



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO
CARRERA DE BIOMEDICINA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE
RODILLA Y TOBILLO**

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:

INGENIERAS BIOMÉDICAS

AUTOR: MICAELA ABIGAIL RECALDE VALLADARES

DENISSE MIKCAELA TAMAYO GUANANGUI

TUTOR: Msc. MICAELA NATALY VILLA ROSERO

Quito- Ecuador

2024

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotras, Micaela Abigail Recalde Valladares con documento de identificación N° 1719473108 y Denisse Mikcaela Tamayo Guanangui con documento de identificación N° 1724440548 manifestamos que:

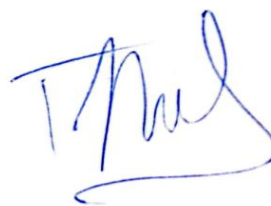
Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 31 de julio del año 2024

Atentamente,



Micaela Abigail Recalde Valladares
1719473108



Denisse Mikcaela Tamayo Guanangui
1724440548

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

Nosotras, Micaela Abigail Recalde Valladares con documento de identificación N° 1719473108 y Denisse Mikcaela Tamayo Guanangui con documento de identificación N° 1724440548, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Artículo científico: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE RODILLA Y TOBILLO, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingenieros en Biomedicina en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Quito, 31 de julio del año 2024

Atentamente,



Micaela Abigail Recalde Valladares
1719473108



Denisse Mikcaela Tamayo
Guanangui 1724440548

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Micaela Nataly Villa Rosero con documento de identificación N° 0302002977, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE RODILLA Y TOBILLO, realizado por Micaela Abigail Recalde Valladares con documento de identificación N°. 1719473108 y por Micaela Abigail Recalde Valladares con documento de identificación N°. 1724440548, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción proyecto técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 31 de julio del año 2024

Atentamente,



Ing. Micaela Nataly Villa Rosero MSc

0302002977

Dedicatoria

A mi tío, Rodrigo Recalde, estuviste presente en mi mente durante todo este proyecto, se que te hubiera encantado ayudarnos, te amo infinitamente, un beso al cielo; a mis padres, hermano y sobrina, gracias por existir, son mi motivo a seguir. A mi, estoy orgullosa de haberlo logrado con el corazón roto muchas veces pero el espíritu intacto.

Micaela Recalde

Dedicatoria

A mi padre, quien me enseñó la importancia del estudio y que las oportunidades se crean; a mi madre, quien nunca dejó de apoyarme, siempre confió en mí y me brindó una voz y un abrazo de aliento; a mis hermanas, por ser un apoyo incondicional; a mis sobrinos, que son mi motor para seguir adelante; y a mis ángeles en el cielo, que me han acompañado en todo este camino desde lejos.

Este trabajo no habría sido posible sin su apoyo y amor.

Mikcaela Tamayo

Resumen

Este trabajo de investigación aborda el desarrollo y creación de un dispositivo para la rehabilitación de rodilla y tobillo diseñado para adultos mayores con riesgo de sarcopenia. El proyecto abarca todas las etapas, desde el desarrollo conceptual hasta la implementación y evaluación del mecanismo rehabilitador. Se creó un dispositivo de rehabilitación para rodilla y tobillo con el objetivo de aumentar la movilidad y seguridad en las piernas de los pacientes. Se emplearon herramientas como el CAD (Diseño Asistido por Computadora) y CAE (Ingeniería Asistida por Ordenador) para crear un mecanismo diseñado con precisión y capacidad de adaptarse a las necesidades individuales de cada paciente. Posteriormente, se procedió a fabricar y armar el dispositivo, garantizando que cumpla con los niveles requeridos de calidad y resistencia para su empleo confiable y eficaz. Finalmente, se realizaron pruebas clínicas y estudios de caso para validar su eficacia en la rehabilitación de pacientes con sarcopenia, recolectando datos que ayudaran a mejorar el diseño y funcionamiento. El objetivo es ofrecer una herramienta innovadora y eficiente para mejorar la capacidad motora y calidad de vida de los adultos mayores.

Palabras clave: Anciano, Biomecánica, Fisioterapeutas, Prototipo, Rehabilitación, Robot, Sarcopenia.

Abstract

This research work addresses the development and creation of a knee and ankle rehabilitation device designed for older adults at risk of sarcopenia. The project covers all stages from conceptual development to implementation and evaluation of the rehabilitative mechanism. A knee and ankle rehabilitation device was created with the aim of increasing mobility and safety in patients' legs. Tools such as CAD (Computer Aided Design) and CAE (Computer Aided Engineering) were used to create a precisely designed mechanism capable of adapting to the individual needs of each patient. The device was then manufactured and assembled, ensuring that it meets the required levels of quality and strength for reliable and effective use. Finally, clinical trials and case studies were conducted to validate its effectiveness in the rehabilitation of patients with sarcopenia, collecting data to help improve the design and operation. The aim is to offer an innovative and efficient tool to improve the motor capacity and quality of life of older adults.

Keywords: Elderly, Biomechanics, Physiotherapists, Prototype, Rehabilitation, Robot, Sarcopenia.

Contenido

Resumen	III
1. Introducción	1
2. Fundamentos Teóricos	3
2.1. Rehabilitación	3
2.1.1. Tipos de Rehabilitación	4
2.1.2. Rehabilitadores	4
2.2. Biomecánica	5
2.2.1. Articulación de la Rodilla	6
2.2.2. Articulación del Tobillo	9
2.3. Dispositivos Médicos	10
2.3.1. Terapia asistida por robots	11
2.4. Sarcopenia	12
2.4.1. Tratamiento	12
3. Marco Metodológico	13
3.1. Condiciones de diseño	14
3.1.1. Análisis Estático	15
3.2. Diseño del dispositivo	20
3.3. Elección de materiales	21
3.3.1. Ensamble del prototipo	23
3.4. Construcción del prototipo	24
3.4.1. Integración de elementos electrónicos	24
3.4.2. Programación de movimientos	28
3.4.3. Esquema del programa	29
3.4.4. Programa en Arduino	31
4. Análisis y Resultados	35
4.1. Presentación de resultados	35
4.1.1. Sección 1	35
4.1.2. Sección 2.1	38
4.1.3. Sección 2.2	41
4.1.4. Sección 3	44
4.1.5. Sección 4	47

5. Conclusiones y recomendaciones	49
5.1. Conclusiones	49
5.2. Recomendaciones	49
A. Anexo: Planos	51
B. Anexo:Esquema del Circuito	59
C. Anexo:Placa PCB Circuito	60
D. Anexo:Código de Arduino	61
E. Anexo:Consentimiento Informado	69
F. Anexo: Encuesta de Satisfacción	72
Bibliografía	75

1. Introducción

En los últimos años se han desarrollado nuevas tecnologías relacionadas con rehabilitadores ayudando a pacientes neurológicos, siendo un soporte para los fisioterapeutas en la ejecución de ejercicios de rehabilitación convencional, además en sesiones largas los entrenamientos resultan consistentes y con mediciones precisas, permitiendo a los usuarios monitorear detalladamente los patrones de marcha deseados y posiblemente acelerando el proceso de recuperación [1]. La empresa suiza Hocoma creó el robot exoesqueleto de reducción de peso llamado Lokomat, que se usa para rehabilitar la marcha en una cinta rodante. Durante el proceso de rehabilitación, este dispositivo impacta en la marcha del paciente y modifica los patrones de movimiento [2]. En otro estudio un robot Hybrid Assistive Limb (HAL) fue creado en Japón gracias a una asociación entre la Universidad de Tsukuba y Cyberdyne Inc. con múltiples usos, incluyendo rehabilitación, asistencia a personas mayores en sus actividades diarias, ayuda en tareas pesadas, respaldo en operaciones de rescate y entretenimiento. Además, la NASA, a través del Centro Espacial Johnson, en colaboración con el IHMC, ha creado el robot exoesqueleto de extremidades inferiores MINA. Este dispositivo, conocido como una órtesis robótica, está diseñado para asistir y rehabilitar a personas con paraplejía y paraparesia a mejorar su movilidad en las piernas[3].

T. Ikehara [4], encabezó un grupo que diseñó un dispositivo de asistencia para caminar destinado a mejorar la movilidad de personas mayores con limitaciones físicas. AssistON-Gait es un robot especializado en recuperación del equilibrio y entrenamiento de marcha para individuos con discapacidades en extremidades inferiores.

En el Ecuador, según especialistas del Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín cuentan con exoesqueleto lokomat y otro tipo de exoesqueletos para rehabilitación, estos se centran únicamente en pacientes neurológicos, lo que excluye a personas de la tercera edad, específicamente aquellos que podrían padecer sarcopenia.

A partir de los 50 años en Ecuador, la tasa en el Hospital de Especialidades Teodoro Maldonado Carbo (HTMC), se tratan tres pacientes por semana con esta condición en las áreas especializadas correspondientes. La sarcopenia tiende a empeorar en las mujeres con la llegada de la menopausia. Aunque la enfermedad se observa principalmente en personas de entre 70 y 75 años, afecta a todo el cuerpo en adultos mayores de 80 años, con una prevalencia del 25 % en hombres y del 40 % en mujeres. En la población ecuatoriana, se ha observado un aumento en la incidencia de esta enfermedad actualmente [5].

Los desafíos de la rehabilitación hospitalaria tradicional incluyen la limitada accesibilidad, los altos costos y la complejidad en el funcionamiento de equipos, lo que debilita la eficacia en el proceso de rehabilitación para los pacientes [2]. Pese a que en la capital de

Ecuador existen grupos de atención para el adulto mayor, entre ellos "60 y PiQuito", estos no incluyen una terapia específica para prevenir la sarcopenia, considerando que el Municipio otorga brigadas médicas para atender a los adultos sin movilidad, estas no incluyen terapias específicas de rehabilitación para esta enfermedad [6].

La población del adulto mayor sigue excluida de pruebas donde se evalúen técnicas prometedoras en la asistencia de un exoesqueleto para rehabilitación [7]. A pesar de que existen mecanismos para la rehabilitación de adultos mayores con sarcopenia, estos se dirigen específicamente a tratar una sola articulación. Sin embargo, en el Ecuador, por la falta de atención a este grupo minoritario, no se dispone de la tecnología necesaria para ser atendidos [8]. El desarrollo de rehabilitadores para rodilla y tobillo, con movimientos controlados y asistidos, permite retrasar los efectos de la sarcopenia en adultos mayores, evitando la pérdida rápida de masa muscular que genera la enfermedad. Según [9], para prevenir el desarrollo de la sarcopenia y reducir al mínimo sus efectos perjudiciales, es fundamental realizar actividades físicas regulares que abarquen tanto las extremidades superiores como las inferiores. Para ayudar a mitigar esta enfermedad, se requiere constancia en los ejercicios de rehabilitación [9].

La naturaleza experimental, práctica y computacional del trabajo de titulación implica la delimitación espacial en las instalaciones de la Universidad Politécnica Salesiana, donde se encuentran los laboratorios equipados con el software y hardware necesarios para realizar los diseños, simulaciones y construcción. La colaboración remota con expertos también es esencial para obtener orientación adicional.

Los objetivos específicos incluyen diseñar un mecanismo para la rehabilitación de rodilla y tobillo mediante herramientas CAD (Diseño Asistido por Computadora) y CAE (Ingeniería Asistida por Ordenador), construir un mecanismo que pueda proporcionar apoyo y estabilidad a la rodilla y tobillo durante la rehabilitación, y evaluar el funcionamiento del rehabilitador en pacientes que presenten tendencia a padecer de sarcopenia.

2. Fundamentos Teóricos

En este capítulo, se dedica la atención a poner los cimientos teóricos indispensables para llevar a cabo el proyecto de diseño y construcción de un dispositivo rehabilitador destinado a adultos mayores que presenten sarcopenia en rodilla y tobillo. En primer lugar, se explorará el concepto de rehabilitación y se pondrá de relieve su relevancia y los retos que plantea en la práctica actual, con especial énfasis en entornos clínicos e comunitarios. A continuación, se investigará la biomecánica de la rodilla y el tobillo para obtener una comprensión detallada de las estructuras anatómicas y los mecanismos de movimiento implicados. Esto es fundamental para crear dispositivos de rehabilitación efectivos.

A continuación, se llevará a cabo una revisión de los dispositivos médicos disponibles, poniendo especial atención en aquellos concebidos para la rehabilitación de las extremidades inferiores. En el presente se tratarán temas como el funcionamiento, beneficios y restricciones de su uso, además de cómo éste puede ser aplicado en relación a la sarcopenia. Por último, se examinará la sarcopenia, una afección común en las personas mayores que se caracteriza por el deterioro gradual de la masa muscular y la fuerza, lo cual resalta la importancia de implementar medidas específicas y efectivas para reducir sus consecuencias. El marco teórico presentado en esta tesis permitirá comprender de manera sólida los principios y razones que respaldan el diseño y la construcción del rehabilitador propuesto.

2.1. Rehabilitación

La rehabilitación según la OMS, es el conjunto de técnicas, estudios o ejercicios para restituir una discapacidad. Así mismo el objetivo de la rehabilitación geriátrica es mejorar la recuperación funcional para potenciar la movilidad, autonomía para actividades cotidianas y la calidad de vida [10].

A causa del aumento de la población de edad avanzada, se ha notado un alza en el número de personas que sufren trastornos neurológicos y musculares, los cuales a menudo resultan en discapacidades crónicas, para lo cual se realizan ejercicios terapéuticos para la rehabilitación y mejorar su condición de vida [11]. La APTA (Asociación Americana de Terapia Física) describe los ejercicios terapéuticos como la aplicación sistemática y planificada de movimientos físicos, posturas o actividades diseñadas para corregir o prevenir deficiencias, mejorar el funcionamiento y optimizar la condición física[12]. Los fisioterapeutas proporcionan terapia física como un medio para ayudar a estos pacien-

tes a recuperar su capacidad motora [11].

Sin embargo, las directrices nacionales de fisioterapia dan sugerencias sobre el tipo y la frecuencia (cinco veces por semana o a diario) de los programas de rehabilitación, aunque no existe consenso ni evidencia sólida sobre cuál es la frecuencia, duración e intensidad ideales para las intervenciones de fisioterapia en el campo [10]. La rehabilitación remota se ha puesto de moda en los últimos años debido al progreso tecnológico y a los cambios sociales generados por la pandemia de COVID-19, los pacientes en esta modalidad realizan la rehabilitación en casa siguiendo instrucciones o videoclips proporcionados previamente, y solo van a la clínica para evaluaciones y orientación. Por otra parte la telerehabilitación a través de aplicaciones para smartphones es una opción popular debido a su costo accesible, fácil implementación y eficaz comunicación entre el paciente y el profesional de la salud, logrando resultados equiparables a la rehabilitación tradicional en clínicas ambulatorias [13].

2.1.1. Tipos de Rehabilitación

A continuación se presenta los diferentes tipos de rehabilitación según el libro de Técnicas de Rehabilitación en medicina deportiva [14].

- Activa.- durante la recuperación activa, la persona se responsabiliza de realizar todo el esfuerzo por sí misma, no necesita de una maquina o una persona que la asista al realizar el movimiento.
- Pasiva.- durante la rehabilitación pasiva, el paciente no está involucrado activamente en realizar movimientos. Usualmente, el terapeuta es quien lleva a cabo todo el trabajo y esfuerzo físico requerido para mover las articulaciones y extremidades del paciente en el rango de movimiento deseado.
- Resistiva.- es aquella rehabilitación donde se usa sistemas mecánicos o rehabilitadores, los cuales se encargan de aplicar una fuerza que sera contraria al movimiento que realiza el paciente.

2.1.2. Rehabilitadores

Los robots pueden brindar terapias de rehabilitación de excelente calidad, con mediciones cuantitativas precisas y consistencia en el tratamiento. Con el paso del tiempo, se han desarrollado varios dispositivos robóticos para la rehabilitación de la marcha, los cuales se fundamentan en diferentes enfoques y principios [15]. Un exoesqueleto como rehabilitador es una estructura mecánica diseñada para proporcionar asistencia al miembro del usuario colocándose en paralelo, adaptándose a la forma de las extremidades humanas y garantizando su correcto funcionamiento [16]. También se les define como dispositivos robóticos que imitan la fisiología y los movimientos humanos para brindar apoyo al usuario mediante interacción. Estos dispositivos se centran en partes específicas del cuerpo que muestran debilidad parcial o total a causa de trastornos

neurológicos o musculares degenerativos [17]. Una de sus funciones es ayudar a los pacientes a mantener posturas específicas y llevar a cabo movimientos articulares durante su vida diaria, reduciendo los efectos negativos de la rigidez articular y la contracción muscular [2]. Los exoesqueletos combinan la inteligencia humana con la potencia de la robótica, y se clasifican en tres categorías principales: Mejora el rendimiento en personas sanas, ayuda con el movimiento y rehabilitación de la marcha en pacientes clínicos [1].

Normalmente, los exoesqueletos de rodilla tienen una forma similar a la del cuerpo humano que les permite proporcionar fuerza/torque asistencial controlado para ayudar en el movimiento del usuario mediante actuadores y varios sensores. Los exoesqueletos de rodilla no solo sirven para rehabilitar la marcha, sino que también se crean con el objetivo de mejorar el rendimiento humano al caminar, cargar peso y correr [1].

Para poder manejar un exoesqueleto se han propuesto diferentes formas: [18]

- Control de admisión.- regula la fuerza que proporciona el exoesqueleto según la programación realizada.
- Control adaptativo.- la fuerza no está definida, usa un algoritmo capaz de analizar la fuerza que requiere según sensores.
- Control de Impedancia y Refuerzo.- funciona en base a las fuerzas internas o externas que sean capaces de detectar los sensores.
- Control Difuso Adaptativo.- utiliza la lógica difusa para la toma de decisiones.
- Red Neuronal.- aprende los movimientos en base a movimientos realizados anteriormente.
- Control Basado en EMG (electro-miografía) .- utiliza impulsos generados por los músculos para accionar los movimientos.

Es esencial comprender a fondo la mecánica de la autonomía humana, incluyendo sus movimientos en distintos planos y el alcance en dichos planos, para poder desarrollar un exoesqueleto adecuado con aplicaciones en seres humanos, por lo que un modelo cinematográfico permite vincular la biomecánica humana con un robot portátil [19].

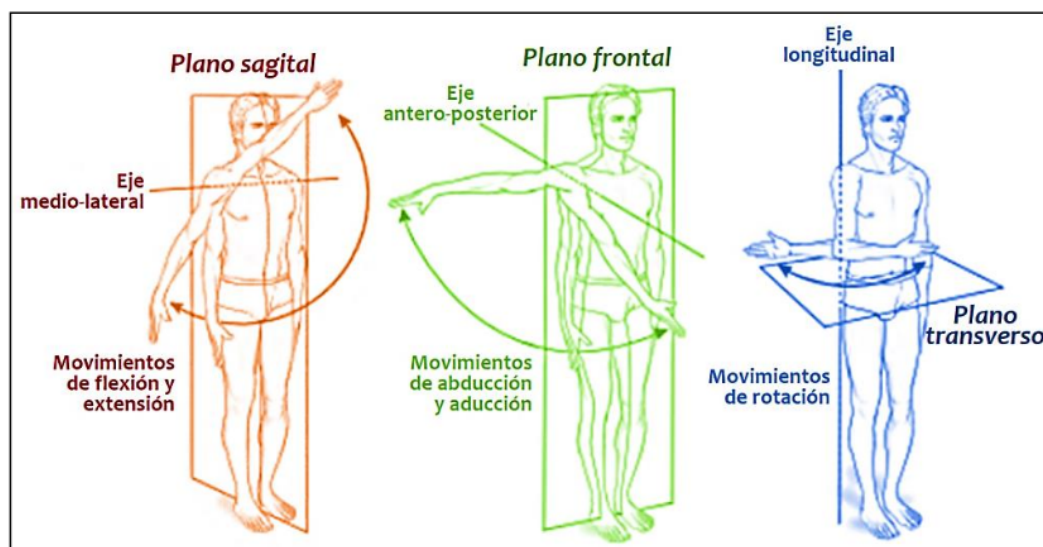
2.2. Biomecánica

Se conoce a la biomecánica como el análisis de la estructura, función y desplazamiento de distintas partes del cuerpo humano, teniendo en cuenta las células y organismos del mismo [20]. La extremidad inferior del ser humano se puede dividir en tres segmentos: muslo, pierna y pie. El muslo se conecta a la pelvis mediante una rótula de tres grados de libertad que posibilita movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión y rotación interna-externa en el muslo cadera. La articulación de la rodilla une el fémur con la cadera. La rodilla posibilita tanto movimientos activos de flexión-extensión como

movimientos lineales pasivos debido a que es una articulación compleja. También, el fémur consta de dos huesos: Los huesos de la pierna son la tibia y el peroné, puede rotar interna y externamente gracias a la articulación de la rodilla, el peroné se ubica en el lado lateral del cuerpo, mientras que la tibia está en el lado medial. La conexión distal del peroné con la tibia se une al pie a través de la articulación del tobillo, lo que permite movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación [3].

