP);
  pinMode(pinmanual,INPUT_PULLUP);
  Serial.begin(9600);

  // set the data rate for the SoftwareSerial port
  mySerial.begin(9600);
  lcd.init();           // initialize the lcd
  lcd.init();
  // Print a message to the LCD.
  lcd.backlight();
  lcd.setCursor(1,0);
  lcd.print(" ESTIMULADOR");
```

```

lcd.setCursor(4,1);
lcd.print(" FACIAL");
delay(3000);
lcd.clear();
//delay(100);
lcd.clear();
//lcd.backlight();

if(digitalRead(pinmanual)==0){
lcd.setCursor(2,0);
lcd.print("MODO MANUAL");
lcd.setCursor(4,1);
lcd.print("ACTIVADO");
delay(3000);
lcd.clear();
lcd.setCursor(3,0);
lcd.print("PULSE PARA");
lcd.setCursor(4,1);
lcd.print("INICIAR");
delay(2000);
  do{
    lcd.clear();
//lcd.backlight();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("PULSO=");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("FREC=");
datap=analogRead(pulso);
datapm=map(datop, 0, 1023, 0, 100);
datof=analogRead(frecuencia);
datofm=map(datof, 0, 1023, 0, 100);
lcd.setCursor(7,0);
lcd.print(datopm);
lcd.setCursor(7,1);
lcd.print(datofm);
delay(100);
  }while (digitalRead(pulsador));{
    digitalWrite(led1 , HIGH);
    digitalWrite(led2 , HIGH);
    digitalWrite(led3 , HIGH);
  }
}

if(digitalRead(pincelular)==0){
lcd.setCursor(2,0);
lcd.print("MODO CELULAR");
lcd.setCursor(4,1);
lcd.print("ACTIVADO");
delay(3000);
lcd.clear();

```

```

    void loop()
    {
    if(digitalRead(pinmanual)==0){
    //delay(100);
    lcd.clear();
    //lcd.backlight();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("PULSO=");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("FREC=");
    datop=analogRead(pulso);
    datopm=map(datop, 0, 1023, 0, 100);
    datof=analogRead(frecuencia);
    datofm=map(datof, 0, 1023, 0, 100);
    lcd.setCursor(7,0);
    lcd.print(datopm);
    lcd.setCursor(7,1);
    lcd.print(datofm);
    analogWrite(pwm,datofm);
    delay (datopm);
    analogWrite(pwm,datofm);
    delay (datopm);
    analogWrite(pwm,datofm);
    delay (datopm);
    analogWrite(pwm,datofm);
    delay (datopm);
    }
    else if(digitalRead(pincelular)==0){
    if (mySerial.available()) {
    datoblu=mySerial.read();
    //Serial.println(datoblu);
    }

    if (datoblu== 'p') {
    if (mySerial.available()) {
    pulsoblu=mySerial.read();
    //Serial.println(datoblu);
    }
    }
    else if (datoblu== 'u') {
    if (mySerial.available()) {
    frecblu=mySerial.read();
    //Serial.println(datoblu);
    }
    }
    else if (datoblu== 't') {
    frecblu=0;
    pulsoblu=0;
    }
    else if (datoblu== 'h') {

```

```

    digitalWrite(led1 , HIGH);
  }
  else if (datoblu== 'i') {
    digitalWrite(led1 , LOW);
  }
  else if (datoblu== 'j') {
    digitalWrite(led2 , HIGH);
  }
  else if (datoblu== 'k') {
    digitalWrite(led2 , LOW);
  }
  else if (datoblu== 'l') {
    digitalWrite(led3 , HIGH);
  }
  else if (datoblu== 'm') {
    digitalWrite(led3 , LOW);
  }
  lcd.clear();
  lcd.backlight();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("PULSO=");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("FREC=");
  lcd.setCursor(7,0);
  lcd.print(pulsoblu);
  lcd.setCursor(7,1);
  lcd.print(frecblu);
  analogWrite(pwm,frecblu);
  delay (pulsoblu);
  analogWrite(pwm,frecblu);
  delay (pulsoblu);
  analogWrite(pwm,frecblu);
  delay (pulsoblu);
  analogWrite(pwm,frecblu);
  delay (pulsoblu);

  Serial.println(pulsoblu);
  Serial.println(frecblu);
  }
}

```