



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TEMA:

“PROTOTIPO REHABILITADOR DE ASISTENCIA DE DORSIFLEXIÓN PARA ASCENSO DE GRADAS”

Trabajo de grado previo a la obtención de título de Ingeniero en Mecatrónica

Línea de investigación: Salud y bienestar integral.

Autor:

Melany Lisbeth Cadena Cupuerán

Director:

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre

Asesor:

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

Ibarra - Ecuador 2026



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN
A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1050295292		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Cadena Cupuerán Melany Lisbeth		
DIRECCIÓN:	Ibarra, Av. 5 de Junio y Monseñor Jorge Eduardo Villacis		
EMAIL:	mlcadenac@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	-	TELÉFONO MÓVIL:	0995159010

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas
AUTOR (ES):	Melany Lisbeth Cadena Cupuerán
FECHA: DD/MM/AAAA	4/Marzo/2026
SOLO PARA TRABAJO DE GRADO	
PROGRAMA	☒ PREGRADO ☐ POSGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR/ DIRECTOR:	PhD. Brizeida Gámez / Msc. Fernando Valencia

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 4 días del mes de marzo de 2026.

EL AUTOR:

Nombre: Melany Lisbeth Cadena Cupuerán



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN
CURRICULAR**

Ibarra, 4 de marzo de 2026

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

(f).....

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre

C.C.: 1003188669



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR

El Comité Calificador del trabajo de Integración Curricular “PROTOTIPO REHABILITADOR DE ASISTENCIA DE DORSIFLEXIÓN PARA ASCENSO DE GRADAS” elaborado por Melany Lisbeth Cadena Cupuerán, previo a la obtención del título de INGENIERO EN MECATRÓNICA, aprueba el presente informe de investigación en nombre de la Universidad Técnica del Norte:

(f).....

Msc. Fernando Vinicio Valencia Aguirre

C.C.: 1003188669

(f).....

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

C.C.: 1758387383

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo a todas las personas que creyeron en mí, brindándome su comprensión y afecto incondicional. A aquellos con quienes compartí matices de frustración, enojo y tristeza, pero también profunda alegría; a quienes permanecieron a mi lado a pesar de las adversidades, y a quienes, aunque hoy distantes, me obsequiaron un fragmento de su existencia que atesoraré siempre.

A Dios, pues en mis instantes de mayor fragilidad, cuando el aliento para persistir se desmoronaba, envió a seres que me impulsaron a continuar. En cada mano amiga y en su apoyo constante encontré la manifestación de su presencia.

A mis padres, Gabriela y Jaime, cuya abnegación diaria forjó el camino para que yo alcanzara mis anhelos; gracias por su sacrificio incondicional y por velar incansablemente para que nunca me faltara nada. Dedico este logro especialmente a mi padre, quien, aún en medio del cansancio, nunca dejó de esforzarse por salir adelante. Aunque no sabía cómo ayudarme en momentos, su esfuerzo por comprenderme y el cuidado que me brindó desde la infancia han sido mi refugio. Hoy, deseo demostrarle que su esfuerzo no fue en vano, y agradecerle por creer en mis capacidades incluso cuando ni yo misma lo hacía.

Cierro esta sección, con una felicidad que desborda estas palabras, que el sacrificio de quienes nos preceden encuentra su sentido más alto en este logro; porque, como bien se ha dicho: «La conquista más grande siempre será cuando las universidades se llenaron de los hijos de los obreros».

AGRADECIMIENTO

Expreso mi más sincero agradecimiento a mis tutores de este trabajo, Msc. Fernando Valencia y PhD. Brizeida Gámez, por su guía constante durante el desarrollo de este proyecto, por su paciencia, acompañamiento y generosa disposición para compartir sus conocimientos, elementos fundamentales para la culminación de esta investigación.

A la clínica de rehabilitación Neuro Rehabilitación Imbabura, por abrirme sus puertas y brindarme el espacio necesario para la realización de este estudio; y, de manera especial, a la Lic. Camila Espinosa, por su valiosa colaboración en el desarrollo de las entrevistas y su apoyo durante el proceso investigativo.

A la Msc. Verónica Potosí, de la Universidad Técnica del Norte, por las múltiples ocasiones en las que me orientó en la búsqueda de alternativas para el diseño y desarrollo del dispositivo, así como por la paciencia y dedicación con las que siempre me ofreció su ayuda.

Mi gratitud también a todas las personas que, de manera voluntaria y generosa, participaron en las pruebas necesarias para la validación del prototipo; su disposición y confianza fueron esenciales para alcanzar los objetivos planteados.

Finalmente, agradezco a mis amigos y compañeros de universidad, quienes me brindaron su apoyo a lo largo de esta etapa académica. De manera especial, a uno de mis mejores amigos, David Patiño, con quien no solo compartí el aula, sino también una amistad sincera que espero perdure en el tiempo; gracias por tu apoyo constante y por animarme a no rendirme. A mis amigos Andrés Grijalva y Edgar Villa, por su paciencia, ayuda incondicional y, sobre todo, por el valor de su amistad.

RESUMEN

El Accidente Cerebrovascular (ACV) constituye una de las principales causas de discapacidad a nivel mundial. Entre sus secuelas más prevalentes se encuentra el 'pie caído', una deficiencia motora que impide la dorsiflexión, alterando la marcha y elevando el riesgo de caídas. A pesar de la existencia de electroestimuladores clínicos, estos suelen carecer de la adaptabilidad necesaria para asistir al paciente en actividades dinámicas exigentes, como es el ascenso de escaleras.

Ante esta problemática, se propuso el desarrollo de un dispositivo de Estimulación Eléctrica Funcional (FES) diseñado específicamente para rehabilitar la dorsiflexión durante el ascenso de gradas en adultos con paresia de los músculos dorsiflexores. El sistema se presentó como una alternativa de bajo costo, portátil y configurable, lo que permitió al especialista ajustar los parámetros técnicos según la evolución clínica particular del usuario.

La investigación se desarrolló bajo un enfoque ingenieril, aplicado y experimental, el cual se estructuró rigurosamente en cuatro fases consecutivas: primero, se estableció la fundamentación teórica sobre la fisiopatología del ACV y los parámetros de FES; segundo, se plantearon diversas alternativas viables; tercero, se ejecutó su implementación mediante procesos de simulación, programación avanzada y diseño CAD; y finalmente, se realizó la validación funcional del sistema. El hardware integró una arquitectura digital y analógica basada en un microcontrolador y etapas de potencia optimizadas. Finalmente, la validación técnica y los estudios de sensibilidad realizados con un grupo de voluntarios demostraron una preferencia significativa por el prototipo desarrollado en comparación con otros dispositivos comerciales de bajo costo disponibles en el mercado.

Palabras clave: Accidente Cerebrovascular (ACV), Estimulación Eléctrica Funcional (FES), rehabilitación, dorsiflexión.

ABSTRACT

Stroke is one of the leading causes of disability worldwide. Among its most prevalent sequelae is “foot drop,” a motor impairment that prevents dorsiflexion, alters gait mechanics, and increases the risk of falls. Despite the availability of clinical electrostimulators, these devices often lack the adaptability required to assist patients during demanding dynamic activities such as stair ascent.

In response to this issue, the development of a Functional Electrical Stimulation (FES) device specifically designed to rehabilitate dorsiflexion during stair climbing in adults with dorsiflexor muscle paresis was proposed. The system was conceived as a low-cost, portable, and configurable alternative, enabling specialists to adjust technical parameters according to the patient’s individual clinical progression.

The research was conducted under an engineering-based, applied, and experimental approach, rigorously structured into four consecutive phases: first, the theoretical foundation regarding stroke pathophysiology and FES parameters was established; second, several viable design alternatives were proposed; third, implementation was carried out through simulation processes, advanced programming, and CAD design; and finally, functional validation of the system was performed. The hardware integrated a digital and analog architecture based on a microcontroller and optimized power stages. Ultimately, technical validation and sensitivity studies conducted with a group of volunteers demonstrated a significant preference for the developed prototype compared to other low-cost commercial devices available on the market.

Keywords: Stroke (Cerebrovascular Accident, CVA), Functional Electrical Stimulation (FES), rehabilitation, dorsiflexion.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	ii
2. CONSTANCIAS	ii
CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR.....	iii
APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR.....	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTO	vi
RESUMEN.....	vii
ABSTRACT	viii
ÍNDICE DE CONTENIDOS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiii
ÍNDICE DE TABLAS.....	xv
CAPÍTULO 1: EL PROBLEMA.....	1
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Objetivos.....	2
1.2.1 General	2
1.2.2 Específicos	2
1.3 Alcance y delimitación	3
1.4 Justificación.....	3
CAPÍTULO 2: MARCO REFERENCIAL.....	4
2.1 Antecedentes.....	4
2.2 Bases Teóricas	12
2.2.1 Accidente Cerebrovascular (ACV)	12
2.2.1.1 Definición de ACV.....	13
2.2.1.2 Tipos y complicaciones.....	13
2.2.1.3 Secuelas motoras	14
2.2.1.4 Pie caído	14
2.2.1.5 Alternativas de rehabilitación para pie caído	15
2.2.2 Estimulación Eléctrica Funcional (FES).....	16
2.2.2.1 Definición de FES	16
2.2.2.2 Fisiología de la contracción inducida.....	17

2.2.3	Parámetros de estimulación.....	17
2.2.3.1	Tipo de onda de estimulación.....	18
2.2.3.2	Duración de pulso unitario	18
2.2.3.3	Frecuencia	19
2.2.3.4	Intensidad	19
2.2.3.5	Voltaje	19
2.2.3.6	Rampa de activación	20
2.2.3.7	Tiempo de encendido y apagado	20
2.2.3.8	Tiempo de tratamiento	20
2.2.3.9	Tamaño de electrodos.....	21
2.2.3.10	Normativa IEC 60601 de seguridad en equipos médicos de electroterapia	21
2.2.3.11	Especificaciones del sistema	23
2.2.4	Biomecánica de la marcha humana	23
2.2.4.1	Fases de la marcha humana	24
2.2.4.2	Cinemática del ascenso de gradas	25
2.2.4.3	Mecánica de la dorsiflexión	26
2.2.4.4	Colocación de electrodos para inducir la dorsiflexión	27
CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO		28
3.1	Enfoque y tipos de investigación.....	28
3.2	Diseño de la Investigación.....	28
CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS.....		34
4.1	Especificaciones del sistema a diseñar	34
4.2	Alternativas de solución	36
4.2.1	Alternativa de solución #1.....	36
4.2.2	Alternativa de solución #2.....	37
4.2.3	Alternativa de solución #3.....	38
4.3	Selección de la mejor solución	39
4.4	Especificaciones del sistema a diseñar	40
4.4.1	Alimentación	41
4.4.2	Selección de fuente de alimentación	41
4.4.3	Control.....	42
4.4.4	Selección del microcontrolador.....	42

4.4.5	Inversión de señal.....	43
4.4.6	Selección de amplificador operacional	43
4.4.7	Regulación de intensidad	44
4.4.8	Selección de potenciómetro	44
4.4.9	Sistema de control de frecuencia.....	44
4.4.10	Electrodos.....	45
4.4.11	Selección de electrodos	45
4.4.12	Amplificación de potencia	46
4.4.13	Selección de transistores	46
4.4.14	Etapas de elevación.....	47
4.4.15	Selección del transformador.....	47
4.4.16	Sensor	48
4.4.17	Selección del sensor	48
4.5	Programación del microcontrolador	49
4.6	Simulación del esquema eléctrico	50
4.6.1	Alimentación	50
4.6.2	Control de frecuencia	52
4.6.3	Inversión de onda	53
4.6.4	Regulación de amplitud de la onda	54
4.6.5	Adaptación del sensor	55
4.6.6	Esquema de conexión del sistema.....	57
4.7	Implementación del circuito	58
4.7.1	Alimentación	58
4.7.2	Conexión del sensor	60
4.7.3	Conexión del OPAMP.....	60
4.7.4	Verificación del esquema	61
4.7.5	Diseño PCB.....	62
4.7.6	Integración de componentes.....	63
4.8	Diseño 3D de la estructura.....	64
4.9	Producción de la estructura.....	67
4.10	Integración del dispositivo electromecánico	67
4.11	Limitaciones encontradas	69

4.12	Desarrollo de pruebas	69
4.12.1	Validación de la morfología de onda y parámetros de salida	69
4.12.2	Pruebas de sensibilidad	71
4.13	Resultados.....	75
4.14	Análisis de resultados	78
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		80
5.1	Conclusiones.....	80
5.2	Recomendaciones	81
REFERENCIAS		81
ANEXOS		86
Anexo 1.	Entrevistas realizadas	86
Anexo 2.	Encuestas realizadas a los participantes del estudio.....	92
Anexo 3.	Programación en Arduino IDE.....	102
Anexo 4.	Planos de estructura 3D.....	104

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1 Forma de onda TENS cuadrada monofásica con ciclo de trabajo del 50% [6].	4
Fig. 2.2 Forma de onda EMS tipo senoidal [6].	5
Fig. 2.3 Ejemplo de la señal generada VS respuesta al músculo [7].	5
Fig. 2.4 Esquema eléctrico de las principales partes del electroestimulador.	6
Fig. 2.5 Estimulador muscular Compex [9].	7
Fig. 2.6 Esquema del circuito eléctrico del estimulador diseñado [13].	8
Fig. 2.7 Esquema de conexiones electroestimulador HoMEDICS-Arduino UNO [13]	9
Fig. 2.8 Electroestimulador y sus partes [14].	9
Fig. 2.9 Señal de salida del prototipo [15].	10
Fig. 2.10 Prototipo implementado con su modo de sujeción [16].	11
Fig. 2.11 Dispositivo médico WalkAide [18].	11
Fig. 2.12 Sistema L300 Go [19].	12
Fig. 2.13 Pie caído [24]	15
Fig. 2.14 Corrientes pulsadas monofásica (A) y bifásica (B) [29].	18
Fig. 2.15 Ciclo de la marcha y sus fases [43].	25
Fig. 2.16 Músculos situados en la cara anterior de la tibia [46].	26
Fig. 2.17 Colocación de electrodos para la dorsiflexión del tobillo [48].	27
Fig. 3.1 Diagrama de flujo de fases desarrolladas	29
Fig. 4.1 Diagrama de flujo de código.	50
Fig. 4.2 Etapa de amplificación de voltaje y alimentación de microcontrolador.	51
Fig. 4.3 Regulación de alimentación para OPAMP	52
Fig. 4.4 Interfaz de control de frecuencia	53
Fig. 4.5 Configuración de la primera salida del amplificador operacional en modo restador	54
Fig. 4.6 Conexión para regulación de amplitud de la onda de la primera salida	55
Fig. 4.7 Simulación de sensor aplicando carga (apoyo)	56
Fig. 4.8 Simulación del sensor cuando no tiene carga (despegue)	56
Fig. 4.9 Esquema eléctrico implementado	57
Fig. 4.10 Salida de regulador de voltaje LM7815.	58
Fig. 4.11 Salida de regulador de voltaje LM7915.	59
Fig. 4.12 Configuración del buck reductor	59

Fig. 4.13	Integración del sensor	60
Fig. 4.14	Esquema final	61
Fig. 4.15	Vista integral del hardware implementado	61
Fig. 4.16	Diseño PCB del circuito	62
Fig. 4.17	Placa PCB revelada.....	63
Fig. 4.18	Circuito implementado en placas PCB	64
Fig. 4.19	CAD de base media	64
Fig. 4.20	CAD de base exterior.....	65
Fig. 4.21	CAD de tapa de la estructura	65
Fig. 4.22	CAD de ensamblaje de la carcasa.....	66
Fig. 4.23	Base exterior.	67
Fig. 4.24	Integración de componentes de la etapa de potencia.....	68
Fig. 4.25	Prototipo ensamblado	68
Fig. 4.26	Onda generada a 20Hz y 5V	70
Fig. 4.27	Onda generada a 60Hz y 10V	71
Fig. 4.28	Onda monofásica generada por dispositivo comercial	72
Fig. 4.29	Procedimiento para reducir impedancia de la piel.....	73
Fig. 4.30	Prueba de sensibilidad con prototipo desarrollado	74
Fig. 4.31	Prueba de sensibilidad usando dispositivo comercial en nivel 1	74

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Tabla comparativa de complicaciones del ACV y su abordaje [21].	13
Tabla 2.2 Corriente de fugas y corrientes auxiliares permitidas (mA), CC: Corriente continua, CA: Corriente Alterna. Defecto o fallo [40].	22
Tabla 2.3 Resumen de parámetros finales.	23
Tabla 4.1 Componentes de la alternativa de solución Nro. 1.	37
Tabla 4.2 Componentes de la alternativa de solución Nro. 2.	38
Tabla 4.3 Componentes de la alternativa de solución Nro. 3.	39
Tabla 4.4 Comparación de alternativas de solución en base a sus especificaciones.	39
Tabla 4.5 Comparación de alternativas de alimentación.	41
Tabla 4.6 Comparativa de alternativas de microcontrolador	42
Tabla 4. 7 Comparativa de tecnologías de electrodos comerciales	45
Tabla 4.8 Comparativa de pares de transistores Darlington.	46
Tabla 4.9 Comparación para selección de transformador comercial	47
Tabla 4. 10 Comparación para selección de sensor	48

CAPÍTULO 1: EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema

A nivel global, el Accidente Cerebrovascular (ACV) se posiciona como una de las principales causas de discapacidad y la tercera causa de mortalidad [1]. Entre sus variantes, se encuentran el accidente cerebrovascular isquémico (por obstrucción) y el hemorrágico, conocido como derrame cerebral. Esta última ocurre cuando una arteria se rompe, interrumpiendo el suministro de oxígeno y generando un desequilibrio químico que impide el funcionamiento normal neuronal [2].

Un accidente cerebrovascular puede derivar en discapacidades tanto temporales como permanentes, dependiendo de la gravedad de la lesión. Estas incluyen trastornos del habla, pérdida de memoria, alteraciones emocionales y dolor. No obstante, una de las secuelas más frecuentes es la pérdida del movimiento muscular o parálisis, condición en la que se pierde el control de ciertos músculos o de un lado completo del cuerpo [3].

Ecuador, a pesar de no contar con un repositorio estadístico actualizado, presenta registros que evidencian la gravedad de esta problemática. Según el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), las enfermedades cerebrovasculares se posicionaron como una de las principales causas de defunción entre 2019 y 2020 [4]. El Servicio Integrado de Seguridad ECU 911 reportó 1285 alertas relacionadas con esta patología durante el año 2022. Por otro lado, la Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que los accidentes cerebrovasculares tienen una incidencia de 200 casos por cada 100.000 habitantes al año, con una prevalencia de 600 casos por cada 100.000 habitantes [5].

Dentro de los protocolos de tratamiento, se integra el uso del electroestimuladores clínicos como el Compex. A pesar de su eficacia en entornos controlados, este dispositivo presenta limitaciones en términos de adaptabilidad biomecánica; aunque facilita la marcha en terrenos llanos, carece de la capacidad de respuesta necesaria para asistir la dorsiflexión en tareas dinámicas de mayor exigencia, como el ascenso de escaleras. Esta deficiencia impide que el pie mantenga la elevación requerida, incrementando el riesgo de tropiezos y comprometiendo la seguridad del usuario.

Considerando lo expuesto, en la carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte se propone el desarrollo de un sistema de asistencia para la dorsiflexión enfocado en el ascenso de escaleras. Este dispositivo está dirigido para personas con paresia de los músculos dorsiflexores conocido como pie caído, con el propósito de ofrecer una alternativa que optimice el desempeño funcional y la seguridad del paciente durante su proceso de rehabilitación asistida.

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Desarrollar un dispositivo de electroestimulación para la rehabilitación de la dorsiflexión durante el ascenso de gradas, dirigido a pacientes adultos con hemiplejía parcial.

1.2.2 Específicos

- Determinar los parámetros principales para el diseño e implementación del dispositivo, basado en especialistas de fisioterapia.
- Diseñar el dispositivo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para miembro inferior izquierdo.
- Construir un modelo prototipo del dispositivo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión.
- Validar el funcionamiento del dispositivo.

1.3 Alcance y delimitación

La presente investigación se basa en el diseño y construcción de un dispositivo que permita la rehabilitación de la dorsiflexión del miembro inferior izquierdo, tomando en cuenta las técnicas empleadas por profesionales para rehabilitación de pacientes con ACV. Con los parámetros presentados por el profesional fisioterapeuta se diseñará y seleccionará los componentes para el desarrollo del dispositivo. Posteriormente, se construirá el prototipo y se procederá a evaluar los resultados obtenidos.

1.4 Justificación

En el mercado tecnológico existen dispositivos de estimulación eléctrica, diseñados para asistir la marcha en la vida diaria. Sin embargo, estas soluciones presentan dos barreras principales: su elevado costo económico y su enfoque asistencial a largo plazo. En contraste, el presente proyecto surge del requerimiento técnico de profesionales en fisioterapia, quienes demandan un sistema que permita un control sobre los parámetros de estimulación para su uso en reeducación muscular.

A diferencia de los equipos comerciales de uso continuo, este prototipo está diseñado como una herramienta de intervención temporal y controlada. El objetivo no es la dependencia del dispositivo, sino su empleo durante las sesiones de rehabilitación hasta que el paciente recupere la fuerza y coordinación necesarias para valerse por sí mismo. Para ello, el sistema permite al especialista manipular variables adaptando el ejercicio a la evolución biológica del usuario.

Finalmente, el desarrollo de esta tecnología busca crear un dispositivo económicamente accesible y ajustable a las necesidades del usuario, se proporciona una solución técnica que optimiza el proceso de rehabilitación post-ACV, promoviendo una recuperación funcional más eficiente y segura.

CAPÍTULO 2: MARCO REFERENCIAL

2.1 Antecedentes

Molina y Saula, estudiantes de la Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca, Ecuador, desarrollaron un estimulador TENS/EMS modelado con SysML. El prototipo integra una unidad de control y actuadores con transistores TIP120 y convertidores DC-DC. La interfaz, diseñada en LabVIEW, se comunica vía Ethernet (UDP) mediante un módulo ENC28J60 y una biblioteca DLL personalizada en Visual Studio. El sistema destaca por su arquitectura dividida para garantizar la amplificación de señales y la protección del paciente [6]. En la Fig. 2.1 la forma de onda tiene una duración de estimulación de 10 segundos, frecuencia de 75 Hz y amplitud de 50%.

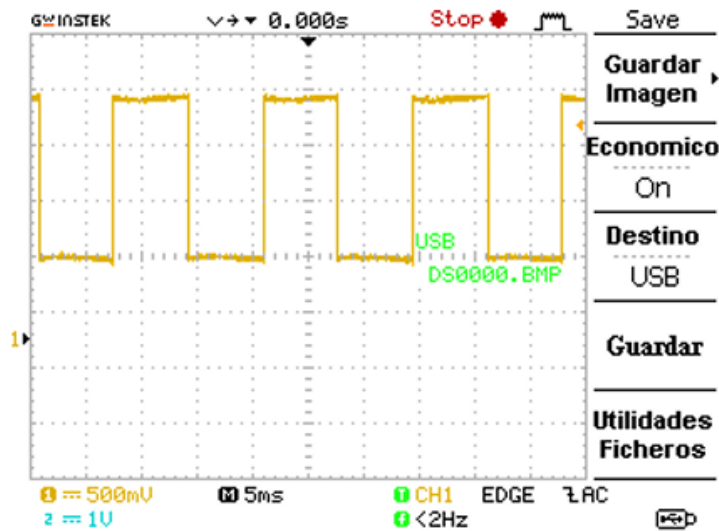


Fig. 2.1 Forma de onda TENS cuadrada monofásica con ciclo de trabajo del 50% [6].

Para EMS una de las ondas generadas fue senoidal monofásica con amplitud de 75% y una frecuencia más baja que la TENS, siendo de 25 Hz y el mismo tiempo de estimulación de 10 segundos, esta forma de onda se visualiza en la Fig. 2.2

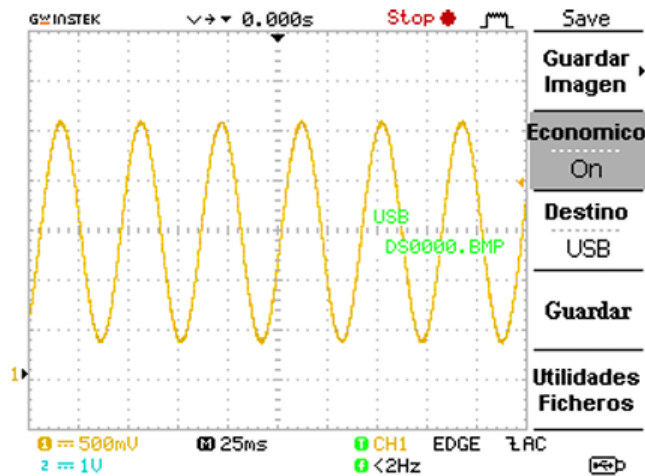


Fig. 2.2 Forma de onda EMS tipo senoidal [6].

Castro, presenta una órtesis inteligente para el tratamiento del pie equino mediante estimulación eléctrica y monitoreo sensorial. El sistema integra microcontroladores, sensores de presión y comunicación inalámbrica para personalizar el tratamiento según estudios de electromiografía y conducción nerviosa. Además, emplea herramientas de goniometría y dinamometría para evaluar la recuperación funcional, permitiendo un ajuste preciso de los impulsos eléctricos de acuerdo con la evolución motora del paciente [7]. Las terapias EMS y TENS tienen propósitos diferentes, debido a ello, se observa la respuesta que genera cada una en la Fig. 2.3, siendo EMS para tonificar y TENS para tratar dolor.

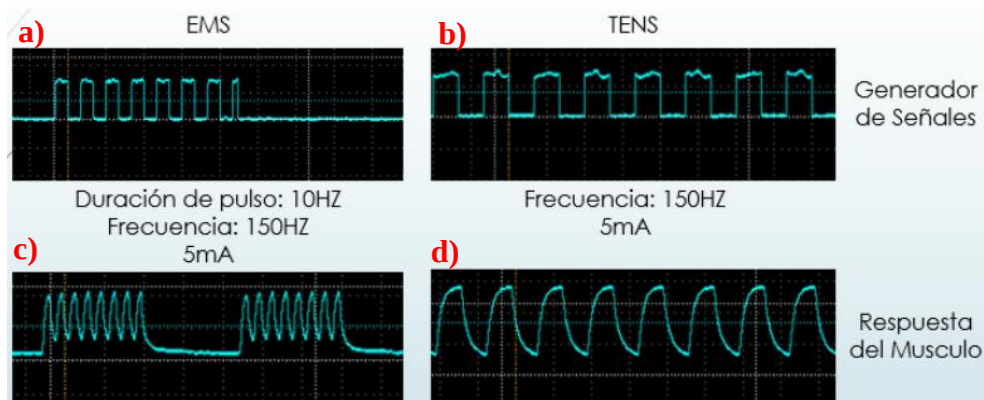


Fig. 2.3 Ejemplo de la señal generada VS respuesta al músculo [7].

Velilla y Millán, diseñaron un sistema de electroestimulación terapéutica basado en un puente H para el control de ondas y un convertidor Buck para regular la intensidad del voltaje. El dispositivo, gestionado por un Arduino Nano, se vincula vía Bluetooth con una aplicación móvil en App Inventor para el ajuste de parámetros en tiempo real. La implementación incluye una PCB personalizada y programas preestablecidos con frecuencias variables para su aplicación clínica [8]. En la Fig. 2.4. se aprecia el esquema principal del sistema.

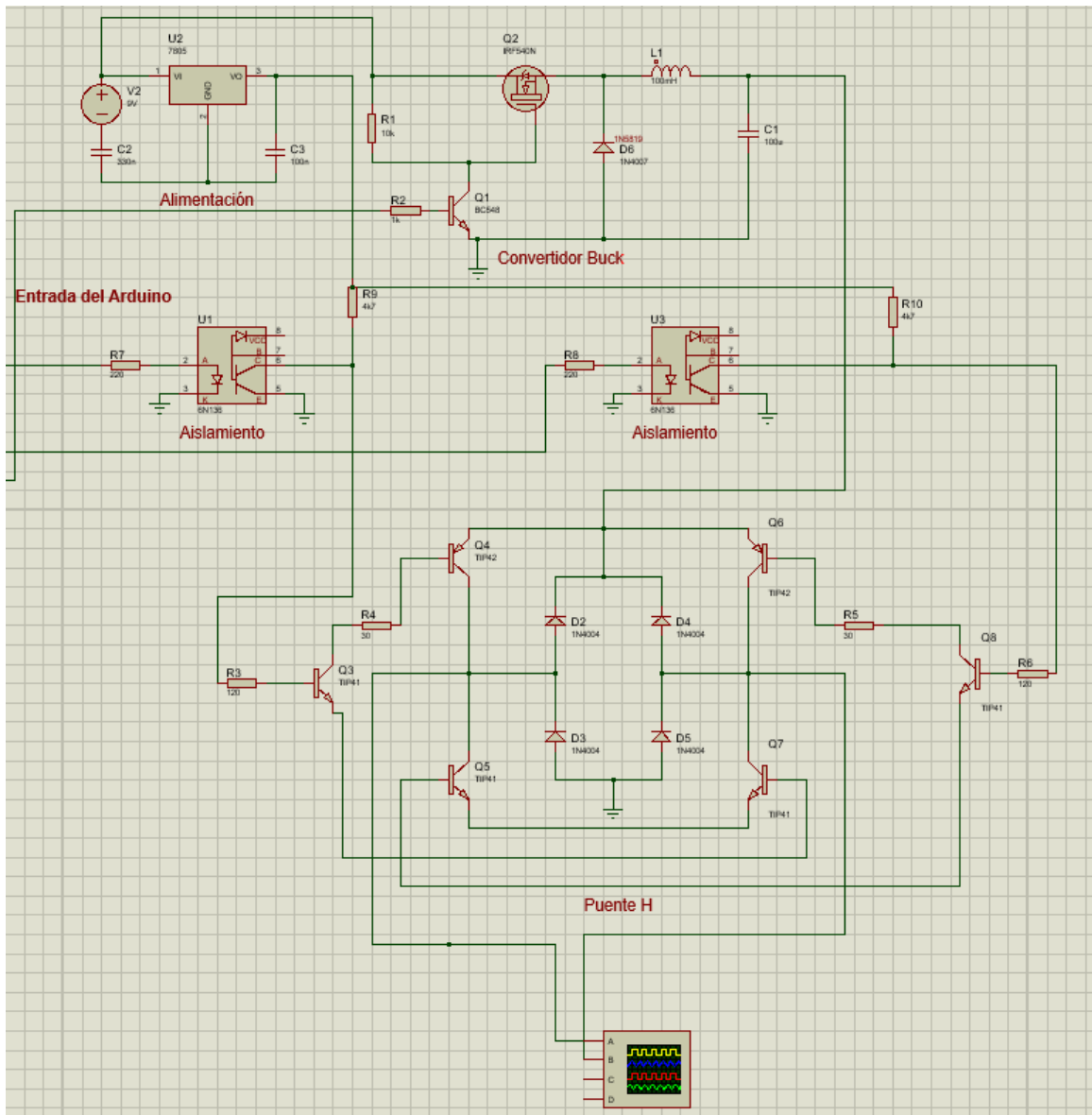


Fig. 2.4 Esquema eléctrico de las principales partes del electroestimulador.

