



FACULTAD DE INGENIERÍAS Y CIENCIAS APLICADAS

Trabajo de fin de Carrera titulado:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO POR EL
MÉTODO DE MANUFACTURA ADITIVA FMD PARA REHABILITACIÓN DE
RODILLA.

Realizado por:

Ing. Michael José Albán Galárraga

Director del proyecto:

Ing. Jaime Vinicio Molina Osejos, M.Sc.

Como requisito para la obtención del título de:

MAGISTER EN DISEÑO INDUSTRIAL Y DE PROCESOS

QUITO, FEBRERO del 2023

DECLARACIÓN JURAMENTADA

Yo, Michael José Albán Galárraga, ecuatoriano, con Cédula de ciudadanía N° 1718683657, declaro bajo juramento que el trabajo aquí desarrollado es de mi autoría, que no ha sido presentado anteriormente para ningún grado o calificación profesional, y se basa en las referencias bibliográficas descritas en este documento.

A través de esta declaración, cedo los derechos de propiedad intelectual a la

UNIVERSIDAD INTERNACIONAL SEK, según lo establecido en la Ley de Propiedad Intelectual, reglamento y normativa institucional vigente.

A handwritten signature in blue ink, enclosed within a large, hand-drawn oval. The signature is stylized and appears to read 'Michael Galárraga'.

Michael José Albán Galárraga

C.I.: 1718683657

DECLARACIÓN DEL DIRECTOR DE TESIS

Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Jaime Vinicio Molina Osejos', is written over a faint, circular stamp or watermark.

Jaime Vinicio Molina Osejos

LOS PROFESORES INFORMANTES:

Ing. Diana Belén Peralta Zurita

Ing. Diego Patricio González Sacoto

Después de revisar el trabajo presentado lo han calificado como apto para su defensa oral ante el tribunal examinador.



Ing. Diana Belén Peralta Zurita



Ing. Diego Patricio González Sacoto

Quito, 3 de febrero de 2023

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.

A handwritten signature in blue ink, enclosed within a large, hand-drawn oval. The signature appears to be 'Michael Galárraga' with some additional scribbles and a small mark resembling a hash symbol (#) to the right.

Michael José Albán Galárraga

C.I.: 1718683657

ÍNDICE DE CONTENIDOS.

DECLARACIÓN JURAMENTADA.....	2
DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE.....	5
Resumen.....	12
Abstract.....	13
1. Introducción.....	14
1.1. Planteamiento del problema.....	15
1.2. Justificación.....	16
1.3. Objetivo General.....	17
1.4. Objetivos Específicos.....	17
1.5. Hipótesis y su relación con el objeto de investigación.....	18
2. Estado del Arte.....	19
2.1. Automatización de dispositivos de asistencia y rehabilitación de rodilla.....	20
2.2. Artromot K1.....	21
2.3. Kinetec Prima Advance.....	22
2.4. Anatomía de la rodilla.....	22
2.5. Biomecánica de la rodilla.....	23
2.6. Cinemática de la rodilla.....	23
2.7. Grados de libertad.....	23
2.8. Rehabilitación de rodilla.....	25
2.9. Ejercicios para mejorar la flexión de la rodilla.....	25
2.10. Estudio antropométrico.....	26
2.11. Manufactura aditiva FMD.....	28

2.12.	Tipos de impresoras FMD.	28
2.13.	Tipos de extrusores para impresoras FMD.	29
2.14.	Materiales para procesos FMD.	30
2.15.	Aplicaciones en procesos médicos o de rehabilitación.	31
3.	Método.	32
3.1.	Tipo de investigación.	32
3.2.	Métodos de investigación utilizados.	32
3.3.	Técnicas de investigación e instrumentos empleados.	32
3.4.	Materiales e instrumentos empleados en la investigación.	33
4.	Desarrollo.	34
4.1.	Cálculo de los grados de libertad.	34
4.2.	Rangos de movimiento.	36
4.3.	Diseño del prototipo.	37
4.4.	Dimensionamiento de eslabones del prototipo de exoesqueleto de rodilla.	38
4.5.	Diseño CAD.	38
4.6.	Fabricación del prototipo.	43
4.7.	Selección del tipo de filamento.	45
4.8.	Configuración de impresión.	47
4.9.	Selección de elementos electrónicos y mecánicos.	49
4.10.	Control de posicionamiento angular.	52
4.11.	Diseño electrónico.	53
4.12.	Diseño de aplicación para teléfono celular.	56
4.13.	Pruebas de funcionamiento.	60

5.	Resultados.....	65
5.1.	Aplicación para teléfono celular.....	65
5.2.	Prototipo.....	66
5.3.	Validación de medidas.....	67
5.4.	Análisis de la encuesta.....	69
5.5.	Costo de fabricación e impresión del prototipo.....	71
6.	Discusión de Resultados.....	72
7.	Conclusiones.....	75
8.	Recomendaciones.....	77
9.	Referencias Bibliográficas.....	79
	ANEXOS.....	83

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1:	Exoesqueletos de miembro inferior de acuerdo a su tipo de apoyo.....	20
Figura 2:	Equipo de rehabilitación Artomot K1.....	21
Figura 3:	Kinetec Prima Advance.....	22
Figura 4:	Estructura anatómica de la rodilla.....	23
Figura 5:	Modelo de rodilla tipo bisagra.....	25
Figura 6:	Ejercicio para mejorar la flexión de la rodilla.....	26
Figura 7:	Ejercicio de flexo–extensión de rodilla.....	26
Figura 8:	Ejercicio de flexo–extensión de rodilla.....	27
Figura 9:	Tipos de extrusores para impresoras 3D.....	30
Figura 10:	Instrumentos de medición empleados.....	33

Figura 11: Diagrama de procesos.	34
Figura 12: Modelo tipo bisagra.....	35
Figura 13: Rango de movimiento angular en estiramiento del prototipo.	36
Figura 14: Rango de movimiento angular en flexión del prototipo.....	37
Figura 15: Dimensionamiento del prototipo.	38
Figura 16: Vista explosionada del prototipo.	39
Figura 17: Fémur como elemento estático.....	40
Figura 18: Tibia como elemento móvil.....	41
Figura 19: Ensamble de soportes (muslo y pantorrilla).....	41
Figura 20: Estructura base.	42
Figura 21: Mecanismo de transmisión de movimiento.....	42
Figura 22: Prototipo de exoesqueleto.	43
Figura 23: Caja de control.....	43
Figura 24: Estructura metálica del prototipo del exoesqueleto.....	44
Figura 25: Impresora Wanhao D12 230.....	44
Figura 26: Proceso de impresión 3D.....	49
Figura 27: Microcontrolador Arduino Mega 2560.	50
Figura 28: Motor a pasos Nema 23.....	50
Figura 29: Driver TB6600.	51
Figura 30: Caja de control.....	52
Figura 31: Potenciómetro como sensor de posicionamiento angular.	52
Figura 32: Diagrama secuencial del proceso.	53
Figura 33: Esquema del circuito eléctrico.	54

Figura 34: Diagrama eléctrico de conexiones.....	54
Figura 35: Diseño y elaboración de placa PCB shield.....	56
Figura 36: Diseño de App para el sistema de rehabilitación.	57
Figura 37: Botón de conexión Bluetooth.....	57
Figura 38: Botón de desconexión Bluetooth.....	58
Figura 39: Botón de rutina registrada.	58
Figura 40: Botón de inicio.	59
Figura 41: Botón de inicio.	59
Figura 42: Botón de inicio.	59
Figura 43: Medición de ángulo de estiramiento a 0°.....	60
Figura 44: Medición de ángulo de flexión deseado a n°.....	60
Figura 45: Pruebas para validación de ejecución de rutinas.	61
Figura 46: Pruebas de funcionamiento del prototipo.....	64
Figura 47: Encuesta de evaluación del prototipo.....	64
Figura 48: App celular.	65
Figura 49: Prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de rodilla.	66
Figura 50: Exactitud de ángulos medidos.	69
Figura 51: Percepción del uso del prototipo.	70

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1: Dimensiones antropométricas en cm.	28
Tabla 2: Tipos de impresoras FMD.	29
Tabla 3: Tipos de materiales para procesos FMD.	30
Tabla 4: Partes que conforman el prototipo.....	40

Tabla 5: Especificaciones técnicas impresora Wanhao D12 230.	45
Tabla 6: Filamentos para impresora Wanhao D12 230.	46
Tabla 7: Principales parámetros de impresión.	47
Tabla 8: Patrón de relleno de impresión.	48
Tabla 9: Lista de componentes del circuito eléctrico.	55
Tabla 10: Configuración de rutinas ingresadas.	61
Tabla 11: Verificación de rutinas ingresadas.	63
Tabla 12: Lista de partes que conforman el prototipo.	67
Tabla 13: Validación de ángulos ingresados.	67
Tabla 14: Encuesta de uso del prototipo.	70
Tabla 15: Costos de impresión.	71
Tabla 16: Costos de fabricación.	71
Tabla 17: Comparación de costos.	74

ÍNDICE DE ANEXOS.

ANEXO 1. Plano de estructura base.	83
ANEXO 2. Plano del soporte de fémur.	84
ANEXO 3. Plano del soporte de tibia.	85
ANEXO 4. Plano del soporte de pantorrilla (FMD).	86
ANEXO 5. Plano del soporte de muslo (FMD).	87
ANEXO 6. Plano de prototipo explosionado.	88
ANEXO 7. Programación IDE Arduino.	89
ANEXO 8. Programación MIT App Inventor.	95

Resumen

En el presente trabajo se realiza el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de rehabilitación de rodilla capaz de replicar movimientos de extensión y flexión de la misma dentro de un rango de movimiento angular de 0° a 90° para brindar una alternativa no convencional en los procesos de fisioterapia para el tratamiento de patologías de cualquier índole sufridas en dicha articulación. El prototipo propuesto está compuesto por una estructura metálica ajustable a distintas alturas, en dicha estructura y sobre sus apoyos de tibia y muslo se colocaron los soportes de muslo y tibia fabricados mediante impresión 3D y utilizando como material PLA, estos para dar soporte y confort al usuario. Para el dimensionamiento de las partes se utilizaron tablas antropométricas Acopla tomando en cuenta las medidas de fosa poplítea y altura de fosa poplítea para una población de 20 a 39 años debido a que este rango etario cubre los valores máximos de medidas de la población en general porque a medida que el ser humano envejece sus dimensiones se reducen.

Para el registro de las rutinas de rehabilitación se desarrolló una aplicación para teléfono celular en la cual se ingresan datos de ángulo de flexión, número de series, repeticiones, tiempos de espera entre series y repeticiones, así como el porcentaje de velocidad de movimiento el cual se lo selecciona para 3 velocidades que son de 1% ($35^{\circ}/\text{min}$), 50% ($70^{\circ}/\text{min}$) y 100% ($135^{\circ}/\text{min}$).

El estudio dio como resultado un prototipo de exoesqueleto de rehabilitación con una exactitud de un 98% en la ejecución del ángulo deseado de flexión mostrando una variación máxima de 3° para un ángulo de 90° y 1° para otras medidas puntuales, adicionalmente se comprobó comparativamente que la construcción del prototipo propuesto es más económica a otros que se comercializan internacionalmente.

Palabras clave: Exoesqueleto, rodilla, rehabilitación, manufactura aditiva, prototipo, ángulo.

Abstract

In the present work, the design and construction of a knee rehabilitation exoskeleton prototype capable of replicating extension and flexion movements of the knee within a range of angular movement from 0° to 90° is carried out to provide an unconventional alternative in Physiotherapy processes for the treatment of pathologies of any kind suffered in said joint. The proposed prototype is composed of a metallic structure adjustable to different heights, in said structure and on its tibia and thigh supports, the thigh and tibia supports manufactured by 3D printing and using PLA as material were placed, these to give support and comfort to the patient. Username. For the sizing of the parts, Acopla anthropometric tables were used, taking into account the measurements of the popliteal fossa and height of the popliteal fossa for a population of 20 to 39 years because this age range covers the maximum values of measurements of the population in general because as the human being ages its dimensions are reduced.

For the registration of rehabilitation routines, an application for cell phone was developed in which data on flexion angle, number of series, repetitions, waiting times between series and repetitions are entered, as well as the percentage of movement speed which it is selected from 1% ($35^{\circ}/\text{min}$), 50% ($70^{\circ}/\text{min}$) and 100% ($135^{\circ}/\text{min}$).

The study resulted in a rehabilitation exoskeleton prototype with an accuracy of 98% in the execution of the desired flexion angle, showing a maximum variation of 3° for an angle of 90° and 1° for other specific measurements, additionally it was verified Comparatively, the construction of the proposed prototype is cheaper than others that are commercialized internationally.

Keywords: Exoskeleton, knee, rehabilitation, additive manufacturing, prototype, angle.

1. Introducción.

La rehabilitación de rodilla es de mucha importancia en pacientes postquirúrgicos o en aquellos que por algún otro tipo de patología ven afectada su normal movilidad, en cualquiera de estos ámbitos es sumamente necesario la ejecución de actividades de rehabilitación física para dar solución o mejorar sustancialmente los problemas presentados en dicha articulación.