Es necesario establecer un sistema de referencia estándar conocido como posición anatómica para comprender los diferentes tipos de movimientos que ocurren en las piernas y pies; en esta posición, el cuerpo humano se encuentra de pie, mirando hacia el frente, con los pies juntos, los brazos a los costados del cuerpo y las palmas de las manos mirando hacia adelante como se puede observar en la figura 2-1. A partir de esta posición de referencia, se definen los planos de movimiento que ocurren a lo largo de los tres ejes del espacio [21].

Figura 2-1.: Planos anatómicos



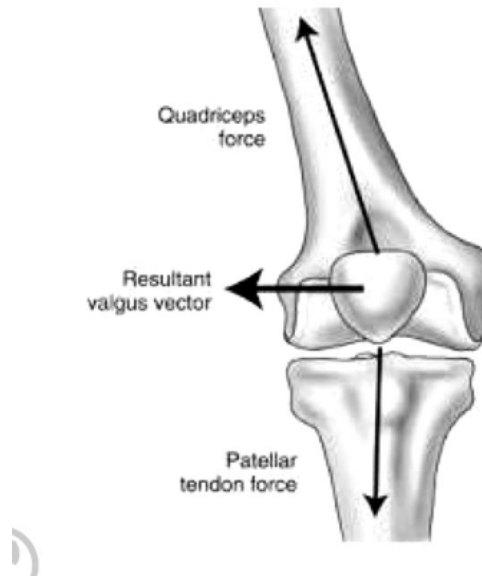
Nota. Tomado de Taboadela, C. (2007).

2.2.1. Articulación de la Rodilla

La rodilla está formada por tres huesos: la rótula, el fémur y la tibia. El fémur es el muslo; la tibia, la espinilla; y la rótula se unen en las articulaciones tibio-femoral y patelofemoral [20]. La rodilla es la articulación más grande y compleja del ser humano, esto debido a que es fundamental para el proceso de la marcha, además de que nos ayuda a mantenernos de pie.

Para entender cómo trabajan los sistemas biológicos, se puede compararlos con métodos mecánicos: el cuerpo humano tiene 360 articulaciones, las cuales son similares a sistemas vectoriales como se observa en la figura 2-2 [22].

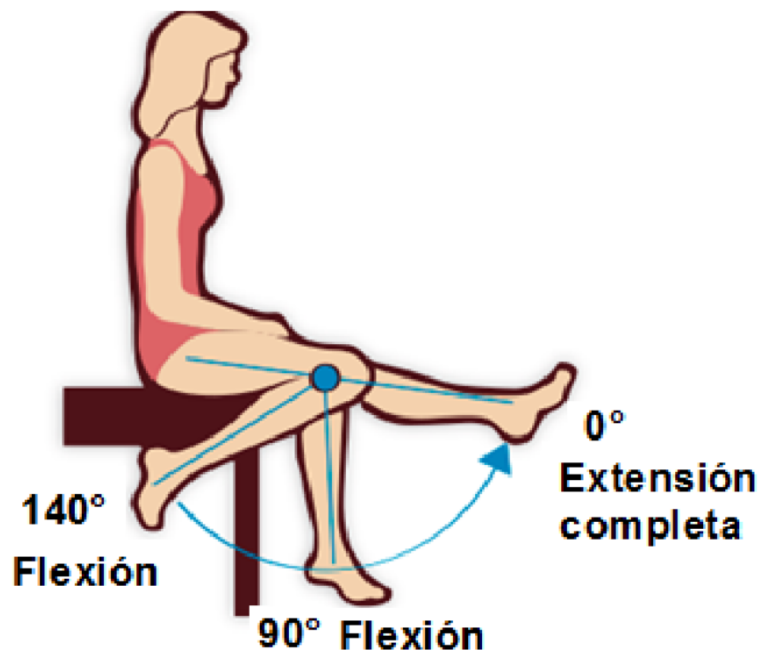
Es una articulación sinovial que puede moverse en flexión, extensión y, como se observa en la figura 2-3, en menor medida, en rotación medial y lateral. Esta puede considerarse

Figura 2-2.: Articulación Troclear

Nota. Tomado de Aware.doctor, 2024

la articulación más compleja del cuerpo humano, ya que interviene en la movilidad y el soporte mientras existe y durante la ejecución de varias actividades. Se necesita la rodilla para cargar peso y permitir la movilidad mientras se lleva soporte o sin él. Esta articulación está activamente involucrada en prácticamente todas las funciones del tercio inferior [20].

La rodilla posee dos grados de libertad, a pesar de que la rotación en el plano transversal solo es posible cuando la rodilla se encuentra en flexión. Esta articulación desempeña la responsabilidad en la marcha y la postura, por lo tanto, requiere una restricción significativa para brindar mayor estabilidad y resistencia [19]. Podemos observar los rangos de movimiento a través de la Tabla **2-1**, donde se explican los movimientos y los ángulos que se generan en cada uno de ellos.

Figura 2-3.: Movimientos de la rodilla

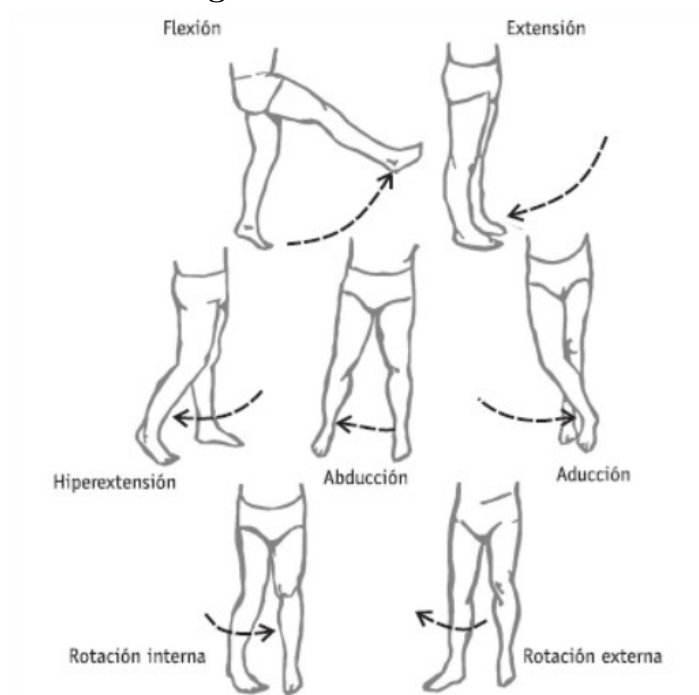
Nota. Tomado de ResearchGate, 2015

Movimientos	Rango de Movimiento
Flexión :	120° - 140°
Extensión:	0° - 10°
Rotación medial:	10° - 15°
Rotación lateral:	30° (30° flexión) 50°(120° flexión)

Tabla 2-1.: Rango de Movimiento Articulación Rodilla

La rodilla está conectada con la cadera y el pie debido a la compleja estabilización muscular que tiene. Tanto la cadera como el pie tienen un impacto significativo (estático y dinámico) en la rodilla, esto da como resultado que la evaluación de la rodilla se vuelve complicada debido a que está influenciada por las condiciones y movimientos de estas dos articulaciones adyacentes como se puede observar en la figura **2-4** [23].

El concepto biomecánico de la rodilla se divide en dos aspectos fundamentales: la cinemática y la cinética. La cinética describe cómo ciertas fuerzas y momentos generan movimientos y deformaciones, permitiendo estudiar los ejes anatómicos y mecánicos, la relación con los ángulos y fuerzas en reposo sobre la rodilla. Por otro lado, la cinemática de la rodilla se refiere al rango de movimiento en los tres planos: frontal, sagital y transversal. A diferencia de la cinética, la cinemática se enfoca en la relación entre posiciones, velocidad y aceleración de la articulación de la rodilla en lugar de las causas que generan el movimiento [24].

Figura 2-4.: Movimientos de la cadera

Nota. Tomado de Escuela en movimiento, 2015

2.2.2. Articulación del Tobillo

El pie juega un papel vital en el proceso de caminar, lo que requiere la movilidad y estabilidad correctas para cada objetivo [25]. Por tanto, la articulación del tobillo, que es una de las articulaciones del pie humano, es una articulación de la pierna que conecta los huesos de la pierna y el pie [26]. A través de los huesos llamados peroné, tibia y astrágalo, esta articulación facilita formas de movilidad y, con la ayuda de otras articulaciones del pie, permite que el pie se mueva. El tobillo permite la flexión plantar y dorsiflexión en el plano sagital, así como de la aducción y abducción en el plano coronal. Estos movimientos son fundamentales para la funcionalidad y movilidad del pie [27].

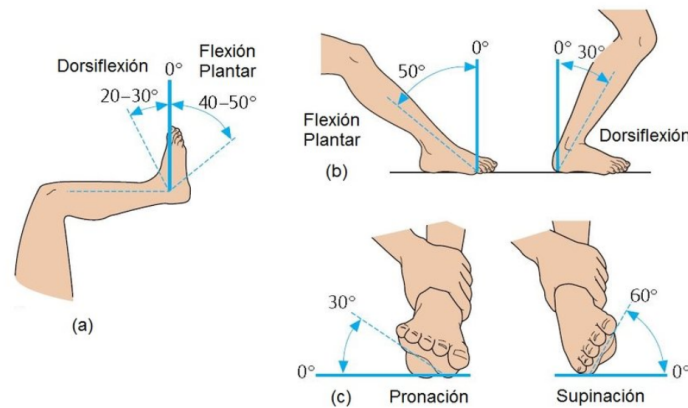
Durante la marcha, el tobillo y el pie tienen una función esencial en la propulsión y amortiguación del cuerpo, ya sea en terrenos planos, lisos o irregulares. El tobillo debe tener suficiente flexibilidad para absorber el impacto de millones de contactos con el suelo a lo largo de la vida de una persona, a fin de cumplir con estas funciones [21].

En la siguiente tabla **2-2** se puede observar el rango de movimiento de la articulación del tobillo:

Movimientos	Rango de Movimiento
Dorsiflexión :	20.3° - 29.8°
Plantarflexión:	37.6° - 45.8°
Inversión:	14.5° - 22°
Eversión:	10° - 17°
Abducción:	15.4° - 25.9°
Aducción:	22° - 36°

Tabla 2-2.: Rango de Movimiento Articulación Tobillo

Figura 2-5.: Rangos de Movimientos del Tobillo



Nota. Tomado de Research Gate, 2019

Los esguinces y las fracturas son problemas comunes que afectan al tobillo. Una lesión en los ligamentos se define como un esguince, lo que implica un desgarro o ruptura parcial o total de uno o varios ligamentos del tobillo. A pesar de que los ligamentos tanto de la parte externa como de la parte interna pueden romperse, en su mayoría los casos involucran específicamente a los ligamentos laterales externos. La duración del proceso de recuperación de un esguince puede variar, desde algunas semanas hasta varios meses, según la gravedad de la lesión. También es posible que se produzcan lesiones en otras partes del tobillo, además de los ligamentos, como por ejemplo en los tendones, que son los encargados de unir los músculos al hueso, y en el cartílago, cuya función es actuar como amortiguador para disminuir la fricción y el impacto [28].

2.3. Dispositivos Médicos

En 1994, la Organización Panamericana de la Salud (OPS) recomendó fortalecer los sistemas de regulación en la Región como parte de la estrategia para reformar el sector salud y asegurar la seguridad, eficacia y calidad de los dispositivos médicos. La OPS creó un departamento para promover la evolución de las regulaciones de dispositivos

médicos a nivel regional, iniciando un proceso que se puso en marcha en 1999 con la Reunión de Consulta auspiciada por la OPS. En este contexto, la OPS promovió establecer la Cooperación Panamericana en Materia de Equipamiento Médico (PACME) como parte de las actividades internacionales del Foro internacional de reguladores de productos sanitarios (GHTF); la aprobación de la Resolución CD42 fue el resultado de estas iniciativas. En la 42a Reunión del Consejo Directivo de OPS en 2000 se aprobó la Resolución R10 que instaba a los Estados Miembros a establecer sistemas de regulación para dispositivos médicos y así mismo durante la 60a Asamblea Mundial de la Salud en 2007, se aprobó la Resolución WHA60. El Estado Miembro se insta a desarrollar directrices para las prácticas de fabricación y regulación de Tecnologías Sanitarias, implementar sistemas de vigilancia en garantía de la calidad, seguridad y eficacia de los dispositivos médicos, así como participar en la armonización internacional cuando sea requerido. A partir de 2010, se notaron cambios en el mundo que tuvieron un impacto positivo en la región. En 2012, se propuso la búsqueda de una unión regulatoria que resultó en la disolución del GHTF y el establecimiento del Foro Internacional de Reguladores de Dispositivos Médicos (IMDRF), un grupo global conformado por autoridades reguladoras de dispositivos médicos con el fin de acelerar la armonización y unir las organizaciones. En el año 2014, la Resolución WHA67 fue aprobada en la 67^a Asamblea Mundial de la Salud [29].

Los dispositivos médicos abarcan una amplia gama de instrumentos, dispositivos y equipos empleados en la atención sanitaria humana. Estos dispositivos pueden requerir varios componentes, piezas, accesorios o software para garantizar su correcto funcionamiento [30].

Según la OPS (Organización Panamericana de la Salud) los dispositivos médicos desempeñan un papel crucial en los sistemas sanitarios. Su importancia continúa ampliándose, ya que son esenciales para prevenir, diagnosticar, tratar y rehabilitar diversas enfermedades de manera segura y eficaz. De acuerdo OPS, los dispositivos médicos se pueden clasificar según se riesgo [31]:

- Clase A.- Bajo riesgo para la persona y baja amenaza a la salud pública.
- Clase B.- Riesgo bajo para la salud pública o riesgo moderado para la persona.
- Clase C.- Alto riesgo para la persona o moderado riesgo para la salud pública.
- Clase D.- Alto riesgo para la persona y alta amenaza a la salud pública.

2.3.1. Terapia asistida por robots

Según su configuración, los robots pueden dividirse en dos categorías principales: Hay robots de serie y hay robots de tipo paralelo. Los robots de serie se distinguen por su cadena cinemática abierta, similar a la estructura de un brazo humano (conocidos como antropomórficos). En el lado opuesto, los robots de tipo paralelo tienen dos bases, una estática y otra móvil, unidas por múltiples cadenas cinemáticas en paralelo que resultan en la creación de cadenas cinemáticas cerradas [28]. Los tratamientos, tanto

tradicionales como los más recientes basados en robots, tienen como objetivo principal mejorar la capacidad y la fuerza muscular en las extremidades afectadas por debilidad. El equipo de investigación del Departamento de Ingeniería Mecánica del MIT, trabajaron juntos en el Anklebot, un dispositivo experimental y de rehabilitación. También se han presentado otros diseños como el MIT-Manus, un robot diseñado para mejorar la funcionalidad de las extremidades superiores, el Anklebot se centra en entrenar y fortalecer los músculos de las extremidades inferiores de forma cooperativa”, ajustando su resistencia según la fuerza del tobillo del usuario [32].

Los robots pueden ofrecer terapias de rehabilitación de alta calidad, que se distinguen por mediciones cuantitativas precisas y resultados consistentes. Con el pasar de los años, se han creado y elaborado múltiples dispositivos robóticos para mejorar la marcha, usando ideas innovadoras. No obstante, la mayoría de los sistemas robóticos para entrenamiento de marcha existentes, como Lokomat, ReoAmbulator, LOPES, ALEX y el sistema de la Universidad de Auckland se fundamentan en cintas caminadoras y plataformas estáticas. Esto los hace más apropiados para pacientes agudos en centros grandes de rehabilitación. Se ha demostrado que el progreso de la rehabilitación es menor en comparación con el entrenamiento de la marcha sobre el suelo. Se requieren sistemas robóticos portátiles y accesibles para pacientes con accidente cerebro-vascular crónico en centros de rehabilitación comunitarios o en el hogar que sean ligeros, seguros y fáciles de usar. Por ende, existe una gran necesidad de dichos sistemas [15].

2.4. Sarcopenia

El concepto de sarcopenia fue mencionado inicialmente por el grupo de investigación de Rosenberg, el cual según sus escritos describe la reducción de masa muscular esquelética asociada con el envejecimiento. Es un concepto que actualmente se investiga debido a su complejidad ya que el avance de la edad y su progresión lenta demanda altos costos asociados para estudiarla. [33]. Hay que tener en cuenta la disminución de la calidad de vida en los adultos mayores, ya que existe una pérdida de masa muscular asociada con el envejecimiento lo cual en nuestro entorno provoca riesgos para la salud tanto física como psicológica; un adulto mayor que su mayor parte del tiempo pase solo en casa es propenso a caídas y por su falta de fuerza muscular tienden a quedarse en casa ocasionando estrés y depresión [34].

2.4.1. Tratamiento

De acuerdo con estudios el tratamiento para la sarcopenia se basa en el ejercicio y una buena nutrición. Es decir adecuarse a un nuevo estilo de vida ya que la sarcopenia provoca una disminución en la actividad diaria de los pacientes [35].

3. Marco Metodológico

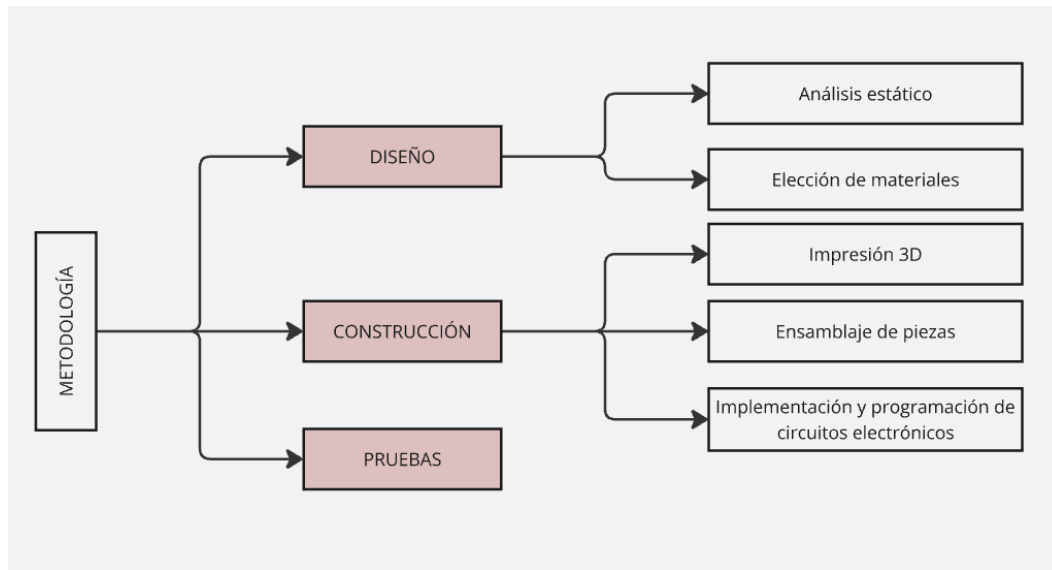
En este capítulo, se explican los procedimientos técnicos y metodológicos utilizados en la creación y diseño de un dispositivo para rehabilitar las articulaciones de rodilla y tobillo que se puede observar en la figura **3-1**.

Este prototipo está dirigido específicamente a personas mayores. La etapa inicial del proceso implica realizar los cálculos pertinentes para dar inicio al diseño de las partes del dispositivo. Estos cálculos garantizan que las medidas y propiedades de cada componente satisfacen los requisitos biomecánicos y funcionales establecidos en los fundamentos teóricos.

Se utiliza SolidWorks, un software de diseño asistido por computadora (CAD), para llevar a cabo el modelado de las piezas. Este programa permite crear modelos tridimensionales precisos. Después de terminar el modelado, se realiza una prueba de elementos finitos (FEA) para evaluar la resistencia, durabilidad y comportamiento bajo cargas de cada componente. Además de poder identificar los posibles puntos débiles y optimizar el diseño antes de proceder a la fabricación resulta crucial en este análisis.