El dispositivo envía señales eléctricas para inducir la contracción muscular de manera natural. Se utiliza en entrenamiento para mejorar la fuerza muscular y prevenir lesiones, en rehabilitación para reducir la tensión muscular a través de masajes regenerativos, y en el ámbito estético y de bienestar para el alivio del dolor muscular y articular. Este dispositivo ha demostrado mejorar la fuerza muscular en un 27% [9]. En la Fig. 2.5 se observa el dispositivo estimulador.



Fig. 2.5 Estimulador muscular Compex [9].

Jiménez y Peña desarrollaron un electroestimulador TENS/EMS de bajo costo basado en amplificadores TL084 y reguladores LM317. El diseño incluye etapas de protección con limitadores de corriente, diodos 1N4007 y transistores de potencia para una estimulación segura. El sistema permite seleccionar terapias mediante una interfaz con pantalla LCD, validando su funcionamiento en Proteus y controlando la intensidad manualmente para optimizar la rehabilitación muscular de forma controlada [10].

García, M., Solis, Borrego, Godina, Cervantes, Vite, García, E. y Bañuelos, desarrollaron un electroestimulador TENS basado en Arduino Uno, utilizando amplificadores TL084 y transistores TIP120 para la etapa de potencia. El sistema integra una pantalla LCD y un potenciómetro para el ajuste de intensidad, incorporando protecciones con diodos 1N4007 y resistores de 10k Ω . Validado

mediante simulaciones en Proteus, el prototipo destaca por ser una solución accesible y segura para la rehabilitación de pacientes con afecciones neurológicas [11].

Elvis Quishpe, diseñó un generador de ondas capaz de producir señales cuadradas, sinusoidales y triangulares con alta precisión, utilizando el circuito integrado XR2206 y el microcontrolador Atmega 16. Su salida cubre un rango de frecuencias de 0.001 Hz a 1 MHz [12]. El diseño fue previamente simulado en Proteus, con cálculos que permiten al usuario seleccionar entre terapia EMS o TENS mediante un controlador integrado.

Montagud desarrolló un sistema de electroestimulación mediante la integración de Arduino UNO y la interfaz LIFA en LabVIEW. El dispositivo se conecta a un equipo HoMEDICS para generar trenes de pulsos cuadrados controlados digitalmente. Esta arquitectura permite al operador configurar los parámetros de la señal y seleccionar modos de operación terapéuticos específicos, optimizando la gestión de la terapia a través de una plataforma de control personalizada [13]. Los esquemas del sistema y el circuito se presentan en las Fig. 2.6 y Fig. 2.7.

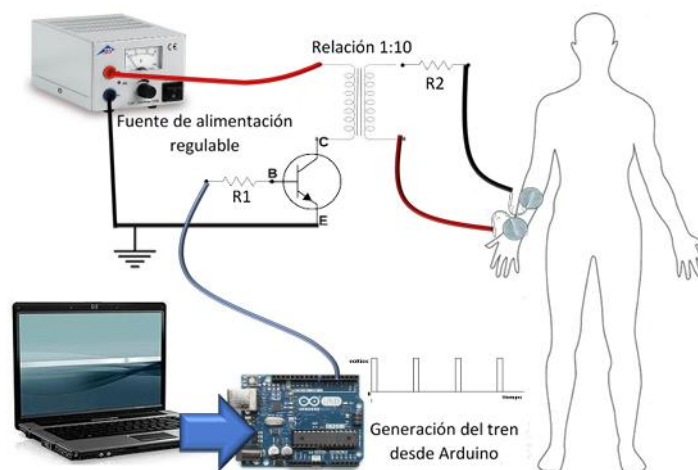


Fig. 2.6 Esquema del circuito eléctrico del estimulador diseñado [13].



Fig. 2.7 Esquema de conexiones electroestimulador HoMEDICS-Arduino UNO [13] .

Núñez, Plaza y Pérez, diseñaron un electroestimulador para rehabilitación de atrofia muscular bajo la norma NTC 4121. El sistema emplea un microcontrolador PIC16f877 y un DAC0808 para generar ondas rectangulares y triangulares con parámetros ajustables. La etapa de potencia utiliza una fuente de 80 V DC y transistores 2N2222 para alcanzar la amplitud necesaria, permitiendo al usuario monitorear el tratamiento de hasta 15 minutos mediante una interfaz con pantalla LCD [14].

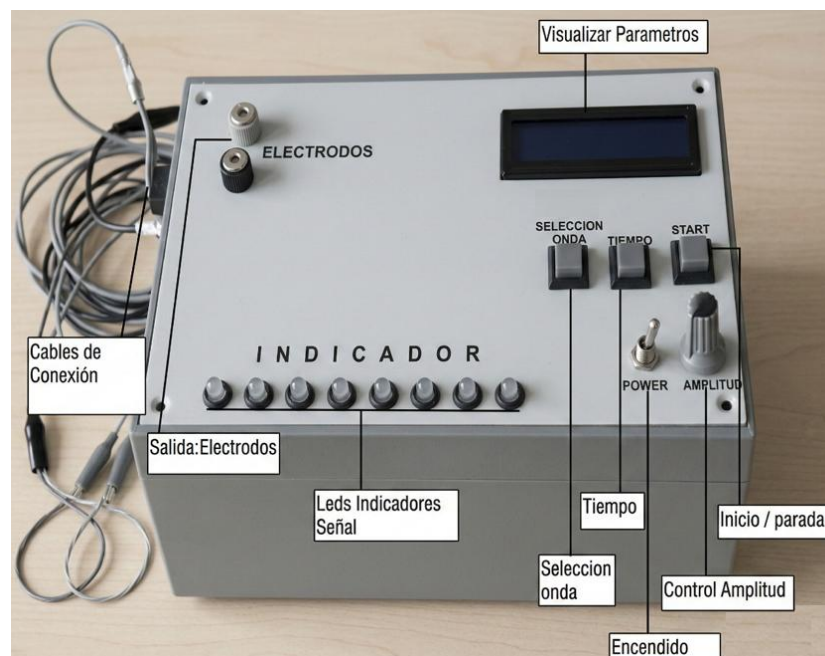


Fig. 2.8 Electroestimulador y sus partes [14].

Castellano y Bruni, desarrollaron un dispositivo de electroestimulación que genera un tren de pulsos a través de un microcontrolador, transmitiendo instrucciones al generador de señales y la fuente controlada, ajustándose según la frecuencia y duración requeridas. El dispositivo regula la intensidad de los electrodos acoplados para su aplicación en el paciente. Su diseño incluye un transformador de fierrita, drivers IR2110, la placa LPCxpresso1769, el módulo HC-05 y una interfaz programada en LabVIEW [15]. En la Fig. 2.9 se muestra el prototipo final.

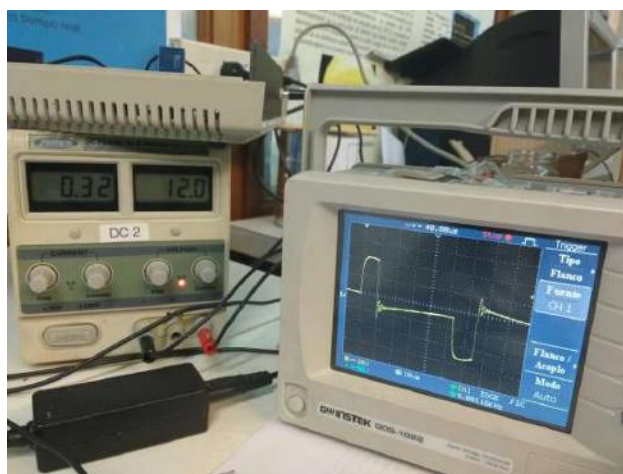


Fig. 2.9 Señal de salida del prototipo [15].

Renzo Calderón Flores (PUCP) desarrolló un sistema FES portátil para rehabilitar el síndrome de pie caído. El dispositivo utiliza un sensor de fuerza en el talón para detectar el despegue del pie y activar la estimulación. La arquitectura electrónica emplea microcontroladores ATtiny2313 y ATtiny85 para procesar señales y generar pulsos bifásicos simétricos de 26.97 Hz. Con una interfaz intuitiva de cinco niveles de intensidad, el equipo utiliza un transformador elevador y transistores Darlington para la potencia. Pesa 195 gramos, se alimenta con una batería de litio de 3,7 V [16]. A continuación, se observa el prototipo implementado en la Fig. 2.10.

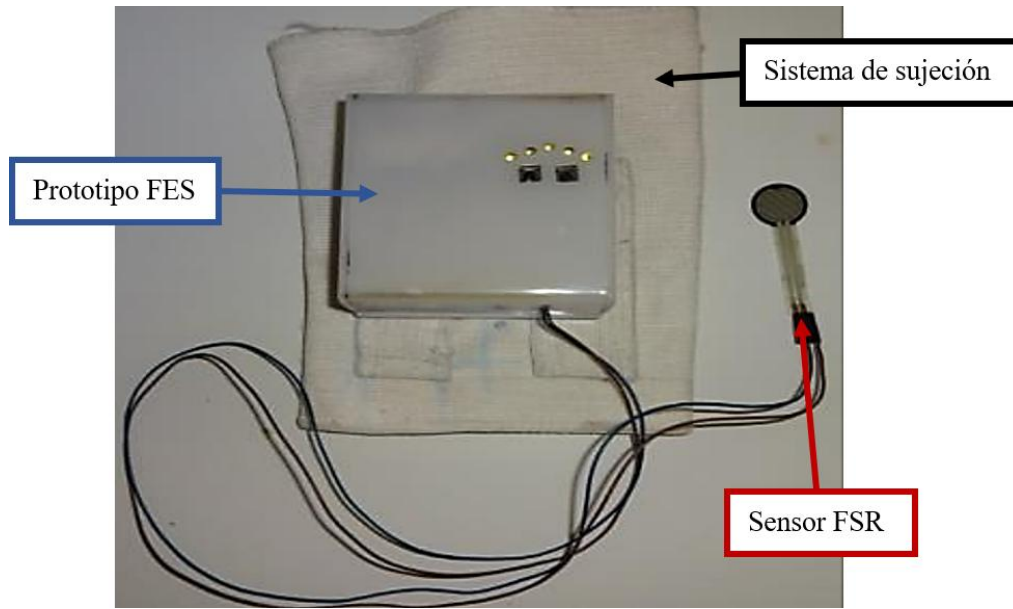


Fig. 2.10 Prototipo implementado con su modo de sujeción [16].

El sistema WalkAide es un estimulador eléctrico avanzado diseñado para corregir la caída del pie restableciendo la comunicación entre el cerebro y el nervio peroneo. Mediante impulsos eléctricos, activa los músculos para elevar el pie durante la marcha, logrando pasos más naturales y seguros. Entre sus beneficios destacan la mejora inmediata en la movilidad, mayor velocidad y menor fatiga. Es un dispositivo no invasivo y fácil de usar, que se coloca en la pierna, permitiendo la independencia del usuario [17].



Fig. 2.11 Dispositivo médico WalkAide [18].

El Bioness L300 Go es una órtesis de electroestimulación funcional (FES) diseñada para corregir el pie caído derivado de afecciones como el ictus o la esclerosis múltiple. A través de dos canales de estimulación y sensores de aceleración, controla con precisión la elevación y rotación del pie. Su tecnología permite una marcha más natural y segura para la rehabilitación a largo plazo [19].



Fig. 2.12 Sistema L300 Go [19].

2.2 Bases Teóricas

El presente capítulo establece los fundamentos teóricos y técnicos necesarios para el desarrollo del sistema de electroestimulación orientado a la rehabilitación de la dorsiflexión. Con la información recopilada se procederá a definir las diversas variantes que pudiesen representar un sustento robusto al diseño del prototipo.

2.2.1 Accidente Cerebrovascular (ACV)

El Accidente Cerebrovascular es la principal causa de discapacidad motora prolongada a nivel mundial. Este evento neurológico, en ocasiones, provoca daños en las vías motoras, afectando la funcionalidad de los movimientos. A continuación, se profundiza en las características del caso de estudio, el pie caído y las estrategias de rehabilitación disponibles.

2.2.1.1 Definición de ACV

Un accidente cerebrovascular se define como una condición médica repentina causada por la interrupción del paso de sangre hacia el cerebro. Cuando el tejido cerebral deja de recibir este suministro, las neuronas comienzan a dañarse rápidamente, lo cual representa una situación de alto riesgo que exige asistencia médica inmediata para reducir posibles secuelas graves [20].

2.2.1.2 Tipos y complicaciones

Las afecciones cerebrovasculares pueden ser de naturaleza isquémica (por obstrucción), hemorrágica (por ruptura vascular) o transitoria. Mientras que las dos primeras implican un riesgo de daño permanente por la interrupción o el derrame de sangre, la forma transitoria consiste en una deficiencia circulatoria breve que se resuelve por sí sola en poco tiempo sin generar daño a largo plazo [20].

Las consecuencias derivadas de un evento cerebrovascular abarcan diversas áreas funcionales, siendo la hemiplejía, las alteraciones visuales, el déficit de memoria y depresión algunas de las secuelas con mayor incidencia [21]. En la Tabla 2.1 se presenta una comparativa de estas complicaciones junto con sus respectivos enfoques terapéuticos:

Tabla 2.1 Tabla comparativa de complicaciones del ACV y su abordaje [21].

Tipo de complicación	Ejemplo de secuela	Abordaje terapéutico
Física	Hemiplejía, espasticidad	Fisioterapia, dispositivos de apoyo, medicación
Sensorial	Pérdida de visión, falta de sensibilidad	Reeducación sensorial, terapia visual
Cognitiva	Pérdida de memoria, desorientación	Estimulación cognitiva, apoyo familiar
Emocional	Depresión, cambios de personalidad.	Psicoterapia, grupos de apoyo, medicación

2.2.1.3 Secuelas motoras

Dentro de las secuelas físicas mencionadas en la Tabla 2.1, incluyen la hemiplejía (parálisis) y la hemiparesia (debilidad), afectando un lado específico del cuerpo según la localización de la lesión cerebral. Estas patologías se asocian frecuentemente con la espasticidad, que provoca rigidez y dolor muscular, así como con la subluxación de hombro y la pérdida del equilibrio. Sin embargo, una de las afectaciones que destaca es el pie caído, el cual se presenta como una dificultad motora para levantar la parte frontal del pie, afectando el patrón normal de caminata [22].

2.2.1.4 Pie caído

El pie caído derivado de un ACV se convierte en un problema durante la marcha, ya que el paciente pierde la capacidad de elevar la parte delantera del pie debido a la debilidad o parálisis de los músculos encargados de este movimiento. Esto provoca que, al caminar, el pie se arrastre o roce contra el suelo, generando inestabilidad y problemas de equilibrio.

Para compensar esta deficiencia, quienes la padecen se ven obligados a modificar su patrón de marcha; para evitar tropezar, elevan la pierna de forma exagerada mediante una flexión excesiva de la cadera y la rodilla, realizando un movimiento en forma de semicírculo para avanzar. Esta adaptación da como resultado una caminata más lenta y un mayor gasto de energía, lo que deriva en fatiga prematura, dolores musculares y un alto riesgo de caídas que afecta directamente la calidad de vida del paciente [23].

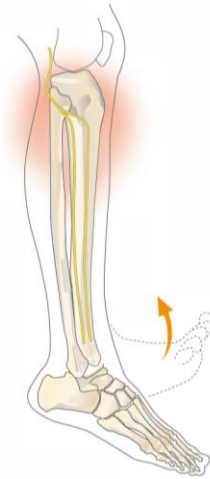


Fig. 2.13 *Pie caído* [24]

2.2.1.5 Alternativas de rehabilitación para pie caído

Existen diversas estrategias para tratar esta condición, que abarcan desde el fortalecimiento muscular, estiramientos y entrenamiento del equilibrio, hasta el uso de dispositivos de asistencia, ortesis, cirugía y estimulación eléctrica. Siendo las ortesis y la estimulación eléctrica las opciones más utilizadas.

Los soportes ortopédicos se prescriben habitualmente en las fases iniciales de la rehabilitación para mantener el pie en una posición adecuada y evitar que se arrastre al caminar. No obstante, presentan desventajas importantes: al estar fabricados con materiales rígidos, limitan la ventilación de la piel y reducen la sensibilidad sobre la superficie de apoyo, lo cual afecta la percepción del equilibrio.

Por otro lado, la Estimulación Eléctrica Funcional, consiste en la aplicación de pequeños impulsos eléctricos al nervio que controla los músculos elevadores del pie. Entre sus beneficios destacan el incremento en la velocidad de marcha y la capacidad de recorrer distancias mayores con menor fatiga, optimizando el gasto energético y reduciendo el riesgo de caídas.

Aunque los pacientes que utilizan este tratamiento reportan una mejora significativa en su estabilidad al estar de pie, el sistema tiene limitaciones: no es apto para personas que utilicen marcapasos o desfibriladores [23].

2.2.2 Estimulación Eléctrica Funcional (FES)

La estimulación eléctrica constituye una técnica terapéutica en la rehabilitación para restaurar la movilidad en pacientes con lesiones neurológicas. Esta sección explora los aspectos fundamentales de la FES, incluyendo su definición y fisiología, con el objetivo de proporcionar una comprensión integral de su funcionamiento y aplicación clínica.

2.2.2.1 Definición de FES

La Estimulación Eléctrica Funcional (FES, por sus siglas en inglés) es una técnica terapéutica que utiliza impulsos eléctricos para activar nervios y músculos, provocando contracciones que facilitan la restauración del movimiento y la función muscular. Aunque este tratamiento ofrece beneficios significativos en la movilidad, la experiencia del paciente depende directamente de la intensidad aplicada; mientras que niveles bajos pueden no percibirse o sentirse como un ligero hormigueo, intensidades más altas pueden generar molestias o una sensación de ardor, sin llegar necesariamente a causar dolor.

Es importante destacar que, si bien la FES es una herramienta clave para recuperar el movimiento tras una lesión neurológica, no constituye una cura definitiva para la parálisis. Su función principal está en fortalecer los músculos afectados para recuperar la movilidad perdida, siempre y cuando el paciente cumpla con los criterios necesarios para ser candidato a esta terapia [25].

2.2.2.2 Fisiología de la contracción inducida

El movimiento voluntario se origina mediante una decisión consciente del cerebro, la cual se traduce en un impulso eléctrico denominado potencial de acción. Esta señal viaja a través del sistema nervioso central mediante neuronas motoras especializadas, encargadas de transmitir la orden desde la corteza cerebral hasta las fibras musculares. Al alcanzar la motoneurona alfa, el impulso genera la liberación de neurotransmisores que activan la unidad motora, permitiendo que el músculo ejecute los procesos de contracción y relajación necesarios para el movimiento [26].

La estimulación eléctrica se fundamenta en la aplicación de impulsos eléctricos a través de electrodos de superficie para desencadenar la contracción de músculos. Este proceso ocurre mediante la despolarización de las membranas neuronales de las ramas terminales de los nervios motores. Al aplicar una carga eléctrica que supera el umbral de excitación, se genera un potencial de acción que se propaga hacia la unión neuromuscular, provocando la contracción de las fibras musculares [27].

2.2.3 Parámetros de estimulación

Los parámetros de estimulación determinan la eficacia y la seguridad del tratamiento. Estos parámetros incluyen factores que deben ajustarse según las necesidades específicas de cada paciente. En esta sección, se detallan los parámetros clave utilizados en FES, así como su impacto en la rehabilitación neurológica.

2.2.3.1 Tipo de onda de estimulación

A pesar de la diversidad de corrientes excitomotoras ilustradas en la Fig. 2.14, la evidencia técnica sugiere que las ondas de baja frecuencia con forma rectangular bifásica simétrica son las más adecuadas para el fortalecimiento muscular. Su ventaja radica en que permiten alcanzar resultados óptimos con intensidades reducidas, garantizando una mayor comodidad para el paciente y maximizando el rendimiento durante la sesión [28].

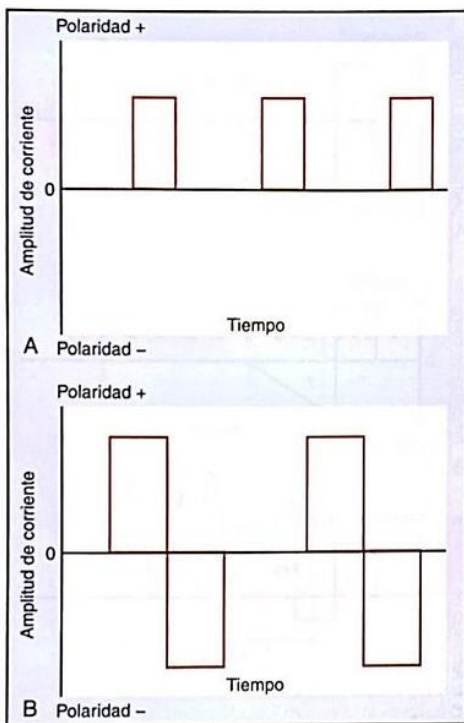


Fig. 2.14 Corrientes pulsadas monofásica (A) y bifásica (B) [29].

2.2.3.2 Duración de pulso unitario

Duraciones de pulso cortas (50-200 μ s) producen estímulos superficiales, mientras que rangos mayores (200-500 μ s) logran contracciones más potentes y profundas [30]. Para realizar la dorsiflexión, se emplea un ancho de pulso de 200 a 600 μ s, regulando este parámetro junto con la amplitud para obtener la respuesta motora deseada [31].

2.2.3.3 Frecuencia

La respuesta fisiológica varía según la frecuencia aplicada: de 1 a 10 Hz se produce una liberación de endorfinas para relajación muscular; de 10 a 20 Hz se trabaja la postura y la musculatura estabilizadora; y de 20 a 50 Hz se mejora el tono y la resistencia, fase clave en la rehabilitación inicial. Frecuencias superiores a 50 Hz se emplean específicamente para la musculatura fásica [32].

Para objetivos de rehabilitación motora, se emplea una frecuencia entre 30 y 50 Hz, aprovechando la respuesta específica del músculo ante este estímulo [33].

2.2.3.4 Intensidad

La corriente eléctrica fluye entre los electrodos a través de la piel y el músculo. En equipos comerciales, el límite de estimulación suele ser de 130 mA [33]. En estudios de FES con pacientes de lesión medular, se han aplicado protocolos con incrementos de 10 mA (desde 15 mA hasta 110 mA), logrando mejoras superiores al 100% durante los primeros tres meses de entrenamiento [34].

2.2.3.5 Voltaje

En el mercado existen dispositivos comerciales como el WalkAide y el L300Go, los cuales operan con voltajes máximos de 120V y 130V, respectivamente. Es fundamental señalar que estos valores no son fijos, ya que la entrega de energía varía en función de la resistencia eléctrica de la piel de cada usuario, manteniendo una relación proporcional con la intensidad de la corriente aplicada [35].

El funcionamiento de estos dispositivos se rige por la Ley de Ohm, la cual establece que la intensidad de la corriente (I) que circula por un conductor es directamente proporcional al

voltaje (V) e inversamente proporcional a la resistencia (R), expresándose mediante la relación (Ver Ecuación 1) [36]:

$$I = \frac{V}{R} \quad (1)$$

2.2.3.6 Rampa de activación

La configuración de un tiempo de rampa es fundamental para adaptar la terapia a las necesidades del paciente. Mientras que en el entrenamiento de la marcha se requiere una respuesta inmediata para sincronizar el levantamiento del pie, en casos de alta espasticidad se prefieren rampas prolongadas de 4 a 8 segundos. Este incremento gradual de la intensidad evita estiramientos bruscos, previniendo espasticidad [37].

2.2.3.7 Tiempo de encendido y apagado

La programación de los ciclos de actividad y reposo es un factor determinante para garantizar la efectividad del tratamiento y prevenir la fatiga muscular prematura. En protocolos enfocados al fortalecimiento, se recomienda que el estímulo dure entre 6 y 10 segundos, seguido de periodos de descanso más largos que mantengan una proporción inicial de 1:5, la cual puede reducirse a medida que el paciente progresa en su recuperación. Sin embargo, conforme el paciente integra el dispositivo en el entrenamiento de la marcha, estos tiempos deben reducirse y sincronizarse con la fase de balanceo del ciclo de caminata [37].

2.2.3.8 Tiempo de tratamiento

La duración total de cada sesión de electroestimulación debe determinarse según la meta clínica y el ciclo de actividad-reposo. Para protocolos de fortalecimiento muscular, se recomienda un periodo que permita realizar entre 10 y 20 contracciones, lo que se traduce en

una intervención de aproximadamente 10 minutos. Aunque lo ideal es realizar estas breves sesiones varias veces al día para maximizar los resultados.

Por otro lado, cuando el enfoque se centra en la reeducación muscular, se establece un límite máximo de 20 minutos por jornada, tiempo suficiente para estimular sin inducir fatiga muscular [37].

2.2.3.9 Tamaño de electrodos

El diseño de dispositivos de electroestimulación debe regirse por normativas de seguridad que protejan la integridad del usuario frente a posibles sobrecargas. Según los estándares técnicos, estos equipos deben ser capaces de suministrar valores de salida superiores a 10mA o 10V para asegurar la eficacia terapéutica, siempre que cuenten con sistemas de protección adecuados.

Un factor de seguridad es la densidad de corriente, la cual no debe exceder los 2 mA/cm^2 cuando la corriente suministrada supera los 10mA. Este límite es vital para prevenir quemaduras térmicas o irritaciones severas en la piel; por lo tanto, el tamaño de los electrodos debe seleccionarse en función de la intensidad de salida programada [38].

2.2.3.10 Normativa IEC 60601 de seguridad en equipos médicos de electroterapia

La IEC 60601 es una serie de normativas aplicadas a equipos médicos. Una de sus aplicaciones se refiere a los dispositivos de electroterapia, en los cuales se especifican los requisitos mínimos de diseño que deben cumplir para ser considerados seguros y aptos para su uso [39].

La norma EN IEC 60601-1 establece que los dispositivos electromédicos deben contar con protección contra corriente para operar tanto en condiciones normales como anormales, es decir, deben disponer de aislamiento eléctrico. Dado que el electroestimulador se conecta al paciente mediante electrodos, se considera de tipo BF [40]. En la Tabla 2.2 se muestra la tabla con los valores permitidos de la corriente.

Tabla 2.2 Corriente de fugas y corrientes auxiliares permitidas (mA), CC: Corriente continua, CA: Corriente Alterna. Defecto o fallo [40].

Tipo de Corriente de Fugas	Tipo B (CN)	Tipo B (CPD)	Tipo BF (CN)	Tipo BF (CPD)	Tipo CF (CN)	Tipo CF (CPD)
Fugas a Tierra (general)	0,5	1	0,5	1	0,5	1
Fugas hacia la envolvente	0,1	0,5	0,5	1	0,5	0,5
Fugas a través del paciente (CC)	0,01	0,05	0,01	0,05	0,01	0,05
Fugas a través del paciente (CA)	0,1	0,5	0,1	0,5	0,1	0,5
Fugas a través del paciente (Tipo F)	NA	NA	NA	5	NA	NA
Fugas a través del paciente (red a puertos E/S)	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Corriente auxiliar a través del paciente (CC)	0,01	0,05	0,01	0,05	0,01	0,05
Corriente auxiliar a través del paciente (CA)	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05

Donde:

CN: Condiciones Normales

CPD: Condiciones de Primer Defecto

NA: No aplica

Según la EN 60601-1-2, los equipos deben operar correctamente en presencia de perturbaciones electromagnéticas causadas por otros dispositivos, sin afectar el funcionamiento de estos [41].

En cuanto a los dispositivos de electroestimulación, la norma IEC 60601-2-10 se enfoca específicamente en la seguridad y el rendimiento de los estimuladores nerviosos musculares. Esta establece requisitos clave, como el modo de operación, la descripción de las instrucciones de uso y los parámetros de salida, que no deben desviarse más de $\pm 20 \%$ [38].

2.2.3.11 Especificaciones del sistema

Para facilitar la comprensión de los requerimientos técnicos del diseño, en la Tabla 2.3 se resumen los parámetros de estimulación seleccionados. Estos valores se basan en la evidencia clínica revisada y aseguran que el dispositivo sea efectivo para la rehabilitación de la dorsiflexión, manteniendo siempre la seguridad del paciente.