Los procedimientos clínicos durante las actividades de rehabilitación incluyen ejercicios de estiramiento y flexión, con la finalidad de fortalecer los ligamentos, músculos y tendones que componen la compleja estructura fisiológica de la articulación de la rodilla, logrando de esta manera una mejora sustancial en la amplitud del rango de movimiento de los pacientes, al finalizar las sesiones de rehabilitación física.(Mistry et al., 2016)

En los últimos años se ha evidenciado un creciente y vertiginoso desarrollo en las tecnologías que aportan a la rehabilitación física de personas que padecen problemas de movilidad en algunas de sus extremidades, debido a que al aplicar adecuadamente la terapia requerida y asistida por exoesqueletos de rehabilitación se proporciona una serie de ventajas respecto a técnicas tradicionales de realizarla, esto en función del número de sesiones y repeticiones que se puedan realizar de manera programada y autónoma en un periodo de tiempo determinado, además de liberar la carga física del profesional dedicado a ejecutarlas y acortar los tiempos necesarios para la recuperación del paciente.(Gassert & Dietz, 2018; Shi et al., 2019)

En general existen dos grupos de dispositivos para la rehabilitación física y estos son; elementos de fijación y exoesqueletos, la principal diferencia es que los primeros se los utiliza con la finalidad de inmovilizar o corregir problemas específicos, mientras que los exoesqueletos están pensados para la asistencia en los procesos de recuperación de las extremidades y articulaciones con problemas de movilidad.(Alqahtani et al., 2020)

Los exoesqueletos para miembros inferiores comenzaron su desarrollo en la década de los sesenta y su principal enfoque fue dar soporte y ayuda para volver a caminar a personas con lesiones en su medula espinal. En la actualidad existen varias marcas y tipos de exoesqueletos para fines de rehabilitación tanto de miembros inferiores como superiores, pero de accesibilidad muy restringida en el área médica, a causa de sus elevados costos de comercialización y a la complejidad en su forma y manera de uso, esto debido a que la gran mayoría de equipos se integran en un todo sin considerar a personas que requieran rehabilitar específicamente una parte del cuerpo y no un grupo de extremidades.(Gorgey, 2018)

A la par del desarrollo de las tecnologías para la asistencia autónoma en la rehabilitación física, los procesos y materiales con los cuales se fabrican estos dispositivos también han mejorado al correr de los años, siendo en la actualidad una técnica de prototipado rápido la manufactura aditiva (FMD) o también conocida como impresión 3D. La principal ventaja de este tipo de fabricación es el uso de materiales de bajo costo y que proporcionan un producto liviano que puede ser personalizado de acuerdo a las características físicas de cada persona y con la funcionalidad y resistencia adecuada.(Barrios-Muriel et al., 2020)

1.1. Planteamiento del problema.

Las personas que padecen de problemas de movilidad en sus rodillas requieren de asistencia profesional de rehabilitación física para desarrollar los ejercicios de flexión y extensión necesarios en su proceso de recuperación, estos siempre estarán limitados a la capacidad física y al tiempo asignado por parte del personal que ejecuta estas actividades y es precisamente en este punto donde surgen los principales inconvenientes para realizar una rehabilitación constante y efectiva.(Rex, 2019)

En este sentido se requiere de equipo especializado que brinde la certeza de ejecución de las secuencias de los ejercicios de rehabilitación de una manera adecuada y estable. En este punto surge un problema de disponibilidad de equipo que realice estas actividades de manera específica en la articulación de la rodilla en la posición sedente (sentado) o semi acostado, debido en gran medida al desarrollo mayoritario de exoesqueletos para miembros inferiores pero enfocados en dar asistencia en la marcha lo que implica a su vez equipos de mayor volumen y de mayor costo de fabricación.(Pinto-Fernandez et al., 2020)

Apoyados en la manufactura aditiva (FMD) se plantea dar solución a esta problemática mediante el desarrollo de un prototipo de exoesqueleto para la articulación de rodilla fabricado mediante impresión 3D que sea capaz de replicar los rangos de movimiento de flexión y estiramiento de las técnicas convencionales de rehabilitación y que adicionalmente sea posible la programación de las series de repeticiones que se realizaran en este miembro articulado de acuerdo a la necesidades de cada paciente.

1.2. Justificación.

Durante los últimos años se desarrollaron dispositivos para la asistencia humana en procesos de rehabilitación física o para suplir problemas motores en las distintas articulaciones y miembros que constituyen el cuerpo humano. Se debe considerar que cuando se aplican las técnicas de rehabilitación mediante la asistencia de la tecnología para desarrollar exoesqueletos enfocados a esta área, se obtienen ventajas considerables en comparación a métodos terapéuticos tradicionales además de crear un sistema estandarizado en el cual se pueden controlar y establecer las dosis de repeticiones, así como la intensidad de las sesiones de terapia física. Por tanto, los exoesqueletos de rehabilitación son un medio elevado para dar asistencia en la terapia tradicional y con gran

proyección para desarrollar la rehabilitación física en el hogar utilizando dispositivos más simples en su fabricación e interacción. (Gassert & Dietz, 2018)

Según investigaciones realizadas se evidencia que la falta o la deficiente ejecución de la terapia de rehabilitación ocasionará el daño permanente de la articulación del miembro afectado.(Huamanchahua et al., 2021)

Por tales motivos se debe señalar la importancia de desarrollar prototipos de exoesqueletos enfocados a la fisioterapia asistida con la finalidad de proporcionar sesiones con periodos de duración más largos y consistentes en su intensidad para un alivio pronto de las articulaciones de rodilla y por supuesto generar una liberación de jornadas físicas extenuantes para los profesionales que desempeñan estas actividades.(Chaparro-Cárdenas et al., 2018; Chen et al., 2019)

La construcción de un exoesqueleto utilizando técnicas de manufactura aditiva (FMD) representa una solución de bajo costo y volumen en el producto final. La utilización de este tipo de manufactura se perfila como una opción efectiva para obtener exoesqueletos enfocados a extremidades o articulaciones específicas de una manera personalizada, cómoda, duradera y amigable con el medio ambiente.(Sanchez-Villamañan et al., 2019)

1.3. Objetivo General.

Diseñar mediante manufactura aditiva (FMD) un prototipo de exoesqueleto que replique los movimientos establecidos en la fisioterapia convencional para la rehabilitación de la movilidad en la rodilla de una manera autónoma, previamente configurando las series y cantidad de repeticiones de los movimientos de flexión y estiramiento necesarios.

1.4. Objetivos Específicos.

Para dar cumplimiento al objetivo principal planteado se plantea el desarrollo de los siguientes objetivos específicos:

1. Definir los grados de libertad del prototipo de exoesqueleto planteado tomando en cuenta las necesidades de movimientos que se requieren replicar en el mismo para su correcto funcionamiento.
2. Diseñar el prototipo de exoesqueleto de rodilla (CAD) tomando en cuenta los materiales más adecuados para su correcta movilidad y estabilidad.
3. Utilizar el proceso de manufactura aditiva FDM (CAM) para la impresión 3D de las partes necesarias para la construcción del prototipo de exoesqueleto.
4. Programar las secuencias de funcionamiento del prototipo de exoesqueleto mediante software para cumplir con los rangos de movimientos necesarios para la rehabilitación.
5. Validar el funcionamiento del prototipo de exoesqueleto mediante pruebas y registros estadísticos de su funcionamiento para garantizar la réplica de los movimientos de flexión y estiramiento requeridos en el proceso de rehabilitación de rodilla.

1.5. Hipótesis y su relación con el objeto de investigación.

Los exoesqueletos que se fabrican utilizando manufactura aditiva (FMD) y que realizan secuencias de rehabilitación para rodilla previamente programadas son lo suficientemente capaces de brindar una solución a los problemas de movilidad en rodilla causados por las diferentes patologías que pudieran afectar a este miembro.

2. Estado del Arte.

Se entiende de manera general como exoesqueleto a cualquier estructura que, al colocarse en alguna parte del cuerpo de manera externa, facilita o potencia los movimientos que realiza dicha parte por medio de sus articulaciones. (Tibaduiza-Burgos et al., 2019)

Los exoesqueletos en general y de acuerdo a su funcionalidad pueden ser activos si ejecuta sus acciones de movimiento mediante actuadores alimentados por energía eléctrica (generalmente) y pasivos si dichas acciones son ejecutadas por elementos mecánicos como resortes o amortiguadores por citar un par de ejemplos. (de la Tejera et al., 2021)

Independientemente de su tipo de accionamiento estos se pueden clasificar en exoesqueletos de potenciación, de asistencia y de rehabilitación. (Red Iberoamericana REASISTE, 2017.)

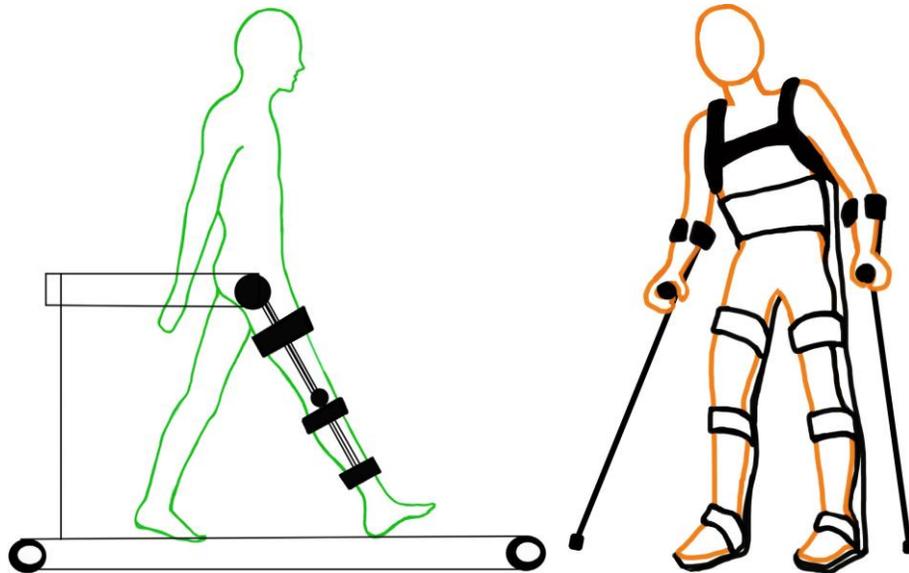
Los exoesqueletos de rehabilitación están enfocados en entrenar los músculos y el sistema nervioso mediante la repetición de movimientos preestablecidos, en ese sentido las investigaciones han centrado sus esfuerzos en mejorar los resultados de la terapia física añadiendo sistemas biónicos automatizados complejos los cuales después de hacer seguimiento a sujetos de prueba arrojaron resultados positivos.(Zhou et al., 2021)

Para la rehabilitación de miembros inferiores existen dos tipos de exoesqueletos de acuerdo a su tipo de apoyo, estos son de soporte corporal y sobre suelo, es necesario mencionar que en ambos casos de acuerdo a su propósito de construcción y al tipo de actuadores empleados a su vez estos pueden ser activos o pasivos.

Los exoesqueletos de soporte corporal están diseñados para brindar apoyo al usuario permitiendo sujetarse o apoyar su peso en estructuras, permitiendo así ejercitar únicamente la parte deseada, por lo general se los utiliza con una banda de esfuerzo o caminadora, no permiten trasladarse de su sitio al usuario. Por otra parte, los exoesqueletos sobre suelo utilizan el peso

corporal del usuario quien a su vez debe soportar el peso del equipo para guiar sus pasos o ejecutar los ejercicios de rehabilitación pertinentes, este tipo de equipos brindan la posibilidad de trasladarse al usuario de sitio y por lo general son utilizados para rehabilitación de la marcha en miembros inferiores como se observa en la figura 1 (ver figura 1). (Molteni et al., 2018)

Figura 1: Exoesqueletos de miembro inferior de acuerdo a su tipo de apoyo.



*Nota: Lado izquierdo exoesqueleto de soporte corporal, lado derecho exoesqueleto sobre suelo.
Tomado de: (Molteni et al., 2018)*

2.1. Automatización de dispositivos de asistencia y rehabilitación de rodilla.

Los dispositivos de asistencia o de rehabilitación de rodilla son estructuras electromecánicas que se colocan al usuario ya sea para brindar características de asistencia, potenciar su capacidad física o ejecutar acciones de rehabilitación programadas. (Zhang et al., 2020)

Los sistemas automatizados de rehabilitación existentes están conformados en general por una interfaz con el usuario, una estructura de soporte para la pierna, actuadores rígidos tales como motores de CC, motes a pasos, actuadores lineales ya sean estos eléctricos, neumáticos o incluso hidráulicos, complementados en algunos casos con sensores para obtener datos del desempeño muscular o para realizar el posicionamiento específico del equipo. (Pieringer et al., 2017)

El control de estos dispositivos se los realiza mediante lazo cerrado si el sistema posee señales de retroalimentación para controlar posición o cumplimiento de rutinas de rehabilitación programadas, o en lazo abierto si no existen dichas señales y el equipo únicamente realiza la tarea programada.

Existen pocos equipos que realizan la rehabilitación de rodilla de la manera propuesta en la presente investigación sin embargo a continuación, se muestra equipos de rehabilitación de rodilla comercializados a nivel mundial y disponibles en la actualidad.

2.2. Artromot K1.

Equipo para movimiento pasivo continuo, diseñado de manera específica para rehabilitación de cadera y rodilla, utilizado en tratamientos postoperatorios ayuda a prevenir la formación de adherencias que limitan el movimiento y ocasiona la rigidez de la articulación, dicho equipo se observa a continuación en la figura 2 (ver figura 2). (Artromot K1 Instrucciones Para El Uso E, n.d.)

Figura 2: Equipo de rehabilitación Artromot K1



Tomado de: (<https://interferenciales.com.mx/products/artromot-k1>)

2.3. Kinetec Prima Advance.

Equipo de rehabilitación completa de rodilla mediante movimiento fácil de utilizar e intuitivo, sus parámetros de flexión, extensión y velocidad son regulables, el mismo que se observa a continuación en la figura 3 (ver figura 3). (*Manuel d'utilisation*, n.d.)

Figura 3: Kinetec Prima Advance.