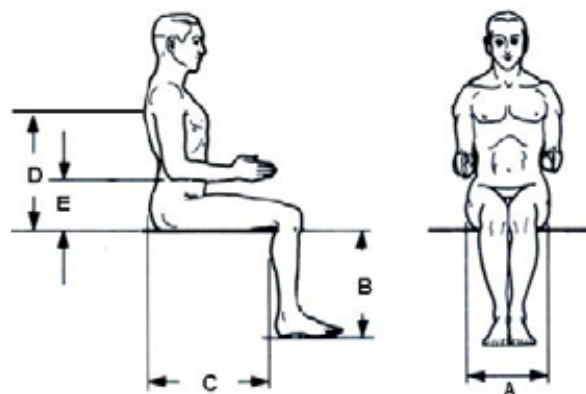
Después, se elaborará un circuito electrónico para automatizar el proceso de rehabilitación. Los actuadores integrados en este circuito permiten un control del dispositivo. Se elaborará un código en el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino con el fin de programar y supervisar el circuito. Esta codificación se encargará de administrar las acciones del rehabilitador, garantizando movimientos precisos y seguros para los pacientes.

Por último, nos centraremos en el montaje y construcción del prototipo. En este paso se lleva a cabo la producción de las piezas modeladas, así como la incorporación del circuito electrónico y la programación del sistema de control. El ensamblaje del dispositivo será cuidadosamente supervisado para asegurar su correcto funcionamiento y cumplir con los objetivos establecidos de rehabilitación.

Figura 3-1.: Metodología del desarrollo del proyecto

3.1. Condiciones de diseño

Para diseñar el mecanismo rehabilitador dirigido a la rodilla se toma como referencia las medidas antropométricas de miembro inferior de personas adultas entre 1.50 - 1.67 cm de estatura, la cual se detalla en la Figura 3-2 de acuerdo al diseño del prototipo rehabilitador, es de nuestro interés las medidas de la parte del miembro inferior (C, B) las cuales detallan en la Tabla 3-1.

Figura 3-2.: Medidas Antropométricas del Cuerpo Humano

Hombres					Mujeres			
Medida	Pulg.	Cm	Pulg.	Cm	Pulg.	Cm	Pulg.	Cm
B (altura poplítea)	15.5	39.4	19.3	49	14	35.6	17.5	44.5
C (largura nalga - poplíteo)	17.3	43.9	21.6	54.9	17	43.2	21	53.3

Tabla 3-1.: Dimensiones antropométricas miembro inferior.

3.1.1. Análisis Estático

En este apartado se establece la condición del mecanismo, en este caso de la estructura bajo fuerzas conocidas, lo que resulta en un equilibrio de todas las cargas y fuerzas.

Distribución de Cargas

Para analizar correctamente el sistema, consideramos un peso corporal de 60 *kg* como referente al de una persona adulta mayor, en la Tabla **3-2** podemos observar la distribución de este peso para diferentes partes del cuerpo: muslo, pierna y pie. Suponiendo una distribución estándar de los pesos corporales, aproximadamente:

PARTE DEL CUERPO	PORCENTAJE
Muslo	10.5 %
Pierna	4.5 %
Pie	1.5 %

Tabla 3-2.: Distribución de peso corporal

Tomando en cuenta los valores antes mencionados podemos convertir el peso en *N* utilizando la Formula 3-1:

$$W(N) = masa(m) * gravedad(g) \quad (3-1)$$

$$\text{Peso muslo}(W_m) = 0,105 * 60kg * 9,81 \frac{m}{s^2} = 61,833N \quad (3-2)$$

$$\text{Peso pierna}(W_p) = 0,045 * 60kg * 9,81 \frac{m}{s^2} = 26,487N \quad (3-3)$$

$$\text{Peso pie}(W_f) = 0,015 * 60kg * 9,81 \frac{m}{s^2} = 8,91N \quad (3-4)$$

Análisis base principal

Se emplea un análisis por separado, aislando el mecanismo en dos partes. para esto se aplica las ecuaciones de movimiento del cuerpo rígido de rotación y translación.

$$\sum F_x = ma_x \quad (3-5)$$

$$\sum F_y = ma_y \quad (3-6)$$

$$\sum M_o = I\alpha \quad (3-7)$$

Donde:

$\sum F_x, \sum F_y [N]$: Sumatorio de fuerzas en los ejes x e y.

a_x, a_y : Aceleración en dirección x e y.

m : Masa corporal.

$M_o [N.m]$: Momento par.

$I [kgm^2]$: Inercia de la partícula.

$\alpha [\frac{Rad}{s}]$: Aceleración angular.

Para el análisis, se considera el diagrama de cuerpo libre donde se consideran las fuerzas que actúan sobre la estructura, como se muestra en la Figura 3-3.

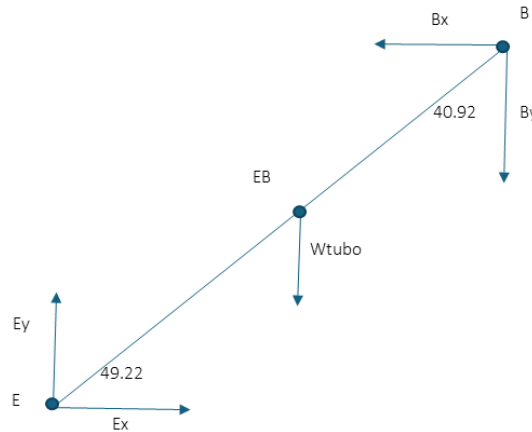


Figura 3-3.: Diagrama de cuerpo libre. base principal.

Tomando en cuenta las ecuaciones antes mencionadas, se forma modelos matemáticos para encontrar las incógnitas de las ecuaciones resultantes de la figura 3-3.

$$E_x - B_x = \left(\frac{m_m + m_t}{2} \right) * a_{B_x} \quad (3-8)$$

Dado que la masa del tubo es despreciable, se toma en cuenta solo la masa del muslo.

$$E_x - B_x = \left(\frac{61,833N}{9,81 \frac{m}{s^2}} \right) aB_x$$

$$E_x - B_x = 3,15 * aB_x$$

Para simplificar podemos asumir que no hay aceleración angular significativa ($aB_x = 0$):

$$E_x = B_x$$

Ecuación 3-6:

$$E_y - B_y - W_m = \left(\frac{m_m}{2} \right) * aB_y$$

$$E_y - B_y - 61,833 = 0$$

$$E_y = B_y + 61,833$$

Ecuación 3-7:

$$(B_x \sin 49,22^\circ) - (B_y \sin 40,92^\circ) - \frac{1}{2}(W_m \sin 40,92^\circ) = 0$$

$$0,755B_x - 0,656B_y - 20,276 = 0$$

Análisis base secundaria

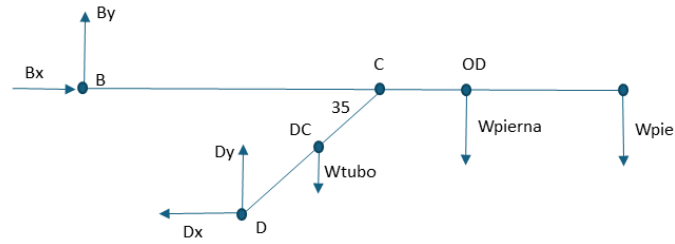


Figura 3-4.: Diagrama de cuerpo libre, base secundaria.

Ecuación 3-5:

$$B_x - D_x = \frac{m_p + m_f}{2} * aB_x$$

$$B_x - D_x = \frac{26,487 + 8,91}{9,81 * 2} * aB_x$$

$$B_x - D_x = 1,81 * aB_x$$

Asumiendo $aB_x = 0$:

$$B_x = D_x$$

Ecuación 3-6:

$$B_y - W_p + D_y - W_f = \frac{m_p + m_f}{2} * aB_y$$

$$B_y - 26,487 + D_y - 8,91 = 0$$

$$B_y + D_y = 35,397$$

Ecuación 3-7:

$$0,20652B_x + 0,52966B_y = 4,4845$$

Sistema de ecuaciones simplificado:

1. $E_x = B_x = D_x$
2. $E_y = B_y + 61,833$
3. $0,755B_x - 0,656B_y = 20,276$
4. $B_y + D_y = 35,397$
5. $0,20652B_x + 0,52966B_y = 4,45845$

Resolviendo el sistema de ecuaciones (3)(5):

$$\left. \begin{aligned} 0,20652B_x + 0,52966B_y &= 4,45845 \\ 0,755B_x - 0,656B_y &= 20,276 \end{aligned} \right\}$$

$$B_x = 29,85N$$

$$B_y = -35,04N$$

Luego:

$$E_y = -35,04 + 61,833$$

$$E_y = 26,793N$$

Y para D_y :

$$D_y = 35,397 - (-35,04)$$

$$D_y = 70,434N$$

Por lo tanto, las reacciones se representan en la siguiente tabla **3-3**.

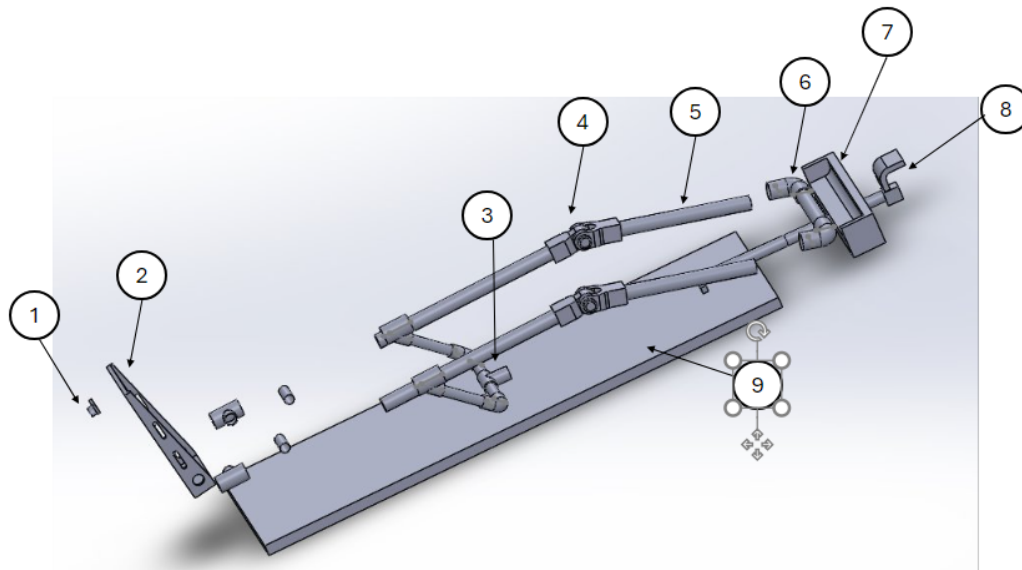
$$\left| \begin{array}{l} E_x = \\ E_y = \\ B_x = \\ B_y = \\ D_x = \\ D_y = \end{array} \right| \left| \begin{array}{l} 29,85N \\ 26,793N \\ 29,85N \\ -35,04N \\ 29,85N \\ 70,437N \end{array} \right|$$

Tabla 3-3.: Reacciones bajo condiciones dadas.

3.2. Diseño del dispositivo

Una vez revisada la bibliografía antes nombrada y teniendo claro las medidas antropométricas y grados de flexión y extensión de la rodilla y tobillo, procedemos al diseño del dispositivo rehabilitador mediante el uso de el software SolidWorks, las partes y piezas del prototipo se pueden observar en el Anexo A. En la Figura 3-5 se muestra una vista explosionada del prototipo donde se puede visualizar las partes que lo componen.

Figura 3-5.: Vista explosionada



En la siguiente Tabla 3-4 se detalla cada componente del prototipo rehabilitador con su respectiva función.

Parte	Descripción	Función
1	Seguro actuador	Asegurar el uso del actuador en la rehabilitación de tobillo.
2	Apoyo pie	Plantilla donde se asentará el pie del paciente.
3	Codo actuador	Une el actuador con el dispositivo para la rehabilitación de rodilla.
4	Articulación	Permite el movimiento de flexión y extensión del mecanismo en la rehabilitación de rodilla.
5	Tubos	Cilindros huecos del dispositivo para dar forma y soporte.
6	Codos	Uniones para los tubos.
7	Asiento dispositivo	Base que otorga altura al mecanismo y soporte del mismo.
8	Seguro asiento	Fija el tubo de unión para permitirlo rotar en su propio eje.
9	Base	Base donde se apoyará toda la estructura mecánica y electrónica.

Tabla 3-4.: Partes mecánicas del dispositivo.

3.3. Elección de materiales

Este apartado compara los distintos materiales propuestos para el diseño y construcción del prototipo rehabilitador según los objetivos del mecanismo. Como primer punto se tomó la decisión de imprimir en 3D, las articulaciones, codos, asiento del pie y partes pequeñas del mecanismo. Para esto la Universidad Politécnica Salesiana - Sede Quito, Girón, dispone de LulzBot TAZ Workhorse+ 3D Printer, la cual detalla sus características en la siguiente Tabla **3-5**.

Característica	Descripción
Tecnología de impresión 3D	FFF (Fabricación de filamentos fundidos)
Volumen de construcción	280 x 280 x 285 mm (11,02 x 11,02 x 11,22 pulgadas)
Compatibilidad del diámetro del filamento	2,85 mm (estándar), 1,75 mm (opcional)
Recomendación de software de corte	Cura LE (Edición LulzBot)
Compatibilidad del sistema operativo	Windows, macOS, Linux
Formatos de archivo admitidos	STL, OBJ, X3D, 3MF
Rango de temperatura de funcionamiento	41°F a 113°F (5°C a 45°C)
Materiales de impresión compatibles	PLA, TPU, ABS, PETg, PVA, PVB, Nylon, PC y otros por debajo de 290°C

Tabla 3-5.: Características de LulzBot TAZ Workhorse+ 3D Printer.

Considerando que la impresora disponible cuenta únicamente con el uso de materiales como PLA (ácido poliláctico) y ABS (anti-lock brake systems), se compara sus características en la siguiente Tabla **3-6**

Criterio	Ponderación %	PLA	ABS
Costo	20 %	18/20	14/20
Tiempo de impresión	25 %	22/25	22/25
Aplicación	40 %	38/40	20/40
Disponibilidad en el mercado	15 %	14/15	10/15
TOTAL:	100 %	92/100	66/100

Tabla 3-6.: Matriz de selección material.

Con la información antes mencionada en la Tabla **3-6**, acerca de la matriz de selección de materiales, donde se pondera según nuestro criterio, se toma la decisión de imprimir en PLA, debido a las necesidades descritas en el diseño del mecanismo, el precio de adquisición y la disponibilidad del material en el mercado nacional.

Como segunda instancia en la elección de materiales para la construcción del prototipo rehabilitador de rodilla y tobillo, los tubos conectores para las extensiones del mecanismo se describen en la Tabla **3-7**.

Características	Acero Cromado	PVC	Madera
Manufactura	Medio	Barato	Caro
Costo	Medio	Caro	Medio
Disponibilidad	Alta	Alta	Alta
Resistencia	Alta	Media	Baja
Durabilidad	Alta	Media	Baja

Tabla 3-7.: Alternativas de material para exenciones.

El material a usar es el Acero Cromado debido a sus características y disponibilidad de alcance en el mercado.

Finalmente se selecciona el material del soporte de la estructura se considero usar MDF de 1,5cm de espesor, esto debido a la necesidad de que la estructura sea de uso fijo durante la rehabilitación pero resistente para la movilización de la misma. Además de su costo bajo, manufactura es accesible y existencia de material alta.

3.3.1. Ensamble del prototipo

En la Figura 3-6, observamos el ensamble de la estructura.

Figura 3-6.: Ensamble

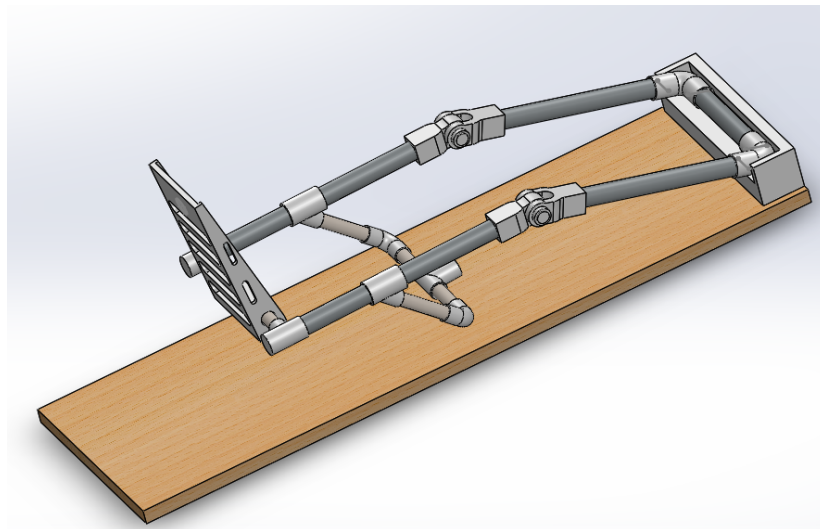




Figura 3-7.: Ensamble Real

3.4. Construcción del prototipo

3.4.1. Integración de elementos electrónicos

Para llevar a cabo la construcción del prototipo, se utilizarán actuadores lineales que serán controlados por un módulo de motor driver conectado a una placa Arduino Uno. Con este sistema, se logrará un control detallado de los movimientos requeridos para la rehabilitación. También, se incluirá una pantalla LCD que exhibirá en tiempo real la terapia realizada y el número de repeticiones completadas. Con el fin de hacer más fácil la interacción con el dispositivo, se incorporarán botones que posibilitarán a los usuarios programar y adaptar la terapia según las necesidades particulares de cada paciente. Este ajuste no solo brindará un control eficiente y preciso del tratamiento, sino que también optimizará la experiencia del usuario al presentar una interfaz intuitiva y sencilla de utilizar.

Arduino

Arduino es una plataforma de hardware libre, su diseño y distribución están al alcance para cualquier proyecto sin requerir adquirir alguna licencia. Debido a esto, existen distintas variantes de placas disponibles, como las placas oficiales, aquellas desarrolladas por la comunidad Arduino y también otras no oficiales fabricadas por terceros con funcionalidades similares. En la placa Arduino que se observa en la figura **3-8** se pueden conectar sensores, actuadores y otros componentes necesarios para poder interactuar con el sistema [36].

Figura 3-8.: Arduino Uno



Nota.Tomado de William Apupalo, 2022

Las características de la placa de arduino se puede observar en la figura 3-9.

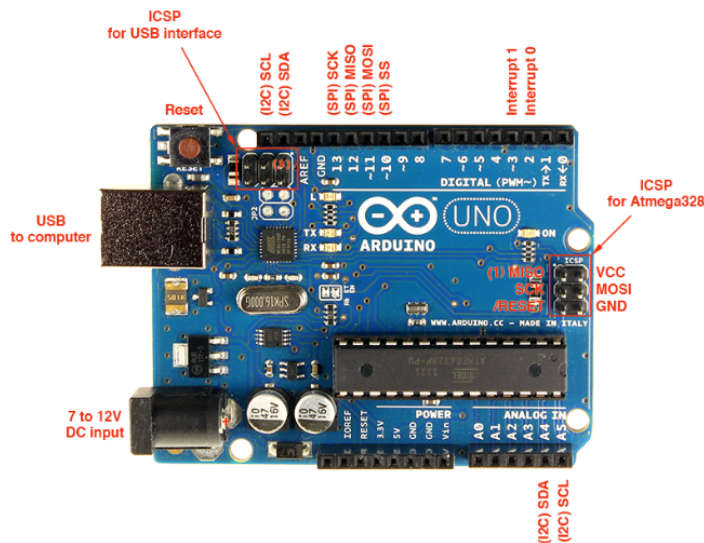
Figura 3-9.: Características de Arduino

Microcontrolador	ATmega328
Voltaje operativo	5V
Voltaje de entrada(recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (limites)	6-20V
Pines digitales E/S	14 (de los cuales 6 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	6
Corriente continua para pines E/S	40 mA
Corriente continua para pines de 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (ATmega328) de los cuales 0.5 KB son para el bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Velocidad del reloj	16 MHz

Nota.Tomado de William Apupalo, 2022

El Arduino cuenta con pines de salidas digitales y analógicas que permiten controlar y gestionar distintos dispositivos como se observa en la figura 3-10. Los pines digitales, configurables como salidas, pueden estar en dos estados: alto (HIGH) o bajo (LOW), ideal para controlar dispositivos como LEDs y relés. Los pines analógicos, identificados como A0 a A5 en la mayoría de los modelos, permiten generar señales de voltaje variable mediante modulación de ancho de pulso (PWM), lo que es útil para ajustar la velocidad de motores. Se utilizan pines digitales y PWM para controlar los motores y los LEDs, asegurando que los dispositivos respondan correctamente a las entradas del usuario y los tiempos establecidos para la terapia.