Tabla 2.3 Resumen de parámetros finales

Parámetro	Especificación
Tipo de onda	Bifásica simétrica rectangular
Ancho de pulso	200 – 600 μ s
Frecuencia	20 a 60 Hz
Intensidad	Máxima 130mA
Voltaje máximo	120 – 130 V
Tiempo de rampa	4 – 8 segundos dependiendo de la terapia
Tiempo de estímulo	6 - 10 segundos
Ciclo de actividad/reposo	Relación 1:5
Tiempo de sesión	10 – 20 minutos

2.2.4 Biomecánica de la marcha humana

Esta sección aborda las fases fundamentales de la marcha y cómo estas se sincronizan para permitir un desplazamiento fluido. Además, se profundiza en la cinemática del ascenso de gradas, un movimiento específico que implica un patrón de marcha modificado al subir

escaleras. Finalmente, se explora la mecánica de la dorsiflexión, un movimiento clave en la marcha que involucra la elevación de la parte frontal del pie, esencial para la propulsión y el control del equilibrio durante el caminar y ascenso de gradas.

2.2.4.1 Fases de la marcha humana

El ciclo de marcha comprende la secuencia desde el contacto de un talón con el suelo hasta el siguiente apoyo del mismo pie. Se divide en dos fases principales: apoyo (60%) y oscilación (40%). Durante la fase de apoyo, el cuerpo busca estabilidad y avance; primero, el talón se posiciona con ayuda de los músculos frontales de la pierna, y luego el cuerpo amortigua su propio peso controlando el movimiento de la rodilla y el tobillo. A medida que el cuerpo avanza sobre el pie firme, los músculos de la pantorrilla estabilizan las articulaciones, preparando finalmente el impulso de la pierna hacia adelante para despegar el pie del suelo.

Por otra parte, la fase de oscilación ocurre mientras el pie se mantiene elevado para dar el siguiente paso. En el inicio de esta etapa, los músculos de la parte delantera de la pierna trabajan para que el pie no choque con el suelo y gane velocidad. Mientras el pie sigue en el aire, estos mismos músculos mantienen la punta del pie hacia arriba para asegurar que haya suficiente espacio con respecto al piso. Finalmente, la pierna se frena suavemente, la rodilla se estira por completo y el pie se coloca en una posición neutra, asegurando que el talón impacte correctamente para reiniciar todo el ciclo [42]. En la Fig. 2.15 se observan las fases de la marcha.

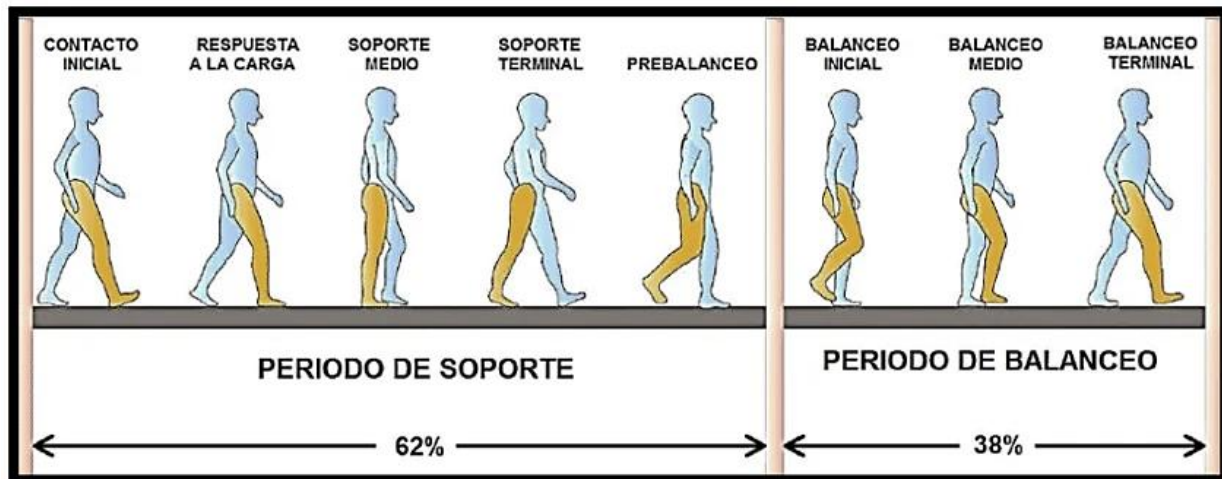


Fig. 2.15 Ciclo de la marcha y sus fases [43].

2.2.4.2 Cinemática del ascenso de gradas

Al igual que las articulaciones proximales de cadera y rodilla, el tobillo experimenta un incremento significativo en su rango de movimiento durante el ascenso de escaleras. Estudios reportan que, durante el ascenso, la flexión plantar oscila entre 10° y 30° , mientras que la dorsiflexión alcanza valores entre 20° y 30° . Por otro lado, el descenso exige una flexión plantar mayor (25° a 40°) y una dorsiflexión cercana a los 20° .

Es importante destacar que la variabilidad en estos rangos no solo depende de la arquitectura de la escalera, sino también de la condición física del individuo. En pacientes con secuelas de ACV, el déficit en el tobillo suele ser compensado mecánicamente por la rodilla y, de forma secundaria, por la cadera, lo que subraya la necesidad de una asistencia activa que restablezca el patrón de movimiento fisiológico del tobillo [44].

2.2.4.3 Mecánica de la dorsiflexión

La dorsiflexión del tobillo se define como el movimiento que desplaza la zona dorsal del pie hacia la tibia. Esta acción es esencial para la funcionalidad diaria, pues permite realizar actividades como la marcha, el ascenso de escaleras o el salto debido a que permite la distribución de peso y adaptación del pie al terreno.

Este movimiento es coordinado por el compartimento anterior de la pierna, donde destacan tres grupos musculares clave: el tibial anterior, que actúa como el motor principal para elevar el pie; el extensor largo de los dedos, que asiste en la elevación mientras extiende las falanges; y el extensor largo del dedo gordo, encargado de la elevación específica del primer dedo o hallux [45].



Fig. 2.16 Músculos situados en la cara anterior de la tibia [46].

2.2.4.4 Colocación de electrodos para inducir la dorsiflexión

Los electrodos pueden ser invasivos o no invasivos; en cualquier caso, se colocan en la cara anterior y externa de la pierna, justo por debajo de la rodilla, para estimular el nervio peroneo común y el músculo tibial, induciendo la dorsiflexión durante las fases de la marcha [47].

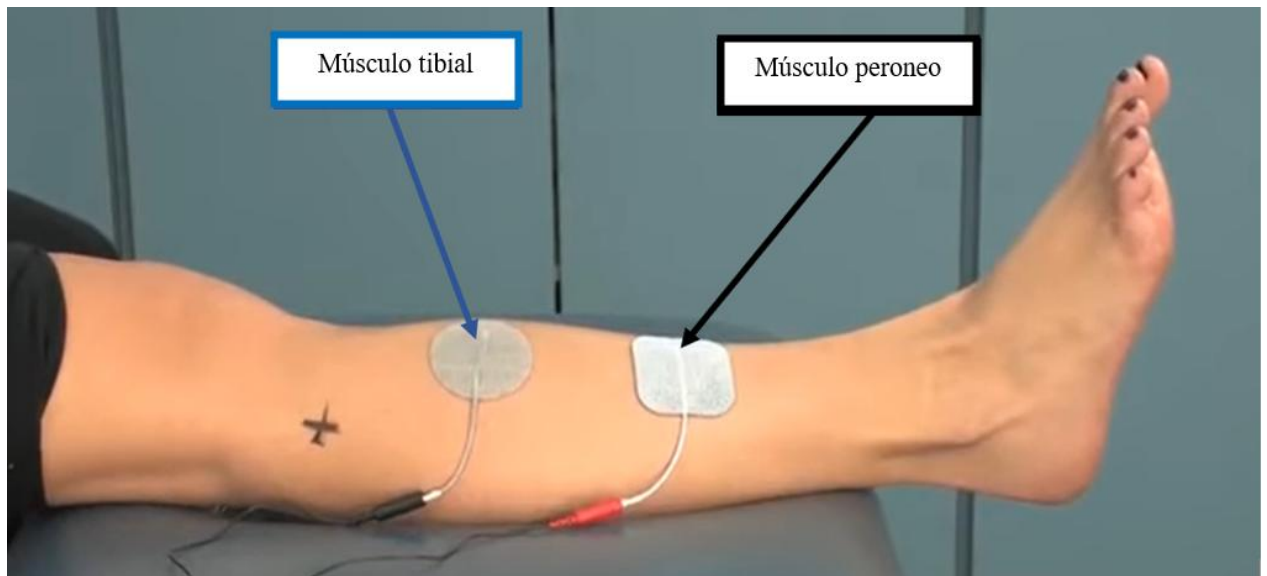


Fig. 2.17 Colocación de electrodos para la dorsiflexión del tobillo [48].

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

En este apartado se exponen los recursos tecnológicos y la ruta procedimental empleada en el desarrollo del proyecto. Se describe la metodología de trabajo seguida para garantizar que la ejecución del sistema cumpla con los objetivos establecidos previamente.

3.1 Enfoque y tipos de investigación

El presente trabajo de integración curricular se desarrolla desde el enfoque ingenieril desde una investigación aplicada, ya que busca resolver un problema específico [49]. Es un dispositivo de estimulación muscular eléctrica para pacientes con paresia de los músculos dorsiflexores.

Se utiliza un enfoque documental, basado en el análisis de diversas fuentes como libros, artículos científicos y trabajos de grado anteriores [50]. Además, se realiza una investigación de campo, que incluye visitas a profesionales del área para recopilar información sobre las necesidades del usuario.

Asimismo, la investigación tiene un enfoque descriptivo, ya que detalla las características del objeto de estudio [50]. Finalmente, se emplea una investigación experimental para evaluar el funcionamiento del dispositivo, validando sus resultados a través de pruebas prácticas [51].

3.2 Diseño de la Investigación

Para el desarrollo del presente trabajo, se llevaron a cabo diversas actividades secuenciales con el objetivo de cumplir los objetivos planteados. A continuación, se detallan las fases implementadas durante la investigación y el proceso de construcción del dispositivo electroestimulador para pacientes con paresia de los músculos dorsiflexores. Seguido, se muestra el diagrama de flujo que muestra la realización de la investigación.

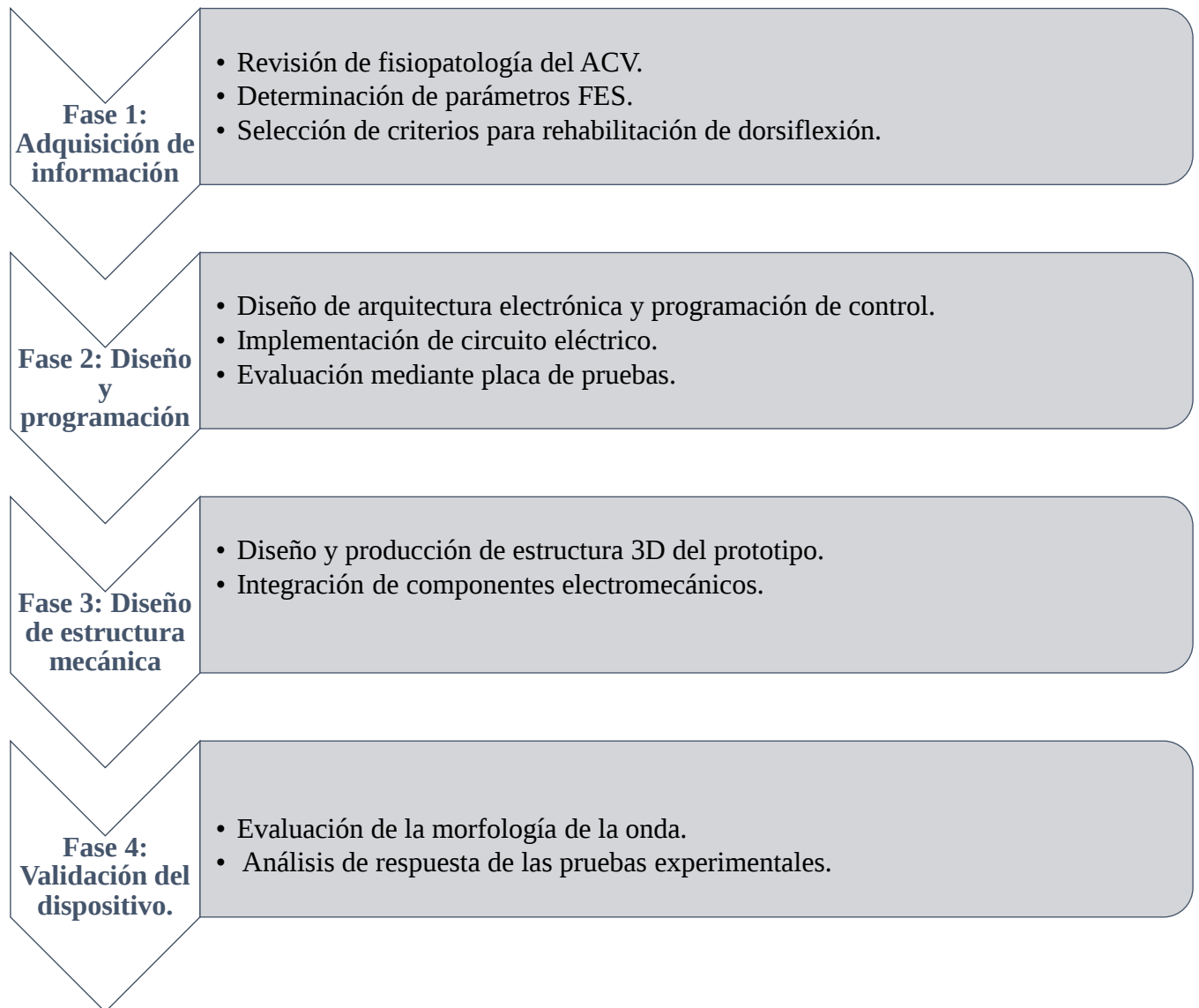


Fig. 3.1 Diagrama de flujo de fases desarrolladas

3.2.1. Fase 1: Adquisición de información

En esta fase se recolectó la información científica y técnica necesaria para fundamentar el diseño del electroestimulador, enfocándose en la fisiopatología del ACV y los parámetros clínicos de la rehabilitación mediante estimulación muscular.

Actividad 1.1: Investigación sobre accidente cerebrovascular (ACV); se realizó una investigación documental sobre la naturaleza del ACV. Se identificaron las secuelas motoras, con especial énfasis en el pie caído. El estudio permitió comprender cómo la debilidad de los flexores dorsales altera la marcha, obligando al paciente a realizar movimientos compensatorios para evitar el arrastre del pie y posibles caídas.

Actividad 1.2: Revisión de terapias de rehabilitación y tecnología FES; se analizaron las alternativas actuales para tratar el pie caído, contrastando el uso de ortesis frente a la Estimulación Eléctrica Funcional (FES). Se determinó que la FES facilita la restauración del movimiento mediante impulsos eléctricos que activan nervios y músculos. Se documentó la fisiología de la contracción inducida, sustituyendo así la orden voluntaria del cerebro que se encuentra interrumpida por la lesión cerebral.

Actividad 1.3: Definición de parámetros técnicos de estimulación; a partir de la revisión bibliográfica, se establecieron los parámetros eléctricos ideales para el fortalecimiento y la reeducación muscular.

Actividad 1.4: Análisis biomecánico de la marcha; se estudió la mecánica de la dorsiflexión, identificando al tibial anterior como el músculo principal a estimular. Se analizó el ciclo de marcha y el ascenso de gradas para determinar los puntos de colocación de los electrodos.

3.2.2. Fase 2: Diseño de circuito electrónico y programación de funciones

Con base en la información técnica recopilada en la Fase 1, se procedió al desarrollo del sistema electrónico mediante una investigación descriptiva y experimental, asegurando que el hardware cumpla con los parámetros requeridos.

Actividad 2.1: Especificación de los requerimientos técnicos y funcionales; se define de manera detallada los requerimientos técnicos necesarios para que el dispositivo cumpla con sus funciones básicas, garantizando la eficacia y seguridad del sistema.

Actividad 2.2: Evaluación de métodos de implementación; se revisan los diferentes métodos de implementación disponibles y se selecciona la opción más adecuada, tomando en cuenta el punto anterior.

Actividad 2.3: Selección de componentes según su disponibilidad en el mercado y funcionalidad; se eligen los componentes electrónicos necesarios para el dispositivo, basándose en su funcionalidad, disponibilidad en el mercado y compatibilidad con el diseño.

Actividad 2.4: Elaboración del diseño del circuito en software; se desarrolla el diseño del circuito utilizando un software de diseño electrónico, lo que permite crear un esquema de los componentes y conexiones.

Actividad 2.5: Adquisición de lista de materiales; se recopila una lista completa de los materiales y componentes necesarios para la construcción del circuito electrónico.

Actividad 2.6: Montaje del circuito electrónico; se lleva a cabo el montaje físico del circuito en una placa de pruebas siguiendo el diseño previamente elaborado.

Actividad 2.7: Ejecución de pruebas preliminares de funcionamiento del circuito; se realizan pruebas iniciales para comprobar que el circuito funciona según lo esperado y cumplir con los requerimientos establecidos.

3.2.3. Fase 3: Diseño de estructura mecánica

Mediante una investigación descriptiva y técnica, se desarrolló la estructura física del dispositivo utilizando herramientas de modelado 3D, con el objetivo de integrar los componentes electrónicos en una carcasa funcional y ligera.

Actividad 3.1: Definición de especificaciones de diseño; se definen las especificaciones necesarias para el diseño de la estructura, considerando las dimensiones y requisitos físicos del dispositivo.

Actividad 3.2: Modelado 3D de la estructura; se desarrolla un modelo 3D de la estructura del dispositivo utilizando software de diseño, permitiendo visualizar la forma y funcionalidad de la estructura antes de su fabricación, cumpliendo con las especificaciones previamente establecidas.

Actividad 3.3: Selección de materiales; se seleccionan los elementos comerciales que se utilizarán en la fabricación de la estructura, considerando aspectos como el costo y la disponibilidad.

Actividad 3.4: Producción mediante impresión 3D; se procede con la fabricación de la estructura utilizando impresión 3D, permitiendo obtener una estructura que cumpla con los puntos anteriores.

Actividad 3.5: Ensamblaje e integración electromecánica; se procedió al montaje final integrando la parte estructural con el sistema electrónico previamente verificado para realizar pruebas de funcionamiento y asegurar la integración de ambos sistemas.

3.2.4. Fase 4: Realización de pruebas de funcionamiento

Mediante una investigación de carácter experimental, se llevaron a cabo protocolos de validación técnica utilizando instrumentos de medición, con el fin de verificar el rendimiento del dispositivo.

Actividad 4.1: Validación de la morfología de onda y parámetros de salida; se utilizó un osciloscopio para analizar la señal eléctrica generada por el prototipo. Las pruebas se centraron en verificar la simetría de la onda rectangular bifásica. Se comprobó que la frecuencia se mantuviera estable en el rango de 20 a 60 Hz y que los tiempos de estimulación se ejecutaran según la lógica de programación, asegurando que la entrega de energía sea constante.

Actividad 4.2: Pruebas de sensibilidad y respuesta galvánica; se realizaron pruebas controladas en personas para evaluar la efectividad del estímulo a niveles de baja tensión. Los resultados demostraron que el dispositivo genera una salida suficiente para que los usuarios perciban la estimulación, validando que el diseño permite una transferencia de energía efectiva hacia el tejido muscular, incluso con fuentes de alimentación limitadas.

Actividad 4.3: Análisis de la factibilidad del prototipo; se evaluó la viabilidad y la eficacia del dispositivo, asegurando que cumple con ciertos requisitos técnicos y funcionales propuestos.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS

El presente capítulo detalla los criterios técnicos y parámetros de estimulación adoptados para el desarrollo del prototipo. Asimismo, se exponen los diseños conceptuales y la selección justificada de componentes electrónicos para determinar la solución más eficiente y segura en la resolución del problema planteado.

4.1 Especificaciones del sistema a diseñar

Se presentan las pautas principales para el diseño del electroestimulador muscular basado en especificaciones de fisioterapeutas.

Seguridad: La seguridad es crucial para cualquier dispositivo médico, ya que el dispositivo no debe causar daño al paciente durante el tratamiento. Esto incluye la protección contra sobrecargas eléctricas o fallas durante la estimulación.

Criterio: Aislamiento galvánico entre unidad de control y electrodos

Restricción: La corriente de salida máxima no podrá exceder 2mA por cm² de electrodo basado en la norma IEC-60601-2-10-2012.

Fácil usabilidad: Los controles deben ser simples para que el usuario, ya sea fisioterapeuta o incluso pacientes, ajusten los parámetros de electroestimulación necesarios para la terapia fácilmente.

Criterio: Interfaz sencilla e intuitiva.

Restricción: Uso de material visual.

Portabilidad: El dispositivo debe ser fácil de transportar, permitiendo su uso en distintos entornos según se requiera.

Criterio: Dimensiones compactas y peso reducido.

Restricción: El prototipo no debe exceder 1kg de peso.

Parámetros ajustables: El dispositivo debe permitir establecer los parámetros de estimulación de acuerdo a las necesidades del paciente.

Criterio: Permitir la configuración de los parámetros principales (intensidad y frecuencia).

Restricción: Los parámetros de salida no podrán desviarse de $\pm 20\%$ de la configuración (norma de dispositivos médicos IEC-60601).

No invasivo: El dispositivo no debe requerir intervenciones quirúrgicas en el cuerpo para su funcionamiento, haciéndolo más seguro, fácil de usar y menos propenso a causar complicaciones futuras.

Criterio: Uso de electrodos de superficie.

Restricción: No requerir agujas ni implantes para la terapia.

Costo: Debe ser económicamente accesible para que cualquier persona que necesite la terapia pueda usarla incluyendo pacientes y profesionales.

Criterio: El dispositivo debe ser económico con piezas comerciales de bajo coste.

Restricción: El presupuesto de ejecución debe representar solo una fracción del valor de mercado de los equipos de asistencia funcional convencionales.

4.2 Alternativas de solución

Tras el análisis de antecedentes de diseño, se presentan las posibles rutas de implementación para el dispositivo. Esta sección detalla las opciones tecnológicas evaluadas, priorizando soluciones de hardware abierto que garanticen la replicabilidad y efectividad del sistema.

4.2.1 Alternativa de solución #1

La propuesta consiste en la adaptación de un electroestimulador clínico a un sistema de control mediante sensores de movimiento. El objetivo es automatizar la activación del dispositivo durante actividades dinámicas complejas, como el ascenso de gradas, donde la sincronización temporal es crítica.

Esta alternativa utiliza el bloque de generación de pulsos del equipo clínico, el cual ya cumple con los requisitos de seguridad y eficacia en la contracción muscular. A este se le integra un módulo de control externo basado en un microcontrolador, el cual recibe señales en tiempo real de un sensor.

El sensor detecta la elevación del pie al inicio de la fase de oscilación. Al identificar este cambio de posición, el sistema de control activa automáticamente el tren de pulsos del electroestimulador, manteniendo la contracción hasta que el sensor registre el contacto inicial del talón. Esta configuración permite que el tiempo de estimulación sea autorregulable, adaptándose al ritmo de marcha del usuario.

La configuración de la alternativa de solución Nro. 1 permite aprovechar la fiabilidad de un equipo certificado clínicamente, añadiendo una capa de inteligencia que resuelve la limitación de los tiempos fijos, facilitando un patrón de movimiento más natural en entornos irregulares. En la Tabla 4.1 se detallan los elementos que conforman esta alternativa de solución.

Tabla 4.1 Componentes de la alternativa de solución Nro. 1.

No	Elementos	Cantidad
1	Unidad de potencia (Compex)	1
2	Módulo de control intermedio	1
3	Sensor de detección	1
4	Electrodos de superficie	2

4.2.2 Alternativa de solución #2

Esta propuesta consiste en un diseño integral de electroestimulación donde la generación, modulación y potencia de la onda se gestionan mediante algoritmos de software implementados en un microcontrolador central. Esta arquitectura permite una flexibilidad en la configuración de los parámetros de estimulación.

En esta configuración, el microcontrolador genera la señal base de la onda. Para controlar la potencia y amplitud del estímulo, la alimentación principal se gestiona a través de un convertidor Buck, cuyo funcionamiento es regulado dinámicamente por el microcontrolador.

Posteriormente, la señal de potencia pasa por una etapa de inversión de polaridad implementada mediante un Puente H. El microcontrolador conmuta los transistores del Puente H de forma precisa para transformar la onda unipolar en una señal bifásica, controlando tanto la frecuencia como el ancho de pulso. Finalmente, la salida del Puente H se conecta a un transformador elevador que amplifica el voltaje hasta los niveles terapéuticos necesarios, entregando la señal final a los electrodos de superficie.

La alternativa de solución Nro. 2 ofrece la máxima versatilidad al delegar el control de parámetros críticos al software. Esto facilita la implementación de rampas personalizadas, trenes de pulso auto-regulables y límites de seguridad por código, permitiendo un diseño de bajo costo y alta adaptabilidad a las necesidades del usuario. En la Tabla 4.2 se encuentran los elementos principales de esta solución.

Tabla 4.2 Componentes de la alternativa de solución Nro. 2.

No	Elementos	Cantidad
1	Microcontrolador	1
2	Convertidor Buck	1
3	Puente H	1
4	Transformador elevador	1
5	Electrodos de superficie	2

4.2.3 Alternativa de solución #3

La idea consiste en un diseño de electroestimulación que integra el control de la forma de onda mediante un microcontrolador con una etapa de amplificación y regulación de potencia analógica. Esta arquitectura permite una personalización de la terapia, facilitando el ajuste manual de la intensidad.

En esta configuración, el microcontrolador genera la señal de control base, definiendo parámetros como la frecuencia y el período. Para la generación de la onda bifásica, el sistema utiliza una fuente de alimentación dual y un amplificador operacional configurado en modo restador. Esta etapa combina la señal de control con las tensiones de alimentación para sintetizar la onda bifásica simétrica requerida para la terapia.

La amplitud de la onda resultante puede ser regulada manualmente por el fisioterapeuta o el paciente mediante un potenciómetro, permitiendo el ajuste de la intensidad del estímulo. Posteriormente, la señal pasa a una etapa de amplificación de potencia implementada mediante transistores Darlington, diseñados para proporcionar la corriente necesaria para impulsar un transformador elevador. Este transformador amplifica el voltaje de la señal modulada, entregando la señal final a los electrodos de superficie.

La solución Nro. 3 ofrece un control de la forma de onda y la intensidad del estímulo, gracias a la combinación de tecnologías digitales y analógicas. Esta versatilidad facilita la implementación de un diseño adaptable a las necesidades específicas de cada usuario, manteniendo la simplicidad del ajuste manual de intensidad.

En la Tabla 4.3 se describen los elementos que conforman esta alternativa de solución.

Tabla 4.3 Componentes de la alternativa de solución Nro. 3.

No	Elementos	Cantidad
1	Microcontrolador	1
2	Amplificador operacional	1
3	Potenciómetro	1
4	Transistores Darlington	1
5	Transformador elevador	1
6	Electrodos de superficie	2

4.3 Selección de la mejor solución

Con el objetivo de seleccionar la configuración más adecuada para el desarrollo del electroestimulador destinado a la rehabilitación de la dorsiflexión, se realizó una comparación sistemática entre las tres propuestas planteadas. Este análisis considera los requerimientos técnicos y los criterios de accesibilidad económica establecidos previamente. En la Tabla 4.4 se presenta la comparación detallada de las alternativas de solución.

Tabla 4.4 Comparación de alternativas de solución en base a sus especificaciones.

CRITERIOS	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2	SOLUCIÓN 3
Seguridad	Alta; equipo certificado, requiere interfaz externa.	Alta por código; riesgo de fallas por tiempos muertos en conmutación.	Muy Alta; control estable mediante amplificación operacional y transistores.
Fácil usabilidad	Baja; requiere manipular sistemas independientes.	Alta; interfaz digital simplificada.	Alta; combinación de ajuste digital y manual.
Portabilidad	Limitada por el volumen del equipo comercial.	Alta; diseño compacto.	Alta; diseño optimizado para uso ambulatorio.

CRITERIOS	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2	SOLUCIÓN 3
Parámetros ajustables	Conicionados al equipo comercial.	Totales mediante software.	Versátiles; control digital de frecuencia y analógico de intensidad.
No invasivo	Cumple; utiliza electrodos de superficie.	Cumple; utiliza electrodos de superficie.	Cumple; utiliza electrodos de superficie.
Costo	Muy elevado (Costo del equipo clínico + sensores).	Bajo; componentes comerciales comunes.	Bajo; componentes electrónicos de fácil adquisición.

Tras el análisis comparativo, inicialmente se consideró la Alternativa de Solución Nro. 2 debido a su alto grado de flexibilidad mediante software. Sin embargo, durante las etapas de evaluación, se identificaron limitaciones en la gestión de los tiempos muertos del Puente H y en la estabilidad de la alimentación gestionada por el convertidor Buck bajo cargas variables. Estas dificultades técnicas comprometían la fiabilidad de la onda bifásica.

Por consiguiente, se determinó que la Alternativa de Solución Nro. 3 es la opción más viable para el cumplimiento de los objetivos. Esta solución ofrece un equilibrio entre el control digital de la frecuencia y la estabilidad analógica de la etapa de potencia. El uso de un amplificador operacional en modo restador garantiza una simetría precisa en la onda bifásica, mientras que la etapa con transistores Darlington asegura la corriente necesaria para una elevación de voltaje eficiente, cumpliendo con los estándares necesarios para la rehabilitación.

4.4 Especificaciones del sistema a diseñar

A continuación, se presenta el desarrollo detallado de las etapas del dispositivo, analizando el diseño y selección de elementos bajo criterios de funcionalidad.