Tomado de: (<https://www.medicalexpo.es/prod/kinetec/product-103834-824820.html>)

2.4. Anatomía de la rodilla.

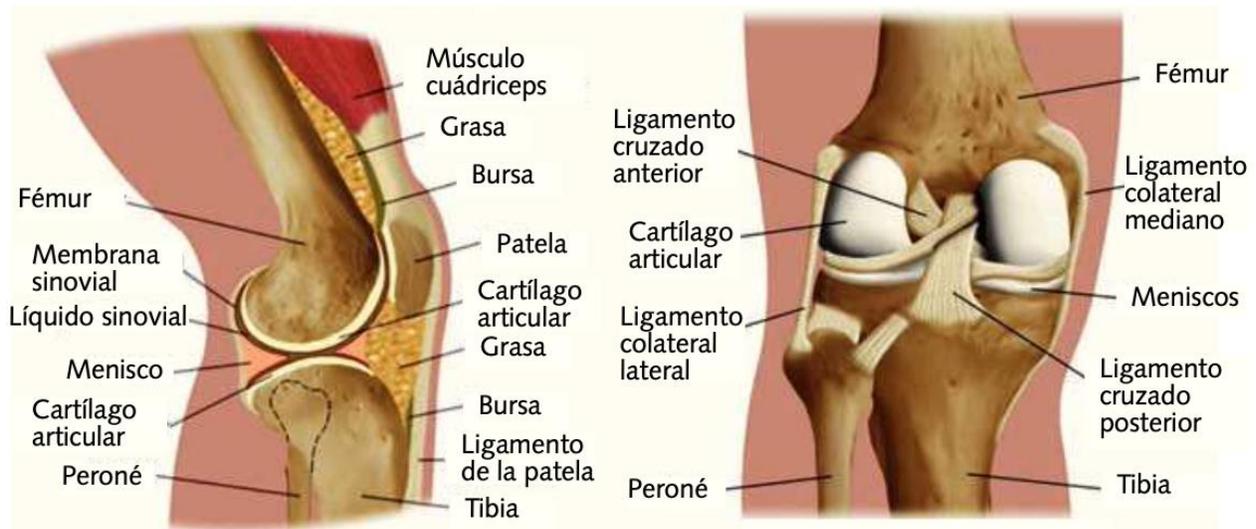
Esta articulación es la más grande y estructuralmente más compleja del cuerpo humano, se encarga de unir la tibia con el fémur para permitir la movilidad fluida al caminar, girar, correr, etc.(Ratto et al., n.d.)

Estructuralmente la rodilla está formada de las siguientes partes:

- Músculos
- Ligamentos
- Huesos

La estructura anatómica de la rodilla se muestra en la figura 4 (ver figura 4).

Figura 4: Estructura anatómica de la rodilla.



Tomado de: (Farmacia Espacio de Salud, n.d.)

2.5. Biomecánica de la rodilla.

La biomecánica es la ciencia encargada de estudiar los efectos que causan en los sistemas biológicos las fuerzas y energías que actúan sobre estos. Está constituida en dos partes, Biomecánica estática (equilibrio) y dinámica (movimiento) que a su vez describe movimientos producidos por las fuerzas (cinemática) o según como estas actúen (cinética). (Infante et al., n.d.).

2.6. Cinemática de la rodilla.

Los movimientos característicos de la rodilla son principalmente la extensión y flexión, sin embargo, también realiza movimientos de rotación tanto interna como externa, la aducción y abducción típicamente no son tomados en cuenta para el análisis cinemático de la rodilla. (Panesso et al., n.d.)

2.7. Grados de libertad.

Las articulaciones del cuerpo humano tienen distintas características de movimiento o también conocidos como grados de libertad (DOF), es así que esta característica define los límites de

movimiento en los cuales se mueve cada articulación y por lo tanto en función a este factor se diseñan los equipos de rehabilitación.(Pamungkas et al., 2019)

Dadas las características cinemáticas de la rodilla antes descritas y de acuerdo a las necesidades de los movimientos que se requiere replicar por parte del prototipo se interpretará a la articulación como una del tipo bisagra, la cual tiene un solo grado de libertad.

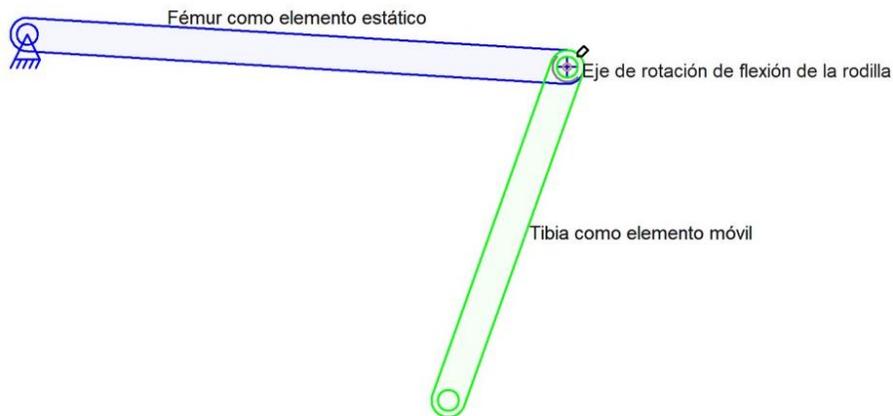
El modelo de bisagra tiene la particularidad de poseer un eje único de rotación el cual se sitúa en la mitad de los otros elementos fijos, la ejecución de dicha rotación y dependiendo del sentido de giro de la misma tiene como efecto tanto el estiramiento como la flexión de la rodilla. (Del & Locomotor, 2005)

Los elementos que conforman el modelo de bisagra son:

1. Fémur, es un eslabón fijo, el cual se encuentra a un extremo de la bisagra y es un elemento estático.
2. Eje de rotación, es el punto de unión de los eslabones de los extremos, representa la articulación de rodilla y al girar un determinado ángulo dependiendo el sentido del mismo se produce los movimientos de flexión o estiramiento de la articulación.
3. Tibia, es un eslabón móvil y se encuentra al otro extremo de la bisagra y es un elemento que se mueve de acuerdo al ángulo de giro del eje.

A continuación, una representación gráfica del modelo de bisagra aplicado a la articulación de rodilla, el fémur para el presente modelo no se mueve y es de carácter estático para que el movimiento únicamente se lo realice sobre el eje de rotación para la flexión y estiramiento como se observa en la figura 5 (ver figura 5).

Figura 5: Modelo de rodilla tipo bisagra.



Nota: Modelo tipo bisagra de la pierna, tomando a la rodilla como eje de rotación sin restricción de movimientos.

2.8. Rehabilitación de rodilla.

La principal técnica de rehabilitación de rodilla constituye en una serie de ejercicios de flexión y estiramiento que tienen como finalidad estimular la articulación, devolver la movilidad y evitar problemas de adherencias en pacientes postquirúrgicos, adicionalmente estos ejercicios fortalecen los músculos, ligamentos y tendones que conforman el complejo sistema de la articulación de la rodilla. Estos ejercicios pueden ser de carácter activo, cuando el paciente por medio de sus propias capacidades físicas realiza los ejercicios necesarios y pasivo, cuando los movimientos de la rehabilitación física se los realiza mediante un fisioterapeuta o con el actuar de un elemento electromecánico.(Morales Jiménez, n.d.)

2.9. Ejercicios para mejorar la flexión de la rodilla.

Este tipo de ejercicio se puede realizar acostado y sentado, consiste en levantar la pierna estirándola y manteniendo el muslo por detrás de las manos, relajar los músculos y dejar caer la pierna en flexión, a continuación, repetir el proceso durante varias veces permitiendo que la rodilla

se doble cada vez más como se observa en la figura 6 (ver figura 6). (*Ejercicios Para La Rehabilitación de La Rodilla*, n.d.)

Figura 6: Ejercicio para mejorar la flexión de la rodilla.



Tomado de: (*Ejercicios Para La Rehabilitación de La Rodilla*, n.d.)

El ejercicio anterior para flexo extensión de rodilla en una posición sedente consiste en; sentar al paciente en una silla con la espalda recta y las rodillas flexionadas a 90° a continuación, se debe extender la rodilla totalmente (0°) y mantenerla en esta posición durante unos 10 segundos dirigiendo la punta del pie hacia el cuerpo, regresar a la posición inicial de flexión (90°) y repetir las veces que establezca el profesional de la rehabilitación física como se observa en la figura 7 (ver figura 7).

Figura 7: Ejercicio de flexo-extensión de rodilla.



Tomado de: (<https://www.terapiadefrio.com/blogs/terapia-de-frio-calor-tratamiento-natural-de-lesiones/ejercicios-recuperacion-lesion-rodilla>)

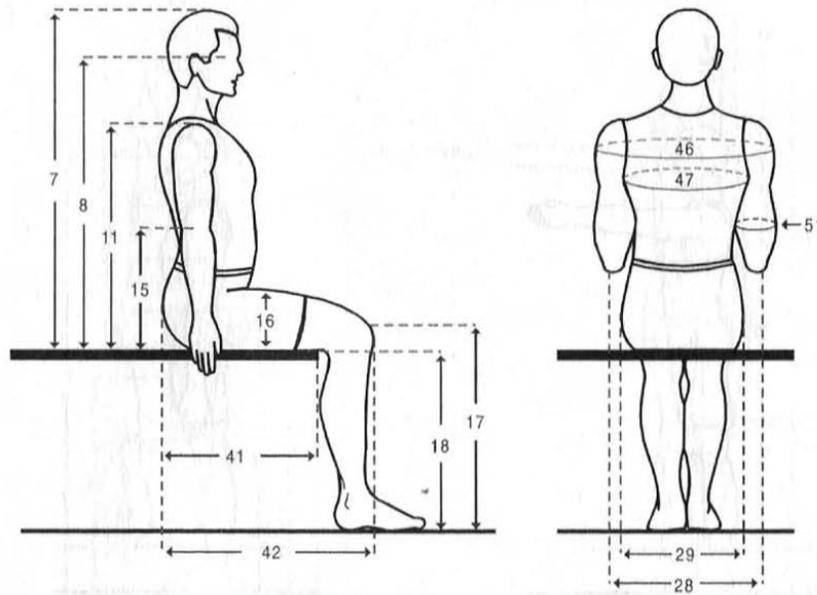
2.10. Estudio antropométrico.

En Ecuador no existe un estudio antropométrico que caracterice a la población de acuerdo a sus distintas medidas corporales, sin embargo, para el presente estudio se tomará como referencia

el estudio antropométrico de Acopla realizado en Colombia, esto debido a la gran similitud en la fisionomía entre la población ecuatoriana y colombiana, al ser países de la región y colindantes históricamente se mantienen rasgos y características físicas compartidas.

Las medidas críticas a considerar para el diseño del prototipo del exoesqueleto se presentan a continuación, guardando la numeración de la figura 6 y en la posición del individuo sentado como se observa en la figura 8 (ver figura 8).

Figura 8: Ejercicio de flexo-extensión de rodilla.



Tomado de: (Tablas Antropométricas - Acopla (Reducido), n.d.)

Las medidas a considerar para el diseño del prototipo rehabilitador de rodilla son la fosa poplíteica o largura de nalga y altura de fosa poplíteica, se escogen estas medidas debido a que estas posicionan a la rodilla de acuerdo a la ubicación de la tibia y el fémur respecto al piso.

A continuación, se tabulan dichas medidas en los percentiles extremos de 5, 95 y medio (50) para una población de 20 a 39 años, así como su promedio dentro de este rango etario como se muestra en la tabla 1 (ver tabla 1).

Tabla 1: Dimensiones antropométricas en cm.

Dimensiones	Percentiles			Promedio
	5	50	95	
41 largura nalga – fosa poplítea	42,9	47,2	51,2	47,0
18 altura de la fosa poplítea	39,5	42,9	46,5	43,0

Nota: La población escogida es hombres de 20 a 39 años debido a que a medida que la población envejece las medidas disminuyen, por lo tanto, este rango etario representa los máximos valores en medias de la población en general.

2.11. Manufactura aditiva FMD.

La manufactura aditiva FMD es también conocida como impresión 3D y esta consiste en colocar material fundido por capas con la finalidad de obtener un elemento sólido previamente diseñado mediante un proceso CAD y posteriormente codificado mediante software para realizar su fabricación en un equipo de impresión 3D. (Layani et al., 2018)

En la actualidad se ha producido un incremento considerable en el uso y desarrollo de nueva tecnología para impresión 3D existiendo así máquinas de uso doméstico las cuales escalan en funcionalidad y prestaciones hasta llegar a ser incluso de uso industrial en áreas específicas de aplicación como por ejemplo para la fabricación de prótesis o prototipos funcionales diversos. (Varela-Aldás, 2020)

2.12. Tipos de impresoras FMD.

Las impresoras 3D de acuerdo a su tipo realizan distintos procesos de manufactura aditiva según la norma ISO/ASTM 52900-1025 se han clasificado en siete tipos, cada uno con distinta tecnología y funcionalidad específica. (Velasquez, 2019)

A continuación, se presenta una tabla explicativa con los distintos tipos de impresoras FMD que existen de acuerdo a la tecnología que ocupan para su proceso FMD, como se observa en la tabla 2 (ver tabla 2).

Tabla 2: Tipos de impresoras FMD.

Tipo de impresora FMD	Proceso FMD
Inyección de aglutinante	Se deposita líquido de pegado en sitios específicos para unir partículas en polvo.
Deposición de energía directa	Una fuente de energía térmica funde y deposita materiales derretidos.
Extrusión de material	Se coloca el material fundido mediante una boquilla.
Inyección de material	El material es inyectado mediante gotas de cera y fotopolímeros.
Fusión por lecho de polvo	Se utiliza un láser o haz de electrones para fundir material de una cama de polvo.
Laminación de hojas	Se unen láminas de material una sobre otra para conformar el objeto final.
Fotopolimerización en cuba	Se cura un líquido foto-polímero en una cuba o batea mediante luz de láser ultra violeta.

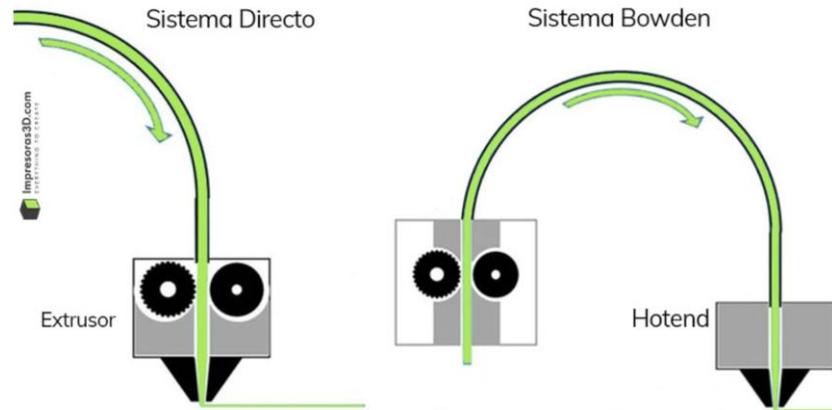
Nota: El tipo de impresora 3D está determinado por la tecnología que utiliza para la fabricación de los objetos. Información tomada de: (Velasquez, 2019)

2.13. Tipos de extrusores para impresoras FMD.

El extrusor en las impresoras 3D es el elemento encargado de empujar el material y fundirlo para posteriormente depositar a este a través de una boquilla para formar el modelo deseado en la cama de impresión.