Figura 3-10.: Pines Arduino



Nota. Tomado de WordPress, 2024

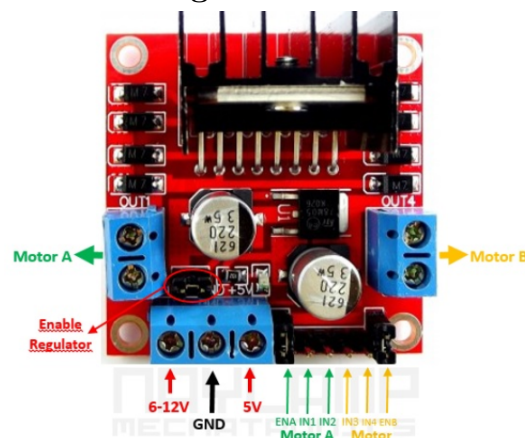
La placa de Arduino nos ayuda a realizar la programación necesaria para automatizar la rehabilitación, además nos permite controlar los ciclos de trabajo del prototipo mediante el uso de botones.

Modulo L298

El módulo L298N tiene dos canales de Puente H, lo cual posibilita su utilización para controlar un motor paso a paso o hasta dos motores de corriente continua (DC). Este módulo puede controlar tanto la dirección de giro como la velocidad de los motores conectados.

El módulo se compone, principalmente, de un controlador L298N encargado de la conducción de los motores. Además, cuenta con diodos de protección para evitar posibles picos de corriente inversa y un regulador 78M05 que garantiza una salida estable de voltaje, sus entradas y salidas se pueden observar en la imagen **3-11** [37].

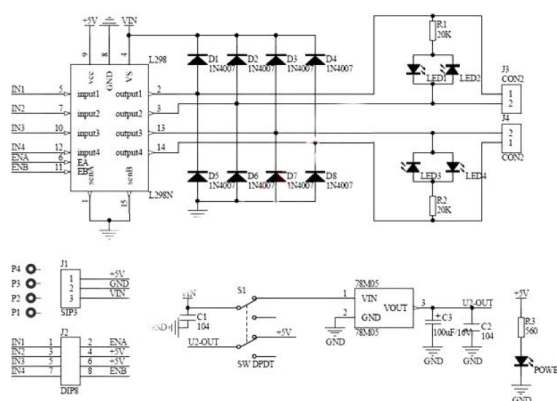
Figura 3-11.: Módulo L298N



Nota. Tomado de STMICROELECTRONICS, 2022

El esquema electrónico se puede visualizar en la figura **3-12**.

Figura 3-12.: Esquema módulo L298N



Nota. Tomado de STMICROELECTRONICS, 2022

El módulo L298, se encarga de invertir el giro en los motores, por lo cual en este proyecto nos ayuda a controlar los actuadores lineales, los cuales se encargan de realizar la fuerza y el movimiento en el prototipo.

Display LCD con módulo I2C

El I2C es un bus de comunicaciones que emplea dos líneas tanto para transmitir como recibir datos, además de contar con dos líneas extra dedicadas a la alimentación. En ciertas situaciones, se puede optar por usar un módulo I2C con el display LCD 16x2 para simplificar la comunicación. Este módulo permite reducir los pines necesarios de 16 a solo 4 [38].

Además de brindar varias ventajas adicionales, como la opción de ajustar el contraste del display mediante un pequeño potenciómetro y la posibilidad de imprimir caracteres especiales, es recomendable utilizar un módulo I2C en conjunto con el display LCD 16x2.

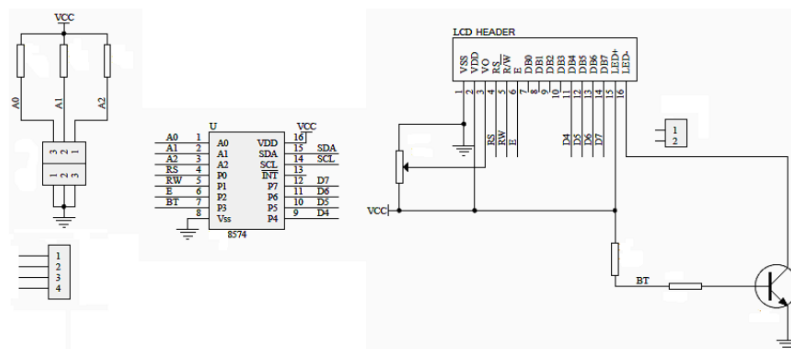
Para poder usar este conjunto, debes incluir la librería Wire.h para facilitar la comunicación por I2C y además añadir la librería LiquidCrystalI2C.h que se encarga del control del display, en la imagen **3-13** se puede observar la lcd con el módulo I2C.

Figura 3-13.: Pantalla LCD con módulo I2C



El circuito del elemento electrónico se puede observar en la imagen **3-14**.

Figura 3-14.: Circuito electrónico de la pantalla LCD con el módulo I2C



3.4.2. Programación de movimientos

Para automatizar el prototipo se realizó una programación en el Arduino, primero se procede a generar un diagrama de flujo con el propósito de facilitar la comprensión y

visualización acerca de cómo está estructurado y funcionando el programa. El esquema ofrece una visión ordenada y comprensible de los procedimientos y la conexión entre las distintas partes del sistema, lo cual simplifica tanto el desarrollo como la ejecución del código.

3.4.3. Esquema del programa

Para la programación, se plantea realizar dos tipos de terapia: una para el tobillo y la otra para la rodilla. Primero, se elige el tipo de terapia deseado y luego se selecciona la cantidad de repeticiones a realizar. Con el fin de simplificar esta programación, el equipo viene equipado con tres botones que facilitan la configuración de los parámetros de la terapia.

El proceso de programación puede ser comprendido fácilmente y se presenta de forma más clara en el diagrama de flujo en la imagen **3-15** . Esta imagen muestra los pasos que deben seguirse para elegir el tipo de terapia y ajustar la cantidad de repeticiones, ofreciendo una representación visual que hace más fácil entender y utilizar el dispositivo. Adicionalmente, el sistema fue diseñado con la premisa de ser intuitivo, lo que garantiza a los usuarios una programación eficiente y sin dificultades.

Como se puede observar dentro de cada terapia se realiza un subprograma, que realiza acciones repetitivas hasta terminar la terapia, el diagrama de estos subprogramas se puede visualizar mejor en la imagen **3-16** y **3-17**.

3.4.4. Programa en Arduino

El software del sistema de rehabilitación de rodilla y tobillo brinda una coordinación de los movimientos terapéuticos. Mediante la utilización del microcontrolador Arduino Uno y la plataforma de programación del mismo, el software se encarga de controlar los actuadores lineales el código completo se puede encontrar en el anexo D. La comunicación y el control de los dispositivos conectados se facilita mediante las librerías de Arduino en las que se basa el programa, el programa ha sido diseñado para controlar el funcionamiento de dos motores que son los encargados de mover los actuadores lineales. El Arduino genera señales PWM para controlar estos motores, lo que permite ajustar su dirección y velocidad según las necesidades del tratamiento.

A continuación se presenta una explicación del código realizado para el rehabilitador. Este código de Arduino se divide en varias funciones que controlan un sistema de terapia física utilizando motores, botones y una pantalla LCD. El código comienza con la inclusión de las librerías Wire y LiquidCrystal para manejar la pantalla LCD a través del protocolo I2C. Luego, se definen las constantes para los pines de los motores, LEDs, y botones. Además, se inicializan varias variables globales que controlan el estado del sistema, como repetitions, therapyActive, y kneeTherapySelected.

Función Set Up

La función setup() se encarga de realizar la configuración inicial del sistema, incluyendo la asignación de pines y la inicialización de la pantalla LCD. Además, muestra un mensaje al usuario para indicar que el sistema está activo y espera a que seleccione una terapia. Se establecen las salidas como pines de los motores y las entradas se asignan a botones con resistencias pull-up internas.

Bucle Principal

El programa se ejecuta de forma continua en la función loop(). Se encarga de leer el estado de los botones y decidir qué acción realizar en función del modo actual del sistema: puede elegir entre diferentes opciones de terapia, ajustar la frecuencia de las repeticiones o llevar a cabo la terapia.

Selección de terapia

La selección de la terapia (rodilla o tobillo) es manejada por la función handleTherapySelection(). Modifica el estado del sistema en función de los botones que se presionen y actualiza la pantalla LCD para reflejar la selección actual.

Ajuste de terapia y ejecución

El usuario puede ajustar el número de repeticiones para la terapia utilizando los botones de incremento y decremento en la función handleRepetitionSetting(). Además, la terapia se inicia al pulsar el botón de inicio. El motor de la terapia seleccionada es controlado por la función handleTherapy(), que se encarga de cambiar la dirección de los motores después de cada ciclo y muestra en la pantalla LCD el avance de la terapia.

Figura 3-15.: Diagrama de flujo general

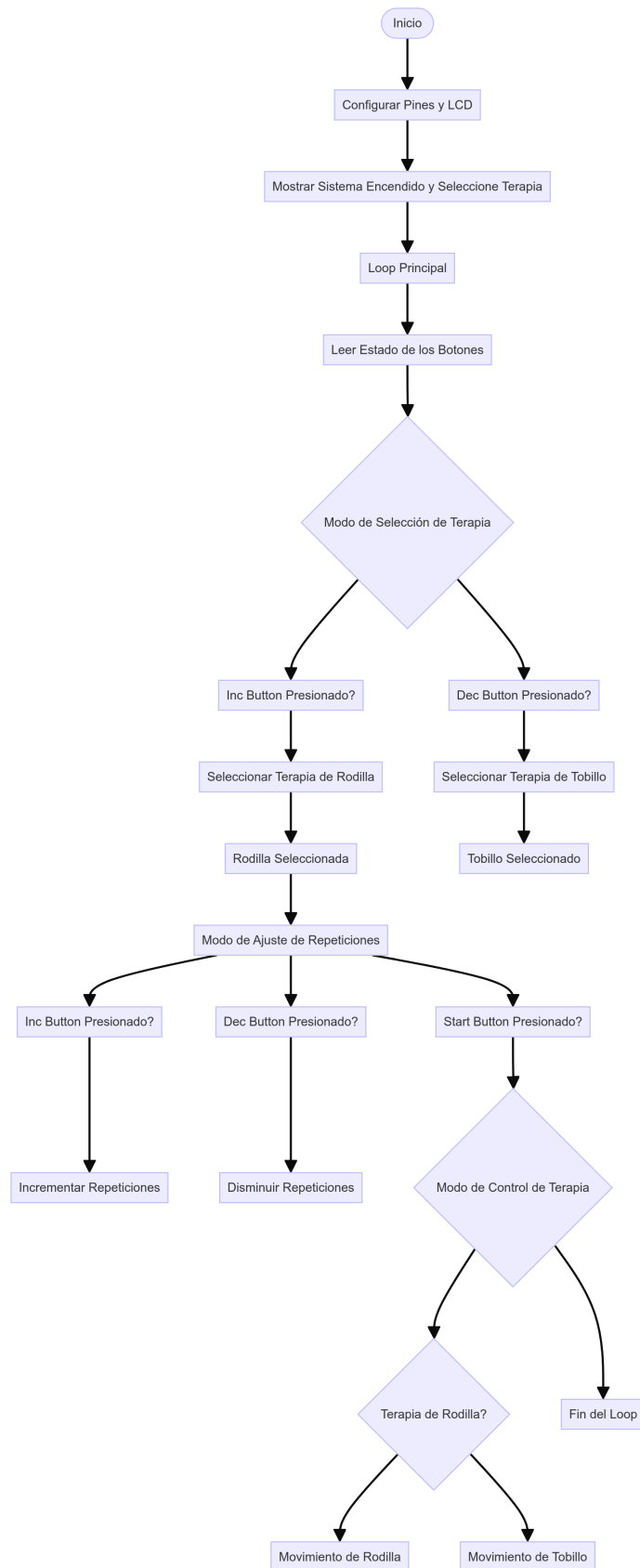


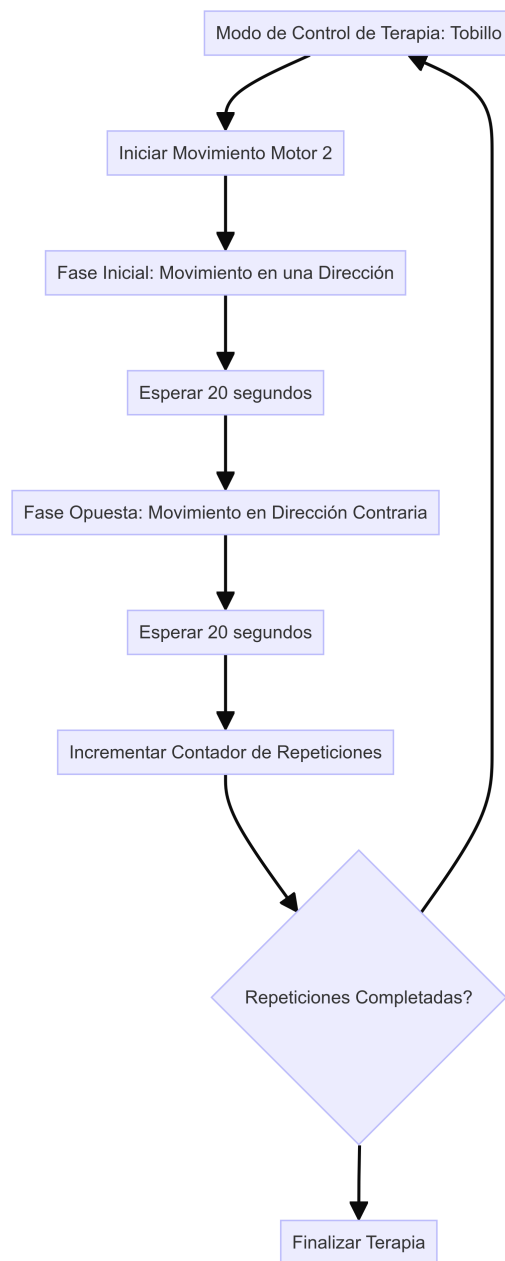
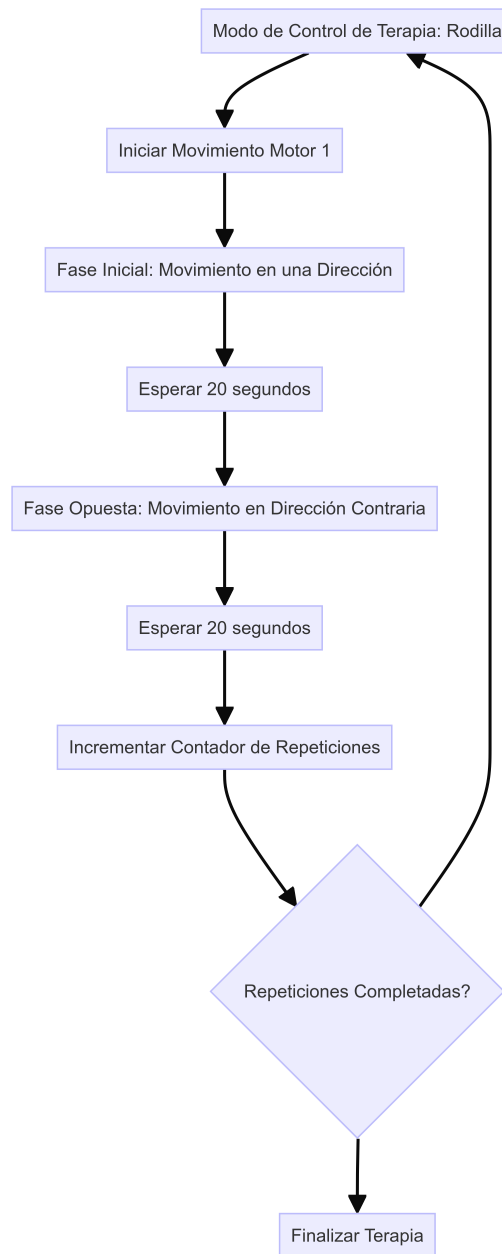
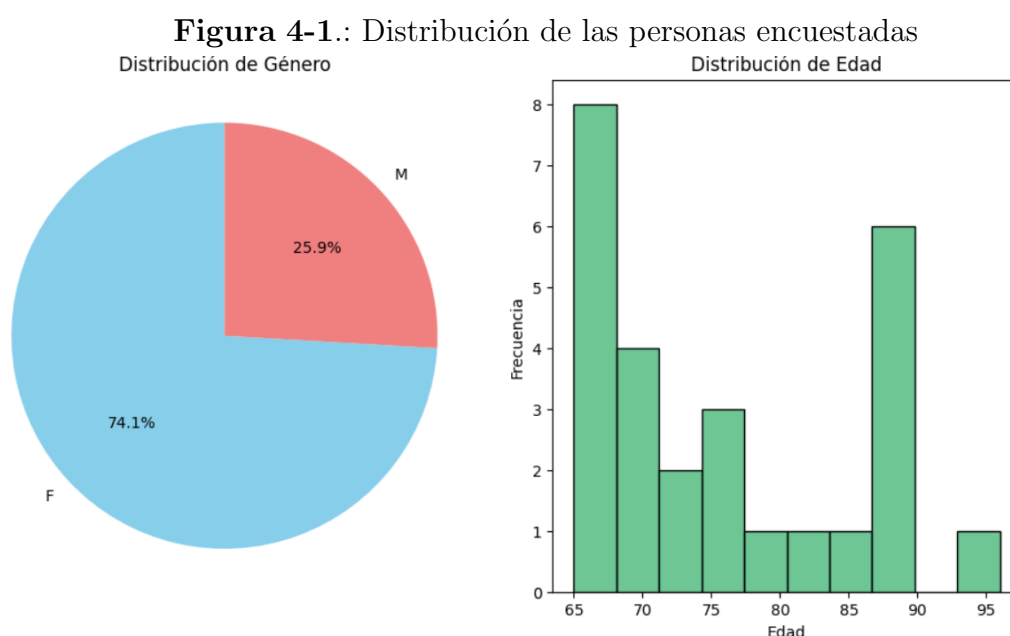
Figura 3-16.: Diagrama de flujo rutina tobillo

Figura 3-17.: Diagrama de flujo rutina rodilla

4. Análisis y Resultados

Para evaluar el funcionamiento del prototipo rehabilitador de rodilla y tobillo, se realizó una encuesta de satisfacción que se puede observar en el anexo F dirigida a personas mayores de 65 años, pertenecientes al grupo de adultos mayores. En el gráfico 4-1 se puede observar que en su mayoría la encuesta fue realizada en mujeres, esto se debe a la disponibilidad, además se puede observar la distribución de edad, se ve que tiene un alto índice en edades de 65 años en adelante.



Nota. "F" significa femenino y "M" masculino

4.1. Presentación de resultados

En esta sección, se presentara los resultados obtenidos con la encuesta realizada.

4.1.1. Sección 1

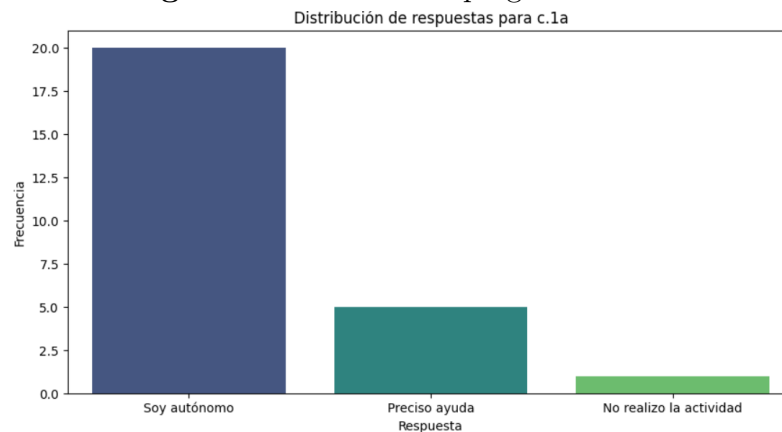
En la sección 1 se presenta una serie de 5 preguntas relacionado con actividades que puede o no realizar la persona antes de usar el prototipo. Estas preguntas se obtuvieron de la encuesta a usuarios de fisioterapia preventiva y de mantenimiento para mayores del ayuntamiento de Madrid, bloque 10 datos de clasificación.

Pregunta general: C.1- Le voy a nombrar una serie de actividades para que, por favor, me responda si las realiza con autonomía, si precisa ayuda para realizarlas o sino puede realizarlas ni solo ni con ayuda.

Pregunta C.1a

Bajar escaleras

Figura 4-2.: Resultado pregunta C.1a.