4.4.1 Alimentación

Esta sección es responsable de proporcionar la energía necesaria para todo el sistema, suministrando voltajes específicos para las etapas digital y de potencia. El sistema utiliza una arquitectura de fuente simétrica para permitir la generación de ondas bifásicas sin componentes de corriente continua.

4.4.2 Selección de fuente de alimentación

Entre las opciones para alimentación se consideró el uso de una fuente de laboratorio y el uso de dos celdas de Li-Ion de 3.7V a 1200mAh conectadas en serie. Se determinó las ventajas y desventajas de las mismas para su selección. En la Tabla 4.5 se observa la comparativa.

Tabla 4.5 Comparación de alternativas de alimentación

Criterios	Fuente de laboratorio	Baterías Li-Ion 18650
Portabilidad	Requiere conexión permanente a la red eléctrica.	Permite el uso del dispositivo en cualquier espacio.
Seguridad de aislamiento	Riesgo de ruido, requiere aislamiento adicional.	Fuente DC aislada de red eléctrica.
Estabilidad de voltaje	Constante.	Requiere componentes adicionales para mantenerse.
Costo	Medio	Bajo
Complejidad	Baja, voltajes ya regulados	Media, requiere elevación de tensión.

Tras el análisis comparativo, se seleccionó el uso de dos celdas de Li-Ion de 3.7V y 1200mAh. Esta decisión se fundamenta principalmente en el requerimiento de portabilidad, permitiendo que el electroestimulador sea lo suficientemente ligero para ser portado por el paciente sin cables que restrinjan el movimiento. Además, el uso de baterías elimina el riesgo de choques eléctricos por fallas en la red de corriente alterna. Para compensar la caída de voltaje durante la descarga, se integraron los módulos elevadores HW-183, garantizando la energía necesaria para la etapa de potencia analógica.

4.4.3 Control

Existen varias alternativas de control, sin embargo, para este caso se optó por la selección de un microcontrolador por su versatilidad y eficiencia. El microcontrolador actúa como el cerebro del sistema, donde, su función principal es controlar los parámetros de la estimulación. Además, gestiona la comunicación entre los diferentes componentes recibiendo las entradas y tomando decisiones según las configuraciones.

4.4.4 Selección del microcontrolador

Para el sistema de control y generación de señales, se evaluaron dos plataformas de hardware libre utilizadas en el desarrollo de prototipos mencionados anteriormente. Ambas opciones basan su funcionamiento en la arquitectura AVR de 8 bits, lo que garantiza una compatibilidad total con el entorno de programación de Arduino. En la Tabla 4.6 se realiza una comparación entre los microcontroladores propuestos.

Tabla 4.6 Comparativa de alternativas de microcontrolador

Criterio	Arduino UNO	Arduino NANO
Tamaño	Estándar (Grande)	Compacto (Mini)
Entradas analógicas	6 (A0-A5)	8 (A0-A7)
Montaje	Pines hembra	Pines macho
Consumo	50 mA	15 – 20 mA
Peso	25g	7g

La selección del Arduino Nano sobre el modelo UNO se fundamenta en: su mayor densidad de pines, al ofrecer dos entradas analógicas adicionales (A6 y A7) permitiendo la integración de sensores a futuro; su integración mecánica, ya que su formato DIP permite soldadura directa en PCB, garantizando conexiones robustas frente a las vibraciones del movimiento; su eficiencia energética, con un regulador que maximiza la autonomía de las baterías; y su relación peso-potencia, que cumple con la portabilidad al reducir el peso sin sacrificar el procesamiento.

4.4.5 Inversión de señal

Para obtener una señal bifásica a partir de una fuente unipolar, se analizó el uso de un amplificador operacional en configuración diferencial. El Arduino genera dos señales digitales desfasadas que entran a los pines inversor y no inversor del OPAMP, permitiendo que la salida conmute entre los niveles positivos y negativos de la fuente simétrica.

4.4.6 Selección de amplificador operacional

Se tienen dos opciones de OPAMP, por un lado, está el TL074 y por otro, el TL084, ambos integrados son amplificadores operacionales de cuatro canales, ideales para sistemas que requieren alta impedancia de entrada. La idea es determinar su eficiencia en aplicaciones de bajo ruido, donde la integridad de la señal de estimulación debe ser máxima. En la Tabla 4.7 se visualiza la comparativa entre los amplificadores operacionales.

Criterio	TL074	TL084
Densidad de ruido de voltaje	15 a $18nV/\sqrt{Hz}$	$25nV/\sqrt{Hz}$
THD Distorsión armónica	0.003%	0.003%
Corriente de Bias	65pA	30pA
Ancho de banda	3MHz	3MHz
Slew rate (Respuesta al pulso)	$13V/\mu s$	$13V/\mu s$
Rango de voltaje de alimentación	± 2.25 a 20 V	± 5 a 18 V

La selección del TL074 sobre el TL084 se justifica por su optimización para aplicaciones de bajo ruido y alta fidelidad, factores determinantes en la seguridad del paciente. Garantiza una señal de estimulación, eliminando picos de tensión transitorios que podrían causar irritación cutánea. Su arquitectura con entradas JFET proporciona una alta impedancia y un Slew Rate, permitiendo una conmutación rápida y precisa entre los niveles de voltaje simétricos. Esta capacidad asegura que los flancos de la onda bifásica permanezcan definidos y estables durante las variaciones de frecuencia de 20 a 60 Hz.

4.4.7 Regulación de intensidad

Esta sección permite ajustar el nivel de energía entregado al paciente, adaptando el estímulo al umbral de sensibilidad y a la respuesta motora requerida. Es un control crítico para garantizar que la terapia sea efectiva sin causar molestias o dolor.

4.4.8 Selección de potenciómetro

Se integró un potenciómetro lineal de 10 k Ω acoplado a la etapa de ganancia del amplificador operacional TL074. La selección de este valor óhmico responde a un criterio de compromiso entre la resolución de ajuste y la estabilidad de la señal; una impedancia de 10 k Ω es lo suficientemente baja para minimizar la captación de ruido térmico en la etapa de entrada, pero lo bastante alta para evitar un consumo excesivo de corriente desde la fuente de alimentación simétrica.

Al ser de tipo lineal, este componente garantiza que el incremento de la intensidad del estímulo sea proporcional al giro del eje, facilitando al fisioterapeuta un control preciso y predecible. Esto permite ajustar la amplitud de la señal de salida de manera manual y progresiva, adaptando la energía del tren de pulsos al umbral de sensibilidad específico del paciente y asegurando una respuesta motora óptima sin alcanzar niveles de incomodidad.

4.4.9 Sistema de control de frecuencia

Se implementaron pulsadores de dos pines configurados con resistencias pull-down. Estos pulsadores destacan por una resistencia de aislamiento $\geq 100\text{M}\Omega$ y una baja resistencia de contacto ($\leq 0.03\ \Omega$), lo que asegura una transmisión de señal limpia y libre de rebotes eléctricos. Su diseño de perfil bajo facilita la integración en una placa de circuito optimizando el espacio interno de la carcasa. Además, su amplio rango de temperatura de operación (-30 °C a 70 °C) garantiza la fiabilidad del sistema de control en diversos entornos, reforzando la durabilidad del prototipo frente al uso continuo.

4.4.10 Electroodos

Los electrodos son el medio por el cual se aplica la señal de estimulación al paciente. Estos están diseñados para adherirse a la piel del paciente, transmitiendo la señal de corriente a los músculos específicos que requieren estimulación. La conductividad de los electrodos asegura que la señal llegue de manera eficiente a los músculos.

4.4.11 Selección de electrodos

Para asegurar una terapia efectiva y segura, se evaluaron los tipos de electrodos comerciales más comunes. A continuación, en la Tabla 4.7 se observan las características de los diferentes tipos de electrodos existentes en el mercado.

Tabla 4. 7 Comparativa de tecnologías de electrodos comerciales

Criterio	Silicona	Copa	Hidrogel autoadhesivo
Material	Polímero cargado de carbono.	Acero inoxidable/Oro	Textil con hidrogel sólido.
Acople	Requiere gel conductor externo.	Requiere pasta conductora.	Autoadhesivo.
Sujeción	Necesita bandas.	Cintas adhesivas quirúrgicas.	Adhesión propia al tejido
Uso en marcha	Propenso a deslizamientos.	Inestable para movimiento	Óptimo para uso dinámico.
Higiene	Requiere limpieza profunda.	Difícil mantenimiento.	Personal y desechable.

Para una intensidad máxima de 130mA, y respetando el límite de 2 mA/cm^2 de la norma IEC 60601-2-10, se seleccionaron electrodos de 8 x 9 cm. Al superar el área mínima requerida de 65 cm^2 , el sistema garantiza una distribución de carga segura, evitando riesgos de quemaduras en el paciente.

4.4.12 Amplificación de potencia

La etapa de potencia es la encargada de dotar a la señal bifásica de la corriente suficiente para realizar la inducción electromagnética en la etapa de elevación. Esta sección actúa como un puente entre la señal de control de baja potencia y la carga necesaria para el transformador.

4.4.13 Selección de transistores

Se optó por el uso de transistores en configuración Darlington debido a su alta ganancia de corriente. Permitiendo que la señal de salida del amplificador operacional TL074 sea capaz de conmutar las corrientes requeridas por el devanado primario del transformador sin saturar la etapa de control, asegurando una respuesta rápida y eficiente. En la Tabla 4.8 se muestran los pares de transistores Darlington a seleccionar.

Tabla 4.8 Comparativa de pares de transistores Darlington

Criterio	TIP 122 / TIP 127	TIP 142 / TIP 147
Corriente de colector	5A	10A
Voltaje de Colector-Emisor	100V	100V
Ganancia de corriente	1000 a 3A	500-1000 5-10A
Potencia	65W	125W
Encapsulado	TO-220 (Pequeño)	TO-247 (Grande)
Aplicación	Conmutación de baja/media potencia.	Amplificación o conmutación de alta potencia.

Para el acoplamiento entre el amplificador y el transformador elevador, se seleccionaron los transistores Darlington complementarios TIP122 (NPN) y TIP127 (PNP). Esta elección es necesaria, ya que su elevada ganancia de corriente permite que la señal de control de baja potencia excite el primario del transformador sin distorsionar la onda bifásica. Al actuar como un seguidor de tensión de alta impedancia, protegen al operacional de la carga inductiva, garantizando la entrega de corriente necesaria para generar el voltaje requerido.

4.4.14 Etapa de elevación

Esta sección tiene como objetivo incrementar la amplitud del voltaje de la señal bifásica hasta los niveles requeridos (voltaje pico a pico). Dado que las baterías y los reguladores operan a voltajes bajos, esta etapa es esencial para vencer la impedancia de la piel y poder generar el estímulo.

4.4.15 Selección del transformador

Para este tipo de aplicaciones se recomienda el uso de transformadores tipo EI núcleo laminado o transformadores toroidales, es decir, de núcleo toroide, sin embargo, cabe recalcar que, si bien manejan bajas frecuencias, estas solo son de 50/60Hz. En la Tabla 4.9 se realiza una comparación entre ambos modelos comerciales.

Tabla 4.9 Comparación para selección de transformador comercial

Criterio	EI38/13.6 – Okerda 3.2VA	RS Pro 30VA Toroidal
Tipo de núcleo	EI laminado	Toroidal
Frecuencia nominal	50/60 Hz	50/60 Hz
Potencia nominal	3.2 VA	30 VA
Tensión primaria	230 V	230 V
Tensión secundaria	6 V / 9 V / 12 V	2 × 15 V
Corriente secundaria	Hasta 534 mA (6V)	1 A por bobinado
Peso	0.155 kg	0.503 kg
Clase térmica	B (70°C)	No especificado
Bobinado	Dividido	Doble secundario independiente
Aplicación típica	Fuentes pequeñas	Potencia media / audio / industrial
Margen térmico	Bajo	Alto
Capacidad de sobrecarga	Muy limitada	Buena

Se seleccionó un transformador toroidal de 30 VA debido a que la potencia requerida por la etapa de salida es aproximadamente 15.6 VA, por lo que se consideró un margen de seguridad del 100% para evitar saturación del núcleo y sobrecalentamiento. Además, el núcleo toroidal ofrece mejor eficiencia y menor dispersión magnética respecto a transformadores tipo EI convencionales.

4.4.16 Sensor

El uso del sensor elimina la necesidad de programar tiempos estáticos para la duración del estímulo. En su lugar, el sistema detecta el movimiento real del pie, permitiendo que la dorsiflexión se ejecute en total armonía con una marcha natural. Esta capacidad de respuesta en tiempo real ofrece una ventaja significativa, ya que el dispositivo no impone un ritmo, sino que se adecúa al movimiento natural de cada paciente, optimizando la terapia de rehabilitación de manera individualizada.

4.4.17 Selección del sensor

Una de las opciones consideradas para esta etapa es el sensor de fuerza FSR debido a su fácil usabilidad, por otro lado, también se consideró el uso de un giroscopio que de igual manera pueda asistir la marcha.

Tabla 4. 10 Comparación para selección de sensor

Característica	Sensor de Fuerza (FSR 402)	Giroscopio / Acelerómetro (MPU6050)
Principio de Medición	Resistencia variable por presión física.	Cambios en aceleración y velocidad angular.
Detección de Marcha	Directa: Detecta el contacto del talón con el suelo.	Indirecta: Detecta la inclinación y el balanceo del pie.
Complejidad de Código	Baja: Lectura analógica simple.	Alta: Requiere filtros y cálculos matemáticos.
Facilidad de Uso	Muy alta (funciona como un interruptor).	Media (propenso a ruido y derivas de ángulo).

Característica	Sensor de Fuerza (FSR 402)	Giroscopio / Acelerómetro (MPU6050)
Robustez en Marcha	Eficiente para detectar el inicio de la fase de vuelo.	Puede confundirse con movimientos bruscos o giros.
Ubicación en el Cuerpo	Plantilla o talón (dentro del calzado).	Empeine o tobillo (sujeto externamente).

Tras analizar las opciones tecnológicas para la detección de la fase de marcha, se seleccionó el sensor de fuerza FSR 402 sobre sistemas inerciales (IMU). A diferencia del giroscopio, el FSR permite una detección binaria del contacto del talón, eliminando errores por deriva de datos o ruido ambiental. Esta elección simplifica el algoritmo de control y garantiza que la dorsiflexión se genere de manera natural y sincrónica con el movimiento del usuario.

4.5 Programación del microcontrolador

El firmware fue desarrollado en la plataforma Arduino, optimizando la generación de una onda cuadrada bifásica. La lógica implementa un sistema de control de lazo abierto que se activa por un sensor de fuerza (FSR) ubicado en el talón del paciente. El algoritmo garantiza que la estimulación solo ocurra durante la fase de balanceo de la marcha, desactivando las salidas inmediatamente al detectar apoyo. Además, permite la modulación de frecuencia en tiempo real entre 20 Hz y 60 Hz para adaptarse a las necesidades del usuario. A continuación, se muestra el diagrama de flujo de la programación realizada:

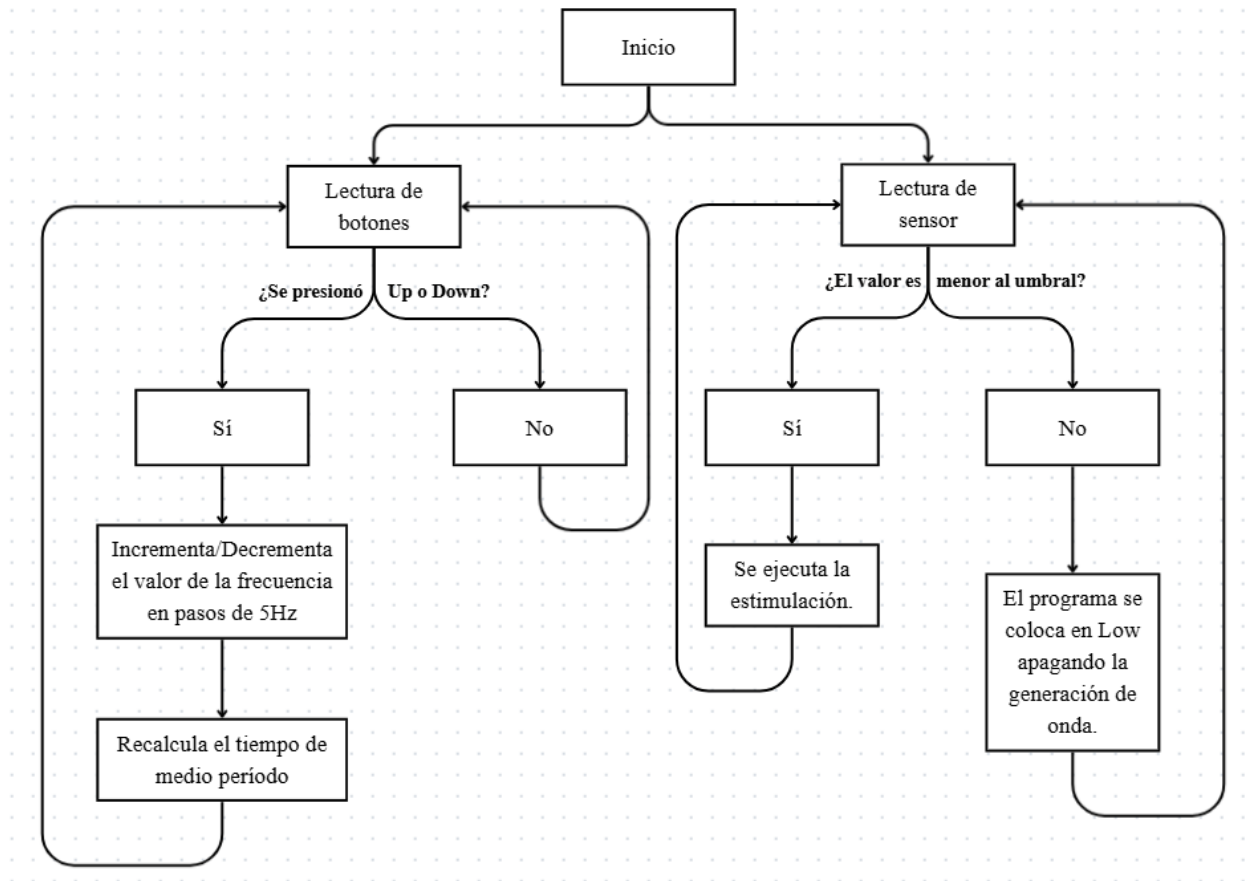


Fig. 4.1 Diagrama de flujo de código

4.6 Simulación del esquema eléctrico

A continuación, se describen las etapas que integran el circuito electrónico. Inicialmente, se presenta el análisis de cada módulo, culminando con la integración total del sistema y su comportamiento global.

4.6.1 Alimentación

Tal como se describió previamente, el sistema se energiza mediante dos baterías de litio de 3.7 V. La tensión de cada celda se eleva a 25V a través de módulos elevadores HW-183. Debido a las restricciones del software de simulación, estas fuentes se representan como entradas directas de 25V.

Al configurarlas en serie, se establece una fuente simétrica con voltajes positivo, negativo y una referencia de tierra común, indispensables para las etapas posteriores. En la Fig. 4.2 se observa un esquema de la amplificación de voltaje.

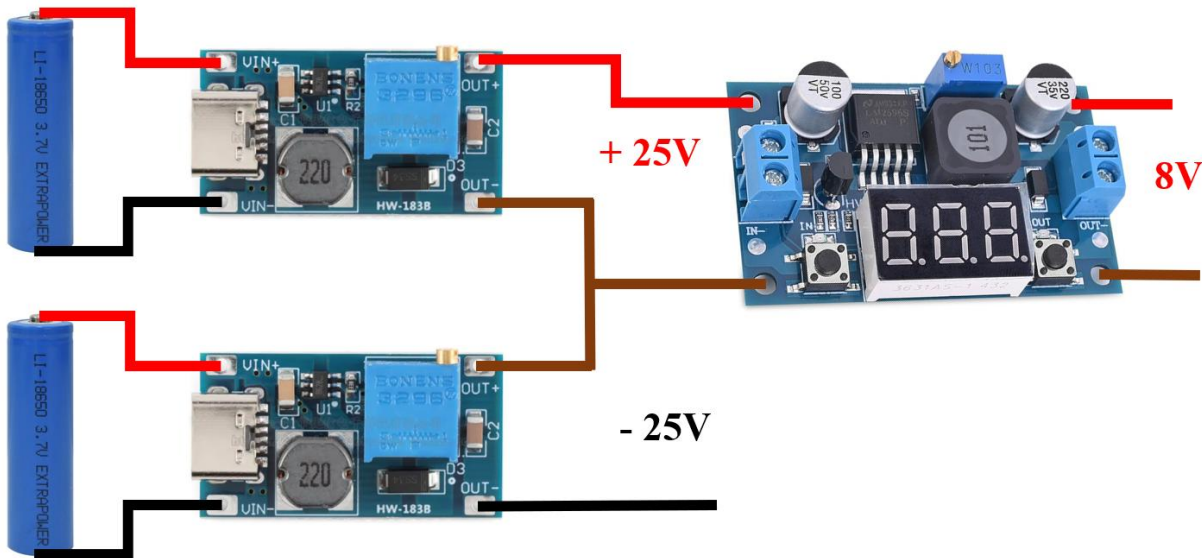


Fig. 4.2 Etapa de amplificación de voltaje y alimentación de microcontrolador

A partir de la línea de 25V, se integra un regulador Buck LM2596 para obtener una salida constante de 8V destinada a la alimentación del microcontrolador Arduino. Simultáneamente, la fuente simétrica se acopla a dos reguladores de tensión lineal: el LM7815 para obtener +15 V y el LM7915 para -15 V. Estos voltajes regulados garantizan una alimentación estable y libre de rizado para el amplificador operacional (OPAMP), como se ilustra en la Fig. 4.3.

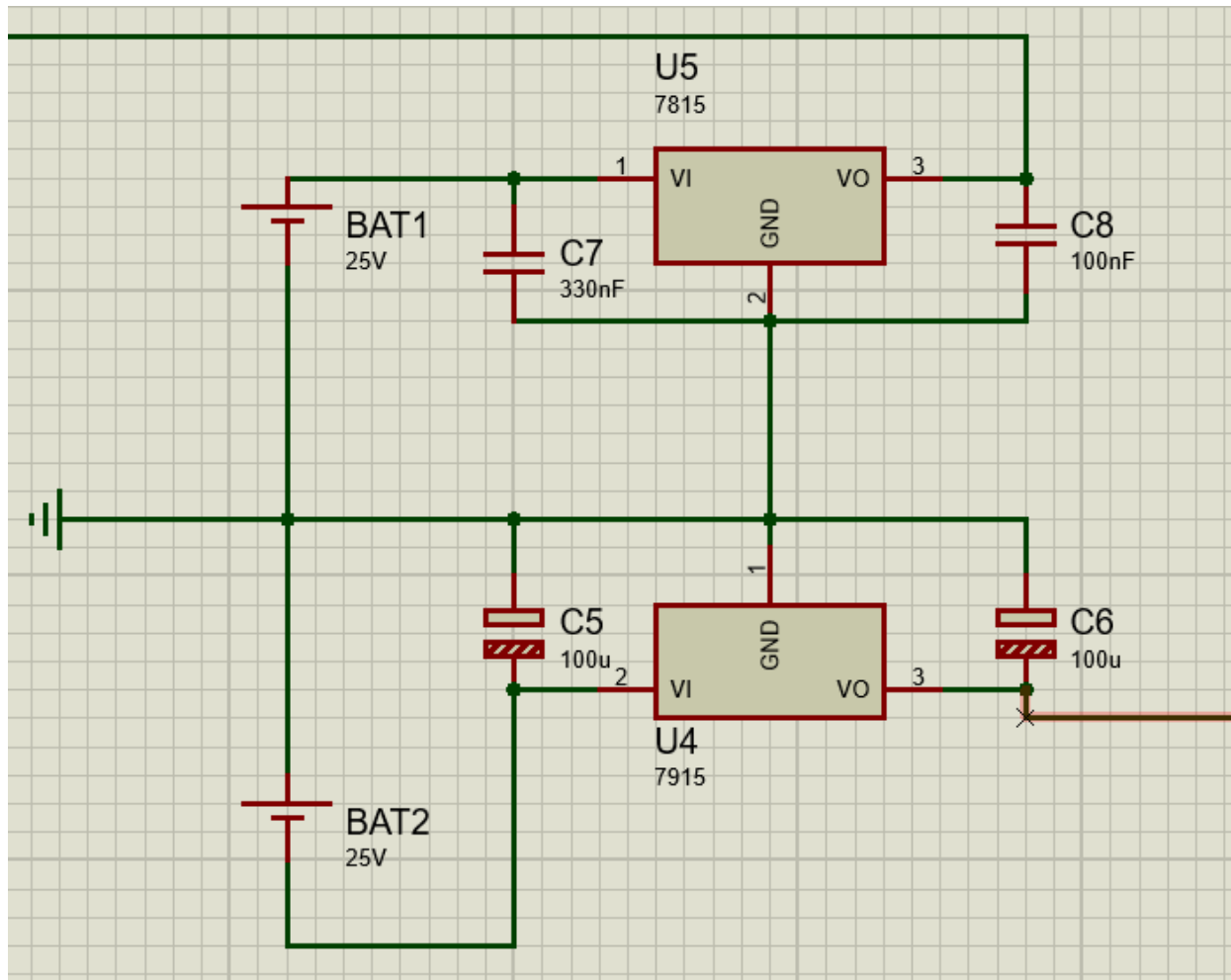


Fig. 4.3 Regulación de alimentación para OPAMP

4.6.2 Control de frecuencia

La Fig. 4.4 ilustra la interfaz de control compuesta por dos pulsadores, los cuales permiten al usuario ajustar la frecuencia de estimulación en tiempo real. Estos componentes actúan como entradas digitales para el microcontrolador, facilitando el incremento o decremento de los pulsos según los requerimientos de la terapia de rehabilitación.

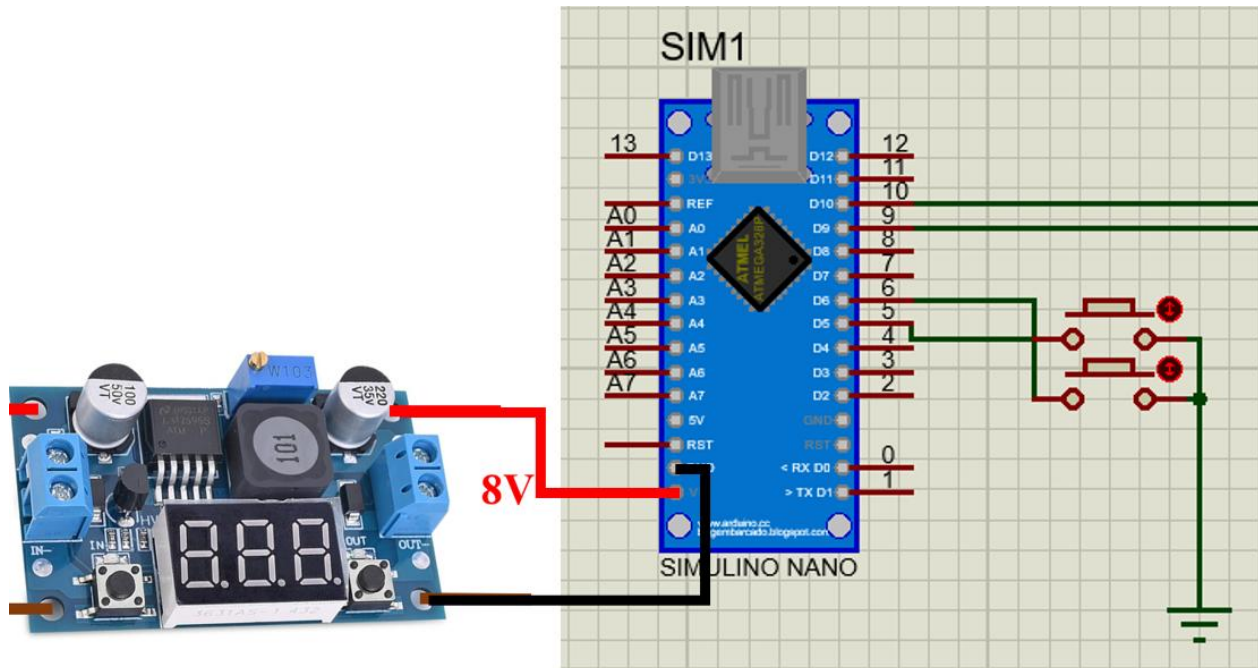


Fig. 4.4 *Interfaz de control de frecuencia*

4.6.3 Inversión de onda

Como se ilustra en la Fig. 4.5, las salidas digitales 9 y 10 del microcontrolador se acoplan a las entradas del amplificador operacional. Este componente se energiza mediante la etapa de alimentación simétrica (+15V, -15V y GND), permitiendo la conversión de los pulsos lógicos en una onda bifásica completa. Un aspecto crítico de seguridad en este diseño es la configuración de las salidas: en caso de un solapamiento accidental de pulsos, el sistema conmuta a una referencia de tierra común. Este mecanismo actúa como una protección ante cortocircuitos, garantizando la integridad del hardware y la seguridad del paciente.