Existen dos tipos de extrusores para impresoras FMD y estos son de extrusión directa y Bowden. Los extrusores directos poseen el motor que empuja el filamento montado precisamente en la parte superior al calentador que funde el filamento y la boquilla que deposita el material conformando un solo elemento, mientras que el extrusor Bowden posee estos elementos separados y conectados entre sí mediante una tubería por la cual se desplaza el material como se observa en la figura 9 (ver figura 9). (Tlegenov et al., 2018)

Figura 9: Tipos de extrusores para impresoras 3D.



Tomado de: (<https://www.impresoras3d.com/la-guia-definitiva-extrusores-para-impresoras-3d/#:~:text=Hay%20diferentes%20tipos%20de%20extrusores,integrados%20en%20el%20mismo%20cabezal.>)

2.14. Materiales para procesos FMD.

En los procesos de fabricación mediante tecnología FMD existen una gran variedad de materiales a disposición de los usuarios que demandan de este tipo de manufactura, siendo dentro de todos ellos los más destacados por su mayor utilización los cerámicos, metales, pero sobre todo sobresalen los de origen plástico como son las resinas, ABS y el PLA. (Bandala, 2016.)

La fabricación FMD para producir piezas y objetos de calidad requiere de materiales que garanticen y posean estas características en su constitución, en este sentido a continuación se tabulan y enlistan los distintos tipos de materiales disponibles para la manufactura FMD, como se observa en la tabla 3 (ver tabla 3). (Shahrubudin et al., 2019)

Tabla 3: Tipos de materiales para procesos FMD.

Tipo de material para FMD	Característica
Metal	Excelentes propiedades físicas y con gran utilización en el área aeroespacial y automotriz.
Polímeros	Debido a su bajo costo relativo y su flexibilidad para procesarlos se los ocupa para el prototipado y modelado de piezas y objetos funcionales.

Cerámicos	Son fuertes, resistentes al fuego y duraderos, se los utiliza en catalizadores, productos de carácter químico y microelectrónica.
Compuestos	Destacan por su bajo peso y excelente desempeño, son muy utilizados en la industria aeroespacial.
Inteligentes	Poseen la capacidad de alterar la forma del objeto de acuerdo a las condiciones ambientales externas, ocupados en implantes biomédicos y objetos con memoria en su forma (se deforman mediante una carga y al retirarla recuperan su forma original).
Especiales	Estos materiales son de tres tipos; alimentos, polvo lunar y textiles.

Nota: Información tomada de: (Shahrubudin et al., 2019)

2.15. Aplicaciones en procesos médicos o de rehabilitación.

En el área médica en general se utiliza la impresión 3D para producir huesos solidos sin porosidades internas que causen fracturas en su estructura, tejidos de reemplazo, cartílagos, órganos, piel, producción de fármacos e incluso modelos para utilizarse en el proceso de formación académica. (Shahrubudin et al., 2019)

La fabricación de prótesis es una de las áreas que más se ha beneficiado de este tipo de manufactura ya que esta facilita la producción de elementos económicos y personalizados a los requerimientos físicos del paciente. Mediante la bioimpresión 3D se producen en la actualidad células, láminas de tejido cardíaco e incluso células madre con la finalidad de a futuro tener la capacidad de crear órganos completos. (Gil, n.d.)

3. Método.

3.1. Tipo de investigación.

El presente trabajo investigativo es de carácter experimental y utiliza un enfoque cualitativo cuya finalidad es proponer la conceptualización y fabricación de un prototipo fabricado mediante manufactura aditiva (FMD), capaz de replicar los movimientos de flexión y estiramiento de rodilla realizados en posición sedente (sentado) y dirigido a personas que sin importar la procedencia de su patología requieran realizar rehabilitación para estimular la movilidad de la articulación mencionada.

3.2. Métodos de investigación utilizados.

Los métodos utilizados para el desarrollo de la presente investigación son:

Deductivo, ya que se inicia de la conceptualización general de la construcción de un prototipo para la rehabilitación de rodilla y se particulariza en la fabricación funcional de la misma y cada una de sus partes que lo conforman.

Inductivo, debido a que se parte de la observación y evaluación de las particularidades de los equipos de rehabilitación para rodilla existentes en el medio para su posterior enfoque mediante el uso de manufactura aditiva (FMD).

Analítico, porque se realiza una experimentación lógica directa para determinar los efectos y las causas que impulsan el desarrollo y fabricación del prototipo de rehabilitación de rodilla.

3.3. Técnicas de investigación e instrumentos empleados.

Las técnicas empleadas para la presente investigación fueron empleadas con su respectivo instrumento de aplicación para obtener información relevante ya sea para el desarrollo el prototipo o para la evaluación del mismo, dichas técnicas e instrumentos de las mismas se describen a continuación:

Análisis de documentos, mediante la búsqueda, revisión y selección bibliográfica de artículos científicos relevantes a la investigación, publicados en los distintos repositorios digitales existentes.

Encuesta, se utilizó una hoja de encuesta de carácter personal la cual está constituida por cinco preguntas para evaluar el grado de comodidad y desempeño del prototipo, dicha encuesta y su contenido fue validado mediante pares, por la Dra. Mónica Aldaz especializada en Traumatología y el Ing. Darwin Jaque Master en Diseño Industrial y de Procesos.

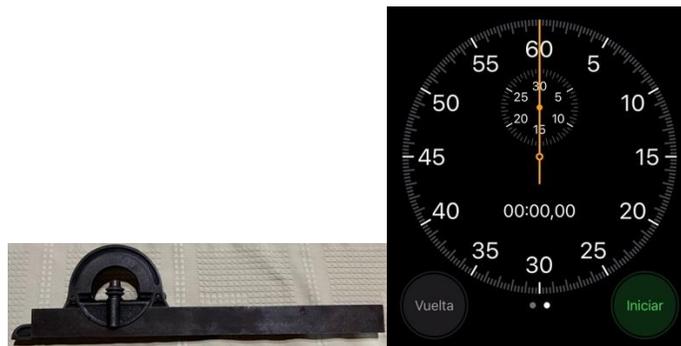
3.4. Materiales e instrumentos empleados en la investigación.

Para la medición de los ángulos de flexión realizados durante el desarrollo de las pruebas se utilizó un goniómetro el cual es una herramienta de medición precisa y que se utiliza en fisioterapia para la medición de los rangos de movimiento de las articulaciones.

La medición de los tiempos de espera entre repeticiones o series se lo realizó con un cronómetro digital mientras que para medir el cumplimiento del número de series y repeticiones se realizó una observación, conteo y registro de cada una de ellas para finalmente verificar el cumplimiento o no de las rutinas de prueba previamente registradas.

Los instrumentos empleados para la medición de tiempos y ángulos antes mencionados se muestran a continuación en la figura 10 (ver figura 10)

Figura 10: Instrumentos de medición empleados.

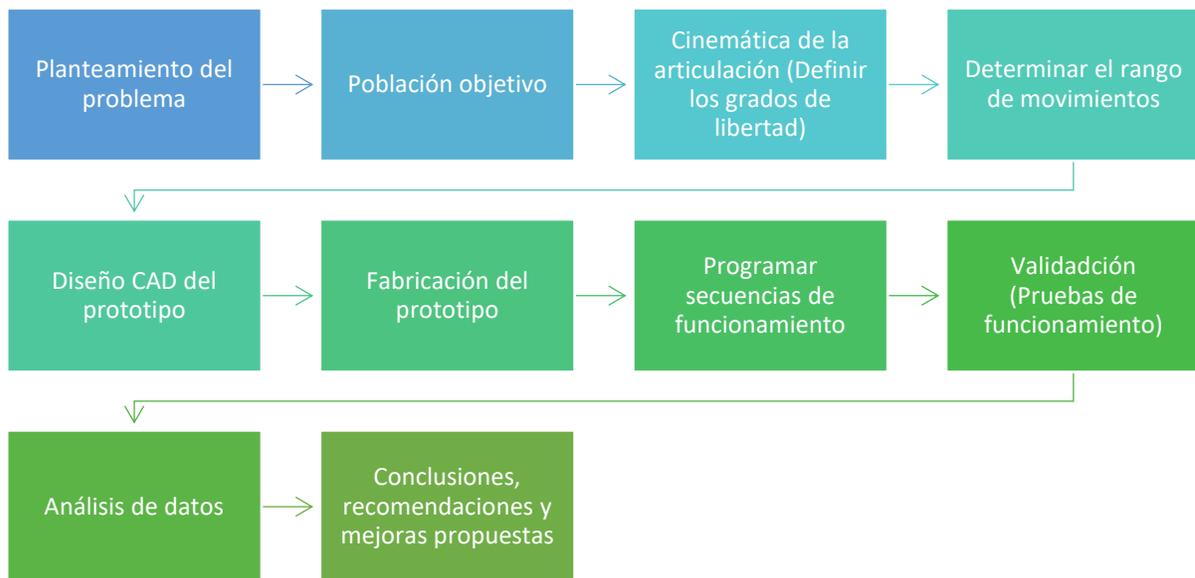


Nota: Lado izquierdo goniómetro. Lado derecho cronómetro digital.

4. Desarrollo.

Con la finalidad de brindar una visión general de las etapas de realización de la presente investigación a continuación se presenta el diagrama de procesos el cual se observa en la figura 11 (ver figura 11).

Figura 11: Diagrama de procesos.



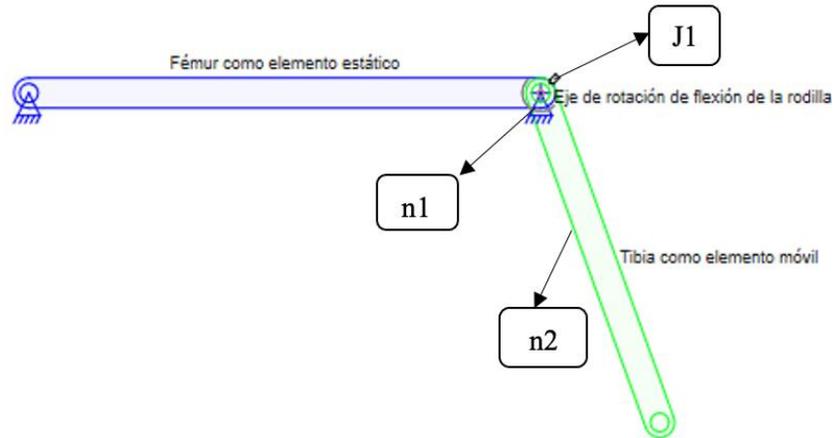
Nota: Los dos primeros procesos han sido abordados en las secciones iniciales de esta investigación y por tal motivo para dar continuidad al proceso establecido se abordarán los siguientes ítems para la consecución de la fabricación del prototipo.

4.1. Cálculo de los grados de libertad.

A continuación, se realiza el cálculo de los grados de libertad para la articulación de rodilla tomando en cuenta que su movimiento únicamente estará restringido a realizar flexión y extensión de la misma mediante el giro angular de la tibia respecto a su eje de rotación (rodilla).

El modelo tipo bisagra planteado para realizar el cálculo de los grados de libertad se muestra en la figura 12 (ver figura 12).

Figura 12: Modelo tipo bisagra.



Nota: La articulación gira un ángulo determinado alrededor de un eje de referencia, lo cual genera el desplazamiento de la tibia hacia arriba o abajo.

Se plantea la fórmula de Grübler para realizar el cálculo de grados de libertad:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - 2j_2$$

Donde:

m = grados de libertad o movilidad

n = número de eslabones

j1 = número de uniones con 1 grado de libertad

j2 = número de uniones con 2 grados de libertad

Por lo tanto y tomando en cuenta la figura 8 en la cual se muestra el modelo en eslabones del cual se compone el mecanismo, se tiene que:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - 2j_2$$

$$m = 3(2 - 1) - 2(1) - 2(0)$$

$$m = 1$$

Por lo cual se establece que nuestro sistema tiene 1 solo grado de libertad el cual está determinado por el movimiento de flexión y extensión de la articulación de rodilla.

4.2. Rangos de movimiento.

Se define como rango de movimiento al máximo ángulo que se puede mover la articulación en relación a un plano de referencia. El ángulo de flexión normal para la rodilla es de 130° a 140° para articulaciones sanas. Los rangos funcionales de flexión de rodilla requeridos para el desarrollo de algunas actividades son los siguientes; extensión de rodilla 0° , caminar 60° , subir escaleras 80° y en posición sedente (sentado) 90° . (Panesso et al., n.d.)

De acuerdo a los valores de movimiento establecidos anteriormente para la articulación de rodilla, se requiere que el prototipo realice desplazamientos angulares programados en el rango de 0° a 90° para extensión y flexión respectivamente.