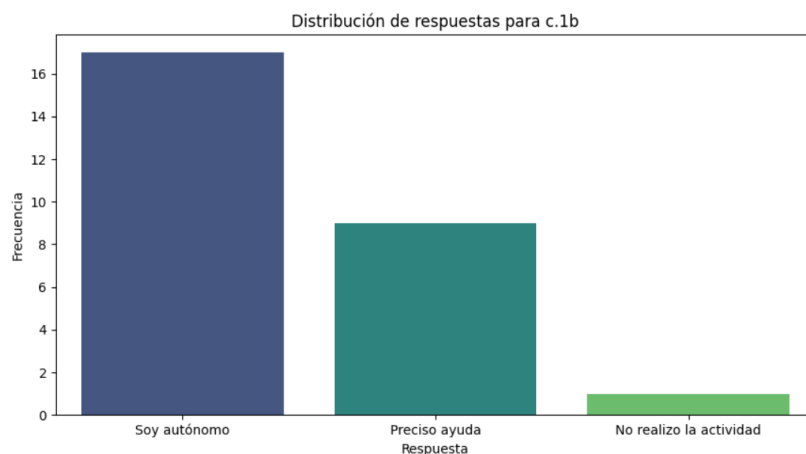


Los resultados se pueden visualizar en la figura 4-2, que nos dice un 74.1 % es autónomo al realizar esta actividad, un 18.5 % necesita de ayuda y un 3.7 % no la realiza ni con ayuda.

Pregunta C.1b

Salir a la calle

Figura 4-3.: Resultado pregunta C.1b.

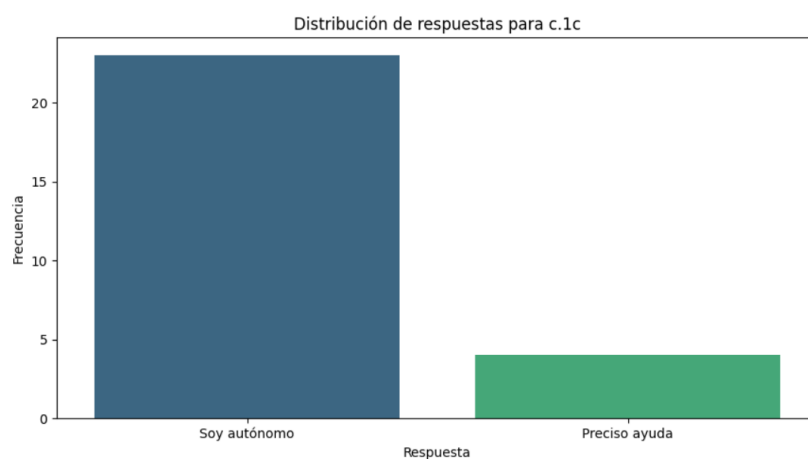


En la figura 4-3 se puede ver que el 63 % realiza de forma independiente esta actividad, el 33.3 % necesita de ayuda y el 3.7 % no la realiza.

Pregunta C.1c

Caminar

Figura 4-4.: Resultado pregunta C.1c.

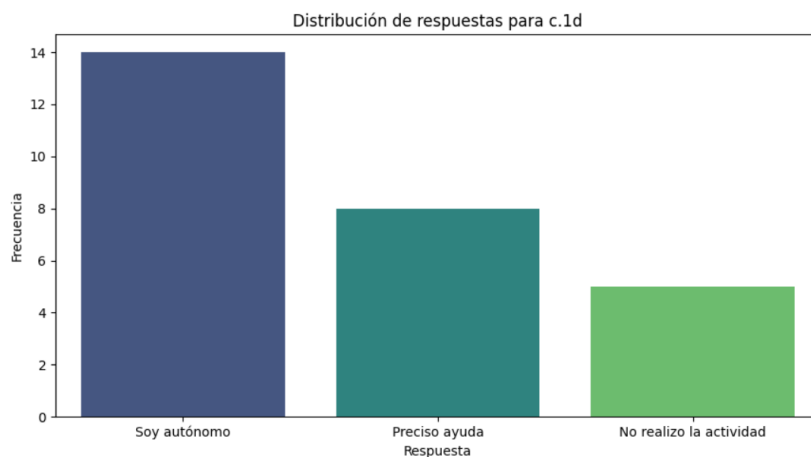


Para nuestra población estudiada tenemos unos datos de 85.2 % puede realizar la actividad de forma autónoma, el 14.8 % con ayuda y el 0 % no la realiza que en la gráfica es imperceptible, estos resultados se pueden observar en el gráfico 4-4.

Pregunta C.1d

Coger transporte público

Figura 4-5.: Resultado pregunta C.1d.

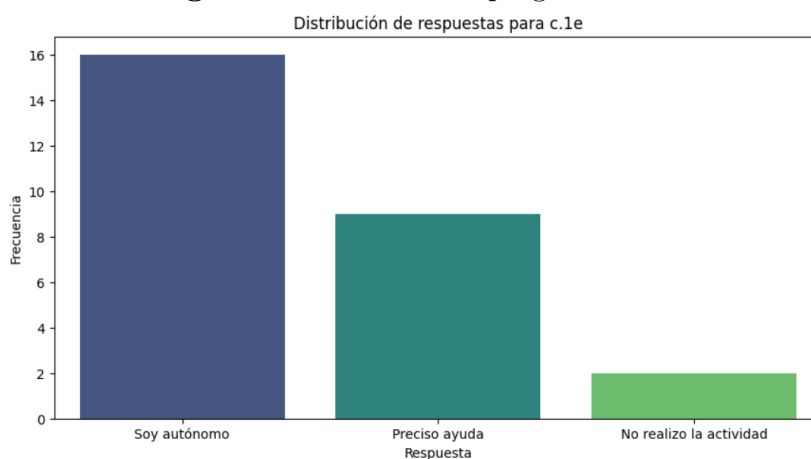


En la figura 4-5 se presenta que el 51.9 % puede realizar de manera autónoma la actividad, el 29.6 % con ayuda y el 18.5 % no la realiza.

Pregunta C.1e

Hacer la compra

Figura 4-6.: Resultado pregunta C.1e.



Una vez tabulada la pregunta 4-6 se presenta que el 65 % si realiza la actividad de manera independiente, el 20 % con ayuda y el 15 % no realiza la actividad.

Entre el 63 % y el 81 % de los encuestados se ven a sí mismos como autónomos en la realización de las actividades mencionadas en las preguntas c.1a a c.1e. Un grupo pequeño necesita ayuda para llevar a cabo estas actividades, sobre todo en c. 1b (19 %) y c. 1d (22 %). En c. 1b, se puede observar que un porcentaje aún más bajo de encuestados no realiza estas actividades, ya sea individualmente o con ayuda, siendo especialmente notorio en un 15 %.

En resumen, los datos indican que la mayoría de los encuestados tienen un nivel considerable de independencia en las actividades evaluadas. Sin embargo, se identificaron algunas áreas particulares donde algunos necesitan asistencia o no realizan esas actividades.

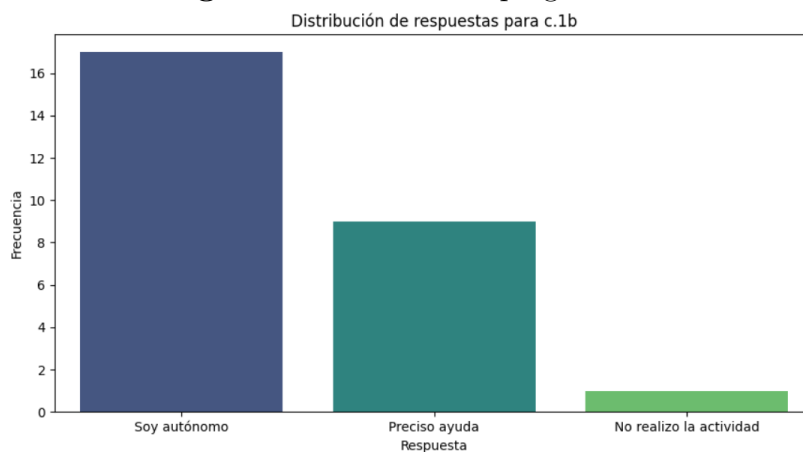
4.1.2. Sección 2.1

En esta sección se presenta una serie de preguntas relacionado con los objetivos que puede haber cumplido la rehabilitación. Estas preguntas se obtuvieron de la encuesta a usuarios de fisioterapia preventiva y de mantenimiento para mayores del ayuntamiento de Madrid, bloque 3, indicadores de impacto de calidad de vida del usuario.

Pregunta 7.1

Ha mejorado su capacidad funcional

Figura 4-7.: Resultado pregunta 7.1

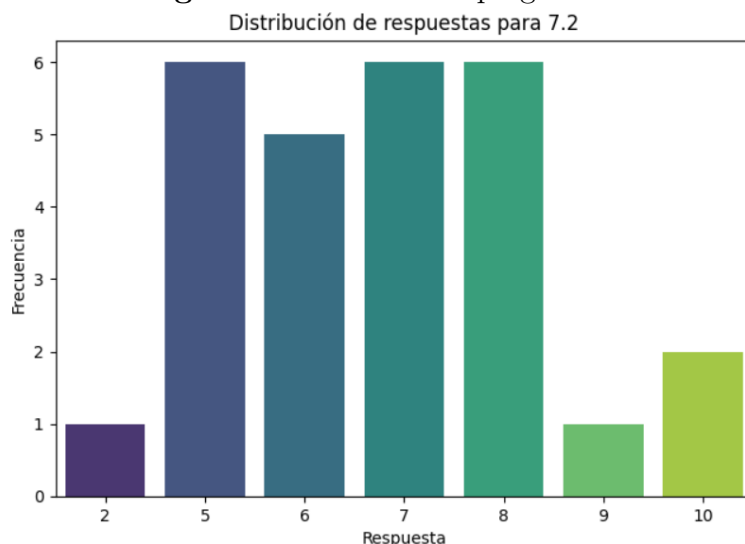


En la figura 4-7 se visualiza que hay una mayor incidencia en una calificación de 7 y en 5. Lo que nos dice que un 37 % y 22.2 % respectivamente noto un cambio pequeño al usar el dispositivo.

Pregunta 7.2

Ha mejorado la realización de las actividades de la vida cotidiana

Figura 4-8.: Resultado pregunta 7.2



Cuando se realizo esta pregunta al usuario se vio que igual predomino la respuesta 5,7 y 8 fueron los mas altos con un 22.2 %, es decir que o no notaron cambio o el cambio fue mínimo, lo que se ve en la figura 4-8.

Pregunta 7.3

Ha mejorado las siguientes actividades:

- 7.3a. Bajas escaleras
- 7.3b. Salir a la calle
- 7.3c. Caminar
- 7.3d. Coger transporte publico

Figura 4-9.: Resultado pregunta 7.3a

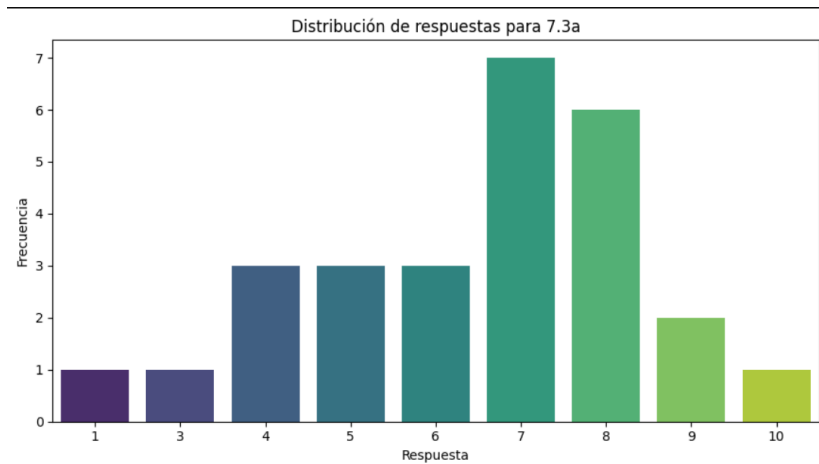
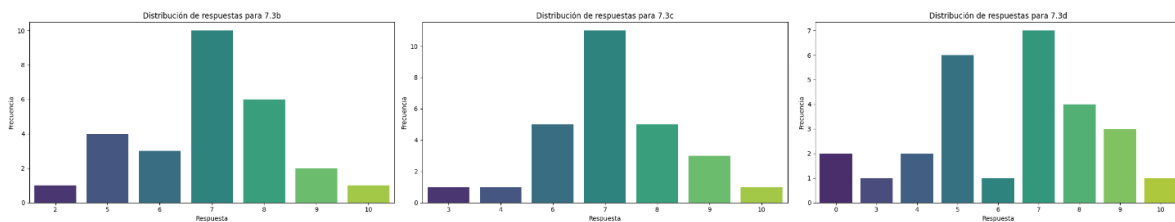


Figura 4-10.: Resultados preguntas 7.3b a 7.3d



En promedio, los participantes reportaron una mejora moderada en su capacidad funcional (con un promedio de 6.22) y en la ejecución de actividades diarias (promediando 6.41), según se evidencia en los resultados obtenidos. Sin embargo, las actividades específicas muestran variabilidad: El promedio obtenido por bajar escaleras fue de 6.04, salir a la calle 6.52, caminar 6.7, y coger transporte público 6 esto se puede visualizar en la figura 4-9 y 4-10.

Estos promedios indican que hay participantes que experimentan mejoras significativas, pero también hay otros que tienen dificultades constantes en la independencia para llevar a cabo estas actividades esenciales de la vida diaria, esto puede deberse a las enfermedades que algunos participantes tienen o a la diferencia de edad entre los

mismos.

Al analizar los resultados de la pregunta 7, que abarca tanto la mejora en la capacidad funcional general como en actividades específicas de la vida diaria, se puede apreciar una tendencia positiva aunque existen áreas con necesidad evidente. En general, los participantes informaron un aumento moderado en su capacidad funcional y en la ejecución de actividades diarias, con una calificación promedio de 6.22 y 6.41 respectivamente.

4.1.3. Sección 2.2

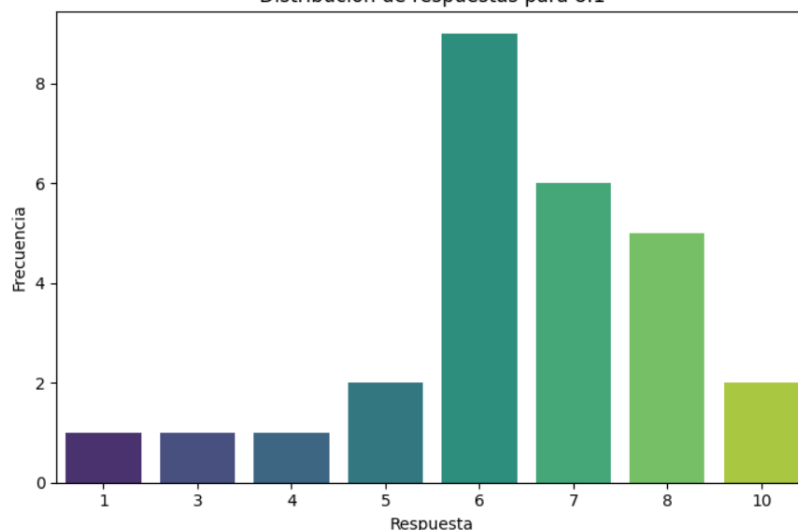
En la sección 2.2 se presenta una serie de 5 preguntas relacionado con la influencia del uso del prototipo en su vida. Estas preguntas se obtuvieron de la encuesta a usuarios de fisioterapia preventiva y de mantenimiento para mayores del ayuntamiento de Madrid, bloque 3, indicadores de impacto de calidad de vida del usuario.

Pregunta general: P.8- A continuación, le voy a leer una serie de frases sobre la influencia que tuvo en su vida cotidiana al utilizar el prototipo de rehabilitador. Por favor, utilice una escala de valoración de 0 a 10, donde “0” significa que lo incumple totalmente y “10” que lo cumple totalmente.

Pregunta 8.1

Ha mejorado en su autonomía e independencia

Figura 4-11.: Resultados pregunta 8.1
Distribución de respuestas para 8.1

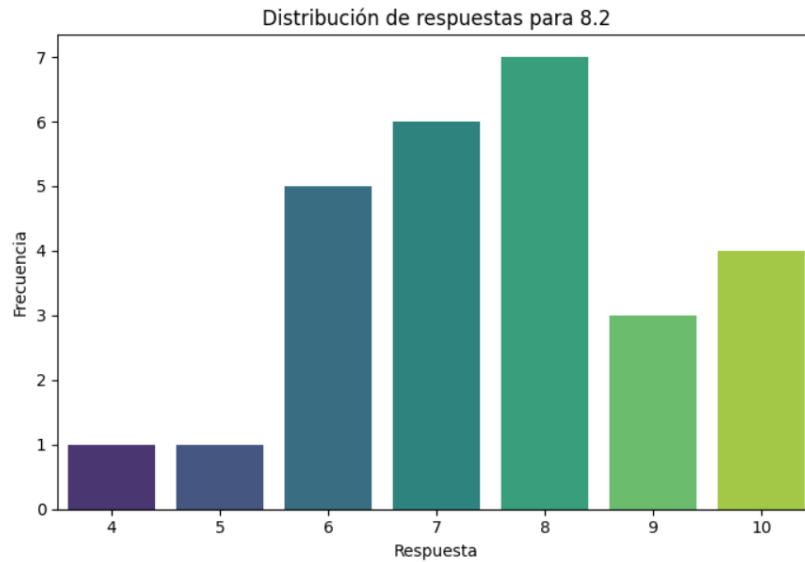


En la figura 4-11 se observa que es evidente que los participantes informaron de una mejora moderada en general en este ámbito concreto. Con una calificación media de 6.07. La mayoría de los encuestados reportó una mejora significativa.

Pregunta 8.2

Ha mejorado su estado de ánimo

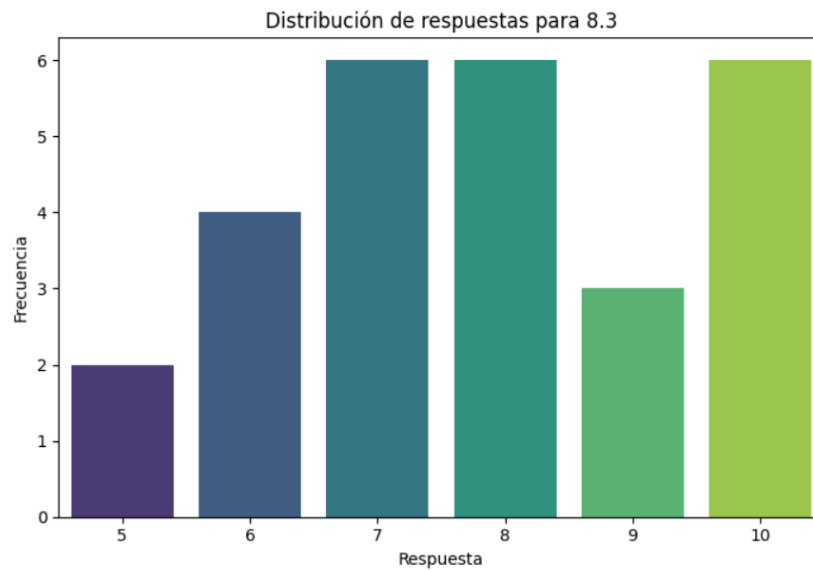
Figura 4-12.: Resultados pregunta 8.2



Los participantes informaron un promedio de 7.41, según lo observado en la figura 4-12. Esto implica que, en líneas generales, los participantes experimentan una considerable mejora en su estado de ánimo. Un promedio superior a 7 en cuanto al valor indica una considerable mejora emocional percibida por parte de los participantes, lo cual es un indicativo positivo de bienestar emocional y psicológico. Sin embargo, se puede seguir mejorando, ya que algunos participantes no lograron llegar al nivel máximo de 10.