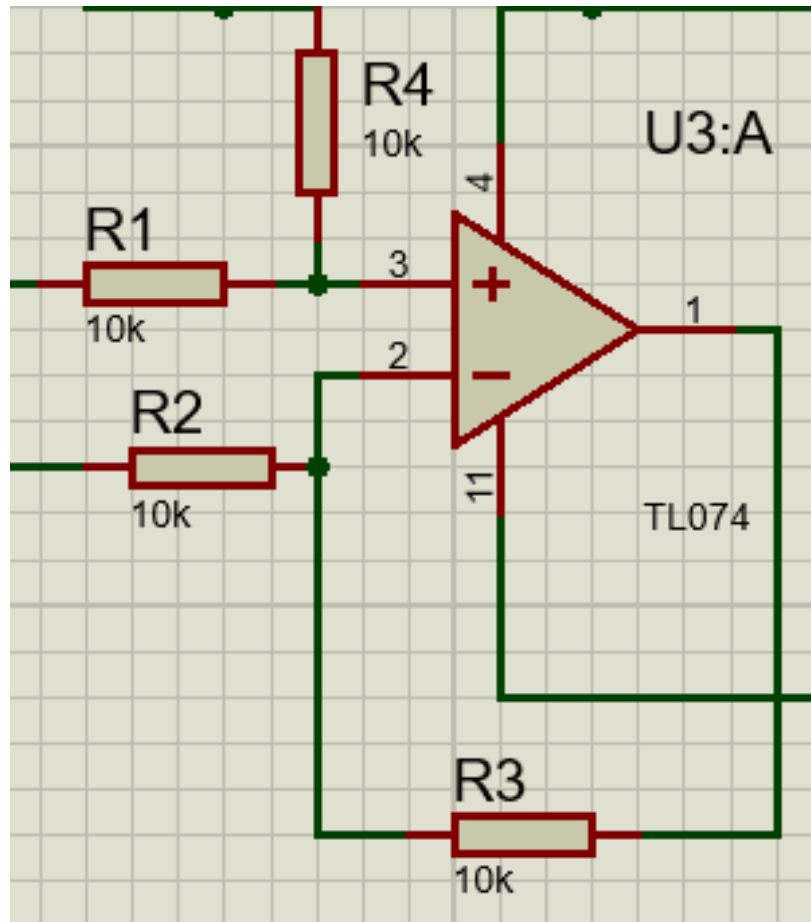


Fig. 4.5 Configuración de la primera salida del amplificador operacional en modo restador

4.6.4 Regulación de amplitud de la onda

El diseño permite el ajuste manual de la intensidad mediante un potenciómetro conectado entre las etapas del TL074. La señal procesada por el segundo operacional se entrega al cursor del potenciómetro, permitiendo variar la amplitud de salida entre 4 V y 10 V. Este rango de voltaje asegura que la etapa posterior de amplificación por transistores reciba una señal íntegra y regulable, lo cual es indispensable para adaptar la fuerza de la contracción muscular a la sensibilidad y necesidad específica del paciente durante la rehabilitación. Esta conexión se ilustra en la Fig. 4.6.

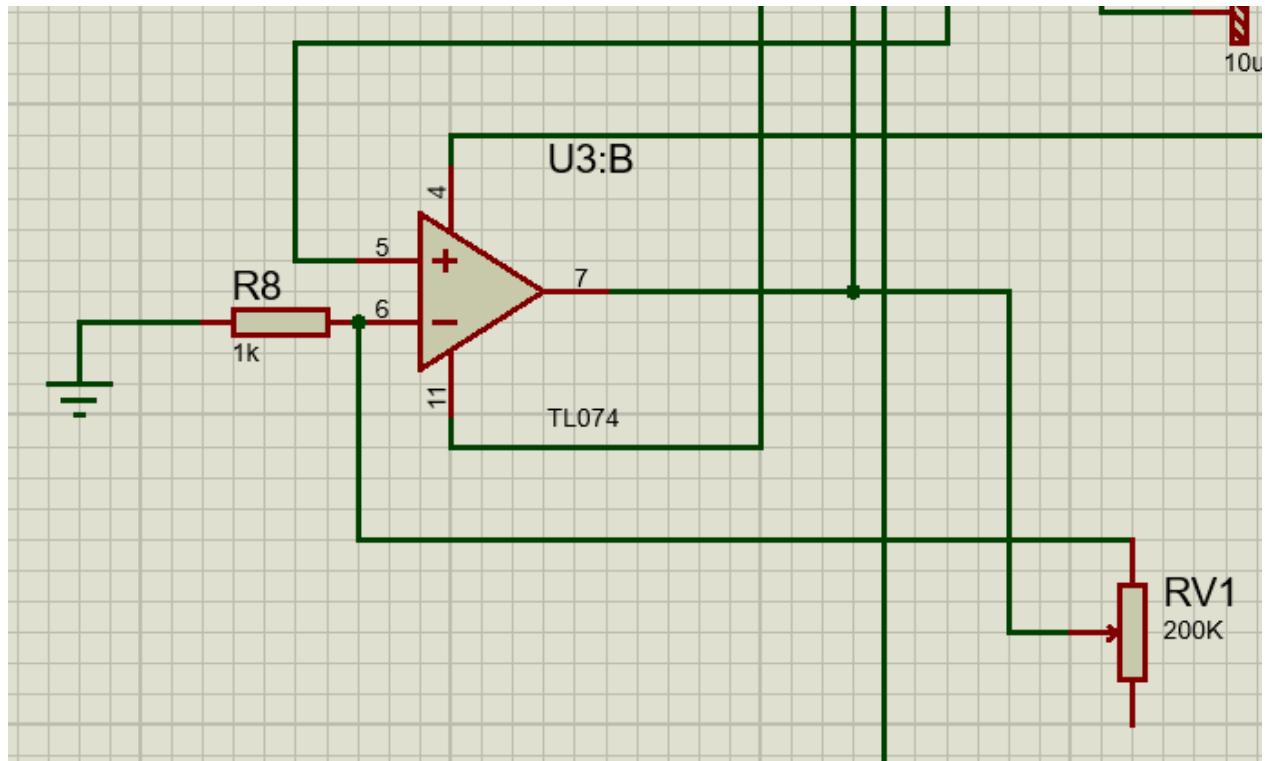


Fig. 4.6 Conexión para regulación de amplitud de la onda de la primera salida

4.6.5 Adaptación del sensor

Debido a las limitantes en las librerías de componentes y modelos de simulación de la plataforma principal, se integró una herramienta de simulación complementaria para validar el comportamiento del sensor de fuerza (FSR 402). Esta metodología permitió modelar de manera eficiente la respuesta analógica del sensor frente a las variaciones de presión, garantizando que el algoritmo de control en el microcontrolador responda correctamente a los estados de apoyo y despegue antes de su implementación física en el prototipo, el resultado se puede observar en la Fig. 4.7 y Fig. 4.8.

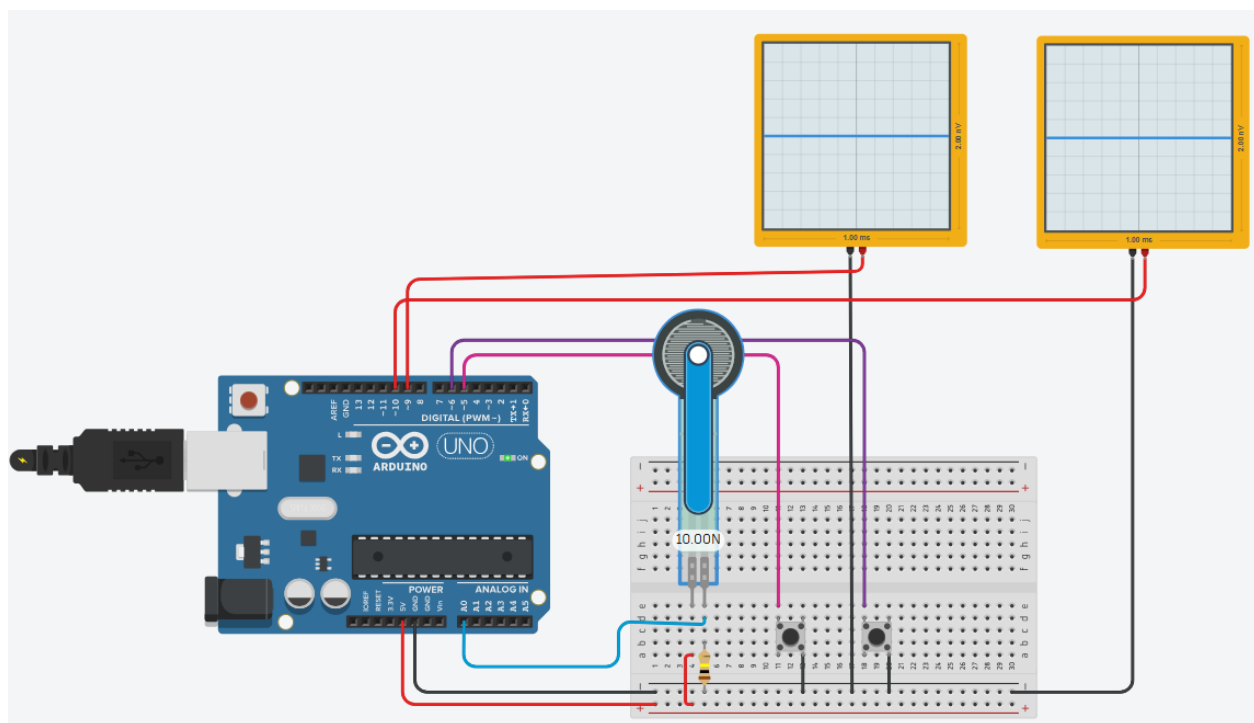


Fig. 4.7 Simulación de sensor aplicando carga (apoyo)

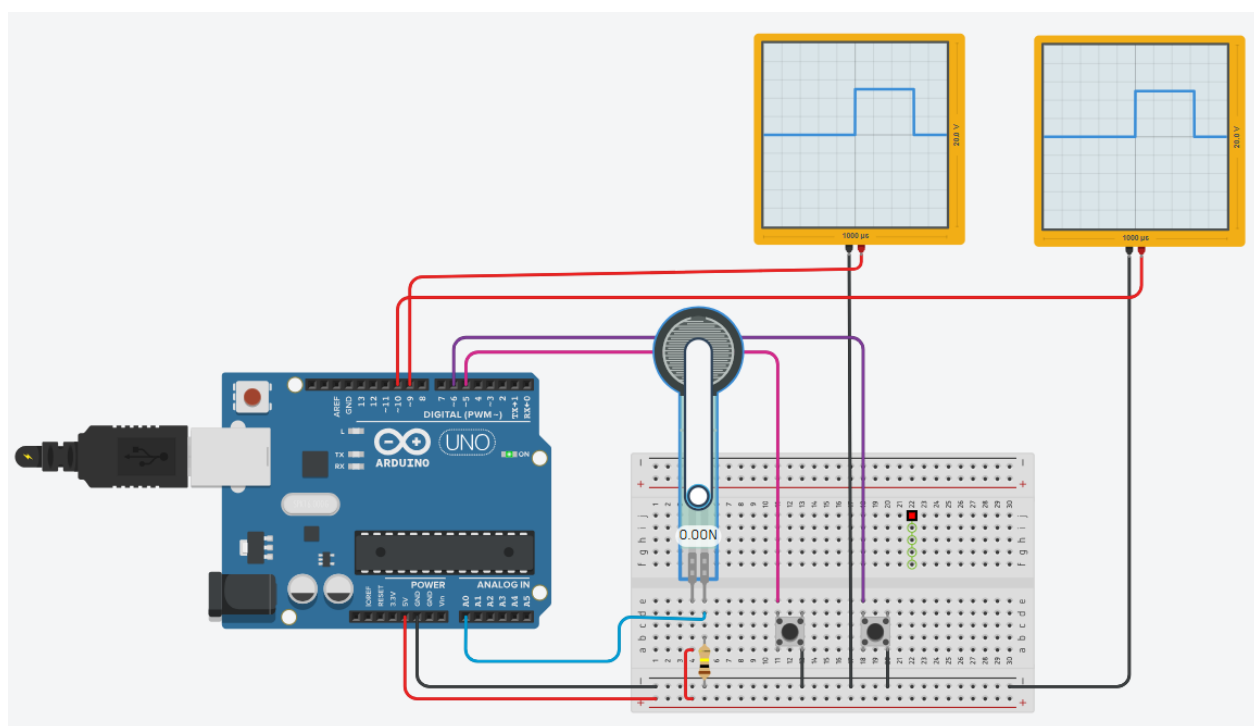


Fig. 4.8 Simulación del sensor cuando no tiene carga (despegue)

4.6.6 Esquema de conexión del sistema

Debido a las limitaciones técnicas del software de simulación y la disponibilidad de componentes en el mercado nacional, la validación virtual se realizó hasta la etapa de generación y regulación de la onda bifásica. No obstante, para la implementación física del dispositivo, es indispensable una etapa de potencia adicional. Esta requiere el uso de transistores en configuración Darlington para amplificar la corriente y el acoplamiento de un transformador, seleccionado específicamente para elevar la tensión de salida a los niveles requeridos por la terapia de dorsiflexión. El diagrama eléctrico se muestra en la Fig. 4.9.

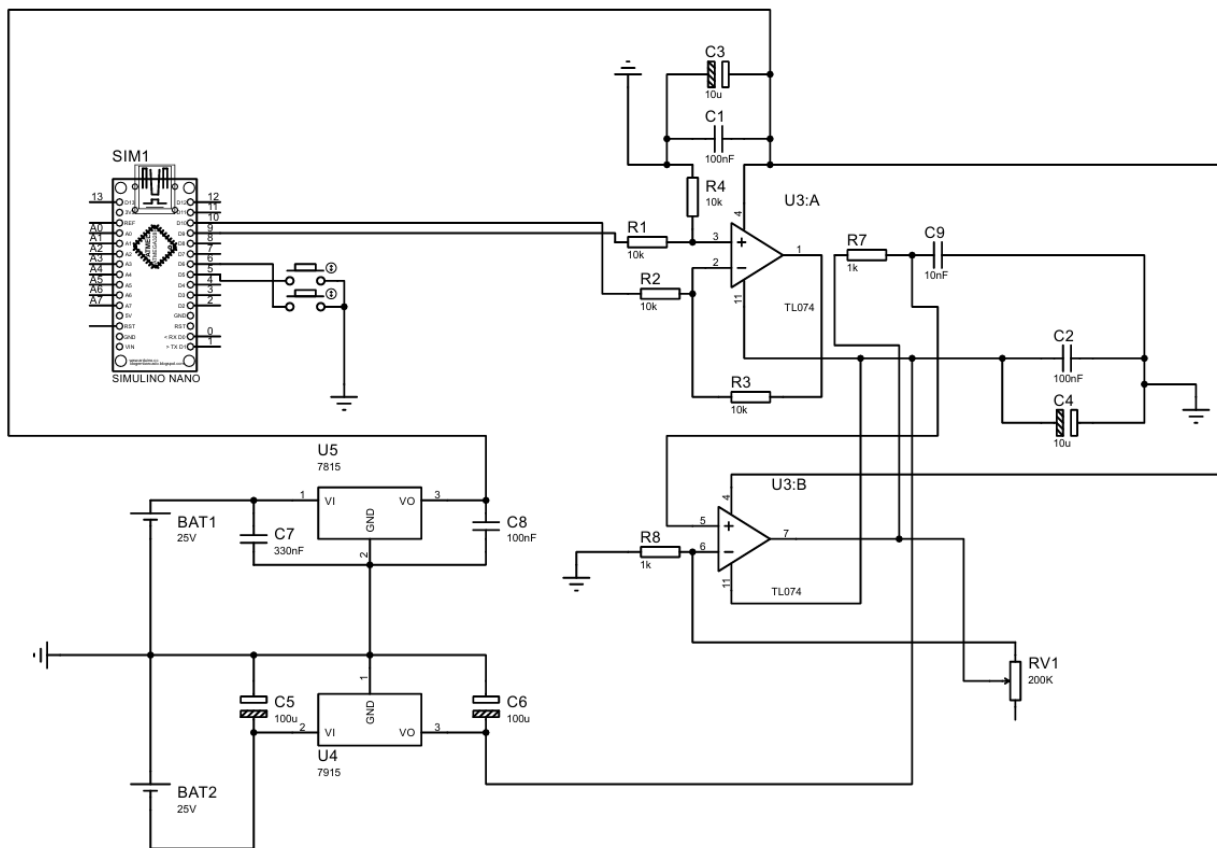


Fig. 4.9 Esquema eléctrico implementado

4.7 Implementación del circuito

Posteriormente, se describe la fase de implementación física, iniciando con el ensamblaje del circuito en una placa de pruebas para validar su comportamiento.

4.7.1 Alimentación

Tras la etapa de elevación de tensión mediante los módulos de potencia, se procedió a realizar una configuración en serie de las salidas. Este arreglo permite establecer una fuente de alimentación simétrica, obteniendo así los niveles de voltaje necesarios para la polarización de las etapas de control y potencia del dispositivo como se explicó anteriormente.

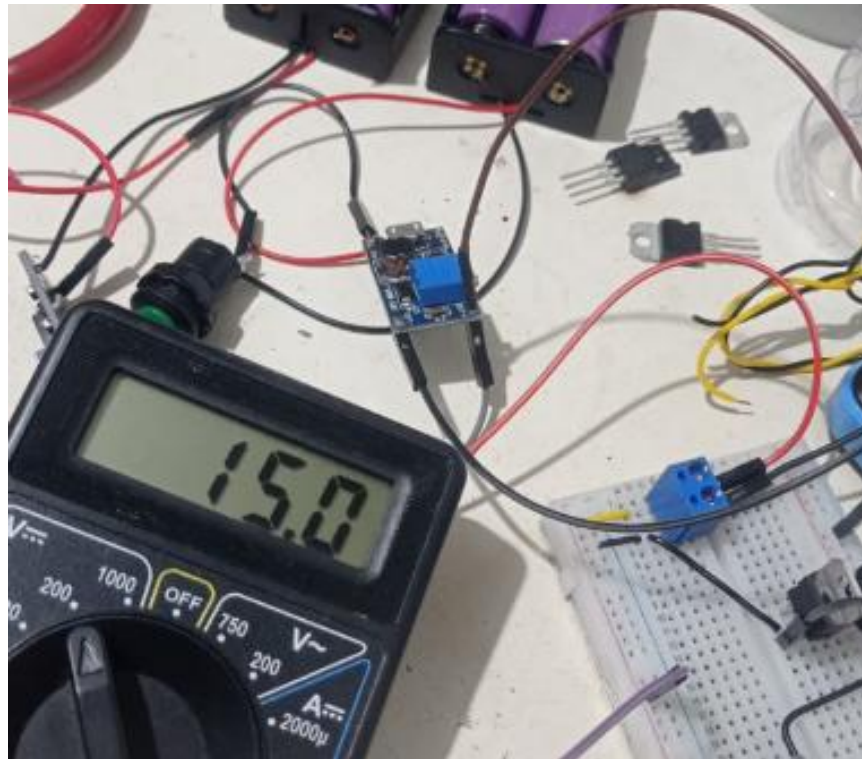


Fig. 4.10 Salida de regulador de voltaje LM7815

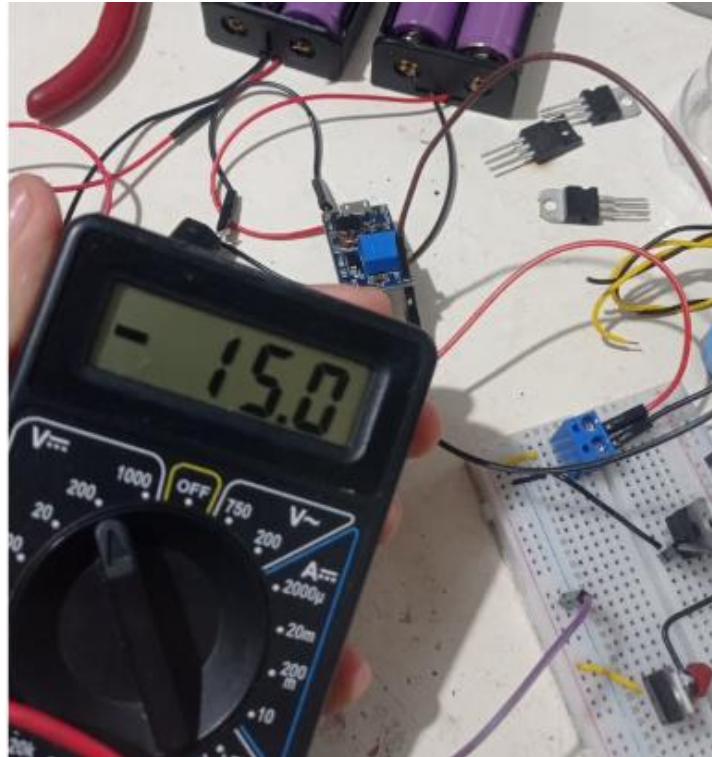


Fig. 4.11 Salida de regulador de voltaje LM7915

Como se detalló anteriormente, el suministro eléctrico del Arduino se regula a través de un convertidor Buck reductor conectado a la fuente positiva y GND comunes del prototipo. Esta conexión se observa en la Fig. 4.12.

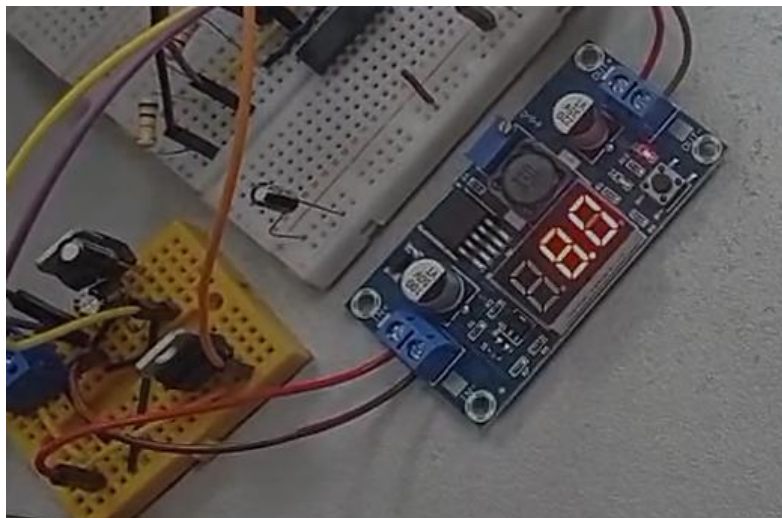


Fig. 4.12 Configuración del buck reductor

4.7.2 Conexión del sensor

El sensor FSR 402 se integró al circuito físico manteniendo la misma configuración de pines y parámetros establecida durante la simulación. Este procedimiento aseguró una transición fluida entre el diseño digital y el hardware, permitiendo que el sensor actúe como un activador biomecánico para la asistencia en la rehabilitación. Esta conexión se observa en la Fig. 4.13.

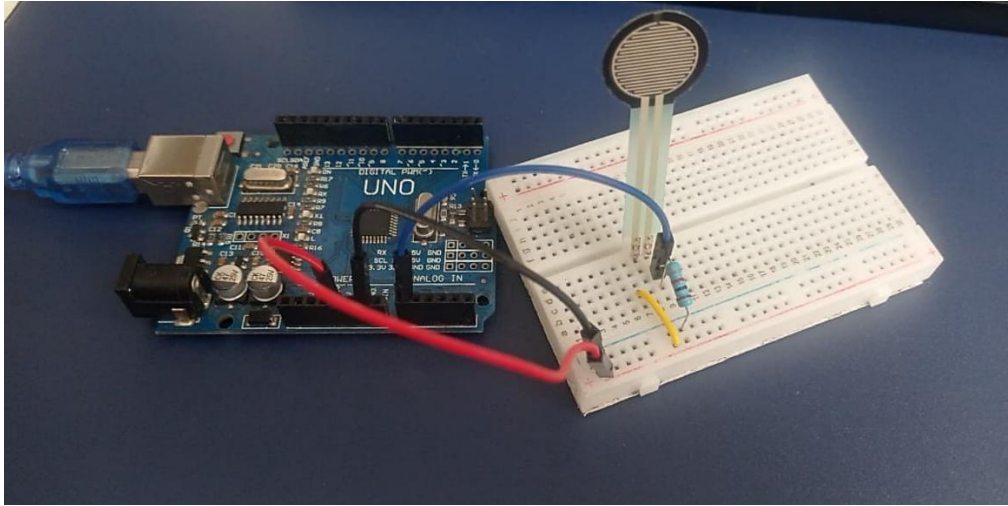


Fig. 4.13 Integración del sensor

4.7.3 Conexión del OPAMP

En la Fig. 4.14 se muestra el esquema final donde la salida del amplificador operacional se conecta a la etapa de regulación. Mediante el uso de un potenciómetro lineal, es posible variar la amplitud del voltaje de salida en un rango limitado, proporcionando el nivel de control necesario para la posterior amplificación y elevación.

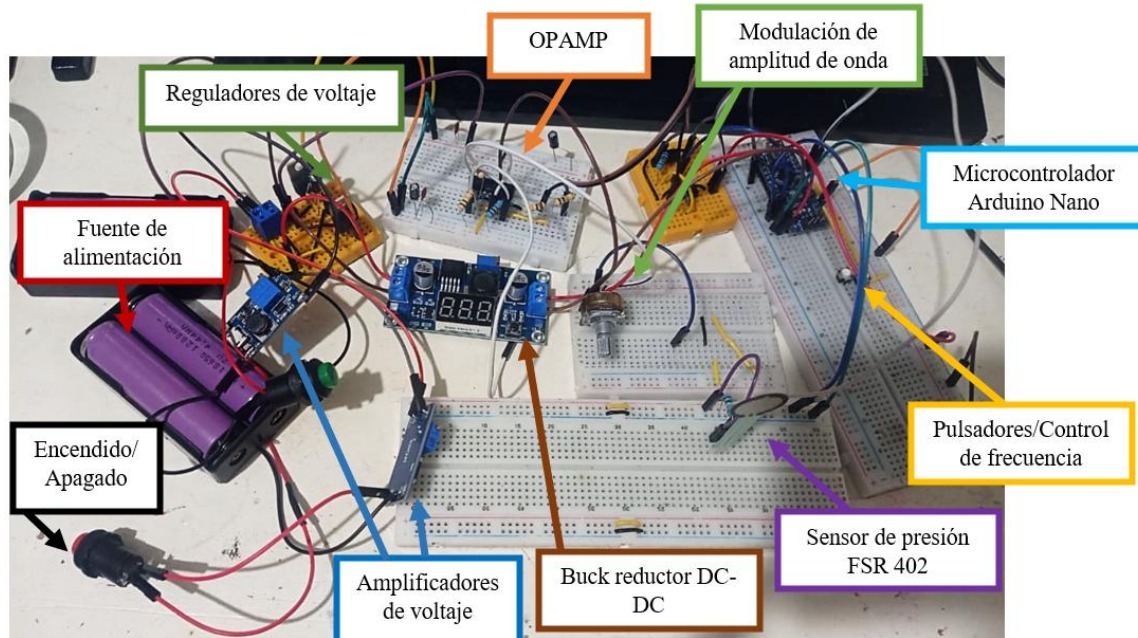


Fig. 4.14 Esquema final

4.7.4 Verificación del esquema

La Fig. 4.15 ilustra la implementación física del sistema y su monitoreo en tiempo real con un osciloscopio. La imagen demuestra la capacidad del dispositivo para generar los trenes de pulsos de manera eficiente.

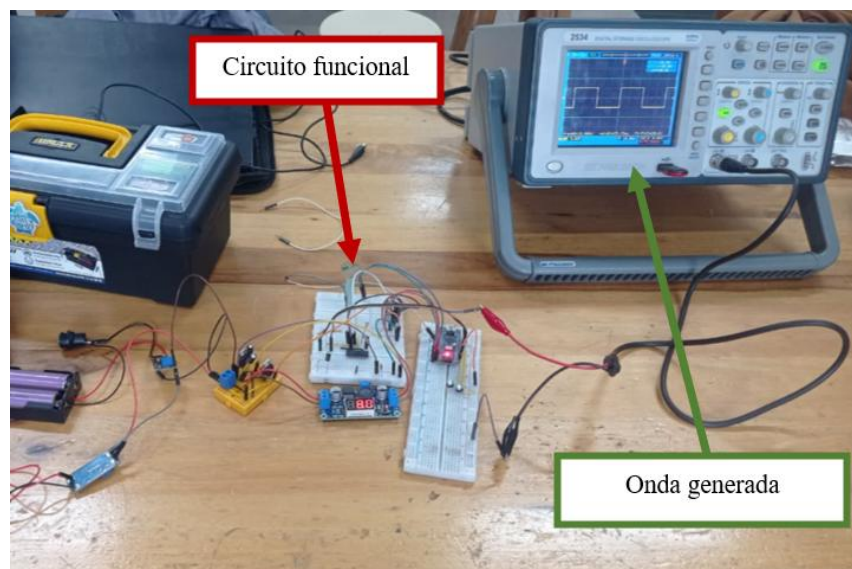


Fig. 4.15 Vista integral del hardware implementado

4.7.5 Diseño PCB

Tras validar el comportamiento del sistema en la placa de pruebas, se procedió al diseño y fabricación de la PCB. Esta etapa garantiza la integridad de las conexiones mediante soldadura, eliminando el riesgo de fallos por falsos contactos o desplazamientos mecánicos de los componentes. El objetivo es asegurar la fiabilidad y funcionalidad del prototipo ante condiciones de uso real. A continuación, en la Fig. 4.16 se muestra el diseño desarrollado en una plataforma de libre acceso y en la Fig. 4.17 la placa luego de pasar por el proceso de revelado.