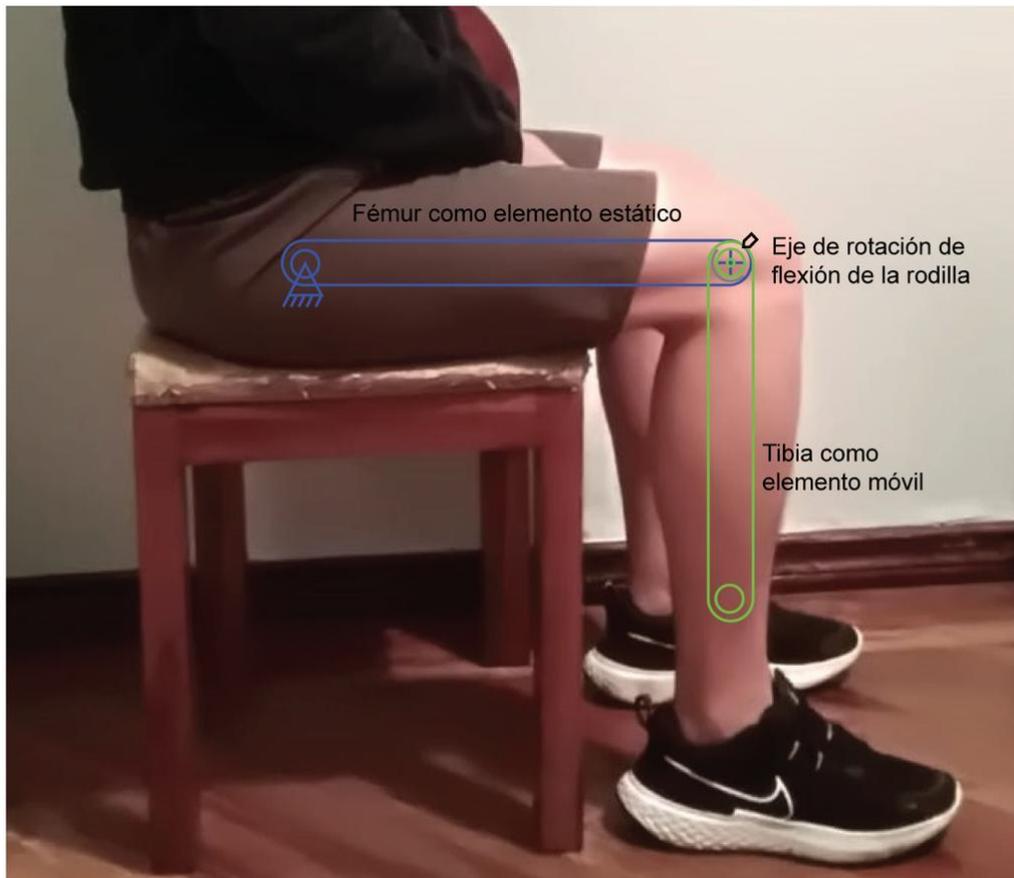
A continuación, en la figura 13 y 14 (ver figura 13 y 14), se visualiza de manera gráfica el rango de movimiento angular que debe ser realizado por el prototipo para llevar a cabo las acciones de extensión y flexión de la articulación de rodilla.

Figura 13: Rango de movimiento angular en estiramiento del prototipo.



Nota: Articulación en extensión a 0° .

Figura 14: Rango de movimiento angular en flexión del prototipo.



Nota: Articulación en flexión a 90°.

4.3. Diseño del prototipo.

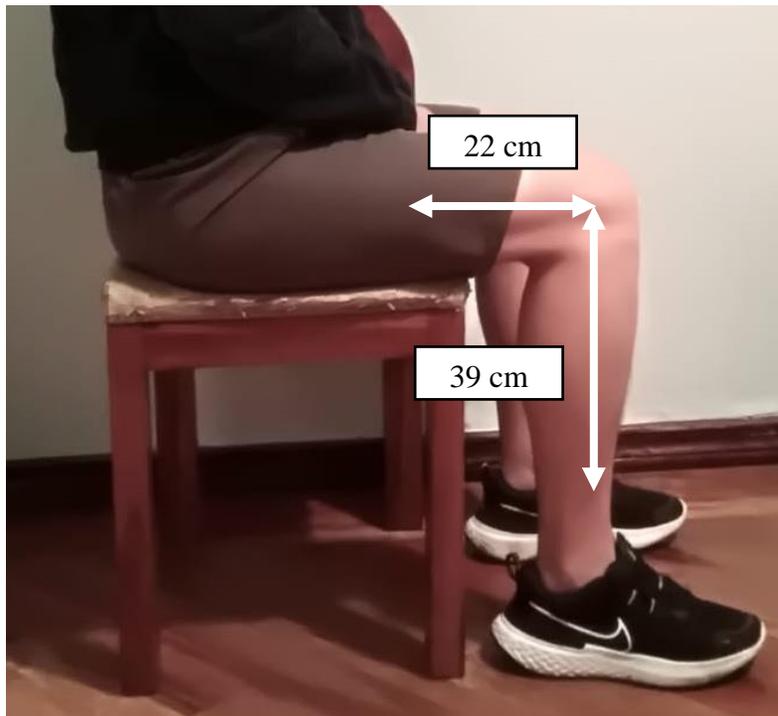
Previamente al diseño CAD es necesario establecer las características generales de diseño que debe cumplir el prototipo y estas son las siguientes:

- Adaptarse a distintas anatomías.
- Fácil de colocar y retirar al paciente.
- Proporcionar un movimiento de giro de la articulación fluido y adecuado.
- Distintas velocidades.
- Secuencias de repeticiones, series, velocidad de movimiento y tiempos de descanso programables mediante una aplicación para dispositivos celulares.

4.4. Dimensionamiento de eslabones del prototipo de exoesqueleto de rodilla.

Para dimensionar los eslabones del prototipo se tomaron en cuenta medidas antropométricas que relacionen al fémur y tibia en la posición sentado, escogiéndose el percentil 95 cuyas medidas se encuentran en la tabla 1 y estas son: largura nalga – fosa poplíteica = 51,2 cm y altura de la fosa poplíteica = 46,5 cm, sin embargo se debe considerar que al ubicarse la persona sentada se debe tomar únicamente un segmento de esta medida ya que ambas medidas consideran la distancia de la pierna por completo. Siendo así que se consideran para el dimensionamiento de los elementos de soporte de tibia y muslo las medidas mostradas a continuación en la figura 15 (ver figura 15).

Figura 15: Dimensionamiento del prototipo.



Nota: Articulación en flexión a 90°.

4.5. Diseño CAD.

De acuerdo al dimensionamiento de los eslabones y al movimiento tipo bisagra que el mecanismo debe realizar, a continuación, se presenta el diseño CAD propuesto.

Se plantea el diseño de una estructura metálica compuesta de dos partes, un soporte para el fémur y otro para la tibia, las mismas que se unen en un eje al rededor del cual se realizan los movimientos angulares correspondientes. Sobre esta estructura mecánica se inserta el soporte de muslo y pantorrilla fabricados mediante FMD con la finalidad de brindar apoyo y comodidad al usuario.

A continuación, en la figura 16 (ver figura 16) se muestran las partes que conforman el prototipo propuesto y en la tabla 4 (ver tabla 4) su correspondiente nomenclatura.

Figura 16: Vista explosionada del prototipo.

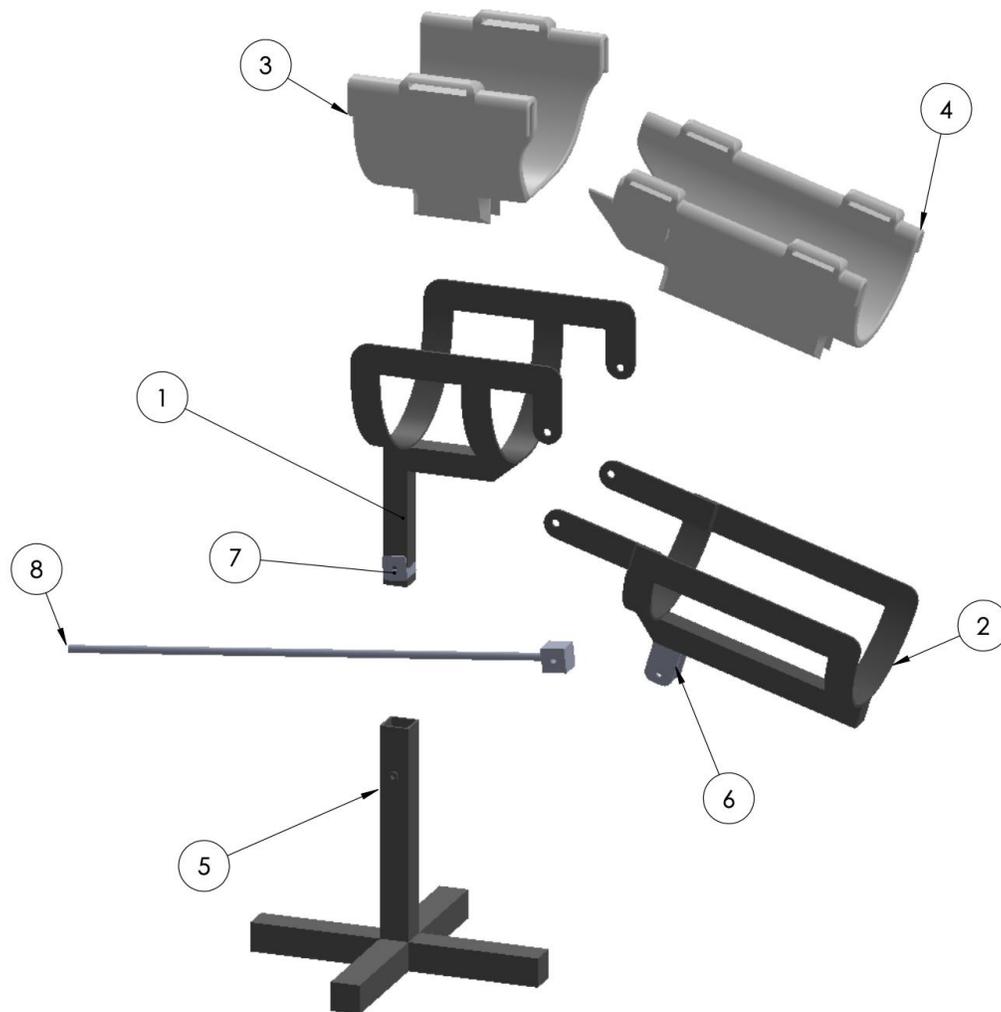


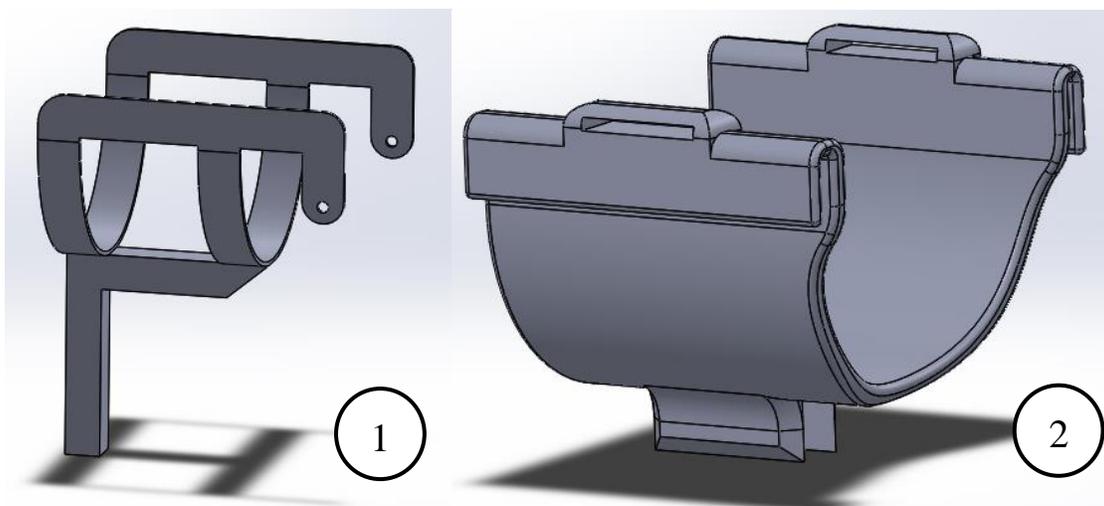
Tabla 4: Partes que conforman el prototipo.

Número de parte	Nombre de la parte	Material	Cantidad
1	Soporte de fémur	Platina metálica	1
2	Soporte de tibia	Platina metálica	1
3	Soporte de muslo	PLA	1
4	Soporte de pantorrilla	PLA	1
5	Estructura base	Tubo metálico	1
6	Estructura de sujeción de motor a pasos.	Platina metálica	1
7	Tuerca de transmisión	Acero de transmisión	1
8	Varilla roscada con acople para motor	Acero de transmisión	1

Nota: La estructura de sujeción del motor a pasos (6) se encuentra soldada a la estructura del soporte de tibia (2).

El fémur como elemento estático está conformado por una pieza cóncava impresa mediante FMD que se inserta en la parte superior de la estructura metálica para proveer el soporte necesario en el muslo como se observa en la figura 17 (ver figura 17).

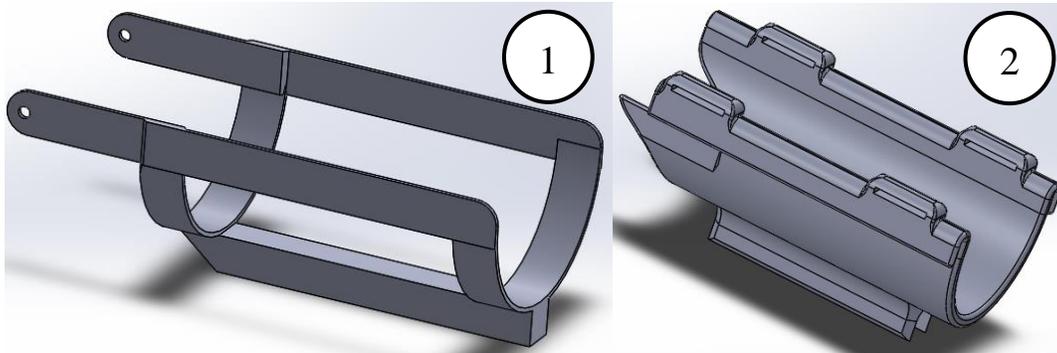
Figura 17: Fémur como elemento estático.



Nota: 1. Parte superior de la estructura metálica correspondiente al soporte del fémur. 2. Soporte de muslo impreso en FMD.

La tibia como elemento móvil está constituida por una pieza cóncava impresa mediante FMD que se incrusta en la estructura metálica correspondiente al soporte de tibia para proveer apoyo a la pantorrilla al momento de generar los movimientos angulares necesarios para realizar la flexión y extensión de la rodilla como se observa en la figura 18 (ver figura 18).

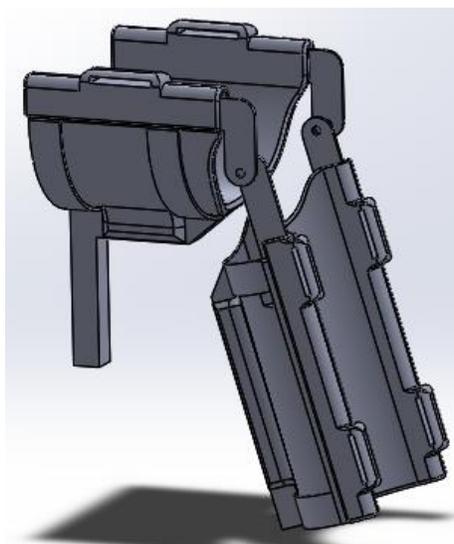
Figura 18: Tibia como elemento móvil.