Pregunta 8.3

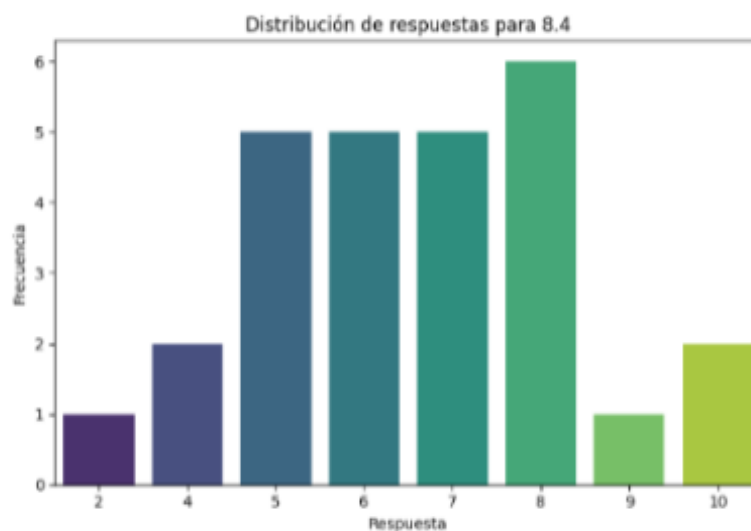
Se siente usted más tranquilo

Figura 4-13.: Resultados pregunta 8.3

El promedio reportado por los participantes fue de 7.8. Este promedio indica que la gran mayoría de los encuestados perciben una sensación notablemente mejorada de tranquilidad. La respuesta que sobresale para este pregunta es de 7 que se puede observar en la figura 4-13.

Pregunta 8.4

Su estado de salud, en general, ha mejorado.

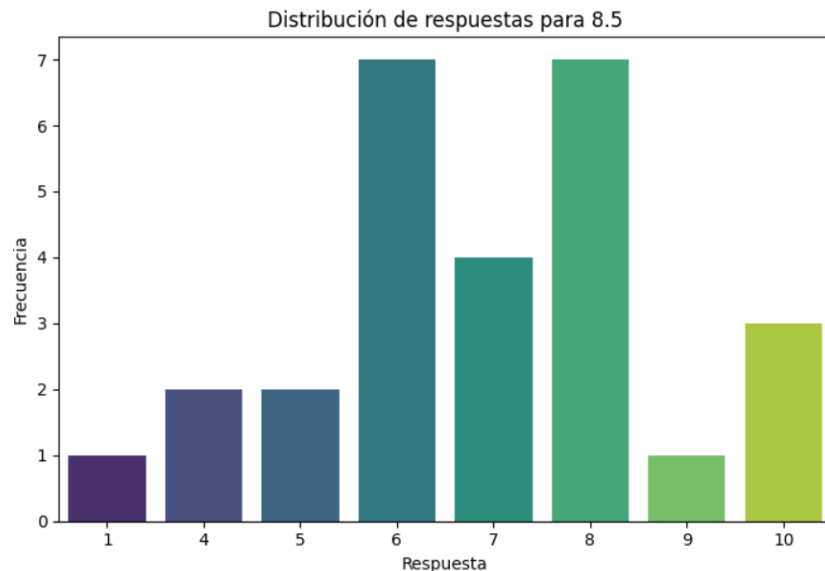
Figura 4-14.: Resultados pregunta 8.4**Figura 4-15.:** Enter Caption

Para la pregunta antes mencionada se obtiene un promedio de 6.41. Según este resultado, se puede observar una mejora pequeña en la percepción del estado de salud general por parte de los encuestados. A pesar de que algunos participantes han experimentado mejoras significativas y esto se ha reflejado en puntuaciones más altas, el promedio indica que aún existen muchos desafíos que se puede ver en la figura 4-15 en cuanto a la salud general. Este descubrimiento resalta la importancia de seguir y, tal vez, aumentar las medidas de salud para abordar los aspectos que todavía necesitan atención.

Pregunta 8.5

Ha supuesto un beneficio para su familia.

Figura 4-16.: Resultados pregunta 8.5



El promedio de 6.41 señala que los participantes reportan un beneficio de nivel medio para sus familias resultante de las intervenciones o tratamientos recibidos. Mientras que algunos participantes informaron beneficios significativos con puntuaciones de 8 como se ve en la figura 4-16, otros mencionaron beneficios mínimos incluso con puntuaciones tan bajas como 1. Esta diversidad de experiencias y percepciones en los beneficios se refleja en esta escala.

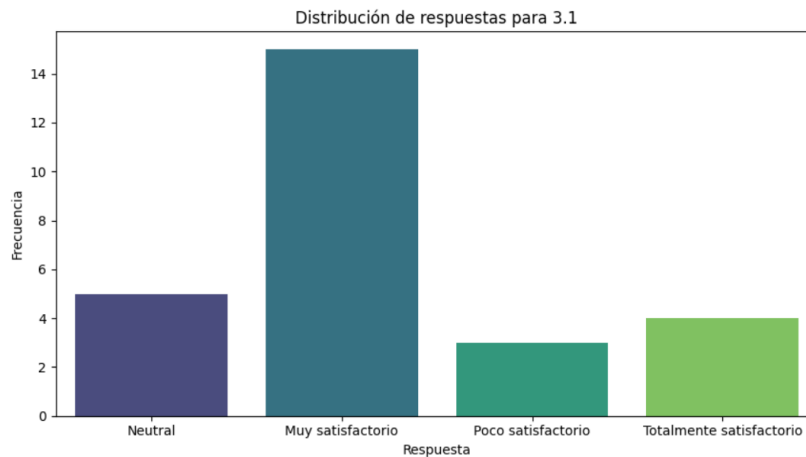
4.1.4. Sección 3

En esta sección se presenta una serie de 4 preguntas relacionado con el uso del prototipo de manera general.

Pregunta 3.1

¿Qué tan fácil es de usar el rehabilitador?

Figura 4-17.: Resultados pregunta 3.1

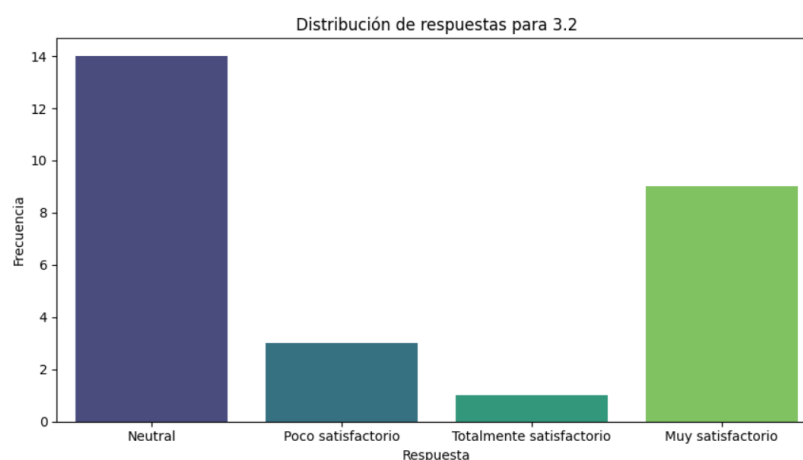


En la figura 4-17 se observa que la mayoría de los usuarios opinan que el rehabilitador es sumamente satisfactorio o completamente satisfactorio con un promedio de 8.19. La mayoría tiene una opinión positiva o muy satisfactoria. En consecuencia, es posible llegar a la conclusión de que el rehabilitador es ampliamente aceptado y considerado como fácil de utilizar por la mayoría de los usuarios.

Pregunta 3.2

¿Qué tan cómodo es el rehabilitador?

Figura 4-18.: Resultados pregunta 3.2



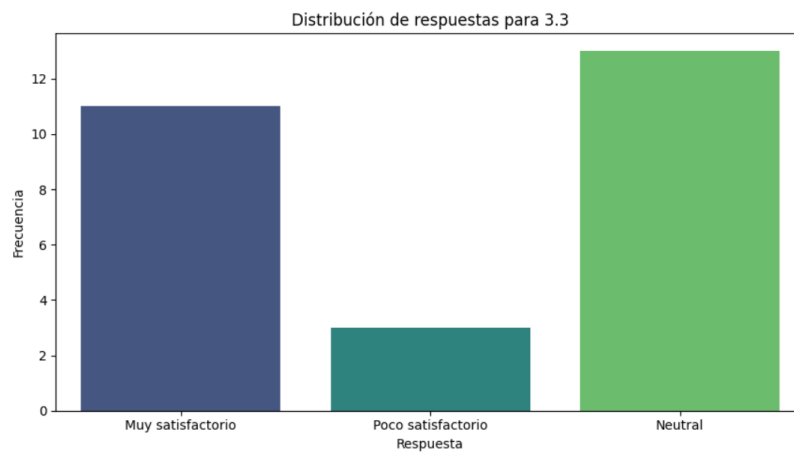
La mayoría de los usuarios (85 %) se sienten cómodos o tienen una opinión positiva sobre el rehabilitador, solo hay una pequeña minoría insatisfecha que se ve en la figura

4-18, por lo que se asume que el prototipo es cómodo, aunque todavía se pueden realizar mejoras.

Pregunta 3.3

¿Qué tan efectivo ha sido el rehabilitador para aliviar sus síntomas?

Figura 4-19.: Resultados pregunta 3.3

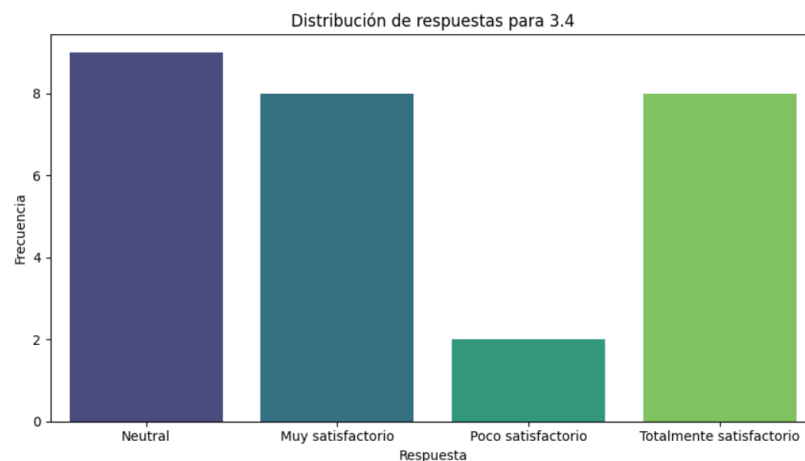


El 8 % de los usuarios muestras una respuesta positiva que se ve en la figura ??, por lo que solo una minoría no vio resultados, esto puede deberse a que solo se realizo una sesión.

Pregunta 3.4

¿Qué tan satisfecho estas con el rehabilitador en general?

Figura 4-20.: Resultados pregunta 3.4



Los usuarios dieron respuestas variadas como se ve en la figura ??, con la mayoría indicando niveles moderados a altos de satisfacción. El 33 % de los usuarios les pareció una satisfacción neutra, el 29.6 % mostró una satisfacción alta (puntuaciones 4 y 5), y un 7.4 % indicó una poca satisfacción.

Se puede concluir que la mayoría de los pacientes tienen una percepción positiva del prototipo en cuanto a su facilidad de uso, comodidad y efectividad para aliviar síntomas. El 80 % de los usuarios encuentra que el rehabilitador es fácil de usar, el 65 % lo considera cómodo, y un notable 85 % opina que es efectivo para aliviar sus síntomas.

4.1.5. Sección 4

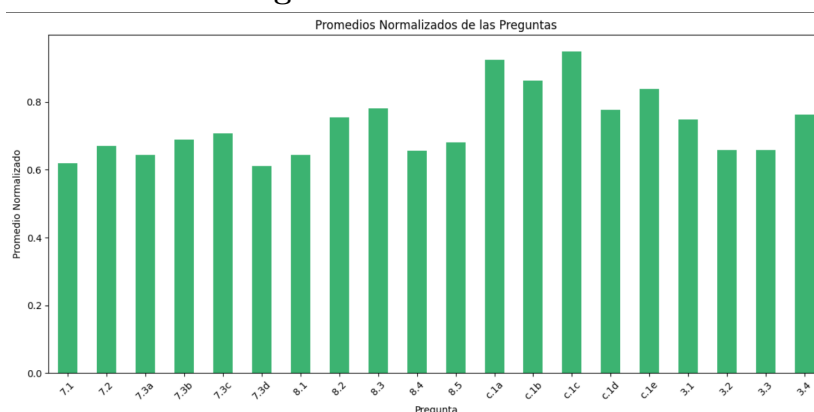
En esta sección se realizó 3 preguntas abiertas, que se incluirá en la sección de conclusiones y recomendaciones.

- 4.1 ¿Qué es lo que más te gusta del rehabilitador?
- 4.2 ¿Qué es lo que menos te gusta del rehabilitador?
- 74.3 ¿Tienes alguna sugerencia para mejorar el rehabilitador?

Estas preguntas nos ayudaron a tomar en cuenta aspectos que se podrían mejorar y otros que se podrían quitar u omitir.

En la figura 4-21 se puede observar un resumen de los valores obtenidos en la encuesta por pregunta, para obtener la gráfica se realizó una normalización de los promedios. Como vemos todos los valores superan la media, lo cual nos dice que los pacientes notaron un pequeño cambio luego de realizar la terapia.

Figura 4-21.: Resumen de valores



Nota. Para realizar esta gráfica se normalizaron los promedios obtenidos por pregunta.

Las preguntas del grupo C han obtenido altos promedios normalizados en las preguntas que abarcan una amplia variedad de temas, lo cual refleja una percepción generalmente positiva en estas áreas, si revisamos la encuesta en el anexo E, podemos observar que

estas preguntas son aquellas que demandan mas esfuerzo físico al realizar la actividad. Los promedios normalizados revelan que las opiniones son bastante constantes en todas las categorías de preguntas, aunque se presentan algunas variaciones significativas que resaltan áreas específicas con niveles más altos o más bajos de satisfacción. En general, se puede apreciar una percepción positiva en este análisis.

5. Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones

El avance significativo en el campo de la biomedicina se ve reflejado en el desarrollo de un prototipo diseñado para adultos mayores con riesgo de sarcopenia, que busca rehabilitar tanto la rodilla como el tobillo. Gracias al empleo de software avanzado como CAD y CAE, se ha logrado desarrollar un prototipo.

Las pruebas realizadas en pacientes de la tercera edad mostraron pequeños avances en la movilidad de dichas articulaciones, cabe mencionar que solo se realizó una sesión de terapia, debido al tiempo, por lo que si se llevara un plan de rehabilitación propuesto por un médico especialista se podrían obtener mejores resultados.

Debido a la incorporación de componentes electrónicos se logró un prototipo que pueda ser programado por el especialista, evitando así la constante vigilancia del especialista para la terapia, lo que reduce los costos de personal y hace más eficiente las terapias.

Además de brindar una solución práctica a un problema médico específico, este proyecto también crea oportunidades para investigaciones y avances futuros en el campo de la rehabilitación asistida por robots.

El prototipo final demostró ser funcional y efectivo en pruebas preliminares, mostrando una alta aceptación por parte de los usuarios debido a su facilidad de uso y comodidad, las pruebas realizadas confirmaron que el dispositivo cumple con los objetivos de diseño, proporcionando una herramienta efectiva para la rehabilitación.

5.2. Recomendaciones

Para futuros trabajos, se recomienda implementar un control de los actuadores lineales mediante finales de carrera conectados directamente al Arduino. Esta mejora optimizará el flujo de la terapia al evitar movimientos innecesarios.

Durante las pruebas realizadas, se observó que el dispositivo debería ser ajustable para adaptarse a diferentes medidas corporales. Aunque se diseñó inicialmente utilizando medidas estándar de adultos mayores, se identificaron dificultades al realizar la terapia en personas significativamente más altas que las consideradas durante la fabricación.

del dispositivo.

A. Anexo: Planos

4

3

2

1

F

E

D

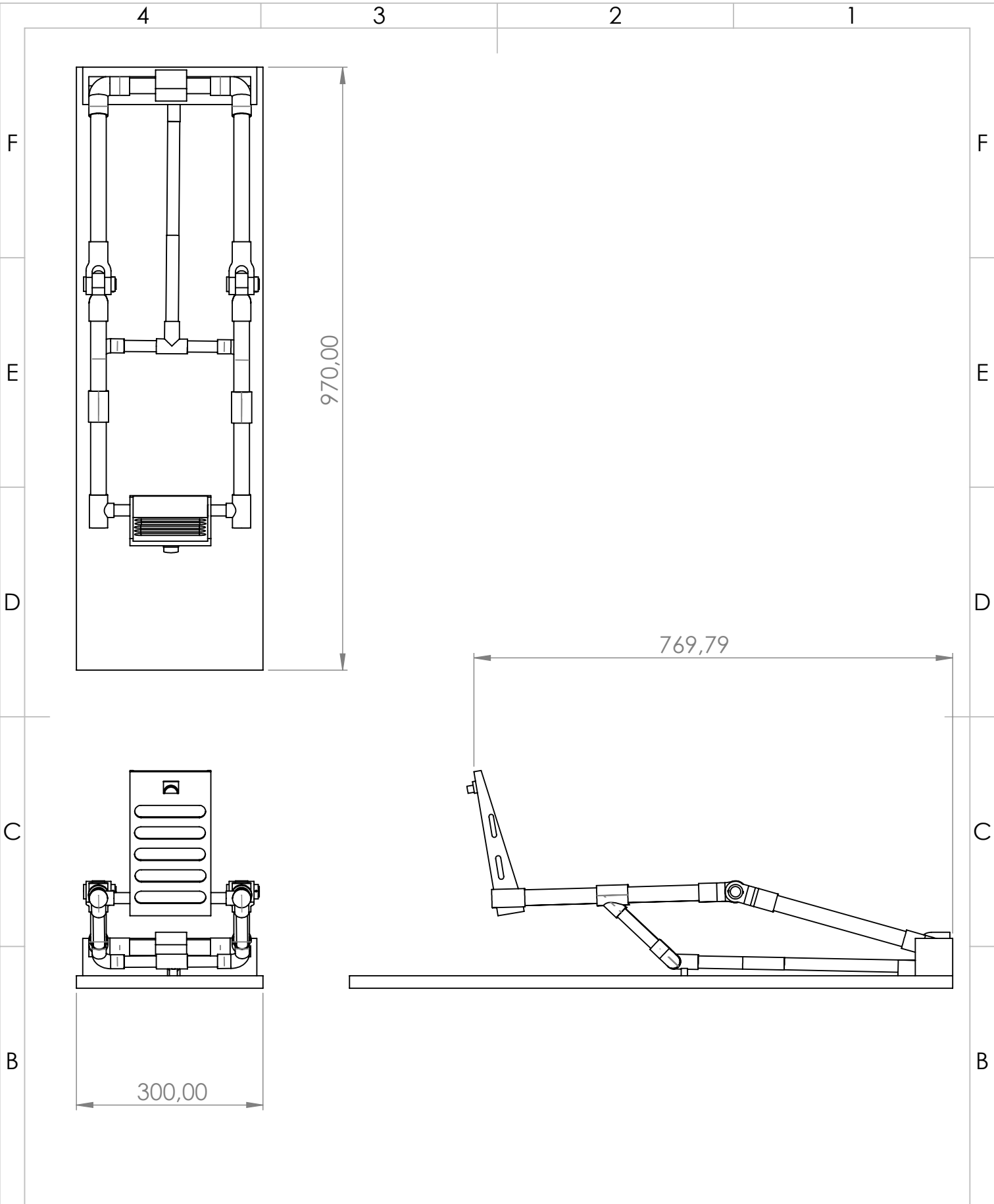
C

B

A

ITEM NO.	PART NUMBER	QTY.
1	base rectangular 100x30cm	1
2	Apoyo alzado	1
3	union extensiones	1
4	extensiones	2
5	codoT	2
6	tubo 6cm	2
7	asiento_pie	1
8	agarrealzado	1
9	union actuador	1
10	piston	1
11	asiento	1
12	agarre actuador tobillo	1

1/7	Partes del mecanismo	1:10	PLA / Aluminio cromado y MDF
Lámina Cant:	Descripción:	Escala:	Material:
		Autores: Micaela Recalde Mikcaela Tamayo	
		Biomedicina	
		PROTOTIPO REHABILITADOR	
4	3	2	1



A	2/7	1	Proyecciones Prototipo	1:8	PLA, Aluminio Cromado y MDF	A
	Lámina	Cant:	Descripción:	Escala:	Material:	
				Autores: Micaela Recalde Mikcaela Tamayo		
				Biomedicina		
				PROTOTIPO REHABILITADOR		
	4		3	2	1	

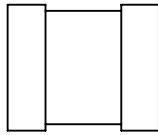
4

3

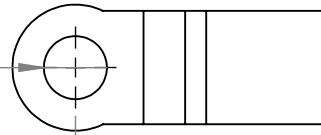
2

1

F



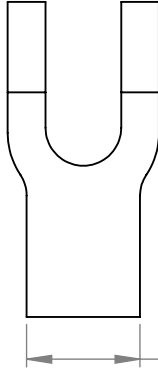
16,67



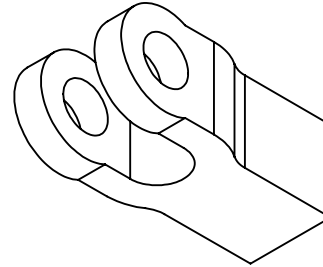
66,67

F

E



30,00



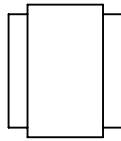
E

D

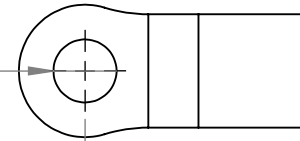
3/7	2	Eslabon Hembra	1:2	PLA
Lámina	Cant:	Descripción:	Escala:	Material:

D

C



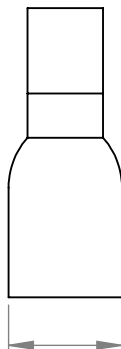
16,67



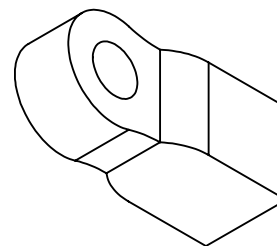
59,01

C

B



30,00



B

A

3/7	2	Eslabon Macho	1:2	PLA
Lámina	Cant:	Descripción:	Escala:	Material:
 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR			Autores: Micaela Recalde Mikcaela Tamayo	
			Biomedicina	
			ESLABONES PARA ARTICULACIÓN	

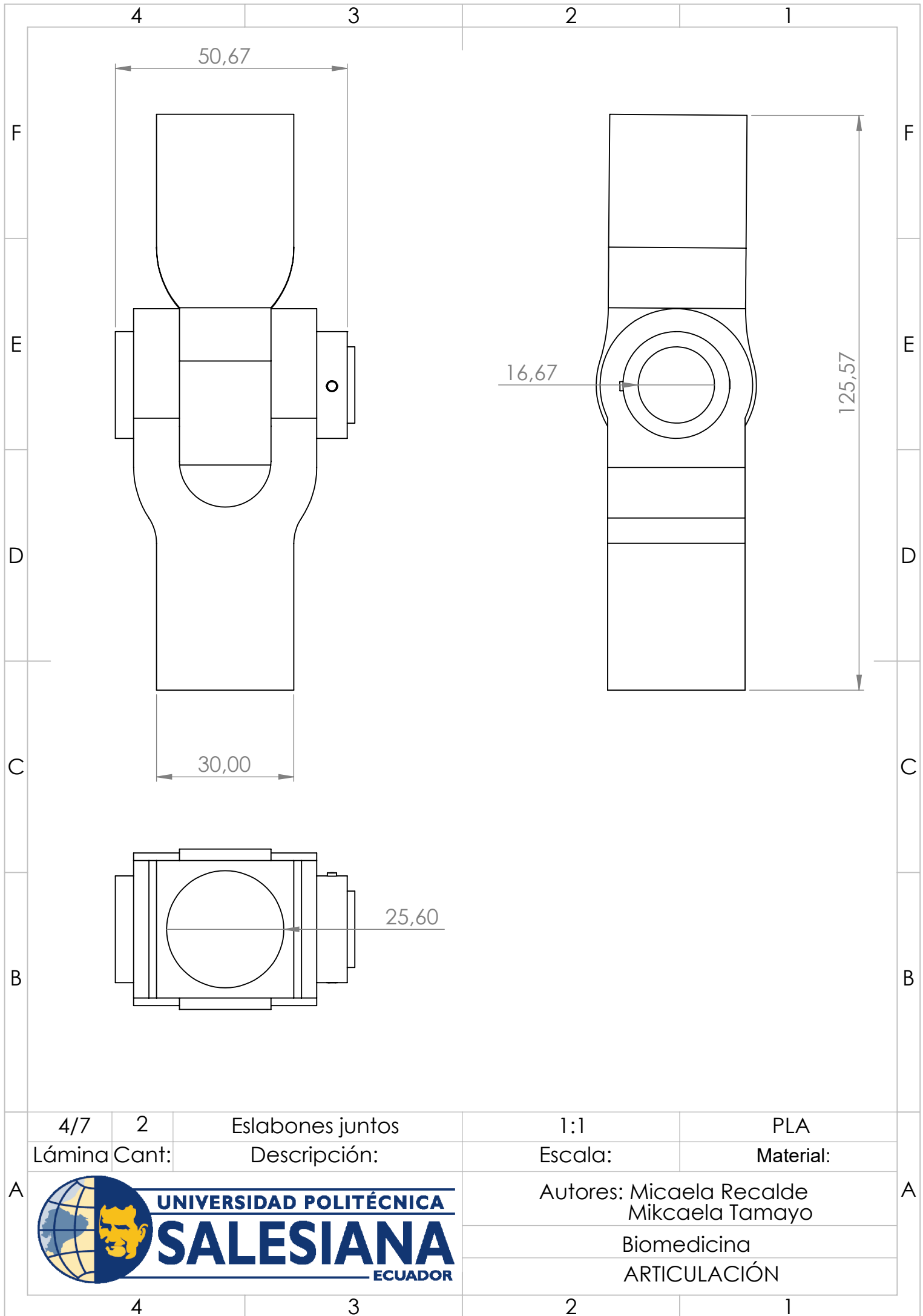
A

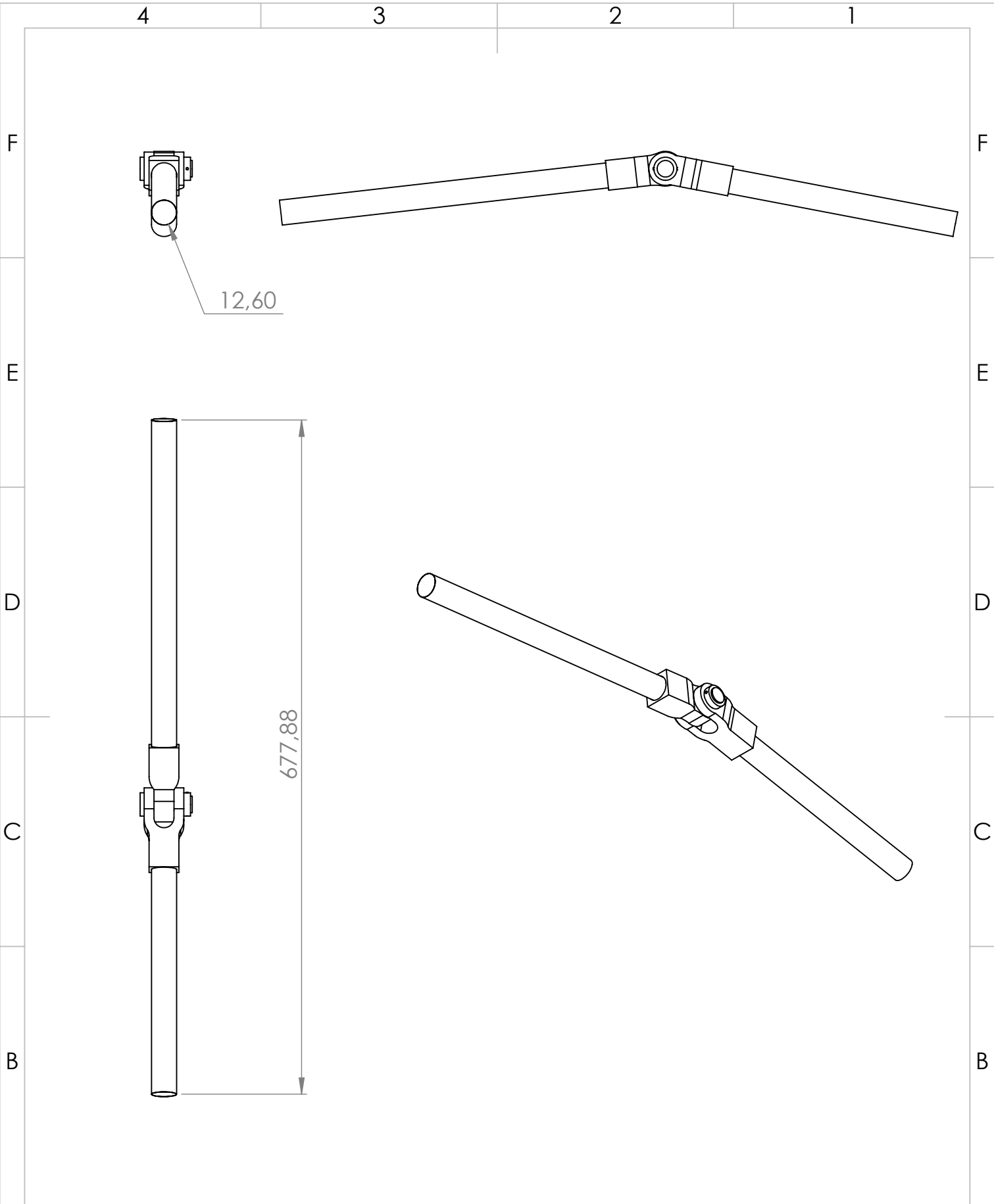
4

3

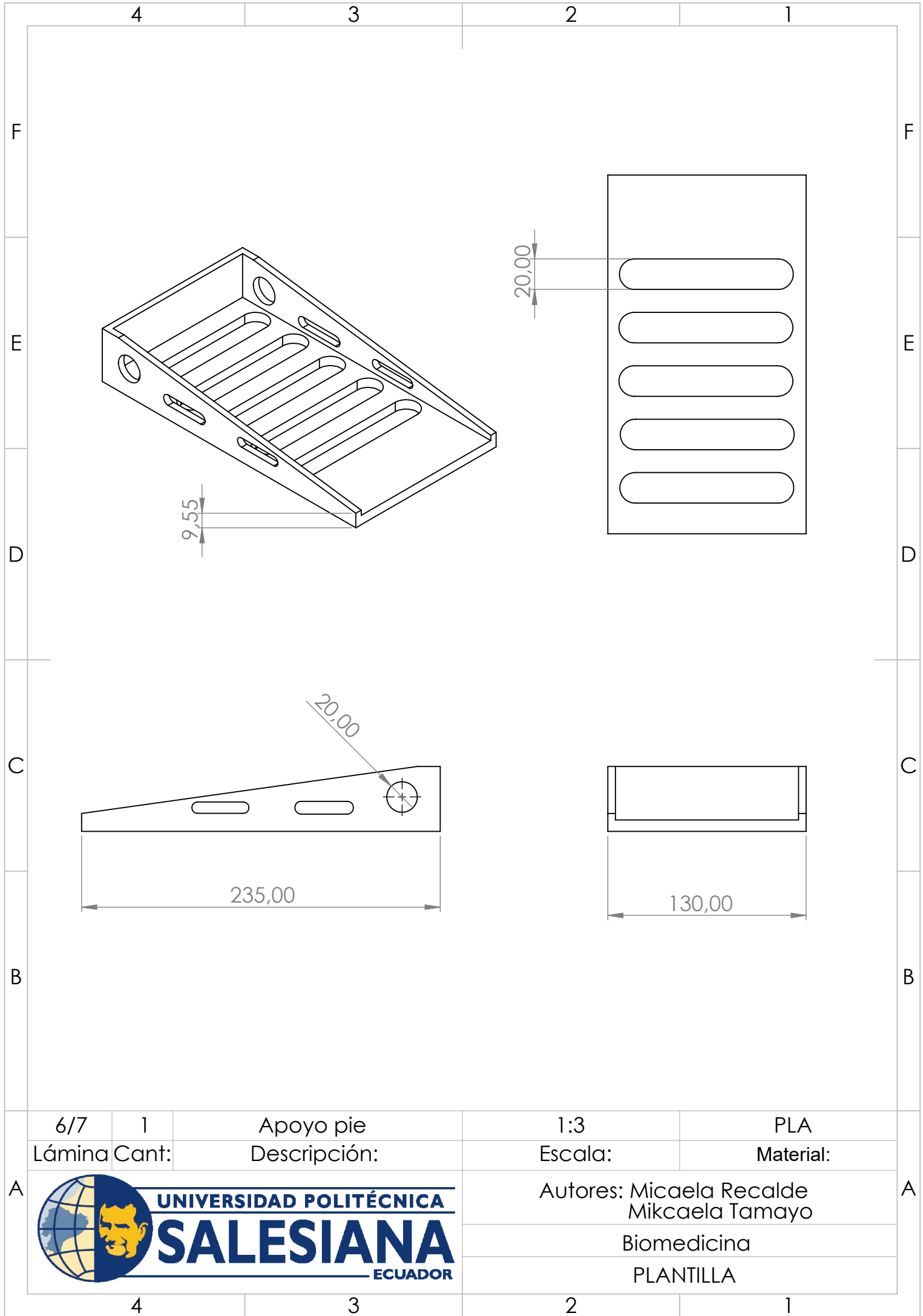
2

1





5/7		2	Extensión para articulación	1:5	Aluminio cromado y PLA
Lámina		Cant:	Descripción:	Escala:	Material:
A				Autores: Micaela Recalde Mikcaela Tamayo	
				Biomedicina	



		4	3	2	1																						
F						F																					
E						E																					
D		<table><tr><td>7/7</td><td>6</td><td>Codos 90 grados</td><td>1:2</td><td>PLA</td></tr><tr><td>Lámina</td><td>Cant:</td><td>Descripción:</td><td>Escala:</td><td>Material:</td></tr></table>		7/7	6	Codos 90 grados	1:2	PLA	Lámina	Cant:	Descripción:	Escala:	Material:			D											
7/7	6	Codos 90 grados	1:2	PLA																							
Lámina	Cant:	Descripción:	Escala:	Material:																							
C						C																					
B						B																					
A		<table><tr><td>7/7</td><td>2</td><td>Codos 45 grados</td><td>1:2</td><td>PLA</td></tr><tr><td>Lámina</td><td>Cant:</td><td>Descripción:</td><td>Escala:</td><td>Material:</td></tr><tr><td colspan="3" rowspan="4"> UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR</td><td colspan="2">Autores: Micaela Recalde</td></tr><tr><td colspan="2">Mikcaela Tamayo</td></tr><tr><td colspan="2">Biomedicina</td></tr><tr><td colspan="2">CODOS</td></tr></table>		7/7	2	Codos 45 grados	1:2	PLA	Lámina	Cant:	Descripción:	Escala:	Material:	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR			Autores: Micaela Recalde		Mikcaela Tamayo		Biomedicina		CODOS				A
7/7	2	Codos 45 grados	1:2	PLA																							
Lámina	Cant:	Descripción:	Escala:	Material:																							
 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR			Autores: Micaela Recalde																								
			Mikcaela Tamayo																								
			Biomedicina																								
			CODOS																								
		4	3	2	1																						

B. Anexo:Esquema del Circuito

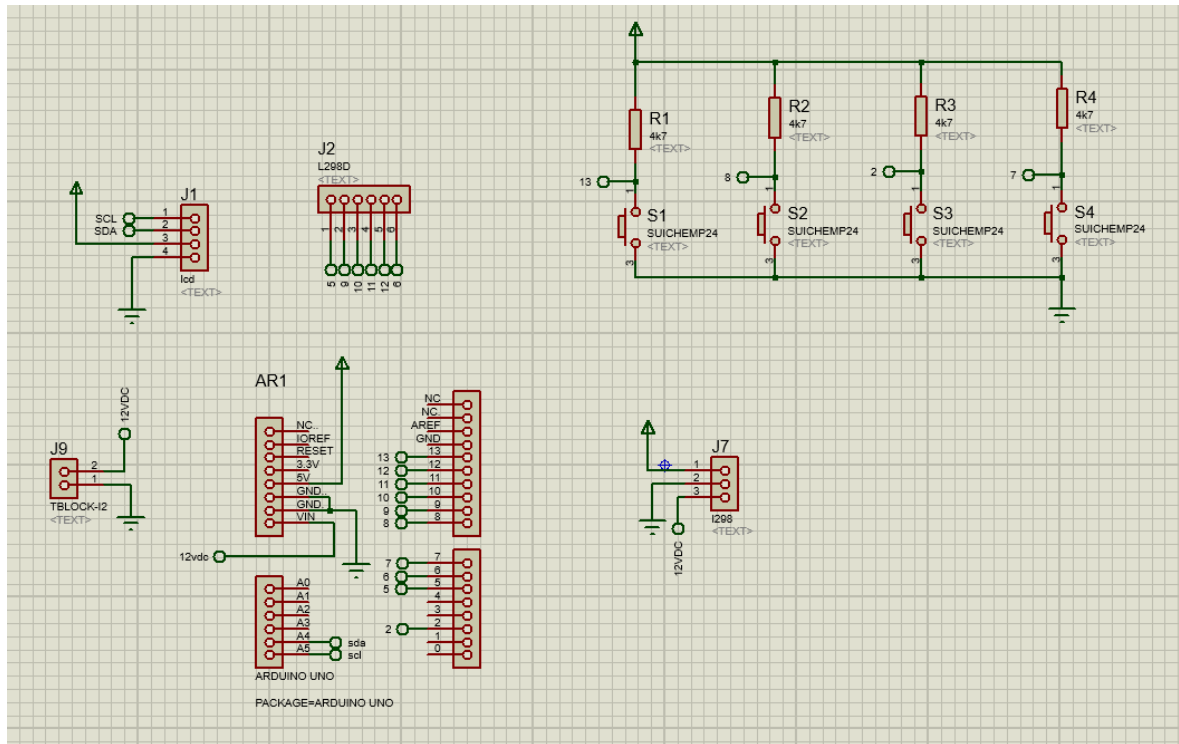


Figura B-1.: Esquema del circuito

C. Anexo:Placa PCB Circuito

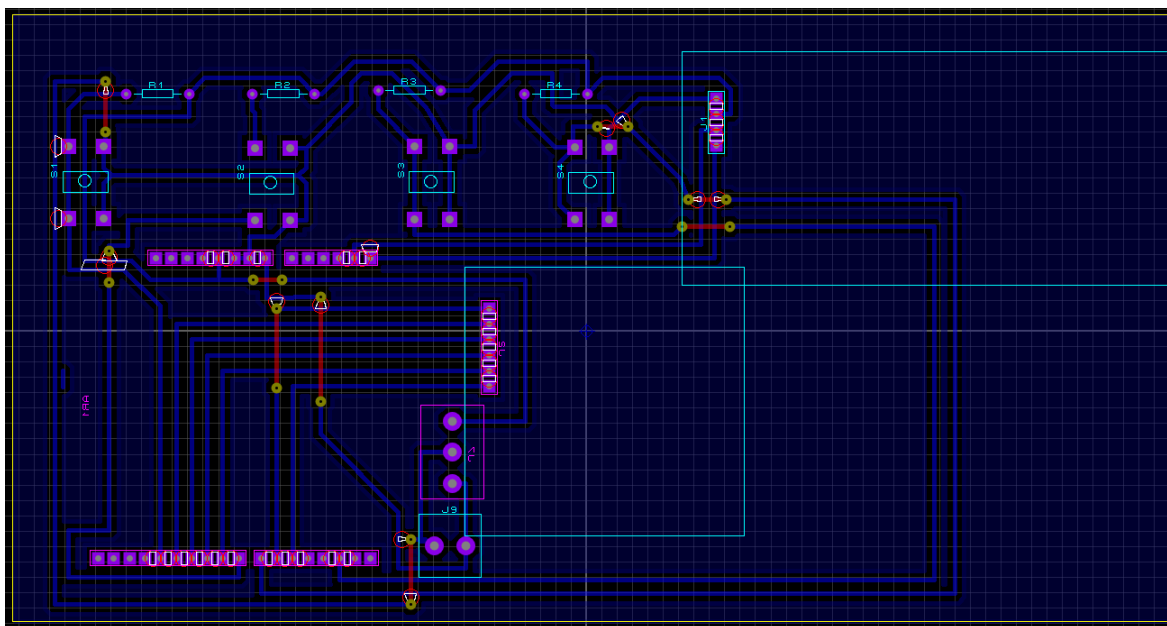


Figura C-1.: Placa PCB del circuito

D. Anexo:Código de Arduino

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

const int A1A = 11;
// Pin A1A del L298 para control de motor 1
const int A1B = 12;
// Pin A1B del L298 para control de motor 1
const int A2A = 10;
// Pin A2A del L298 para control de motor 2
const int A2B = 9;
// Pin A2B del L298 para control de motor 2

int ledRodilla = 4;
int ledTobillo = 3;

// Pines de habilitacion para el modulo L298
const int ENA = 5;
// Puedes conectar ENA del L298 a cualquier pin digital
const int ENB = 6;
// Puedes conectar ENB del L298 a cualquier pin digital