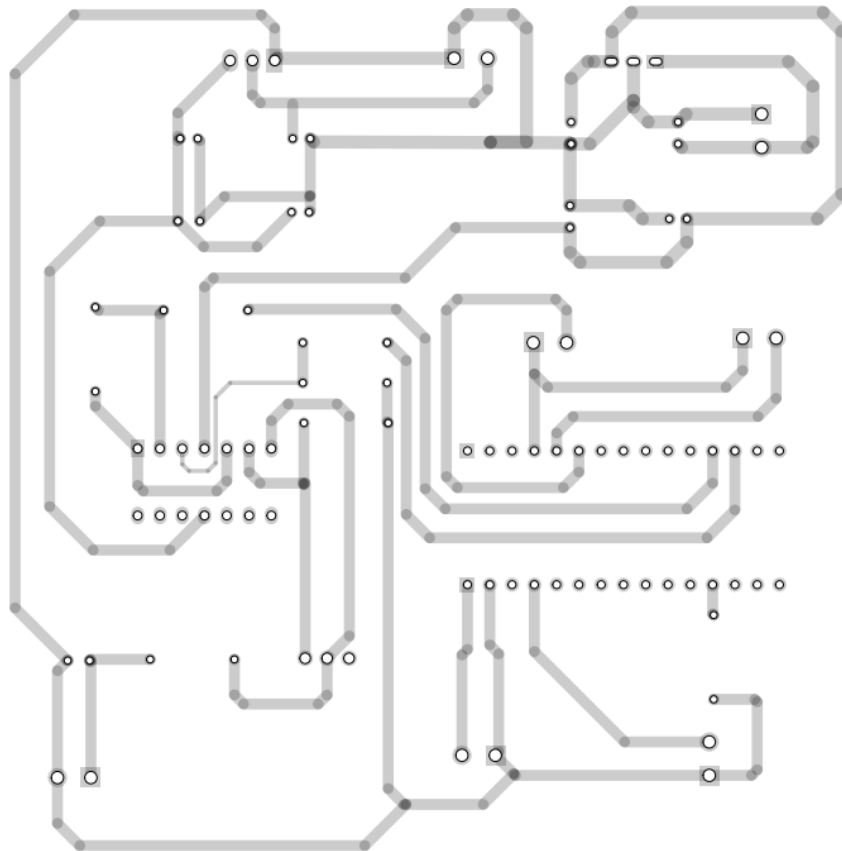


Fig. 4.16 *Diseño PCB del circuito*

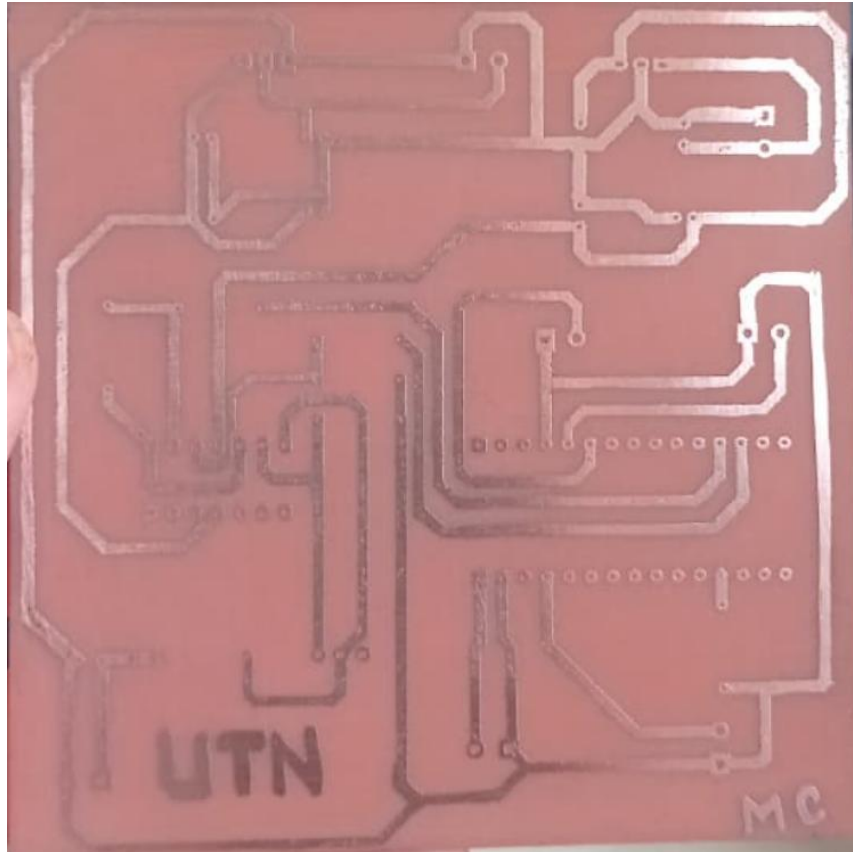


Fig. 4.17 *Placa PCB revelada*

4.7.6 Integración de componentes

Debido a las restricciones de espacio y las limitaciones de las herramientas de diseño para componentes de gran volumen, se optó por una construcción modular. La etapa de alimentación se implementó en una placa perforada independiente, donde se integraron las baterías de litio y los módulos elevadores. Por su parte, el convertidor Buck reductor se instaló de forma externa a ambas placas, como se ilustra en la Fig. 4.18. Esta disposición facilita la disipación de calor y permite un acceso directo para el monitoreo de los niveles de voltaje antes de ingresar a la placa de control.

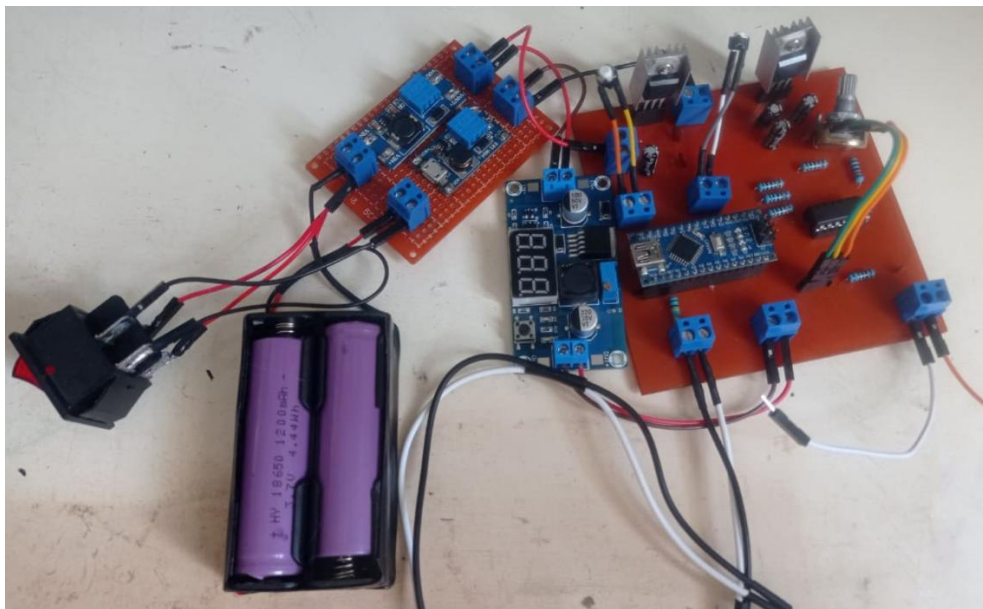


Fig. 4.18 Circuito implementado en placas PCB

4.8 Diseño 3D de la estructura

El diseño mecánico del prototipo se estructuró en tres niveles para garantizar una operación robusta. En primer lugar, una base interna separa físicamente la placa principal de la etapa de potencia, lo cual previene interferencias y permite un acceso independiente a las baterías para su mantenimiento (Ver Fig. 4.19).

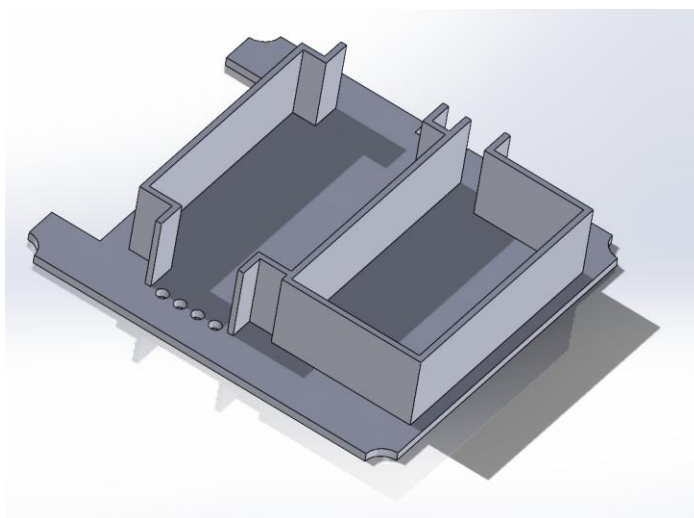


Fig. 4.19 CAD de base media

En segundo lugar, el cuerpo exterior fue perforado con precisión para alojar los controles del fisioterapeuta y las salidas de estimulación (Ver Fig. 4.20).

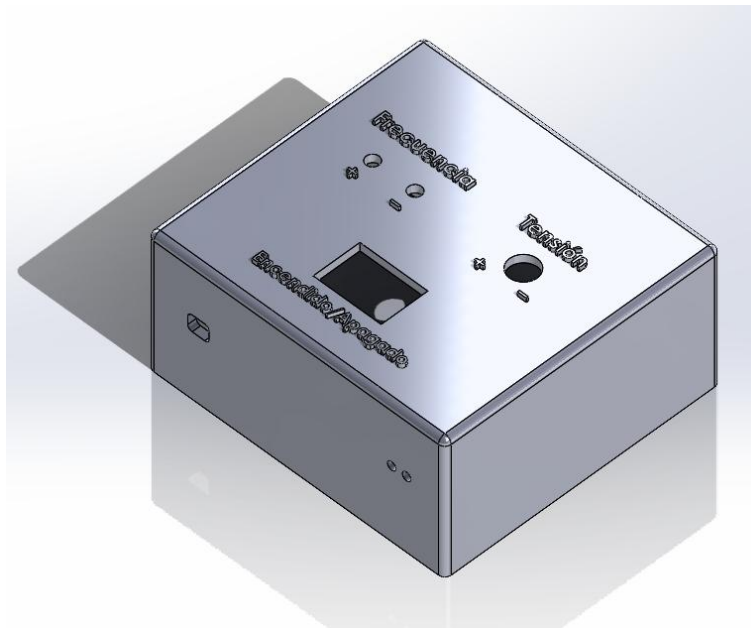


Fig. 4.20 CAD de base exterior

Por último, se implementó una tapa de cierre mediante pernos que garantiza la integridad de los componentes internos. Esta pieza incluye un soporte elevado para bandas de velcro, asegurando la portabilidad del equipo durante las pruebas de marcha (Ver Fig. 4.21).

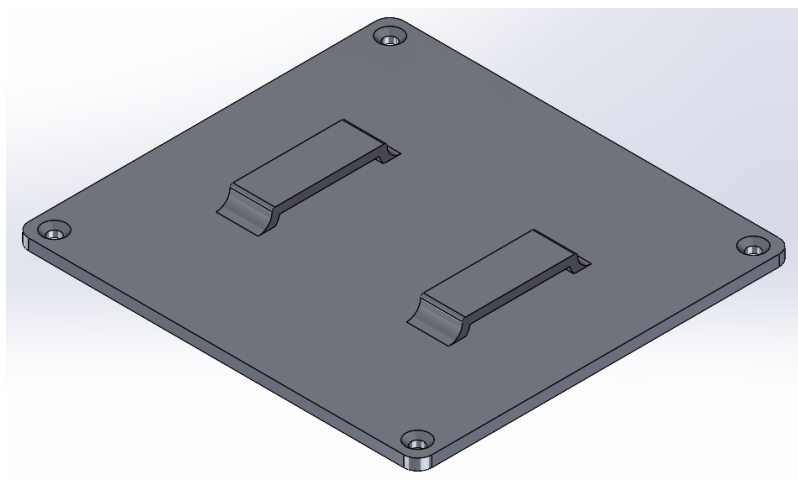


Fig. 4.21 CAD de tapa de la estructura

El ensamblaje de la estructura integrando los componentes descritos anteriormente se aprecia en la Fig 4.22.

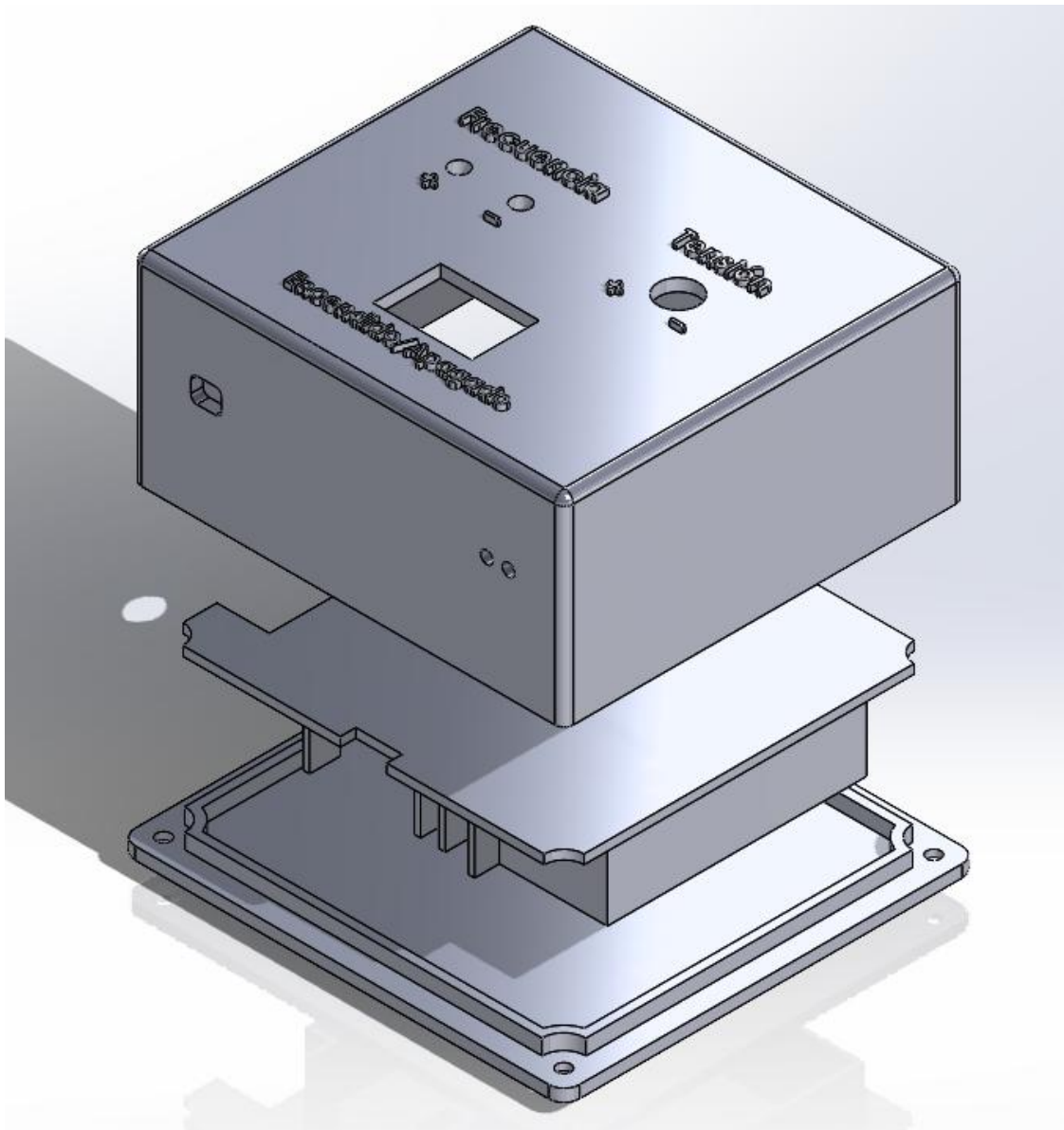


Fig. 4.22 CAD de ensamblaje de la carcasa

4.9 Producción de la estructura

La carcasa se realizó en PLA blanco mediante impresión 3D, garantizando un prototipo ligero, portátil y con una apariencia acorde a su aplicación en salud. Este método de fabricación facilitó la integración compacta de los módulos electrónicos previamente descritos. A continuación, las Fig. 4.23 muestran el progreso de la impresión de la base exterior, el cuerpo medio y la tapa de sujeción del sistema.



Fig. 4.23 Base exterior.

4.10 Integración del dispositivo electromecánico

El ensamblaje final se inició con el acoplamiento de la etapa de potencia en la sección interna, instalando en el plano opuesto la placa de control, tal como se ilustra en la Fig. 4.24. Esta disposición optimiza el espacio interno y facilita la gestión de cables.



Fig. 4.24 Integración de componentes de la etapa de potencia

Posteriormente, se integraron los componentes de interfaz de usuario, fijando los pulsadores, el interruptor de encendido y el potenciómetro en sus respectivos compartimentos. Se aseguraron también las salidas para el sensor y los electrodos de superficie a través de los orificios de la base exterior. Finalmente, la estructura se selló mediante la tapa asegurada con pernos, previniendo aperturas accidentales durante su uso, el resultado se aprecia en la Fig. 4.25.



Fig. 4.25 Prototipo ensamblado

4.11 Limitaciones encontradas

El prototipo desarrollado cumple con los parámetros iniciales de diseño al generar una frecuencia regulable entre 20 Hz y 60 Hz y una onda bifásica rectangular simétrica. Sin embargo, la implementación de anchos de pulso reducidos presenta desafíos debido a las limitaciones de respuesta en frecuencia de los transformadores convencionales disponibles en el mercado nacional. En Ecuador, los transformadores comerciales están optimizados para frecuencias de red y no poseen la eficiencia necesaria para procesar pulsos rápidos sin deformar la señal. Adicionalmente, la dificultad para adquirir transistores de potencia tipo Darlington en proveedores locales limitó la etapa de elevación de voltaje. En consecuencia, el sistema actual se mantiene operativo hasta la etapa de regulación de intensidad en un umbral de voltaje reducido, suficiente para percibir una sensación sensorial leve.

4.12 Desarrollo de pruebas

Con el objetivo de validar la funcionalidad del prototipo y mitigar las limitaciones técnicas identificadas, se llevó a cabo una fase de experimentación en un entorno controlado con la participación de voluntarios sanos. Este estudio comparativo permitió contrastar el desempeño del dispositivo diseñado frente a un electroestimulador comercial de bajo costo, bajo condiciones operativas de baja intensidad. La metodología se centró en evaluar la percepción sensorial del usuario ante ambos equipos, con el fin de determinar la viabilidad del diseño y recopilar datos sobre la experiencia de uso en términos de comodidad y sincronización.

4.12.1 Validación de la morfología de onda y parámetros de salida

La validación experimental de la señal de salida se realizó mediante un osciloscopio digital, permitiendo verificar la morfología y los parámetros temporales de la onda.

En la Fig. 4.26 se observa la morfología de la señal capturada en el osciloscopio, caracterizada por una onda rectangular, bifásica y simétrica con un ciclo de trabajo del 50% a una frecuencia de 20 Hz. La señal mantiene simetría evitando cualquier componente de corriente continua DC. En la configuración inicial, que es la mínima, el sistema entrega un voltaje pico a pico de aproximadamente 10 V garantizando seguridad al usuario.

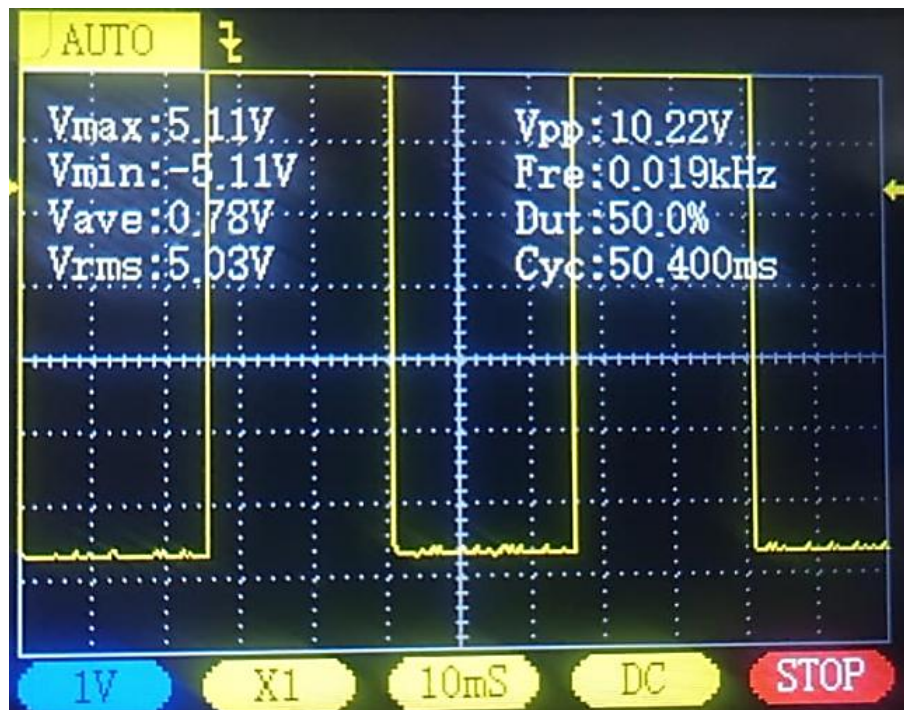


Fig. 4.26 Onda generada a 20Hz y 5V

En la Fig. 4.27 se presenta la captura de la señal de salida configurada a su frecuencia máxima de 60 Hz. Se observa que el sistema mantiene la morfología de onda bifásica rectangular y simétrica, conservando un ciclo de trabajo aproximado del 50%. En este punto de operación, la amplitud se ha regulado para alcanzar un voltaje pico a pico V_{pp} de 20 V, con semiciclos positivos y negativos de 10 V respectivamente. Esta estabilidad en la forma de onda a mayores frecuencias garantiza una estimulación tetánica eficiente y segura.

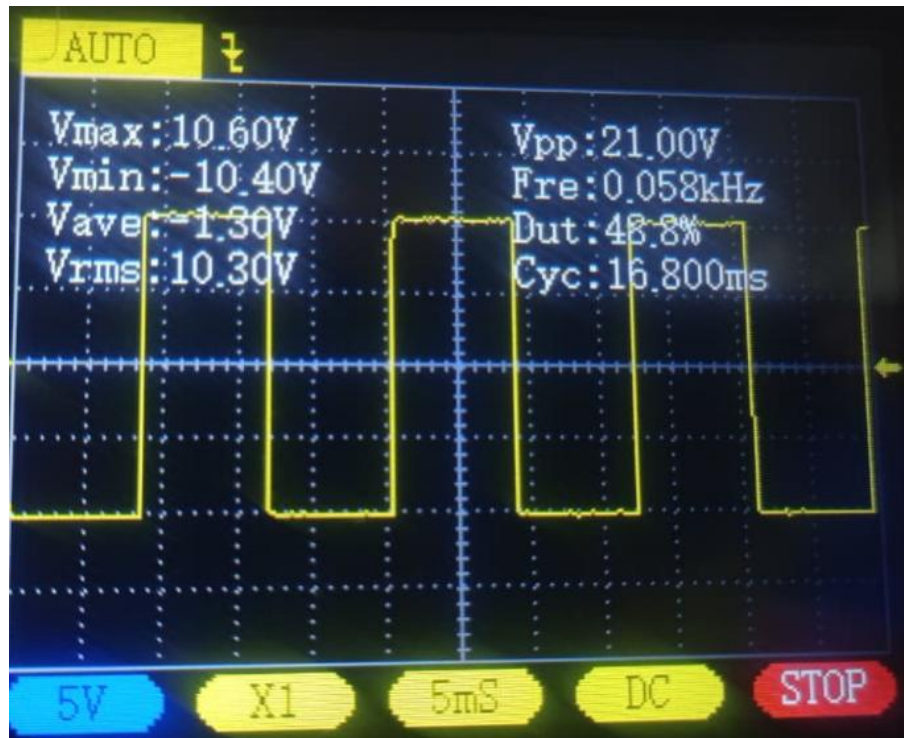


Fig. 4.27 Onda generada a 60Hz y 10V

A través de las mediciones obtenidas, se demostró la estabilidad del dispositivo al generar una onda bifásica simétrica con voltajes que oscilan entre 10 Vpp y 20 Vpp aproximadamente. Al contrastar estos valores con la norma, se verifica que la varianza observada no excede el 20%, lo cual es aceptable para prototipos de rehabilitación. Asimismo, la precisión en la variación de la frecuencia ratifica la eficacia del sistema de control.

4.12.2 Pruebas de sensibilidad

Para la validación funcional, se realizó un estudio con una muestra de 10 adultos, contrastando el prototipo desarrollado con un equipo comercial estándar. Como se observa en la Fig. 4.28, el dispositivo propio genera una onda bifásica simétrica con una amplitud máxima de aproximadamente 20 Vpp, proporcionando un equilibrio galvánico superior en comparación a una onda monofásica de 17V del equipo comercial (Ver Fig. 4.34).

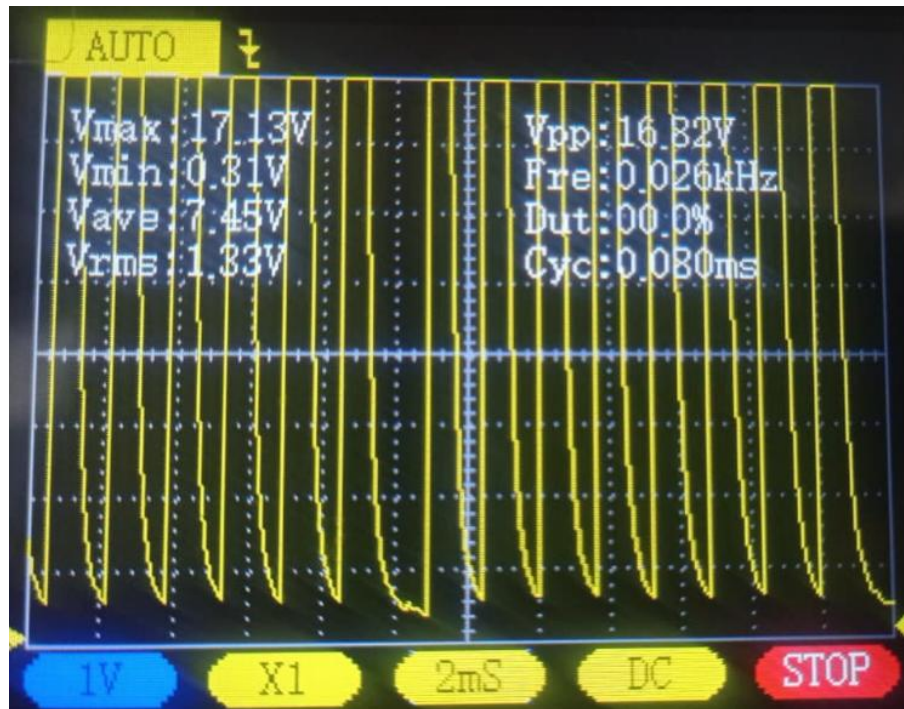


Fig. 4.28 Onda monofásica generada por dispositivo comercial

Una ventaja de este prototipo es la capacidad de variar la frecuencia de forma independiente a la intensidad, ofreciendo un tratamiento personalizado. En contraste, el equipo comercial opera con programas preestablecidos y cerrados que limitan el ajuste paramétrico según las necesidades específicas del paciente.

Objetivo: El estudio consiste en una prueba de validación sensorial para comparar la percepción de confort entre el prototipo desarrollado y un equipo comercial, con el fin de recolectar datos sobre la comodidad y aceptabilidad de la estimulación por parte del usuario.

Materiales:

Prototipo electroestimulador desarrollado

Dispositivo electroestimulador comercial

Electrodos de gel

Hoja de registro

El procedimiento consiste en:

1. Se limpiará la zona del antebrazo con alcohol para reducir la impedancia de la piel y asegurar una conducción estable (Ver Fig. 4.29).



Fig. 4.29 *Procedimiento para reducir impedancia de la piel*

2. Se colocarán electrodos sobre el antebrazo. La prueba se realizará a niveles de intensidad bajos, lo que significa que el participante sentirá una vibración o cosquilleo, pero no experimentará contracciones musculares.
3. Se aplicará primero el prototipo propio llegando a un nivel confort que permite el dispositivo (Ver Fig. 4.30).

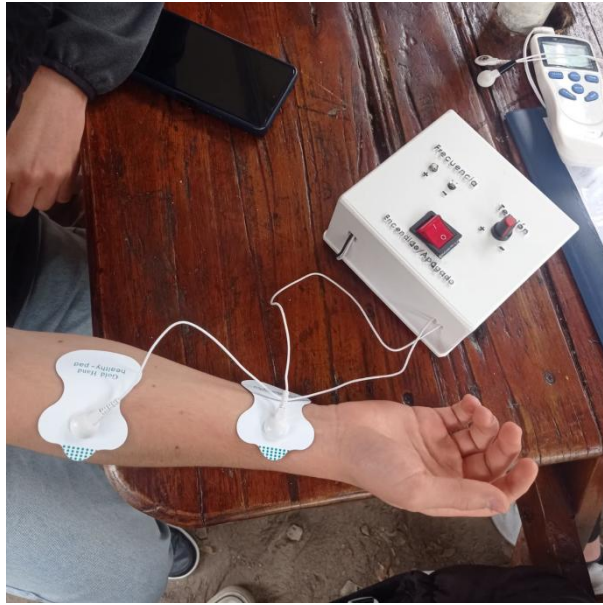


Fig. 4.30 Prueba de sensibilidad con prototipo desarrollado

4. Posteriormente, se aplicará el prototipo el dispositivo comercial en su nivel mínimo (Ver Fig. 4.31).



Fig. 4.31 Prueba de sensibilidad usando dispositivo comercial en nivel 1

5. El usuario evaluará parámetros como "suavidad" de la corriente, "picor" o "confort general" mediante una escala de percepción cualitativa.

4.13 Resultados

Descripción cualitativa de la sensación:

Prototipo

- 7/10 participantes describieron la sensación como hormigueo leve
- 4/10 mencionaron vibración suave
- 8/10 lo calificaron como cómodo
- 0/10 lo describieron como agresivo

El prototipo genera principalmente una sensación de hormigueo leve y vibración suave, percibida como confortable por la mayoría de los participantes.