Nota: 1. Estructura metálica correspondiente al soporte de la tibia. 2. Soporte de pantorrilla impreso en FMD.

Los soportes tanto del muslo como de la pantorrilla se ensamblan a la estructura metálica mediante sus extremos, conformando así el mecanismo tipo bisagra antes propuesto como se observa en la figura 19 (ver figura 19).

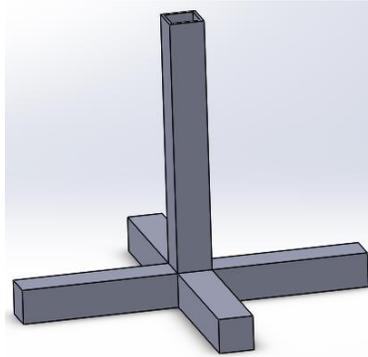
Figura 19: Ensamble de soportes (muslo y pantorrilla).



Nota: Se muestran los soportes de muslo y pantorrilla ensamblados en la estructura metálica.

Finalmente se realiza una estructura inferior que brinda la función de soporte y es en esta que la estructura superior se inserta para consolidar el prototipo como se observa en la figura 20 (ver figura 20).

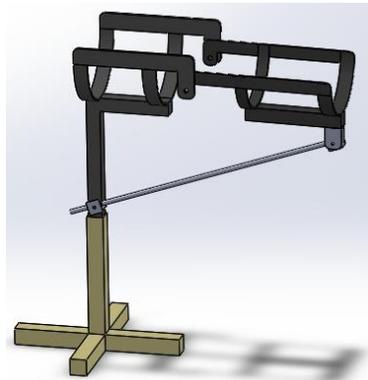
Figura 20: Estructura base.



Nota: Esta estructura posee un tornillo para sujetar la parte superior pero también tiene la finalidad de poder regular el alto de la estructura a distintos altos de sillas.

Para realizar la transmisión de movimiento se utilizó una varilla roscada la cual en un extremo se une al eje del motor con un acople móvil que está ubicado bajo el soporte metálico de la tibia, por el otro extremo se une a la estructura de base mediante otro acople roscado fijo, este mecanismo en conjunto permite el libre desplazamiento de la barra y a su vez la extensión y flexión de la pierna en los ángulos deseados como se observa en la figura 21 (ver figura 21).

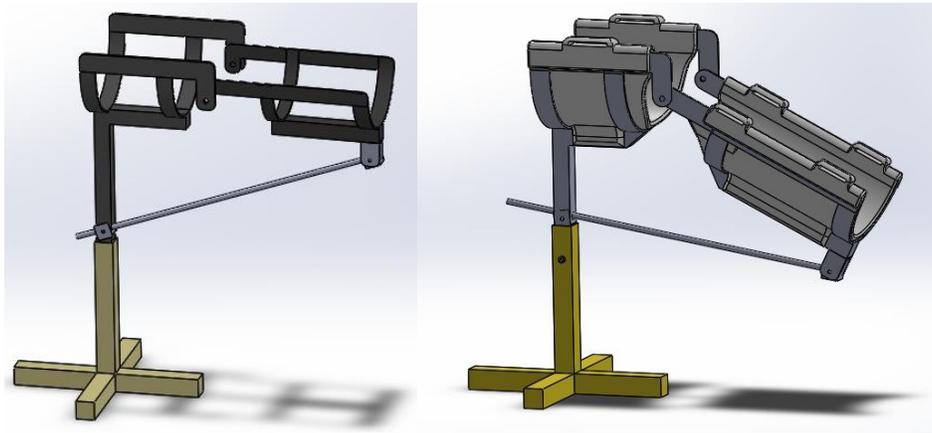
Figura 21: Mecanismo de transmisión de movimiento.



Nota: Estructura metálica del prototipo con el mecanismo de transmisión de movimiento.

A continuación, se presenta el prototipo de exoesqueleto mediante el ensamble de cada una de sus partes como se observa en la figura 22 (ver figura 22).

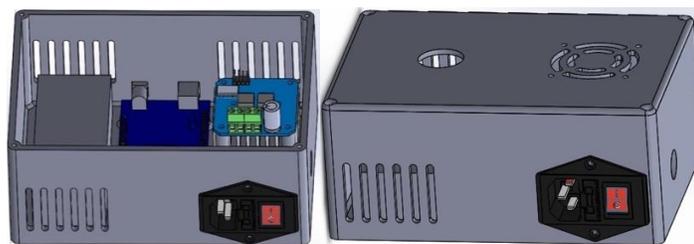
Figura 22: Prototipo de exoesqueleto.



Nota: Al lado izquierdo estructura metálica. A la derecha el prototipo completo con soportes de muslo y tibia impresos mediante FMD.

Es necesario también realizar el diseño de una caja de control en la cual se coloquen los elementos electrónicos como son el paro de emergencia, reset, disipador de calor y cavidades de ventilación interna, además en ella se deben realizar las conexiones eléctricas y el encendido y apagado del prototipo como se observa en la figura 23 (ver figura 23).

Figura 23: Caja de control.



4.6.Fabricación del prototipo.

Los soportes de tibia y muslo de la estructura fueron construidos con platina metálica de 3mm de espesor mientras que la base del prototipo se construyó con tubo metálico de sección cuadrada

de 25mm y 2mm de espesor tomando como referencia la forma de acuerdo al diseño CAD propuesto el resultado se observa en la figura 24 (ver figura 24).

Figura 24: Estructura metálica del prototipo del exoesqueleto.



Los soportes de tibia y muslo del prototipo se lo fabricaron mediante un proceso de manufactura aditiva (FMD) utilizando una impresora 3D Wanhao D12 230 la misma que se observa en la figura 25 (ver figura 25).

Figura 25: Impresora Wanhao D12 230.



A continuación, se presentan en la tabla 5 (ver tabla 5) las especificaciones técnicas generales de la impresora 3D con la cual se realizó el proceso de manufactura aditiva FMD de las partes pertinentes.

Tabla 5: Especificaciones técnicas impresora Wanhao D12 230.

Ítem	Característica
Software	Wanhao Cura
Sistema extrusor	MK12
Material de soporte	PLA, ABS, PVA, HIPS
Máxima área de impresión	230*230*250 mm
Diámetro del filamento	1,75 MM
Máxima velocidad de impresión	30 mm/s – 150 mm/s
Material case	Acero
Cantidad de extrusores	2
Peso (kg)	11 kg
Dimensiones generales	53,5*48*27,5 cm
Espesor de capa	100 – 400 µm
Plataforma	Aluminio
Certificación	CE, CB, FCC
Fuente de poder	Entrada 110V, 50/60Hz, 350W, 1,9A. Salida 24V 4,5A

Tomado de: Manual de usuario.

4.7. Selección del tipo de filamento.

Los materiales de filamentos admisibles para la impresora Wanhao D12 230 de acuerdo a la información que brinda el fabricante son; PLA, ABS, PVA Y HIPS.

A continuación, en la tabla 6 (ver tabla 6) se analizarán comparativamente cada uno de ellos estableciendo sus ventajas y desventajas con la finalidad de realizar una adecuada selección del tipo de filamento a utilizar para la fabricación del prototipo.

Tabla 6: Filamentos para impresora Wanhao D12 230.

	PLA	ABS	PVA	HIPS
T de extrusor	195°C	210°C	185°C	220°C
T de cama	60°C	90°C	50°C	60°C
Nombre	Ácido Poli láctico	Acrilonitrilo butadieno estireno	Polivinilo de alcohol	Poliestireno de alto impacto
Impresión	Básica	Avanzada	Avanzada	Avanzada
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> - Bioplástico - No tóxico - Menos problemas de deformación - Duro o suave / variantes flexibles - Alta velocidad de impresión 	<ul style="list-style-type: none"> - Acabado suave - Durable - Ideal para partes mecánicas 	<ul style="list-style-type: none"> - Soluble en agua - No tóxico 	<ul style="list-style-type: none"> - Ligero - Económico - Soluble en limoneno
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> - Baja resistencia al calor - Más fácil de romper que el ABS - Requiere paredes más gruesas que el ABS 	<ul style="list-style-type: none"> - A base de petróleo - No biodegradable - Cama de impresión caliente necesaria - Humos al imprimir - Deterioro a sol 	<ul style="list-style-type: none"> - Sensible al calor - No calentar sobre 190°C 	<ul style="list-style-type: none"> - Únicamente disponible en blanco
Terminado	<ul style="list-style-type: none"> - Es posible Lijado - Pegamento limitado 	<ul style="list-style-type: none"> - Fácil lijado - Fácilmente soluble en acetona 	Solo pegamento	Solo pegamento

De acuerdo al análisis de la tabla 6 en la cual se especifican las ventajas y desventajas de cada tipo de filamento, para los fines de prototipado del presente proyecto se ha escogido como material de impresión el PLA, principalmente debido a sus propiedades amigables con el ambiente, por su facilidad al imprimir y debido a que el presente trabajo es un prototipo que estará sujeto a varias modificaciones hasta llegar a un diseño final.

4.8. Configuración de impresión.

Los principales parámetros configurados para la impresión de las partes que conforman el prototipo se describen a continuación en la tabla 7 (ver tabla 7).

Tabla 7: Principales parámetros de impresión.

Parámetro	Valor configurado
Tipo de relleno	Cuadrícula
Densidad de relleno	40%
Velocidad de impresión	50 mm/s
Temperatura de impresión	195°C
Temperatura de la cama de impresión	60°C
Soportes	Sí

Nota: Los parámetros se configuraron en el software Ultimaker Cura versión 4.13.

Los parámetros correspondientes a velocidad de impresión (50mm/s), temperatura de impresión (195°C) y temperatura de la cama de impresión (60°C) fueron empleados debido a que estos valores son los recomendados por el fabricante de filamento PLA marca Wanhao con el cual se realizó la impresión de las partes. (Juan Guillermo Mansilla Sepúlveda et al., 2021)

En cuanto al parámetro de soporte se lo utilizó debido a que existen partes en las piezas que sobresalen de las mismas en voladizo, este parámetro al estar activado (Sí) creará una estructura auxiliar para soportar dichas partes, si es que no se configura este parámetro y debido a la geometría de las partes a imprimir las mismas se romperían o deformarían durante el proceso de impresión 3D, se debe señalar que la estructura auxiliar creada es de poca densidad y sin relleno para poder ser removida con facilidad al concluir la fabricación de las partes.

La densidad de relleno constituye la cantidad de material que se depositará en el interior de la pieza a imprimir, este factor influye directamente en la dureza del elemento impreso, para el presente trabajo se utilizó un relleno del 40% debido a que la estructura metálica es la encargada

de soportar el peso de la pierna, mientras que los elementos impresos tanto del soporte de muslo y de tibia brindan la funcionalidad de apoyo sobre la estructura metálica para la pierna y muslo del paciente.

Para la selección del tipo de relleno de impresión se analizó la tabla 8 (ver tabla 8).

Tabla 8: Patrón de relleno de impresión.

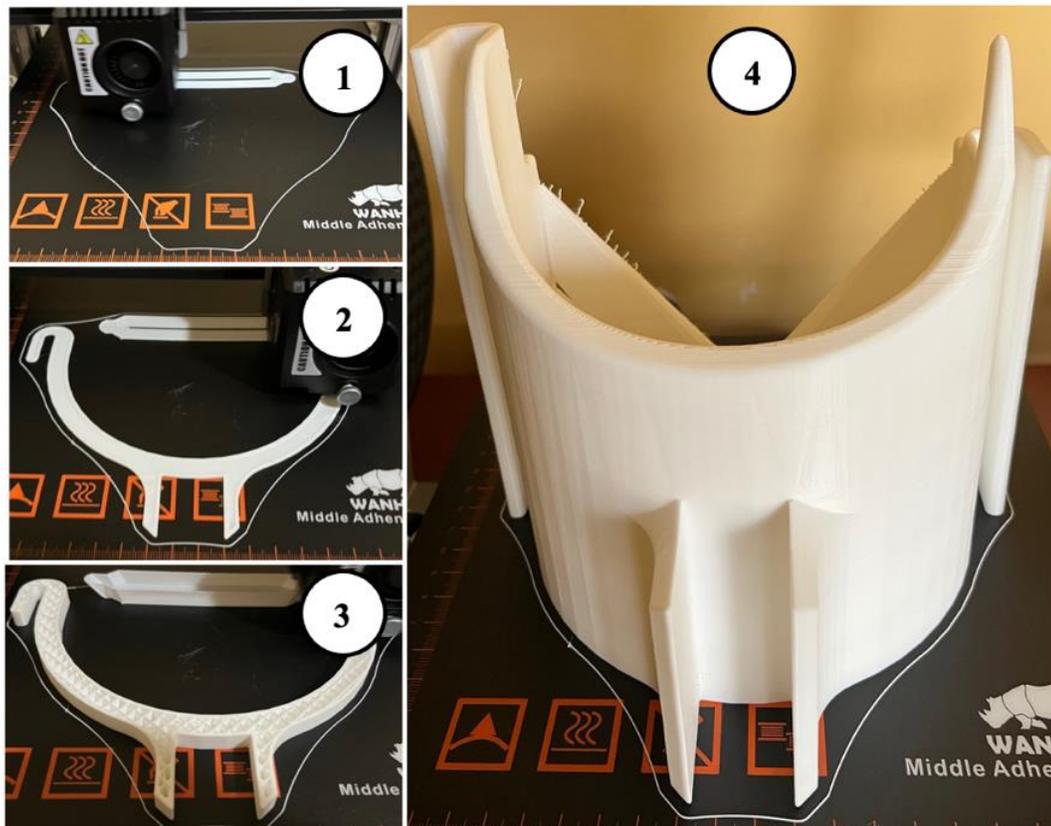
Patrón	Característica
Cuadrícula	Relleno 2D fuerte
Líneas	Relleno rápido 2D
Triángulos	Relleno 2D fuerte
Trihexagón	Relleno 2D fuerte
Cúbico	Relleno 3D fuerte
Cúbico (subdivisión)	Relleno 3D fuerte (ahorro de material respecto al cúbico)
Octet	Relleno 3D fuerte
Cuarto cúbico	Relleno 3D fuerte
Concéntrico	Relleno 3D flexible
Zig-zag	Relleno en forma de cuadrícula, se imprime continuamente en dirección diagonal
Cruz	Relleno 3D flexible
Cross 3D	Relleno 3D flexible
Relleno de giroides	Relleno con mayor fuerza para el peso más bajo
Rayo	Relleno rápido de imprimir y únicamente soporta superficies superiores

Nota: Los rellenos 2D fuertes se utilizan para impresiones generales, los rellenos rápidos 2D para modelos rápidos pero débiles, los rellenos 3D para que la pieza sea fuerte en todas las direcciones y los rellenos concéntricos 3D son utilizados para filamentos flexibles.