// Botones para el control de repeticiones y el inicio
const int incButton = 8;
const int decButton = 7;
const int startButton = 2;
const int stopButton = 13;
// Boton para detener la terapia

unsigned long startTime1 = 0;
unsigned long startTime2 = 0;
int repetitions = 1;
int currentRepetition = 0;
bool therapyActive = false;
bool kneeTherapySelected = false;
bool ankleTherapySelected = false;
bool therapySelectionMode = true;
```

```

// Modo de seleccion de terapia
bool repetitionSettingMode = false;
// Modo de ajuste de repeticiones

// Variables para control de tiempo
unsigned long motorStartTime = 0;
// Tiempo de inicio de movimiento del motor
const unsigned long phaseDuration = 20000;
// Duracion de cada fase (20 segundos = 20000 milisegundos)

// Inicializa la pantalla LCD con la direccion I2C
0x27 (puede variar , verifica la tuya)
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

void setup() {
    pinMode(A1A, OUTPUT);
    pinMode(A1B, OUTPUT);
    pinMode(A2A, OUTPUT);
    pinMode(A2B, OUTPUT);
    pinMode(ledRodilla , OUTPUT);
    pinMode(ledTobillo , OUTPUT);

    pinMode(incButton , INPUT_PULLUP);
    pinMode(decButton , INPUT_PULLUP);
    pinMode(startButton , INPUT_PULLUP);
    pinMode(stopButton , INPUT_PULLUP);
    // Configurar el pin del boton de parada

    pinMode(ENA, OUTPUT);
    // Habilitacion del puente A del L298
    pinMode(ENB, OUTPUT);
    // Habilitacion del puente B del L298

    lcd.init();
    // Inicializa la LCD
    lcd.backlight();
    // Enciende la luz de fondo de la LCD
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print(" Sistema - Encendido");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print(" Seleccione - Terapia");
}

```

```

void loop() {
  bool incButtonState = digitalRead(incButton);
  bool decButtonState = digitalRead(decButton);
  bool startButtonState = digitalRead(startButton);
  bool stopButtonState = digitalRead(stopButton);
  // Leer el estado del boton de parada

  // Modo de seleccion de terapia
  if (therapySelectionMode) {
    if (incButtonState == LOW) {
      kneeTherapySelected = true;
      ankleTherapySelected = false;
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(0, 0);
      lcd.print("Seleccione -Terapia:");
      lcd.setCursor(0, 1);
      lcd.print("Rodilla");
      delay(200); // Debounce delay
    }

    if (decButtonState == LOW) {
      kneeTherapySelected = false;
      ankleTherapySelected = true;
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(0, 0);
      lcd.print("Seleccione -Terapia:");
      lcd.setCursor(0, 1);
      lcd.print("Tobillo");
      delay(200); // Debounce delay
    }

    // Confirmar seleccion de terapia y
    pasar a ajuste de repeticiones
    if (startButtonState == LOW && (kneeTherapySelected
    || ankleTherapySelected)) {
      therapySelectionMode = false;
      repetitionSettingMode = true;
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(0, 0);
      lcd.print("Reps: -");
      lcd.print(repetitions);
    }
  }
}

```

```

// Encender el LED correspondiente a
la terapia seleccionada
if (kneeTherapySelected) {
    digitalWrite(ledRodilla, HIGH);
    digitalWrite(ledTobillo, LOW);
} else {
    digitalWrite(ledRodilla, LOW);
    digitalWrite(ledTobillo, HIGH);
}

digitalWrite(ENA, HIGH);
// Habilitar puente A del L298
digitalWrite(ENB, HIGH);
// Habilitar puente B del L298

delay(200); // Debounce delay
}
} else if (repetitionSettingMode) {
// Ajuste de repeticiones
if (incButtonState == LOW) {
    if (repetitions < 15) {
        repetitions++;
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Reps: -");
        lcd.print(repetitions);
        delay(200); // Debounce delay
    }
}

if (decButtonState == LOW) {
    if (repetitions > 1) {
        repetitions--;
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Reps: -");
        lcd.print(repetitions);
        delay(200); // Debounce delay
    }
}

// Iniciar la terapia
if (startButtonState == LOW && !therapyActive) {

```

```

    therapyActive = true;
    repetitionSettingMode = false;
    currentRepetition = 0;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Iniciando Terapia");
    delay(1000); // Pausa para mostrar
    el mensaje de inicio
}
} else if (therapyActive) {
    // Control de la terapia
    if (stopButtonState == LOW) {
        // Verificar si se presiona el boton de parada
        // Detener la terapia y volver al modo
        de seleccion de terapia
        therapyActive = false;
        therapySelectionMode = true;
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Terapia Detenida");
        delay(2000);
        // Pausa para mostrar el mensaje de detencion
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Sistema Encendido");
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("Seleccione Terapia");

        // Apagar los LEDs al detener la terapia
        digitalWrite(ledRodilla, LOW);
        digitalWrite(ledTobillo, LOW);

        // Detener los motores y deshabilitar
        los puentes H al detener la terapia
        digitalWrite(A1A, LOW);
        digitalWrite(A1B, LOW);
        digitalWrite(A2A, LOW);
        digitalWrite(A2B, LOW);
        digitalWrite(ENA, LOW);
        digitalWrite(ENB, LOW);
    } else if (currentRepetition < repetitions) {
        unsigned long currentTime = millis();

```

```

if (currentTime - motorStartTime < phaseDuration) {
  // Movimiento en una direccion durante la fase actual
  if (kneeTherapySelected) {
    // Terapia de rodilla
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Terapia: - Rodilla");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Rep: -");
    lcd.print(currentRepetition + 1);
    lcd.print("/");
    lcd.print(repetitions);

    // Movimiento hacia un lado
    (configurar segun sea necesario)
    digitalWrite(A1A, HIGH);
    digitalWrite(A1B, LOW);

  } else if (ankleTherapySelected) {
    // Terapia de tobillo
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Terapia: - Tobillo");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Rep: -");
    lcd.print(currentRepetition + 1);
    lcd.print("/");
    lcd.print(repetitions);

    // Movimiento hacia un lado
    (configurar segun sea necesario)
    digitalWrite(A2A, HIGH);
    digitalWrite(A2B, LOW);
  }
} else if (currentTime - motorStartTime < 2 *
phaseDuration) {
  // Movimiento en la direccion opuesta
  despues de la fase inicial
  if (kneeTherapySelected) {
    // Terapia de rodilla
    digitalWrite(A1A, LOW);
    digitalWrite(A1B, HIGH);
  }
}

```

```

    } else if (ankleTherapySelected) {
        // Terapia de tobillo
        digitalWrite(A2A, LOW);
        digitalWrite(A2B, HIGH);
    }
} else {
    // Final de la repeticion, reiniciar para la siguiente
    motorStartTime = currentTime;
    // Reiniciar el tiempo para la proxima fase
    currentRepetition++;
    // Incrementar la repeticion
}
} else {
    // Finalizar la terapia
    therapyActive = false;
    therapySelectionMode = true;
    // Volver al modo de seleccion de terapia
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Terapia-Completada");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Reps: -");
    lcd.print(repetitions);
    delay(2000);
    // Pausa para mostrar el mensaje de finalizacion
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Sistema-Encendido");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Seleccione-Terapia");

    // Apagar los LEDs al finalizar la terapia
    digitalWrite(ledRodilla, LOW);
    digitalWrite(ledTobillo, LOW);

    // Detener los motores y deshabilitar los
    puentes H al finalizar la terapia
    digitalWrite(A1A, LOW);
    digitalWrite(A1B, LOW);
    digitalWrite(A2A, LOW);
    digitalWrite(A2B, LOW);
    digitalWrite(ENA, LOW);
    digitalWrite(ENB, LOW);

```

```
    }  
  } else {  
    // Si la terapia no esta activa  
    digitalWrite(A1A, LOW);  
    digitalWrite(A1B, LOW);  
    digitalWrite(A2A, LOW);  
    digitalWrite(A2B, LOW);  
  
    lcd.clear();  
    lcd.setCursor(0, 0);  
    lcd.print("Reps: -");  
    lcd.print(repetitions);  
  }  
  
  delay(250);  
}
```

E. Anexo: Consentimiento Informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN UN PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Título de la investigación: “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE RODILLA Y TOBILLO.”.

Investigador principal: Micaela Abigail Recalde Valladares - Denisse Mikcaela Tamayo Guanangui

Sede donde se realizará el estudio: Universidad Politécnica Salesiana Sede Quito-Girón

Nombre del Paciente: _____

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado. Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento. La intención de este proyecto de investigación es evaluar la satisfacción de los pacientes adultos mayores con el uso de un prototipo rehabilitador de rodilla y tobillo, mediante una encuesta de satisfacción. Los datos obtenidos servirán de base para realizar un análisis sobre la efectividad del prototipo mencionado anteriormente.

RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO: Por la naturaleza del proyecto NO EXISTE ningún riesgo para usted. La información recabada es confidencial por lo cual no se revelaran nombres.

ACLARACIONES:

- Su decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria.
- No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
- Si decide participar en el estudio puede retirarse en el momento que lo desee, aun cuando el investigador responsable no se lo solicite ya que es su decisión, la cual será respetada.
- No tendrá que hacer gasto alguno durante el estudio.
- No recibirá pago por su participación.
- En el transcurso del estudio usted podrá solicitar información actualizada sobre el mismo, al investigador responsable.
- La información obtenida en este estudio, utilizada para la identificación de cada paciente, será mantenida con estricta confidencialidad por el investigador.
- Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado que forma parte de este documento.
- Por la atención que preste al presente documento, le anticipo las gracias.
- No se tiene ningún conflicto de interés.

A T E N T A M E N T E

Micaela Abigail Recalde Valladares
Estudiante de Biomedicina
UPS

Denisse Mikcaela Tamayo Guanangui
Estudiante de Biomedicina
UPS



Universidad Politécnica Salesiana
Carrera de Biomedicina

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

FECHA: _____

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior.
He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o
difundidos con fines científicos.

Por lo cual acepto a participar en este estudio de investigación.

Nombre y firma del paciente

Bibliografía

- (1) 1. Template IC, Studies C, Principal I. Organización Mundial de la Salud (OMS)
Comité de Evaluación Ética de la Investigación (CEI). Organ Mund la Salud.
2008;1–9.

F. Anexo: Encuesta de Satisfacción

Encuesta de Satisfacción sobre Prototipo de Rehabilitador de Rodilla y Tobillo

Objetivo: Evaluar la satisfacción de los pacientes adultos mayores con el uso de un prototipo de rehabilitador de rodilla y tobillo.

Instrucciones:

- Responda todas las preguntas de la encuesta con sinceridad.
- Sus respuestas son confidenciales y se utilizarán únicamente para fines de investigación.
- Si tiene alguna pregunta, no dude en preguntar al investigador

1. Datos de clasificación

C.1- Le voy a nombrar una serie de actividades para que, por favor, me responda si las realiza con autonomía, si precisa ayuda para realizarlas o sino puede realizarlas ni solo ni con ayuda.

	Soy autónomo para realizar esa actividad	Preciso ayuda para realizar esa actividad	No realizo esa actividad ni solo ni con ayuda
C.1a. Bajar escaleras			
C.1b. Salir a la calle			
C.1c. Caminar			
C.1d. Coger transporte publico			
C.1e. Hacer la compra			

C.2 - ¿Cuál es su edad? _____ Años

C.3 – Género

Masculino _____ Femenino _____

2. Indicadores de impacto de calidad de vida del usuario

P.7- En su caso, ¿en qué media el servicio de rehabilitación ha cumplido con los siguientes objetivos? Por favor, utilice una escala de valoración de 0 a 10, donde “0” significa que lo incumple totalmente y “10” que lo cumple totalmente.

[illegible]

P.8- A continuación, le voy a leer una serie de frases sobre la influencia que tuvo en su vida cotidiana al utilizar el prototipo de rehabilitador. Por favor, utilice una escala de valoración de 0 a 10, donde “0” significa que lo incumple totalmente y “10” que lo cumple totalmente.

	Incumple totalmente (0)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Cumple Totalmente (10)
8.1 Ha mejorado en su autonomía e independencia											
8.2 Ha mejorado su estado de ánimo											
8.3 Se siente usted más tranquilo											
8.4 Su estado de salud, en general, ha mejorado.											
8.5 Ha supuesto un beneficio para su familia.											

3. Experiencia con el rehabilitador

	Nada Satisfactorio	Poco Satisfactorio	Neutral	Muy satisfactorio	Totalmente satisfecho
¿Qué tan fácil es de usar el rehabilitador?					
¿Qué tan cómodo es el rehabilitador?					
¿Qué tan efectivo ha sido el rehabilitador para aliviar sus síntomas?					
¿Qué tan satisfecho estas con el rehabilitador en general?					

4. Preguntas abiertas

4.1 ¿Qué es lo que más te gusta del rehabilitador?

4.2 ¿Qué es lo que menos te gusta del rehabilitador?

4.3 ¿Tienes alguna sugerencia para mejorar el rehabilitador?

¡Gracias por tu tiempo y tus valiosos comentarios!

Bibliografía

- [1] Bing Chen, Bin Zi, Zhengyu Wang, Ling Qin, Wei Hsin Liao. Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art. *Mechanism and Machine Theory*, 134:499–511, 4 2019.
- [2] Yana He, Yuxuan Xu, Minghang Hai, Yang Feng, Penghao Liu, Zan Chen, and Wanru Duan. Exoskeleton-assisted rehabilitation and neuroplasticity in spinal cord injury. *World Neurosurgery*, 5 2024.
- [3] S. K. Hasan and Anoop K. Dhingra. Biomechanical design and control of an eight dof human lower extremity rehabilitation exoskeleton robot. *Results in Control and Optimization*, 7, 6 2022.
- [4] M. Hammad, M. Yalcin, and V. y Patoglu. Assiston-gait: un entrenador de marcha sobre el suelo con un exoesqueleto activo de pelvis y cadera. In *Conferencia Internacional IEEE 2015 sobre Robótica de Rehabilitación (ICORR)*, pages 594–599, 2015.
- [5] IESS. La pérdida muscular en la mujer de edad adulta aumenta en ecuador - sala de prensa - iess, 3 2019.
- [6] Quito Informa. La salud de los adultos mayores de quito es una prioridad para el patronato san josé – quito informa, 3 2022.
- [7] A. Lakmazaheri, S. Song, B.B. Vuong, B. Biskner, D.M. Kado, and S.H. Collins. Optimizing exoskeleton assistance to improve walking speed and energy economy for older adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 21, 2024.
- [8] Cecibel Poveda Escobar and Sonia Alvarez Carrión. Universidad nacional de chimborazo facultad de ciencias de la salud carrera de terapia física y deportiva, 2021.
- [9] M. Bogliolo, G. Marchesi, A. Germinario, E. Micheli, A. Canessa, F. Burlando, F. Vallone, A. Pilotto, and M. Casadio. *2020 29th IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*. IEEE, 2020.
- [10] Laure M.G. Verstraeten, Federica Sacchi, Janneke P. van Wijngaarden, Carel G.M. Meskers, and Andrea B. Maier. Sarcopenia, malnutrition and cognition affect physiotherapy frequency during geriatric rehabilitation: Resort cohort. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 66, 9 2023.

- [11] Lingling Chen, Jiabao Huang, Yanglong Wang, Shijie Guo, Mengge Wang, and Xin Guo. Adaptive patient-cooperative compliant control of lower limb rehabilitation robot. *Biomimetic Intelligence and Robotics*, page 100155, 3 2024.
- [12] Ricardo López, Hipolito Aguilar, Sergio Salazar, Rogelio Lozano, and Jorge A. Torres. Modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidad inferior con dos grados de libertad. *RIAI - Revista Iberoamericana de Automatica e Informatica Industrial*, 11:304–314, 2014.
- [13] Hui Zhou, Xiong Ding, and Meijie Luo. The association between sarcopenia and functional disability in older adults. *Journal of Nutrition, Health and Aging*, 28, 1 2024.
- [14] Enrique Sainz de Murieta and María Teresa Cisneros. Rehabilitation and functional capacity in the health of the 21st century, 9 2022.
- [15] Gong Chen, Peng Qi, Zhao Guo, and Haoyong Yu. Mechanical design and evaluation of a compact portable knee-ankle-foot robot for gait rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory*, 103:51–64, 9 2016.
- [16] B. V. Narvaez, Bolaños, DJ López, JA Guerrero, JE Mejía, , and SE Ruiz. Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación postquirúrgica del síndrome del túnel del carpo. 2020.
- [17] Gerardo Moreno, Dante Della Togna, Carlos Gonzales, and Cristian Pinzón Trejos. Low-cost exoskeleton prototype to support people with monoplegia problems in the upper limbs. In *2023 VI Congreso Internacional en Inteligencia Ambiental, Ingeniería de Software y Salud Electrónica y Móvil (AmITIC)*, pages 1–5, 2023.
- [18] Richa Sharma, Perna Gaur, Shaurya Bhatt, and Deepak Joshi. Optimal fuzzy logic-based control strategy for lower limb rehabilitation exoskeleton. *Applied Soft Computing*, 105, 7 2021.
- [19] Rushikesh Gholap, Sandeep Thorat, and Abhijeet Chavan. Review of current developments in lower extremity exoskeleton systems. *Materials Today: Proceedings*, 72:817–823, 1 2023.
- [20] M. A. Kumbhalkar, K. S. Rambhad, and Nand Jee Kanu. An insight into biomechanical study for replacement of knee joint. volume 47, pages 2957–2965. Elsevier Ltd, 2021.
- [21] Janeth Jiménez. Estrategia de control robusto para la posición de un rehabilitador de miembros inferiores, 2023.
- [22] Ruiz Bryan, Valencia Fernando, Mejía Cosme, Ortiz Diego, and Terán Diego. Prototipo rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica, 2017.

- [23] Prada M Hernández Dinorah, Molinero Rodríguez Claudino, Gómez A Morejón Jorge, Hernández M Cuellar Isabel, Porro Novo Javier, López Cabreja Gilberto, and Gil Y Prada Jany. Revista cubana de reumatología revista cubana de reumatología Órgano oficial de la sociedad cubana de reumatología y el grupo nacional de reumatología volumen xiii evaluación de la calidad de vida en pacientes con osteoartritis de rodilla y tratamiento rehabilitador. 2011.
- [24] JORGE FLOR. Diseño y construcción de un prototipo rehabilitador post-operatorio pasivo de rodilla para rotura de meniscos, 2022.
- [25] Jonathan T. Deland, Gary D. Morris, and Il-Hoon Sung. Biomechanics of the ankle joint: A perspective on total ankle replacement. *Foot and Ankle Clinics*, 5(4):747–759, 2000.
- [26] Preeti Chauhan, Amit Kumar Singh, and Naresh K. Raghuvanshi. The state of art review on prosthetic feet and its significance to imitate the biomechanics of human ankle-foot. *Materials Today: Proceedings*, 62:6364–6370, 2022. International Conference on Materials, Mechanics, Mechatronics and Manufacturing.
- [27] Claire L Brockett and Graham J Chapman. Biomechanics of the ankle, 2016.
- [28] FLORES SALAZAR ERICK DANIEL. Diseño y construcción de un rehabilitador de tobillo. 2019.
- [29] Nilda Enríquez, Yadira Álvarez, Dulce María Martínez, Ana Pérez, and Alexandre Lemgruber. Situación de la regulación de los dispositivos médicos en la región de las américas investigación original / original research, 2016.
- [30] Hernando Gómez Prada. Volumen 12 · septiembre 2011 2 comité editorial, 9 2011.
- [31] D C Washington. Principios de la clasificación de los dispositivos médicos de diagnóstico in vitro, 2022.
- [32] Jennifer Chu. 'anklebot' ayuda a determinar la rigidez del tobillo, 10 2013.
- [33] Wen Qing Xie, Miao He, Deng jie Yu, Yu Xiang Wu, Xiu Hua Wang, Shan Lv, Wen Feng Xiao, and Yu Sheng Li. Mouse models of sarcopenia: classification and evaluation, 6 2021.
- [34] Wilson Solano García and Pedro Carazo Vargas. Intervenciones con ejercicio contra resistencia en la persona adulta mayor diagnosticada con sarcopenia. una revisión sistemática. *Pensar en Movimiento: Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud*, 16:30000, 4 2018.
- [35] Eiji Kose, Ayaka Matsumoto, and Yoshihiro Yoshimura. Association between deprescribing from polypharmacy and functional recovery and home discharge among older patients with sarcopenia after stroke. *Nutrition*, 111, 7 2023.

- [36] Arduino UNO. Arduino® uno r3 product reference manual sku: A000066, 2024.
- [37] STMICROELECTRONICS. L298 stmicroelectronics — alldatasheet, 2022.
- [38] Handson. Handson technology user guide i2c serial interface 1602 lcd module, 2015.