Equipo comercial

- 6/10 lo describieron como más intenso
- 5/10 mencionaron sensación de pinchazo o pulsaciones fuertes
- 4/10 reportaron incomodidad
- 2/10 indicaron que se volvió irritante durante la prueba

El equipo comercial produce una estimulación más intensa y localizada, percibida como menos confortable en comparación con el prototipo.

Análisis cuantitativo

Suavidad (1 = muy agresivo, 5 = muy suave)

Prototipo:

Datos: 5-4-5-3-5-5-4-4-5-4

Promedio: $\bar{x} = 4.4$

Equipo comercial:

Datos: 5-5-5-4-1-3-2-1-3-1

Promedio: $\bar{x} = 3$

El prototipo obtuvo una calificación significativamente mayor en suavidad, lo que indica mejor percepción de confort.

Sensación de picor (1 = mucha irritación, 5 = nada)

Prototipo:

Datos: 5-5-4-5-4-5-2-4-5-5

Promedio: $\bar{x} = 4.4$

Equipo comercial:

Datos: 5-3-4-3-2-3-5-1-2-2

Promedio: $\bar{x} = 3$

El prototipo generó menor sensación de irritación comparado con el equipo comercial.

Preferencia Personal

- 9/10 participantes (90%) eligieron el prototipo
- 1/10 (10%) eligió el equipo comercial

Razones principales:

Mayor comodidad

Menor agresividad

Mejor regulación

Sensación más suave

Molestias residuales

- 8/10 no presentaron ninguna molestia
- 1/10 reportó molestia leve con el equipo comercial
- 1/10 reportó hormigueo leve posterior.

No se evidenciaron efectos adversos significativos.

Nivel de intensidad donde comenzó la percepción (Prototipo)

- Máxima: 5/10
- Intermedia: 4/10
- Baja: 1/10

La mayoría percibió el estímulo a niveles medios-altos de intensidad, lo cual sugiere buena tolerancia inicial.

Evolución de la sensación en el tiempo

- 6/10 indicaron que fue constante
- 2/10 reportaron irritación con el equipo comercial
- 1/10 reportó irritación progresiva
- 1/10 indicó leve molestia al aumentar intensidad

El prototipo mostró mayor estabilidad sensorial en comparación con el equipo comercial.

4.14 Análisis de resultados

Los resultados obtenidos a partir de la evaluación comparativa entre el prototipo desarrollado y el equipo comercial evidencian una diferencia significativa en la percepción sensorial y el nivel de confort reportado por los participantes.

Desde el punto de vista cualitativo, el prototipo fue descrito predominantemente como generador de una sensación de hormigueo leve y vibración suave, mientras que el equipo comercial fue

percibido como más intenso, asociado a sensaciones de pinchazo y pulsaciones fuertes. Esta diferencia indica que el patrón de estimulación del prototipo produce una activación sensorial menos agresiva.

En cuanto a la evaluación cuantitativa del confort, el prototipo obtuvo una calificación promedio de 4.4/5 en suavidad, mientras que el equipo comercial obtuvo 3/5. De manera similar, en la escala de irritación, el prototipo alcanzó un promedio de 4.4/5 frente a 3/5 del equipo comercial. Estos valores reflejan una percepción significativamente más favorable hacia el prototipo en términos de tolerancia y confort durante la estimulación.

La preferencia personal refuerza estos hallazgos, ya que el 90% de los participantes manifestó que utilizaría el prototipo para terapias prolongadas, principalmente por considerarlo menos agresivo y más regulable. Tomando en cuenta la relevancia de este resultado ya que, al experimentar más confort, la terapia podría ser más eficiente en términos de adaptabilidad.

Respecto a efectos residuales, no se evidenciaron molestias significativas posteriores a la prueba, lo que sugiere que ambos dispositivos son seguros en condiciones de uso controladas; sin embargo, el equipo comercial presentó mayor tendencia a generar incomodidad inmediata durante la aplicación.

Finalmente, los resultados indican que el prototipo desarrollado cumple adecuadamente con el objetivo de proporcionar estimulación eléctrica funcional con mayor confort y mejor aceptación que el dispositivo comercial evaluado. Esto sugiere que el diseño implementado logra una estimulación menos invasiva sin comprometer la percepción del estímulo.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

Se diseñó e implementó la arquitectura electrónica de un sistema de electroestimulación funcional fundamentado en la normativa IEC 60601-2-10 y validado mediante protocolos clínicos de fisioterapia. El dispositivo genera una onda bifásica simétrica rectangular, permitiendo el ajuste dinámico de la frecuencia entre 20 y 60 Hz. La integración de un sensor de presión FSR 402 facilitó el acoplamiento automático del tren de pulsos al patrón de marcha natural del usuario; no obstante, durante las etapas preliminares de prueba, la etapa de potencia se operó en rangos de seguridad de entre 10 y 20 V_{pp}, garantizando seguridad y robustez.

Se diseñó una arquitectura digital-analógica para la asistencia del miembro inferior, integrando un sistema de control basado en microcontrolador y sensores de detección de peso. El diseño lógico permite la sincronización automática de la estimulación con la fase de balanceo de la marcha, asegurando que el tren de pulsos se active únicamente durante el requerimiento mecánico de la dorsiflexión.

Se construyó un modelo prototipo funcional que implementa la generación de señales y la lectura de sensores. El dispositivo integra un módulo capaz de modular la amplitud de la onda, aunque en esta etapa de desarrollo se limitó a rangos de bajo voltaje para priorizar la seguridad del sujeto y la estabilidad de la lógica de control durante las pruebas iniciales.

La validación experimental demostró que el prototipo cumple con la entrega precisa de la onda programada y responde correctamente a los estímulos del sensor implementado. Si bien la intensidad de salida requiere una etapa de amplificación mayor para alcanzar contracciones

musculares completas, los resultados confirman la viabilidad técnica del sistema de control y su capacidad de adaptación al patrón de marcha natural del usuario.

5.2 Recomendaciones

Se recomienda sustituir los sensores de presión actuales por unidades de medición inercial (IMU) basadas en giroscopios y acelerómetros. Esta mejora permitiría una detección de la fase de balanceo más precisa y robusta, eliminando el cableado externo hacia la planta del pie, lo cual reduce significativamente el riesgo de tropiezos y mejora la ergonomía para el paciente.

Para incrementar la fiabilidad del sistema, se sugiere implementar una arquitectura de procesamiento distribuido mediante una configuración maestro-esclavo. Utilizar un microcontrolador dedicado exclusivamente a la lectura de sensores y otro a la generación de la señal de electroestimulación evitaría el desbordamiento de memoria o retrasos en la respuesta.

Es fundamental integrar un sistema de gestión de baterías que incluya una interfaz visual para el monitoreo del estado de carga. Esto permitiría al usuario conocer la autonomía restante en tiempo real, evitando interrupciones inesperadas durante las sesiones de rehabilitación.

Se recomienda el diseño y/o integración de un transformador o un convertidor elevador que se acople a los requerimientos del dispositivo. Esto permitirá alcanzar los niveles de intensidad terapéutica necesarios para lograr una contracción muscular efectiva, manteniendo la integridad de la onda bifásica simétrica.

REFERENCIAS

- [1] M. Andrew Knight, “Programa de rehabilitación física para pacientes con hemiplejía a desarrollar en el hogar”.

- [2] A. L. F. J. da. Costa and Ana. Pascual Fis, “Propuesta de un programa de ejercicios físicos para la rehabilitación de pacientes con afectaciones motrices por accidentes cerebrovasculares,” p. 179, 2000.
- [3] “Accidente cerebrovascular - Síntomas y causas - Mayo Clinic.” [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/stroke/symptoms-causes/syc-20350113>
- [4] “Estadísticas Vitales”.
- [5] “En 2022, al 9-1-1 se han reportado 1.285 eventos cerebrovasculares – Servicio Integrado de Seguridad ECU 911.” Accessed: Dec. 28, 2025. [Online]. Available: <https://www.ecu911.gob.ec/en-2022-al-9-1-1-se-han-reportado-1-285-eventos-cerebrovasculares/>
- [6] “UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE CUENCA CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA”.
- [7] D. A. Castro Pasos, “Diseño de una ortesis inteligente para la evaluación y tratamiento del pie equino.,” 2021.
- [8] J. Velilla Recio, “Diseño e implementación de un sistema de electroestimulación con fines terapéuticos,” 2021.
- [9] “SP 2.0 Estimulador Muscular EMS con Cable | Compex.” [Online]. Available: <https://www.compex.com/es-latam/products/compex-sp-2-0?variant=50987013079373>
- [10] J. Jiménez Sosa and D. A. Peña Villafana, “Diseño de un prototipo Low cost de electroestimulador Tens-Ems orientado a mejorar el proceso de rehabilitación de personas que padecen de enfermedades musculares”.
- [11] M. Á. G. Sánchez *et al.*, “Diseño y generación de un equipo electro-estimulador para aplicación de terapia TENS basado en la plataforma Arduino Uno,” *Brazilian Journal of Development*, vol. 9, no. 7, pp. 22904–22913, Jul. 2023, doi: 10.34117/BJDV9N7-121.
- [12] E. A. R. Quispe and L. R. M. Gonzales, “Diseño y construcción de un electroestimulador para pacientes de fisioterapia,” *Proyecto de grado de La Universidad Mayor de San Andrés, Facultad de Tecnología electrónica y Telecomunicaciones [internet]*, 2014.
- [13] M. Montagud Aguar, “Diseño de un sistema de rehabilitación activa con estimulación eléctrica,” 2017.
- [14] B. Núñez Pérez, J. Plaza, and Á. Pérez, “Diseño y construcción de un electroestimulador para aplicarlo en terapias de rehabilitación del músculo esquelético atrofiado por inmovilización,” *Inge CuC*, 2010.
- [15] M. Castellano and R. G. Bruni, “Electroestimulador para miembro superior controlado por computadora,” 2018.
- [16] R. F. Calderón Flores, “Desarrollo de un sistema portátil de estimulación eléctrica funcional (FES) para pacientes con síndrome de pie caído,” 2019.

- [17] “Tecnología destacada: WalkAide | Hanger Clinic.” [Online]. Available: <https://hangerclinic.com/blog/featured-technology/featured-technology-walkaide/>
- [18] “Walkaide FES – AxioBionics, LLC.” [Online]. Available: <https://www.axiobionics.com/walkaide-fes/>
- [19] “Sistema L300 Go | Movilidad mejorada. Más fácil.” [Online]. Available: <https://www.ottobock.com/en-au/product/28FS300-61057>
- [20] Organización Mundial de la Salud [OMS], “Accidente cerebrovascular.” [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/stroke>
- [21] “¿Cuáles Son Las Secuelas De Un ACV Y Cómo Tratarlas Eficazmente? | Neurología Robótica.” [Online]. Available: <https://neurologiarobotica.com/cuales-son-las-secuelas-de-un-acv/>
- [22] “Secuelas del accidente cerebrovascular: 25 problemas más frecuentes.” Accessed: Feb. 17, 2026. [Online]. Available: https://www.flintrehab.com/es/accidente-cerebrovascular-secuelas/?srsltid=AfmBOored-kAyeDV63m13vIwY2I_LxbQl3calIYe7Ets7S3AfEgTpldA
- [23] “Pie caído | American Stroke Association (Asociación Americana del Derrame Cerebral).” Accessed: Feb. 17, 2026. [Online]. Available: <https://www.stroke.org/es/about-stroke/effects-of-stroke/physical-effects/foot-drop>
- [24] “Pie caído.” Accessed: Feb. 17, 2026. [Online]. Available: <https://www.push.eu/es/lesiones/pie/pie-caido>
- [25] “Estimulación eléctrica funcional (EEF): qué es y usos.” Accessed: Feb. 21, 2026. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/21163-functional-electrical-stimulation-fes>
- [26] “Tipos de contracciones musculares.” Accessed: Feb. 22, 2026. [Online]. Available: <https://fisiolution.com/tipos-de-contracciones-musculares/>
- [27] L. R. Sheffler and J. Chae, “Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation,” *Muscle Nerve*, vol. 35, no. 5, pp. 562–590, May 2007, doi: 10.1002/mus.20758.
- [28] “Eficacia de la electroestimulación neuromuscular (EMS) en la potenciación muscular.” Accessed: Feb. 22, 2026. [Online]. Available: <https://www.fisiocampus.com/eficacia-de-la-electroestimulacion-neuromuscular-ems-en-la-potenciacion-muscular>
- [29] “Introducción a la electroterapia: Dispositivos, ondas y parámetros de la corriente eléctrica.” Accessed: Mar. 02, 2026. [Online]. Available: <https://www.mirandafisioterapia.com/post/introduccion-a-la-electroterapia-dispositivos-ondas-y-parametros-de-la-corriente-electrica>
- [30] “A GUIDE TO THE USE OF ELECTRICAL STIMULATION IN PAEDIATRIC NEURODISABILITY | Association of Paediatric Chartered Physiotherapists.” Accessed:

- Feb. 22, 2026. [Online]. Available: <https://apcp.csp.org.uk/content/guide-use-electrical-stimulation-paediatric-neurodisability>
- [31] “Diferencia entre FES y NMES - Pregunte a los expertos 2517.” Accessed: Feb. 22, 2026. [Online]. Available: <https://www.physicaltherapy.com/ask-the-experts/difference-between-fes-and-nmes-2517>
- [32] “Electroestimulación muscular, parámetros: la Frecuencia (Hz) - Myox.fit ®.” Accessed: Feb. 22, 2026. [Online]. Available: <https://myox.fit/electroestimulacion-muscular-parametros-frecuencia/>
- [33] “¿Cómo funciona la electroestimulación funcional? - TRAINFES.” Accessed: Feb. 23, 2026. [Online]. Available: <https://www.trainfes.cl/blog/como-functiona-la-electroestimulacion-funcional/>
- [34] G. Deley, J. Denuziller, J. M. Casillas, and N. Babault, “One year of training with FES has impressive beneficial effects in a 36-year-old woman with spinal cord injury,” *J. Spinal Cord Med.*, vol. 40, no. 1, p. 107, Jan. 2015, doi: 10.1080/10790268.2015.1117192.
- [35] “USER’S GUIDE Functional Electrical Stimulation System”, Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <http://www.bioness.com/Patents.php>
- [36] “2.4.- La ley de Ohm.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: https://recursos.edu.xunta.gal/sites/default/files/recurso/1464947843/24_la_ley_de_ohm.html
- [37] “Parámetros de electroterapia para el fortalecimiento y coordinación muscular y control motor.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://www.mirandafisioterapia.com/post/parametros-de-electroterapia-para-el-fortalecimiento-y-coordinacion-muscular-y-control-motor?>
- [38] “INTERNATIONAL STANDARD NORME INTERNATIONALE Medical electrical equipment-Part 2-10: Particular requirements for the basic safety and essential performance of nerve and muscle stimulators Appareils électromédicaux-Partie 2-10: Exigences particulières pour...,” 2012, Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: www.iec.ch
- [39] “IEC 60601: Normas para la Seguridad de Productos Médicos.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://www.intertek.es/equipos-medicos/seguridad-iec-60601/>
- [40] “Aislamiento electrico en equipos electromedicos.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://www.calameo.com/read/002227449e6ce9efa8bd2?page=3>
- [41] “Estándares de seguridad normativos para los equipos médicos.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://hospitecnia.com/tecnologia/equipamiento-medico/estandares-seguridad-normativos-equipos-medicos-electricos/>
- [42] “Reeducación de la marcha - Arenas de Mónsul.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://arenasdemonsul.es/reeducacion-de-la-marcha/>

- [43] “Ciclo de Marcha y sus Fases. 3 Medición de Parámetros de la Marcha... | Descargar Diagrama Científico.” Accessed: Mar. 02, 2026. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Ciclo-de-Marcha-y-sus-Fases-3-Medicion-de-Parametros-de-la-Marcha-Humada_fig1_321492779
- [44] S. J. Abbas and Z. M. Abdulhassan, “Kinematic analysis of human climbing up and down stairs at different inclinations,” *Eng Tech Journal, Part A*, vol. 31, no. 8, pp. 1556–1566, 2013.
- [45] “Qué es dorsiflexión: definición médica. Diccionario CUN.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/dorsiflexion>
- [46] “Archivo:1123 Muscles of the Leg that Move the Foot and Toes a esp.png - Wikipedia, la enciclopedia libre.” Accessed: Mar. 02, 2026. [Online]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Archivo:1123_Muscles_of_the_Leg_that_Move_the_Foot_and_Toos_a_esp.png
- [47] “El FES implantado mejora la marcha en casos de pie equino.” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://cuidateplus.marca.com/enfermedades/neurologicas/2007/07/11/fes-implantado-mejora-marcha-casos-pie-equino-14035.html>
- [48] “Electrode Placement for Ankle Dorsiflexion - YouTube.” Accessed: Mar. 02, 2026. [Online]. Available: https://www.youtube.com/watch?v=v_3NqHcuxjo
- [49] H. Sampieri, R. Fernández Collado, and C. Baptista Lucio, “METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN,” 2004.
- [50] S. Chasipanta, D. Jazmin, O. Vergara, M. Stayner Métodos, and Y. T. De Investigación, “CEVALLOS VEINTIMILLA ALICIA FABIOLA POLO LUNA ERNESTO FABRICIO”.
- [51] M. E. Cortés, C. Miriam, and I. León, “UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARMEN Colección Material Didáctico 10 Generalidades sobre Metodología de la Investigación”.

ANEXOS

Anexo 1. Entrevistas realizadas

Entrevista realizada a Lic. Camila Espinosa de la Clínica de Rehabilitación Neurorrehabilitación Imbabura

- **¿Cuál es la terapia de electroestimulación recomendada para un paciente en rehabilitación de dorsiflexión post-ACV; FES, TENS, EMS? ¿Por qué?**

FES combina fortalecimiento muscular con reeducación neurológica.

- **¿Cuál es el rango de frecuencia recomendada para la estimulación eléctrica en pacientes con problemas de dorsiflexión?**

20 – 50 Hz.

- **¿Qué tiempo de rampa se usa al electroestimar?**

0.5 a 2s rampa subida/bajada

- **¿Qué rango de duración de pulso (μ s) utiliza normalmente para la estimulación en pacientes con dificultades de dorsiflexión?**

200 – 400 μ s.

- **¿Cuál es el rango de corriente mA recomendable para rehabilitación de dorsiflexión?**

10-40 mA

- **¿Cuál es la forma de onda recomendada a utilizar en la estimulación para la dorsiflexión? ¿Bifásica simétrica, asimétrica o alguna otra?**

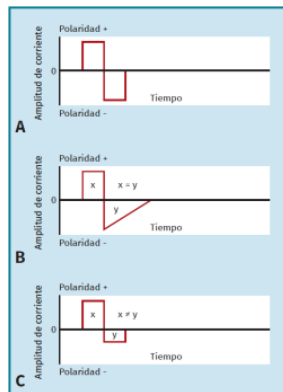


Figura 12. Corrientes pulsadas A: bifásica simétrica; B: asimétrica equilibrada; y C: asimétrica desequilibrada. Tomada de: Cameron MH. Agentes físicos en rehabilitación. Práctica basada en la evidencia. 5.^a ed. Elsevier; 2018.

- **¿Qué tipo de electrodos son más recomendables para terapia de electroestimulación?**

Reutilizables

- **¿Qué tamaño de electrodos se recomienda usar en los tratamientos para dorsiflexión y por qué?**

La norma de dispositivos médicos menciona que se debe aplicar $2\text{mA} \times \text{cm}^2$.

Basado en las recomendaciones, se obtiene lo siguiente:

$$5 \times 5 = 25 \text{ cm}, 2\text{mA} \times 25 = 50\text{mA}$$

Electrodos de 5x5cm

- **¿En qué zonas específicas coloca los electrodos para mejorar la dorsiflexión?**

Músculo tibial anterior y tibial o pantorrilla o posterior peroneo.

Depende del área donde la persona necesite la estimulación.

- **¿Para realizar el movimiento de la marcha, es correcto el envío de un solo pulso o es necesario un tren de pulsos?**

Tren de pulsos.

- **Tiempo de aplicación recomendada de tren de pulsos**

Se aplican trenes 2 a 8 segundos, dependiendo de la fase de la marcha on.

O un tren de 4 a 6 segundos on, y 6 a 10s off.

- **¿Cuánto tiempo suele durar una sesión de estimulación eléctrica para dorsiflexión en promedio?**

Por ciclos por fisioterapeuta de 15 a 30 min 20 a 45 de marcha asistida.

- **¿Cuáles son las precauciones que se toman para evitar posibles efectos adversos, como irritación de la piel o sobrecarga muscular, durante la estimulación?**

Limpieza de zona y si hay posibilidad, depilación.

Criterios y restricciones tomados en cuenta junto a fisioterapeuta

Seguridad

Fácil usabilidad

Portátil

Parámetros ajustables

No invasivo

Costo

Entrevista realizada a la Magister Verónica Potosí, docente de la carrera de fisioterapia de la Universidad Técnica del Norte

- **¿Cuál es la terapia de electroestimulación recomendada para un paciente en rehabilitación de dorsiflexión post-ACV; FES, TENS, EMS? ¿Por qué?**

Específico con la frecuencia, diferencia de forma de la onda.

- **¿Cuál es el rango de frecuencia recomendada para la estimulación eléctrica en pacientes con problemas de dorsiflexión?**

20 – 60 Hz

- **¿Qué tiempo de rampa se usa al electroestimular?**

Cuánto tiempo tarda en hacer la dorsiflexión voluntaria. Depende del paciente

- **¿Qué rango de duración de pulso (μ s) utiliza normalmente para la estimulación en pacientes con dificultades de dorsiflexión?**

200 – 400/500 μ s.

- **¿Cuál es el rango de corriente mA recomendable para rehabilitación de dorsiflexión?**

Intensidad del paciente, ejemplo, de 2 a 3mA, sensibilidad del paciente.

20-40 cuando hay problema de interrupción en tejido.

- **¿Cuál es la forma de onda recomendada a utilizar en la estimulación para la dorsiflexión? ¿Bifásica simétrica, asimétrica o alguna otra?**

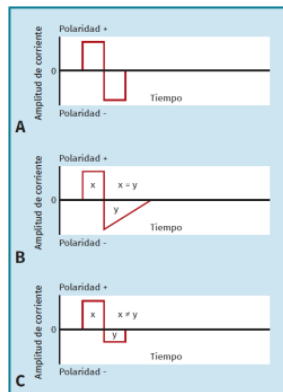


Figura 12. Corrientes pulsadas A: bifásica simétrica;

Mejor opción para rehabilitación muscular, el resto es para tratar el dolor.

B: asimétrica equilibrada; y C: asimétrica desequilibrada. Tomada de: Cameron MH. Agentes físicos en rehabilitación. Práctica basada en la evidencia. 5.^a ed. Elsevier; 2018.

- **¿Qué tipo de electrodos son más recomendables para terapia de electroestimulación?**

Gel, para localizar los puntos motores.

- **¿Qué tamaño de electrodos se recomienda usar en los tratamientos para dorsiflexión y por qué?**

2.5 Colocado en el punto motor

5x5 Tendón del tibial

No hay problema en que sean más pequeños, el peligro existe cuando se trata de corriente monofásica.

- **¿En qué zonas específicas coloca los electrodos para mejorar la dorsiflexión?**

Muscular, tibial anterior.

Técnica de colocación de electrodos, bipolar con polaridad activa.

- **¿Para realizar el movimiento de la marcha, es correcto el envío de un solo pulso o es necesario un tren de pulsos?**

Tren de pulsos, en función al paciente.

- **Tiempo de aplicación recomendada de tren de pulsos**

Análisis de tiempo que tarda en hacer dorsiflexión.

El período de pausa dura el doble del tiempo de contracción para evitar fatiga.

- **¿Cuánto tiempo suele durar una sesión de estimulación eléctrica para dorsiflexión en promedio?**

No puede pasar de 30 minutos, por riesgo de fatiga

- **¿Cuáles son las precauciones que se toman para evitar posibles efectos adversos, como irritación de la piel o sobrecarga muscular, durante la estimulación?**

Limpieza de zona, depilación opcional y que la piel se encuentre libre de aceites

Electrodos personales.

Recomendación

Estimulación dentro del tren de pulsos.

Criterios y restricciones tomados en cuenta junto a fisioterapeuta

Seguridad (Paro de emergencia)

Fácil usabilidad

Portátil

Parámetros ajustables

No invasivo

Anexo 2. Encuestas realizadas a los participantes del estudio

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Kevin Chuquin

Fecha: 19/02/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

El prototipo + genero una sensación de hormigueo
mientras el prototipo comercial fue más
fuerte como pinchazos.

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 4

Equipo comercial: 1

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 5

Equipo comercial: 2

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

El primero o el prototipo por que es menos
agresivo.

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

Hormigueo en el antebrazo

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Al nivel intermedio

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Fue más irritante al pasar los segundos

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Lara Cruz Steven Ismael **Fecha:** 19/2/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

Con el prototipo sentí vibración, con el equipo comercial sentí un poco de molestia.

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 5

Equipo comercial: 3

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 5

Equipo comercial: 2

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

Elijo el prototipo, no me produjo ninguna incomodidad.

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

Ninguna

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Al nivel máximo

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Constante

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Sebastián Pambaguita

Fecha: 19/02/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

Senti vibración y hormigueo, con el modelo prototipo de tesis fue mas
comoda la sensación que con el dispositivo comercial

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 4

Equipo comercial: 1

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 4

Equipo comercial: 1

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

El prototipo, por que se puede regular la tensión y la frecuencia
pero sentime cómodo

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

No, me siento (comd) cómodo

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

A un nivel alto de tensión

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Fue constante durante toda la prueba

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Ariel Checa

Fecha: 19/02/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

Con el primero se sintió mucho mejor y que se puede pasar más desapercibido que el comercial, el comercial se siente mucho más brusco e intenso, siendo más incómodo y se pasa menos desapercibido.

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 4

Equipo comercial: 2

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 2

Equipo comercial: 5

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

Usaría el prototipo por ser más cómodo y menos brusco que el comercial

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

con el comercial lo sentí un poquito de molestia al terminar

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Lo empecé a sentir en un nivel intermedio

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Con el comercial se sintió irritante desde el inicio

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Bryan Jesus Tenda yamo Sepala **Fecha:** 19/08/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

Prototipo: vibración suave

Equipo Comercial: pulsaciones fuertes

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 5

Equipo comercial: 3

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 5

Equipo comercial: 3

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

Prototipo- Es más cómodo

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

No

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Prototipo: nivel alto

Equipo Comercial: nivel bajo

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Constante

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: José Martín Valles Braganza

Fecha: 16/02/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

El dispositivo comercial fue mucho más agresivo y, aunque no llegó a existir molestias si se sintió cierta incomodidad en cuanto a la intensidad. El prototipo fue bastante más cómodo, sintiéndose como máximo un hormigueo leve.

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 5

Equipo comercial: 1

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 4

Equipo comercial: 2

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

El prototipo, ya que al no generar incomodidades muy notorias, sería ideal para un uso prolongado.

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

Sin molestias residuales con ninguno de los dos.

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Con el comercial a partir de los dos últimos niveles. Con el prototipo a partir del último.

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Con el comercial, a medida que subía el nivel, la sensación se volvió más irritante. Con el prototipo no llegó a existir molestia.

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Marco David Terán Biazales

Fecha: / /2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

Si sentí una diferencia en el primer dispositivo la sensación de hormigueo y vibración corrió por la zona del brazo y en el segundo una sensación de una vibración más fuerte pero aceptable.

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 3

Equipo comercial: 4

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 5

Equipo comercial: 3

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

El segundo ya que este causa más vibración en los músculos y en lo personal con otros elementos de terapia funcionaría mejor.

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

La verdad no, toda la experiencia es en el momento pero nada de molestia realmente.

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Podríamos decir una intensidad regular.

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Por los primeros 2 segundos parecía que se subió de una la velocidad pero luego el aparato se regula.

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Luis Marcelo Chiriboga Terán

Fecha: 19/02/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

La vibración sentí aceptable, para la parte del hormigueo cuando subió la frecuencia aumentó el hormigueo pero de igual manera estuvo aceptable y para los pinchazos no tuve inconvenientes.

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 5

Equipo comercial: 5

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 4

Equipo comercial: 4

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

Eligiría el prototipo ya que tiene mayor nivel de regulación y es mas aceptable para las personas.

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

No sentí ninguno de los dos.

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

En nivel alto comencé a sentir la vibración fuerte y un poco de picor, por lo tanto si se ~~sintió~~ sintió la intensidad.

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

sentí que constantemente estuvo aceptable las pruebas, cuando se aumentó la intensidad el brazo comenzó a picar pero poco.

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Yeremi Morejón

Fecha: 19/02/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

Se siente un hormigueo ligero que se extiende desde el
antebrazo o hasta donde se ponga los electrodos y
finaliza en la punta de los dedos.

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 4

Equipo comercial: 5

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 5

Equipo comercial: 3

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

Elegiría el prototipo porque es más suave y cumple
su función.

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

No se presentó molestia en ninguno.

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Desde que se inició en la tensión y frecuencia más baja.

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Se mantuvo constante y cómodo siempre.

Encuesta de experiencia de usuario

Proyecto: Prototipo rehabilitador de asistencia de dorsiflexión para ascenso de gradas

Participante: Andrés Grijalva

Fecha: 19/02/2026

1. Percepción de la Sensación

¿Cómo describiría la sensación de cada dispositivo?

Describe qué sintió con cada dispositivo (ej: vibración, hormigueo, pinchazos) y si notó alguna diferencia en la "textura" de la corriente al comparar ambos.

Se sintió la sensación de hormigueo

2. Evaluación de Confort

Suavidad: En una escala del 1 (muy áspero/agresivo) al 5 (muy suave), ¿cómo califica cada uno?

Prototipo: 5

Equipo comercial: 5

Sensación de Picor: ¿Qué tanta sensación de irritación sintió durante la prueba? (1: Mucha irritación, 5: Nada de irritación).