Del análisis de la tabla 8 se escogió el relleno tipo cuadrícula debido a que es uno de tipo 2D fuerte y respecto a los otros de su mismo tipo ocupa una menor cantidad de material para la

construcción del elemento a imprimir, el proceso de impresión y resultado final se observa en la figura 26 (ver figura 26).

Figura 26: Proceso de impresión 3D.



Nota: 1. Inicio del proceso de impresión (Impresión de paredes desde la base). 2. Relleno de elemento en construcción. 3. Relleno tipo rejilla y soporte. 4. Elemento del prototipo terminado. Todas las partes que conforman el prototipo se fabricaron con los mismos parámetros de impresión.

4.9. Selección de elementos electrónicos y mecánicos.

Para la ejecución de las acciones de movimiento del prototipo se utilizará un microcontrolador programable el cual ejecute dichas secuencias previamente establecidas de manera autónoma. En el presente trabajo se utilizó la plataforma Arduino debido a sus características de software libre, sus facilidades de uso, programación y bajo costo, dicho controlador se observa en la figura 27 (ver figura 27). (Munera et al., 2020.)

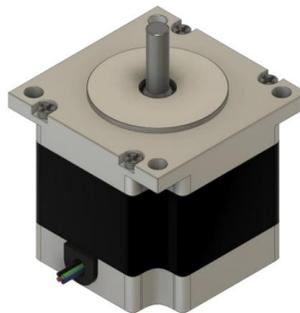
Figura 27: Microcontrolador Arduino Mega 2560.



Nota: Se seleccionó este modelo específico de la placa de Arduino por la disponibilidad propia del autor del trabajo. Imagen tomada de (Arduino Mega-Datasheet, n.d.)

El movimiento angular para el estiramiento y flexión de la rodilla se realizará mediante el accionamiento de un motor a pasos Nema 23 el cual posee un torque de 10,1 Kgf x cm de 180° de giro, el funcionamiento de estos motores consiste en transformar los pulsos enviados desde el controlador en movimientos angulares y son utilizados en sistemas y equipos que requieren una gran precisión y fuerza, dicho motor se observa en la figura 28 (ver figura 28). (de Viaene et al., 2018)

Figura 28: Motor a pasos Nema 23.

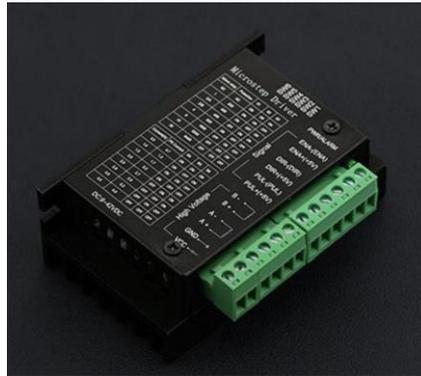


Nota: El rango de voltaje de funcionamiento del motor es de 4,8 a 6,8 VDC. Imagen tomada de (Nema23 Datasheet, n.d.)

Con la finalidad de brindar el voltaje y corriente adecuada para el correcto funcionamiento del motor a paso a paso se utilizará el driver TB6600 que se observa en la figura 29 (ver figura 29).

Adicionalmente este elemento cumple la función de protección de sobre corriente y voltaje en caso de presentarse alguno de ellos, precautelando de esta manera la funcionalidad del controlador Arduino.

Figura 29: Driver TB6600.



Nota: El driver se alimentó con 12VDC que brinda el circuito conversor de voltaje de 110VAC a 12VDC. Imagen tomada de (TB6600 Stepper Motor Driver User Guide, n.d.)

Para la comunicación, envío y recepción de datos desde y hacia el Arduino con el dispositivo celular se utilizó un módulo bluetooth HC06 compatible con Arduino.

Se colocó un buzzer el cual emite sonidos distintos al culminar una serie de repeticiones y al finalizar la sesión de rehabilitación previamente programada esto como señal auditiva de funcionamiento.

Como seguridades físicas se instalaron 2 finales de carrera en las posiciones críticas de extensión y de flexión para evitar posibles daños al paciente en caso de desperfecto funcional.

Finalmente existe un botón de paro de emergencia y otro de reseteo que detiene y para el sistema para solventar cualquier dificultad presentada y como seguridad para el paciente estos botones están colocados en la caja de control que contiene toda la electrónica del prototipo y permanecerá siempre al alcance del usuario para su accionamiento en caso de ser requerido. La caja de control fabricada se observa en la figura 30 (ver figura 30).

Figura 30: Caja de control.

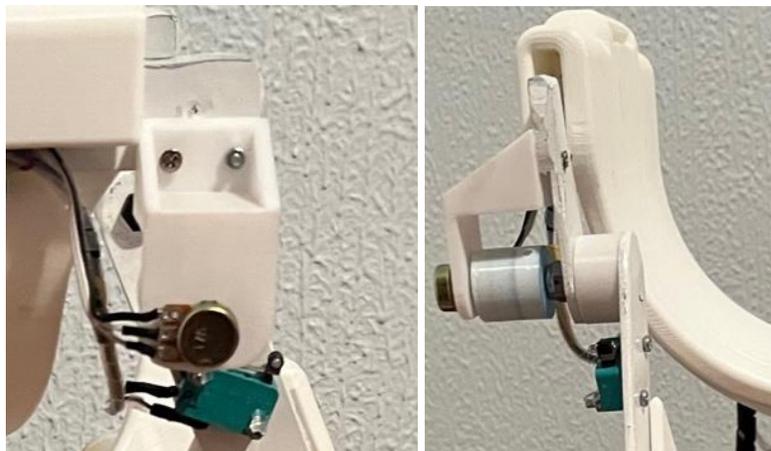


Nota: La caja de control se conecta directamente a 110 VA, posee un interruptor de encendido y apagado, cavidades de ventilación y un disipador de calor para evitar recalentamiento en el circuito eléctrico.

4.10. Control de posicionamiento angular.

Para realizar el posicionamiento de acuerdo al ángulo ingresado mediante la aplicación, se utilizó un potenciómetro de $1M\Omega$ unido y fijado al eje de giro o de bisagra del prototipo como se muestra en la figura 31 (ver figura 31), este cumple la función de un divisor de voltaje ya que en su posición de extensión o de 0° tiene siempre un valor de voltaje determinado y a medida que gira hacia arriba o hacia abajo existe una variación de voltaje que es leída por una entrada analógica del Arduino, siendo así ese valor de voltaje leído el que determina la posición del ángulo deseado.

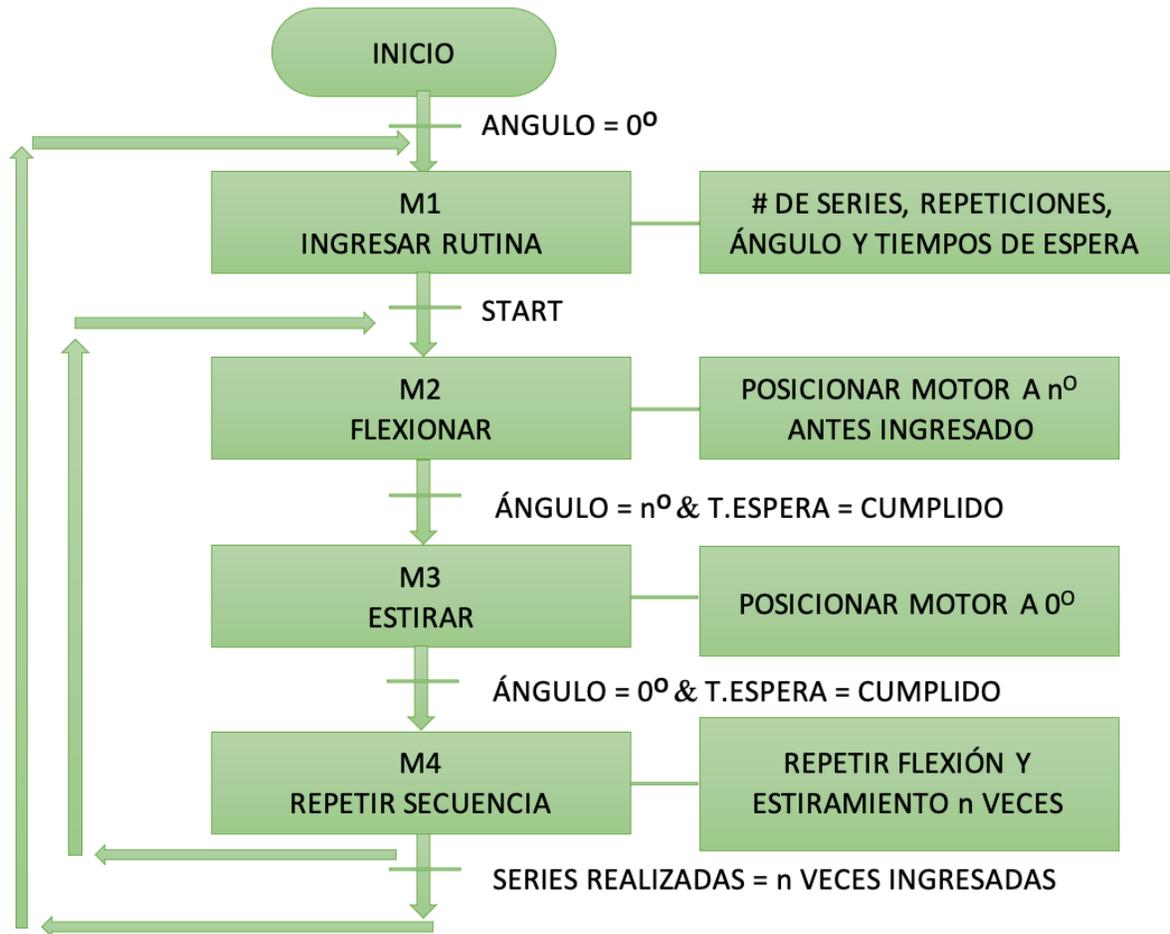
Figura 31: Potenciómetro como sensor de posicionamiento angular.



4.11. Diseño electrónico.

La programación de los movimientos de estiramiento y flexión en los rangos previamente determinados se los realizará en el programador IDE de Arduino, siguiendo la siguiente lógica secuencial que se observa en la figura 32 (ver figura 32).

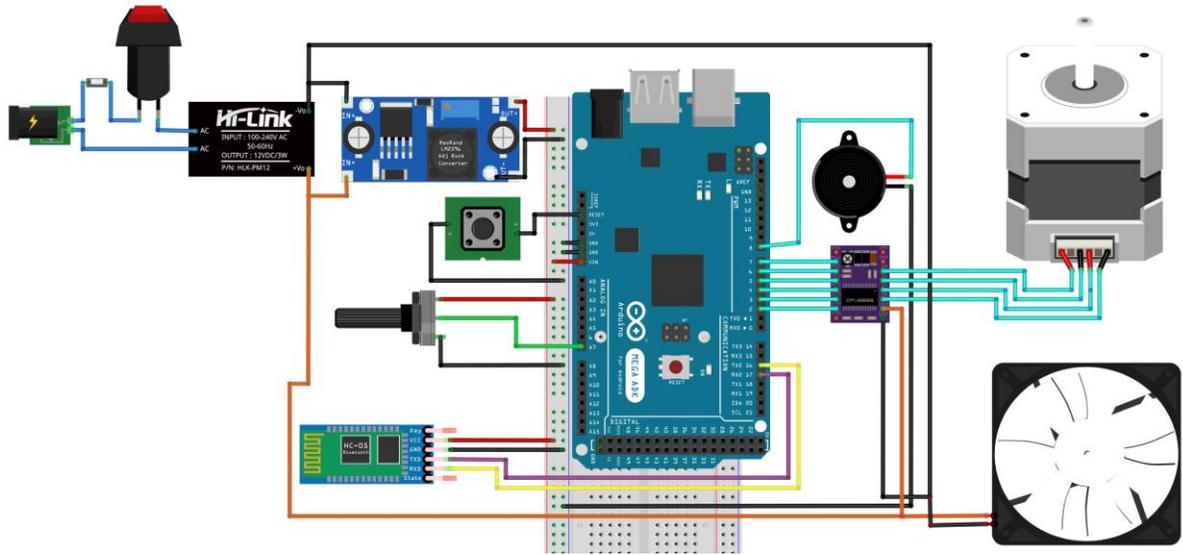
Figura 32: Diagrama secuencial del proceso.



Nota: *Previo a iniciar las secuencias de movimientos el operador del equipo colocará al prototipo en 0° mediante la aplicación móvil en caso de ser necesario. Al presionar el botón Reset el sistema suspende la rutina en ejecución, borra su registro y para el movimiento, el botón Paro de emergencia suspende por completo el funcionamiento del equipo.*

Físicamente el circuito estará conectado de acuerdo al esquema que se observa en la figura 33 (ver figura 33):.