Prototipo: 5

Equipo comercial: 5

3. Preferencia Personal

Si tuviera que usar uno de estos dispositivos para una terapia extendida, ¿cuál elegiría y por qué?

El prototipo rehabilitador porque la sensación es mucho mejor.

¿Siente alguna molestia residual o enrojecimiento en el antebrazo tras retirar los electrodos de alguno de los dos?

No, ninguno

- ¿A qué nivel de intensidad aproximadamente comenzó a percibir el estímulo?

Nivel intermedio

- Durante el tiempo que duró la prueba, ¿la sensación se mantuvo constante o sintió que se volvía más irritante con el paso de los segundos?

Se mantuvo constante

Anexo 3. Programación en Arduino IDE

```
// ===== CONFIG =====
const uint8_t pinA = 9;
const uint8_t pinB = 10;
const uint8_t botonUp = 2;
const uint8_t botonDown = 3;

// ===== FSR =====
const uint8_t pinFSR = A0;
const int FSR_UMBRAL = 200;    // Para resistencia 100k
bool permitirSalida = false;

// ===== FRECUENCIA =====
int freq = 20;    // Hz (20 a 60)
unsigned long halfPeriod_us = 0;

// ===== ANTIREBOTE =====
const unsigned long DEBOUNCE_MS = 180;
unsigned long lastBtnMs = 0;

// ===== SALIDA RÁPIDA =====
#define A_HIGH() (PORTB |= _BV(PB1))
#define A_LOW() (PORTB &= ~_BV(PB1))
#define B_HIGH() (PORTB |= _BV(PB2))
#define B_LOW() (PORTB &= ~_BV(PB2))
#define BOTH_LOW() do { A_LOW(); B_LOW(); } while (0)

// ===== ESTADO =====
bool estadoA = true;
unsigned long tLastToggle = 0;

// ===== FUNCIONES =====
void actualizarPeriodo() {
    halfPeriod_us = 1000000UL / (2UL * (unsigned long)freq);
}

void leerBotones() {
    unsigned long nowMs = millis();
    if (nowMs - lastBtnMs < DEBOUNCE_MS) return;

    if (digitalRead(botonUp) == LOW) {
        if (freq < 60) freq += 5;
        actualizarPeriodo();
        lastBtnMs = nowMs;
    }
}
```

```

    if (digitalRead(botonDown) == LOW) {
        if (freq > 20) freq -= 5;
        actualizarPeriodo();
        lastBtnMs = nowMs;
    }
}

void leerFSR() {
    int fsrValue = analogRead(pinFSR);

    if (fsrValue < FSR_UMBRAL) {
        permitirSalida = true;    // pie al aire
    } else {
        permitirSalida = false;    // apoyo
        BOTH_LOW();
    }
}

// ===== SETUP =====
void setup() {
    pinMode(pinA, OUTPUT);
    pinMode(pinB, OUTPUT);
    BOTH_LOW();

    pinMode(botonUp, INPUT_PULLUP);
    pinMode(botonDown, INPUT_PULLUP);
    pinMode(pinFSR, INPUT);

    actualizarPeriodo();
    tLastToggle = micros();
}

// ===== LOOP =====
void loop() {
    leerBotones();
    leerFSR();

    if (!permitirSalida) {
        BOTH_LOW();
        return;
    }

    unsigned long now = micros();

```

```

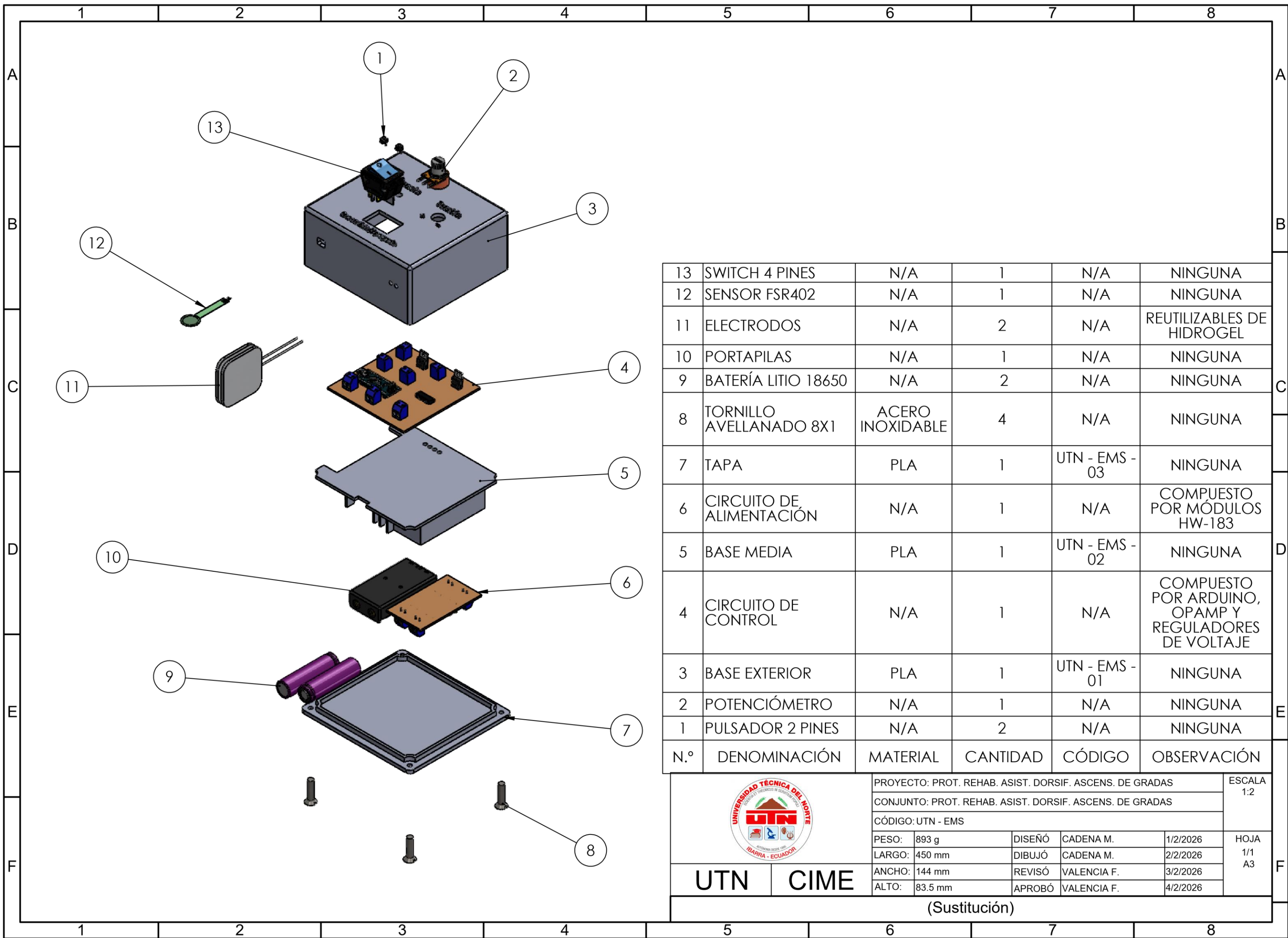
if ((unsigned long)(now - tLastToggle) >= halfPeriod_us) {
    tLastToggle = now;

    if (estadoA) {
        A_HIGH();
        B_LOW();
    } else {
        B_HIGH();
        A_LOW();
    }

    estadoA = !estadoA;
}
}

```

Anexo 4. Planos de estructura 3D



13	SWITCH 4 PINES	N/A	1	N/A	NINGUNA
12	SENSOR FSR402	N/A	1	N/A	NINGUNA
11	ELECTRODOS	N/A	2	N/A	REUTILIZABLES DE HIDROGEL
10	PORTAPILAS	N/A	1	N/A	NINGUNA
9	BATERÍA LITIO 18650	N/A	2	N/A	NINGUNA
8	TORNILLO AVELLANADO 8X1	ACERO INOXIDABLE	4	N/A	NINGUNA
7	TAPA	PLA	1	UTN - EMS - 03	NINGUNA
6	CIRCUITO DE ALIMENTACIÓN	N/A	1	N/A	COMPUESTO POR MÓDULOS HW-183
5	BASE MEDIA	PLA	1	UTN - EMS - 02	NINGUNA
4	CIRCUITO DE CONTROL	N/A	1	N/A	COMPUESTO POR ARDUINO, OPAMP Y REGULADORES DE VOLTAJE
3	BASE EXTERIOR	PLA	1	UTN - EMS - 01	NINGUNA
2	POTENCIÓMETRO	N/A	1	N/A	NINGUNA
1	PULSADOR 2 PINES	N/A	2	N/A	NINGUNA
N.º	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	CÓDIGO	OBSERVACIÓN

PROYECTO: PROT. REHAB. ASIST. DORSIF. ASCENS. DE GRADAS

CONJUNTO: PROT. REHAB. ASIST. DORSIF. ASCENS. DE GRADAS

CÓDIGO: UTN - EMS

ESCALA
1:2

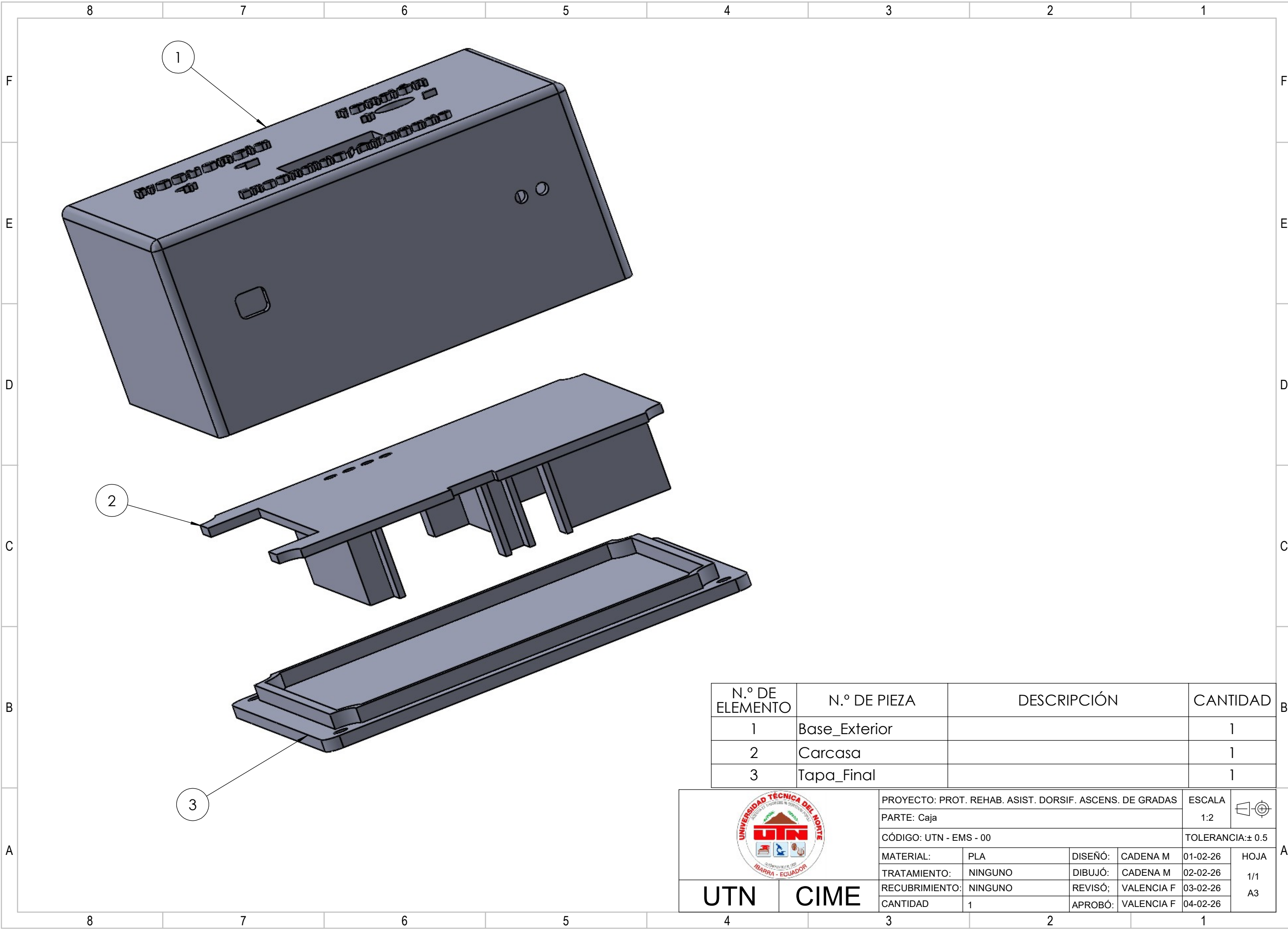
HOJA
1/1
A3

PESO:	893 g	DISEÑO	CADENA M.	1/2/2026
LARGO:	450 mm	DIBUJÓ	CADENA M.	2/2/2026
ANCHO:	144 mm	REVISÓ	VALENCIA F.	3/2/2026
ALTO:	83.5 mm	APROBÓ	VALENCIA F.	4/2/2026

UTN

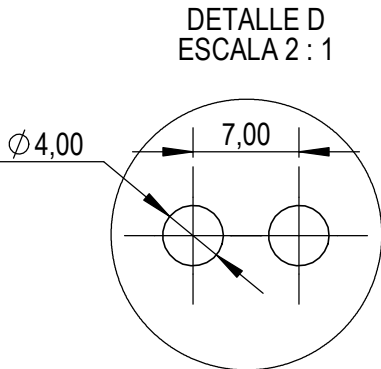
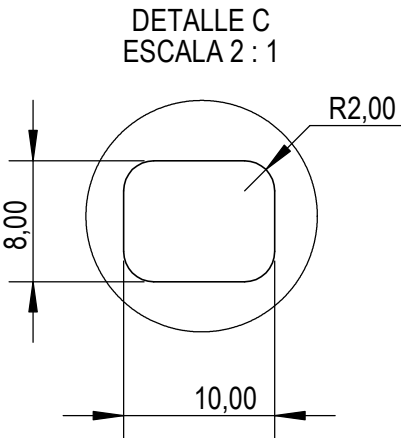
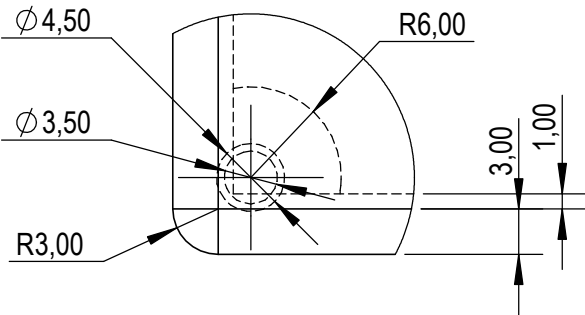
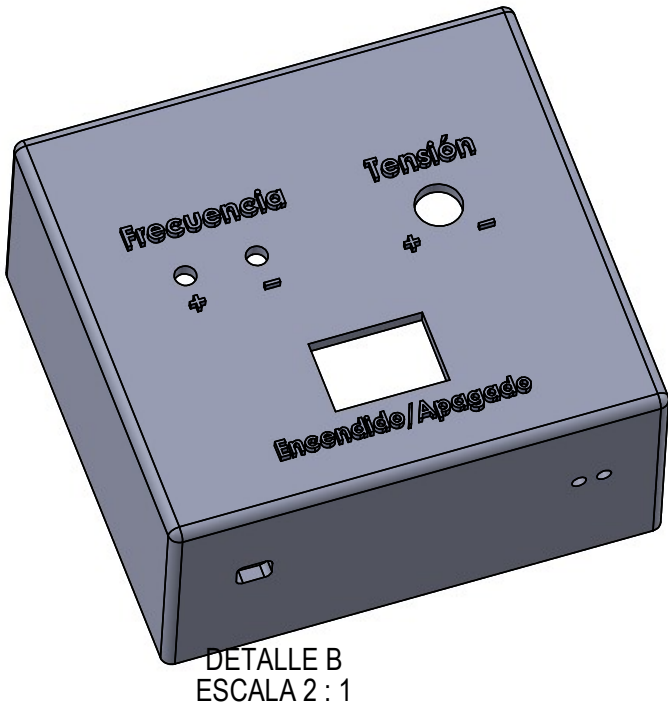
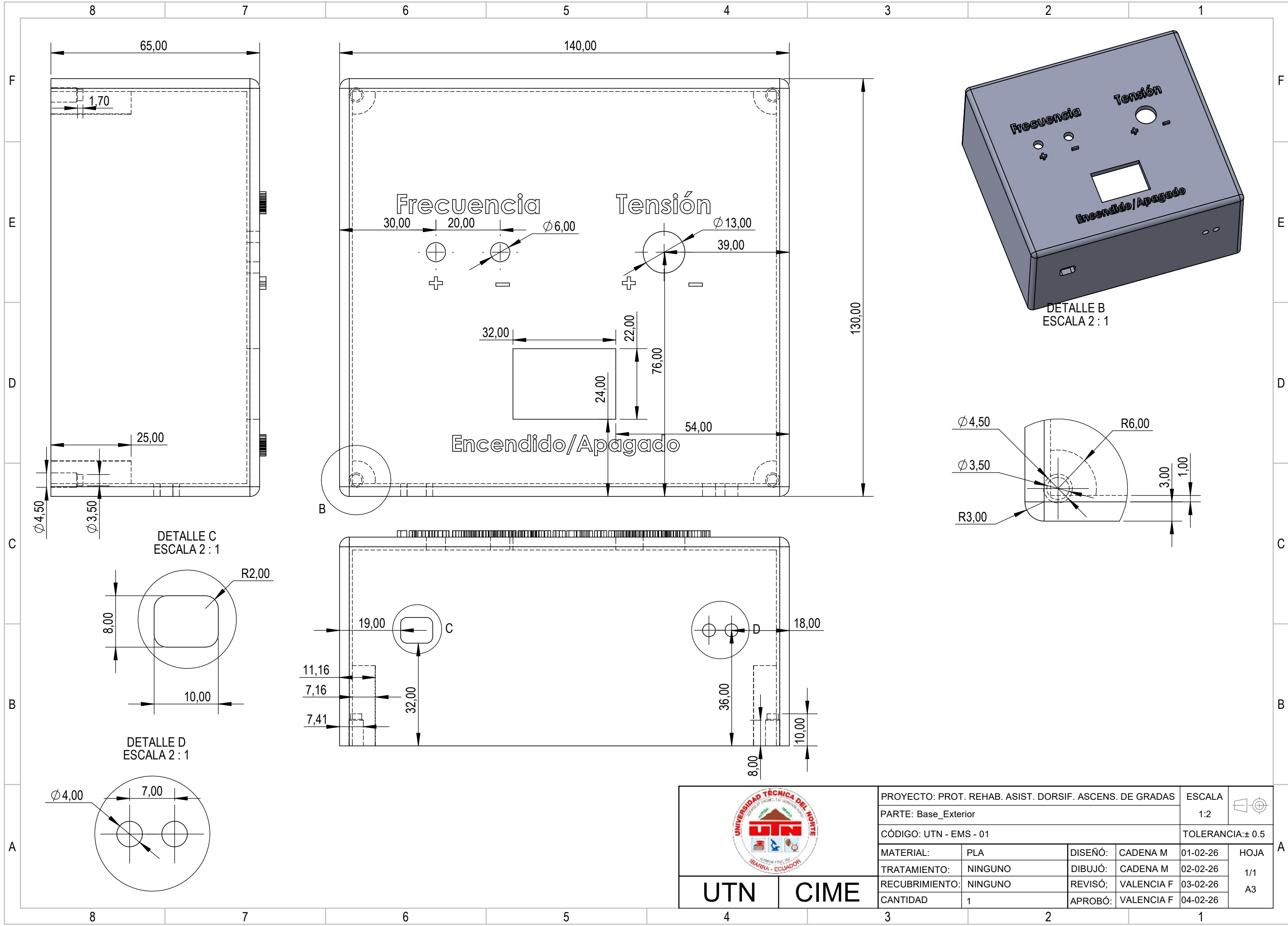
CIME

(Sustitución)



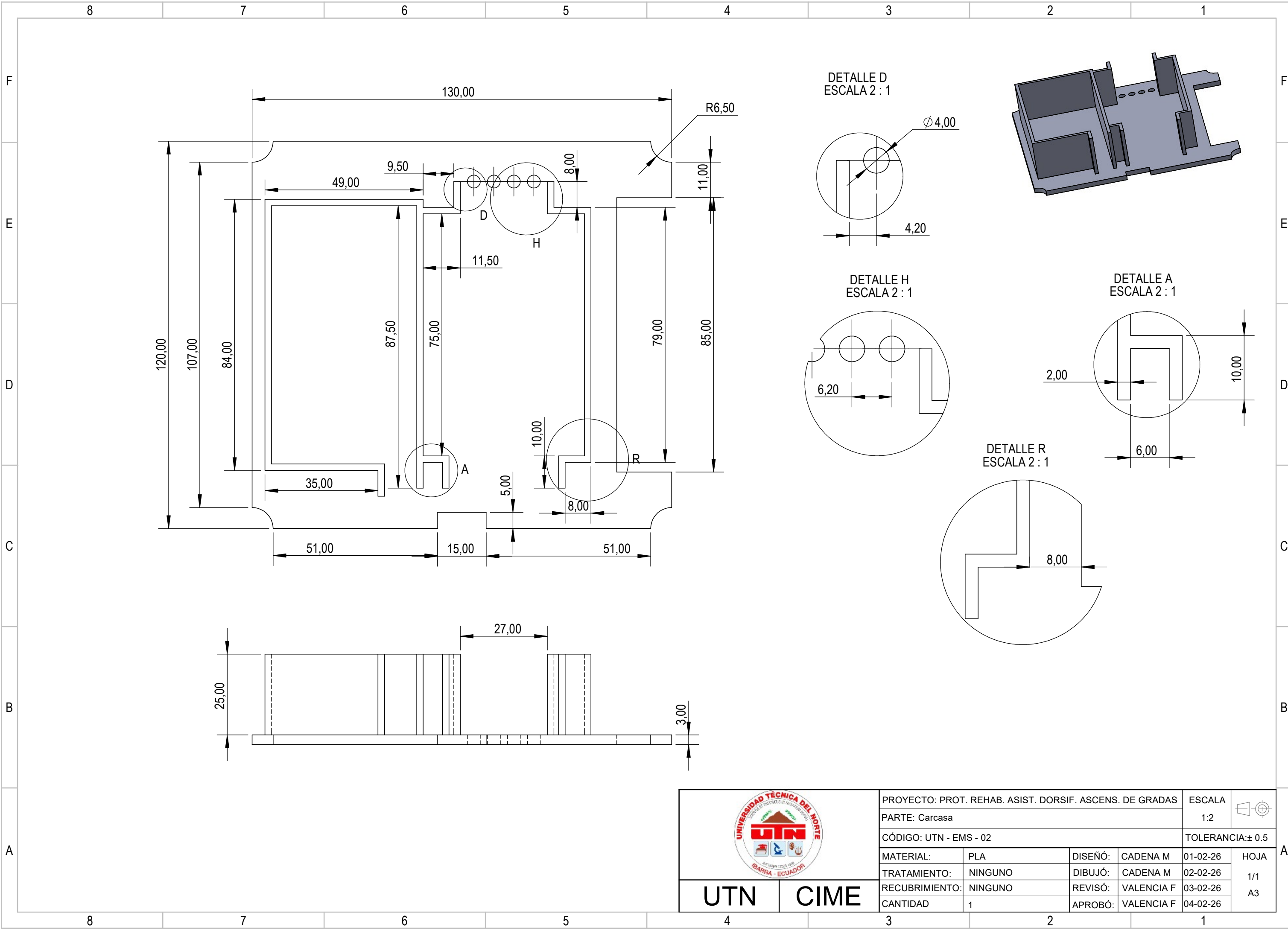
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Base_Exterior		1
2	Carcasa		1
3	Tapa_Final		1

	PROYECTO: PROT. REHAB. ASIST. DORSIF. ASCENS. DE GRADAS				ESCALA	
	PARTE: Caja				1:2	
	CÓDIGO: UTN - EMS - 00				TOLERANCIA:± 0.5	
	MATERIAL:	PLA	DISEÑO:	CADENA M	01-02-26	HOJA 1/1 A3
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	CADENA M	02-02-26	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	03-02-26		
CANTIDAD	1	APROBÓ:	VALENCIA F	04-02-26		
UTN	CIME					



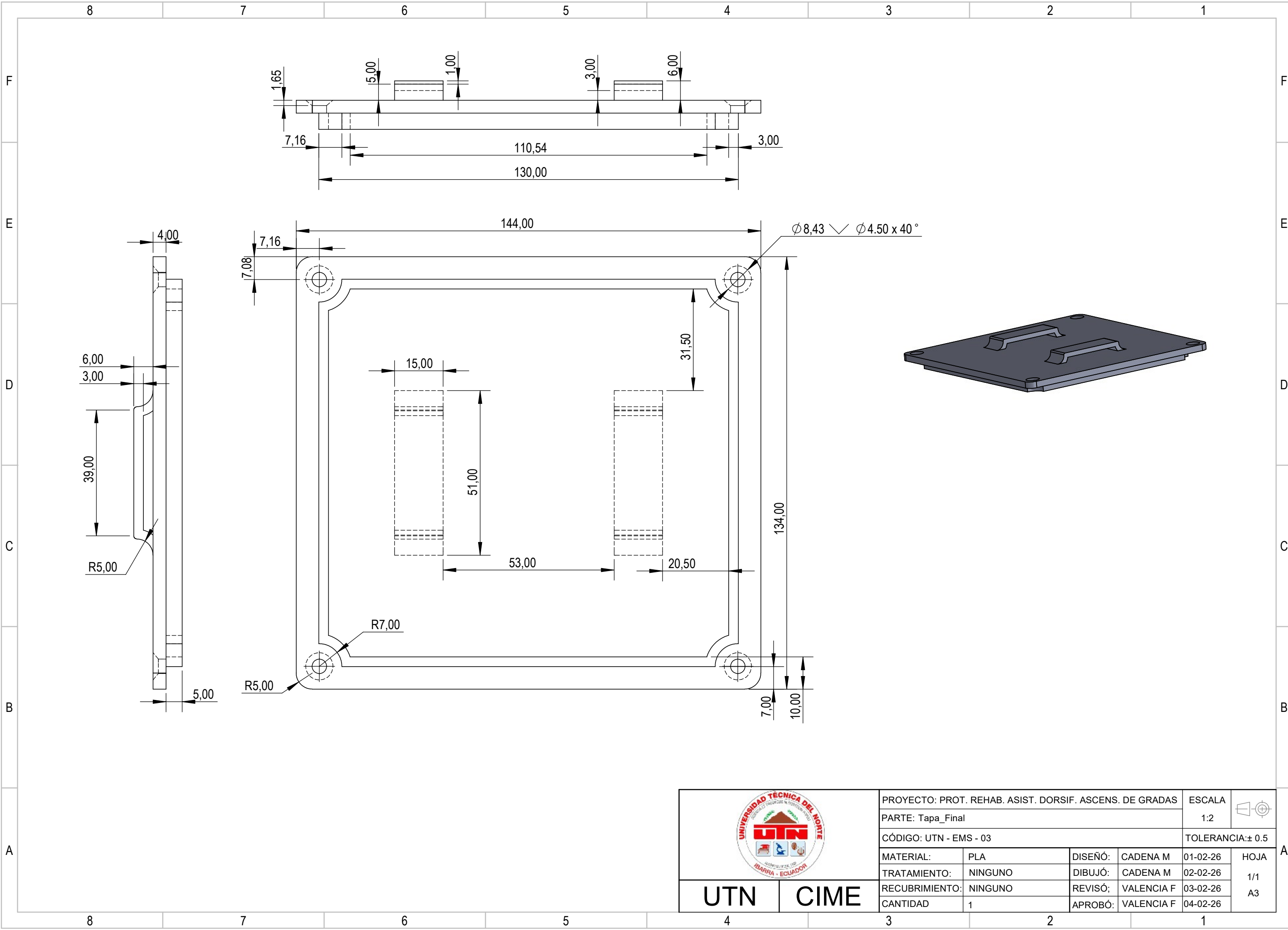
	PROYECTO: PROT. REHAB. ASIST. DORSIF. ASCENS. DE GRADAS				ESCALA	
	PARTE: Base_Exterior				1:2	
	CÓDIGO: UTN - EMS - 01				TOLERANCIA:± 0.5	
	MATERIAL:	PLA	DISEÑO:	CADENA M	01-02-26	HOJA 1/1 A3
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	CADENA M	02-02-26	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	03-02-26		
CANTIDAD	1	APROBÓ:	VALENCIA F	04-02-26		

UTN CIME



	PROYECTO: PROT. REHAB. ASIST. DORSIF. ASCENS. DE GRADAS				ESCALA	
	PARTE: Carcasa				1:2	
	CÓDIGO: UTN - EMS - 02				TOLERANCIA:± 0.5	
	MATERIAL:	PLA	DISEÑO:	CADENA M	01-02-26	HOJA 1/1 A3
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	CADENA M	02-02-26	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	03-02-26		
CANTIDAD	1	APROBÓ:	VALENCIA F	04-02-26		

UTN CIME



		PROYECTO: PROT. REHAB. ASIST. DORSIF. ASCENS. DE GRADAS				ESCALA	
		PARTE: Tapa_Final				1:2	
		CÓDIGO: UTN - EMS - 03				TOLERANCIA:± 0.5	
		MATERIAL:	PLA	DISEÑO:	CADENA M	01-02-26	HOJA 1/1 A3
		TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	CADENA M	02-02-26	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	VALENCIA F	03-02-26			
CANTIDAD	1	APROBÓ:	VALENCIA F	04-02-26			
UTN		CIME					

UTN CIME