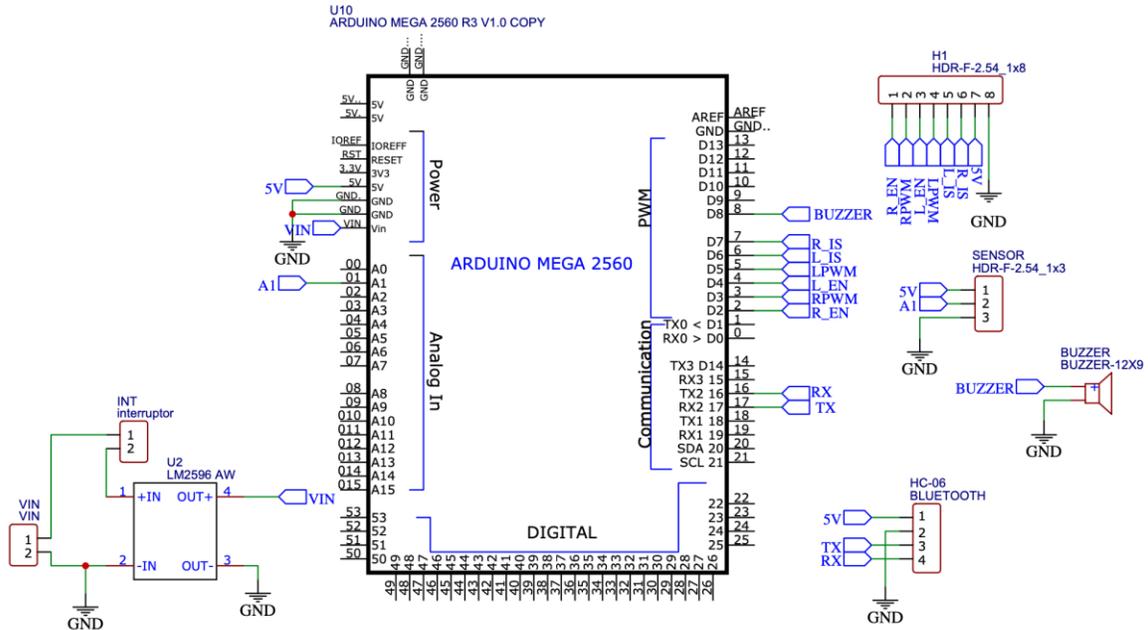
Figura 33: Esquema del circuito eléctrico.



Nota: El circuito se alimenta con 110V AC.

El diagrama mostrado en la figura 33 se lo muestra a continuación en la figura 34 (ver figura 34) de una manera técnica mediante la representación eléctrica del circuito y sus conexiones.

Figura 34: Diagrama eléctrico de conexiones.



Nota: Para la conexión de los distintos elementos en el Arduino se diseñó una PCB shield.

A continuación, se enlistan los componentes necesarios para el desarrollo del prototipo en la tabla 9 (ver tabla 9).

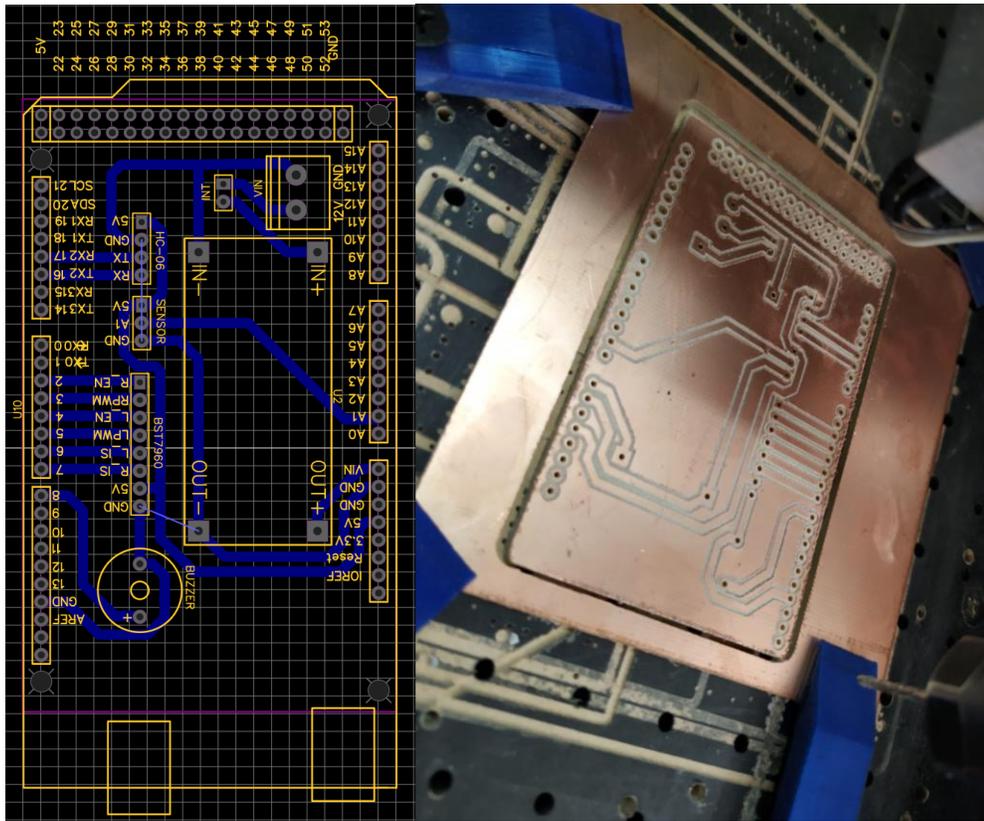
Tabla 9: Lista de componentes del circuito eléctrico.

Elemento	Cantidad
Arduino Mega 2560 R3	1
Bluetooth HC06	1
Stepper Motor NEMA 23	1
Driver TB6600 para motor a pasos	1
Disipador	1
Interruptor	1
Pulsador	1
Botón de paro de emergencia	1
Convertor 12VDC a 5VDC LM2596	1
Convertor 110VAC a 12VDC	1
Buzzer	1
Final de carrera	2
Potenciómetro 1 M Ω	1

Nota: El pulsador de paro de emergencia es un pulsador normalmente cerrado y que se desenclava al ser accionado.

Se realizó el diseño y fabricación de una placa PCB shield en base a los diagramas de la figura 33 y figura 34, la placa PCB propuesta está diseñada de tal manera que se conecta directamente a los pines del Arduino por su parte superior y sobre esta se realizan todas las conexiones físicas de los cables correspondientes a los elementos antes seleccionados, la PCB shield diseñada se observa a continuación en la figura 35 (ver figura 35).

Figura 35: Diseño y elaboración de placa PCB shield.



Nota: Lado izquierdo diseño de PCB shield. Lado derecho proceso de fabricación de PCB shield.

4.12. Diseño de aplicación para teléfono celular.

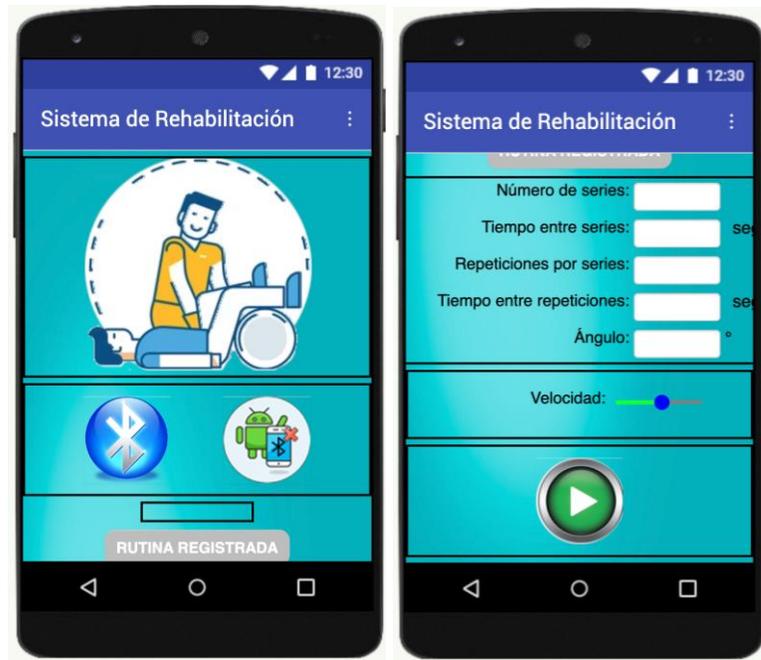
Se desarrolló una aplicación para teléfono celular mediante el uso de la plataforma MIT APP INVENTOR de carácter gratuito y en línea, esta aplicación es compatible con dispositivos que posean sistema operativo Android y en la misma se ingresan los siguientes parámetros para la rutina de rehabilitación:

- Número de series.
- Tiempo entre series (en segundos).
- Repeticiones por serie.
- Tiempo entre repeticiones (en segundos).

- Ángulo.
- Selección de 3 distintas velocidades (mediante una barra slider que permite seleccionar 1%, 50% y 100% de velocidad)

La aplicación desarrollada se observa a continuación en la figura 36 (ver figura 36).

Figura 36: Diseño de App para el sistema de rehabilitación.



Dentro de la aplicación existen también 4 botones cuyas funciones se las describe a continuación:

Conectar Bluetooth, al presionar este botón se despliegan los dispositivos vinculados al equipo, se debe seleccionar el módulo bluetooth de Arduino para iniciar el enlace, una vez realizado el emparejamiento aparecerá una luz verde junto al botón el cual se observa en la figura 37 (ver figura 37).

Figura 37: Botón de conexión Bluetooth.



Desconectar Bluetooth, al presionar este botón se apaga la conexión bluetooth del dispositivo móvil con el Arduino, una vez realizada la desconexión la luz verde de estado de conexión activa pasará a roja dicho botón se observa en la figura 38 (ver figura 38).

Figura 38: Botón de desconexión Bluetooth.



Rutina registrada, al presionar este botón se cargan los valores ingresados y ejecutados en la última secuencia registrada, cuando el sistema se enciende y se presiona por primera vez este botón los valores devueltos son 0 en todos los parámetros dicho botón se observa en la figura 39 (ver figura 39).

Figura 39: Botón de rutina registrada.



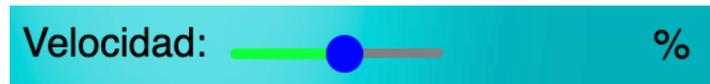
Selección de velocidad, este elemento es del tipo de una barra slider el cual tiene tres posiciones para seleccionar la velocidad en porcentaje más adecuada para el paciente, estas se tomaron de acuerdo a las velocidades de funcionamiento del dispositivo CPM Carci 4060 el cual se encuentra en el mercado para su libre venta lo cual garantiza que el rango de velocidades propuesto no representa peligro alguno para el usuario.

Las velocidades propuestas se muestran a continuación:

- Baja a 1% de la velocidad el prototipo se mueve a 35° por minuto.
- Media a 50% de la velocidad el prototipo se mueve a 70° por minuto.
- Alta a 100% de la velocidad el prototipo se mueve a 135° por minuto.

La barra slider de selección de velocidad se observa en la figura 40 (ver figura 40).

Figura 40: Botón de inicio.



Inicio, al presionar este botón se ejecutará la secuencia de rehabilitación registrada previamente, el botón se observa en la figura 41 (ver figura 41).

Figura 41: Botón de inicio.



Finalmente existe la visualización de tres tipos de mensajes los cuales se visualizan de acuerdo a las acciones y estado en el cual se encuentra el funcionamiento del prototipo, siendo estos “Rehabilitador en Reposo” el cual nos indica que se puede ingresar una nueva rutina para su ejecución, “Rutina en ejecución” se muestra cuando se está realizando una rutina previamente ingresada (botón inicio bloqueado hasta finalizar rutina), “Paro de emergencia. Favor reinicie equipo” este mensaje se visualiza cuando un final de carrera de las posiciones críticas de flexión o extensión han sido presionados, a la par del mensaje se activa un sonido de notificación de alerta y el sistema se detiene hasta que el mismo sea reiniciado y se visualice el mensaje de “Rehabilitador en Reposo”, los distintos mensajes se observan a continuación en la figura 42 (ver figura 42).

Figura 42: Botón de inicio.

Rehabilitador en Reposo

Rutina en ejecución

Paro de emergencia. Favor reinicie el equipo

4.13. Pruebas de funcionamiento.

La validación del prototipo se realizó mediante un proceso de medición del cumplimiento de los parámetros registrados en la aplicación diseñada.

Para la validación del ángulo ingresado para la flexión de rodilla se realizaron mediciones a distintos ángulos mediante la ayuda de un goniómetro, midiendo así de esta manera, primero la posición de estiramiento a 0° como se visualiza en la figura 43 (ver figura 43) y una vez realizado el movimiento de flexión el ángulo final respecto a la posición 0° como se muestra en la figura 44 (ver figura 44).

Figura 43: Medición de ángulo de estiramiento a 0° .

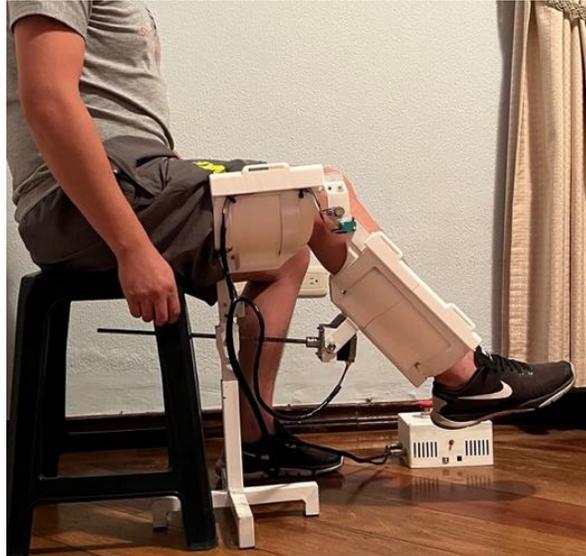


Figura 44: Medición de ángulo de flexión deseado a n° .



La validación del cumplimiento de las rutinas ingresadas y ejecución de las mismas por el prototipo de exoesqueleto se las realizó con carga real como se muestra a continuación en la figura 45 (ver figura 45).

Figura 45: Pruebas para validación de ejecución de rutinas.



A continuación, se presentan en la tabla 10 (ver tabla 10) la configuración de cada una de las 10 rutinas realizadas para la validación del cumplimiento de las mismas en cuanto a parámetros de número de repeticiones y número de series, cabe mencionar que en cada flexión y estiramiento de la pierna todos los ligamentos y músculos que convergen en la rodilla actúan sin embargo a medida que el ángulo de flexión es mayor, dichos tejidos realizan mayor esfuerzo debido a que los mismos se estiran proporcionalmente a dicho ángulo.

Tabla 10: Configuración de rutinas ingresadas.

Número de Rutina	Número de Series	Número de Repeticiones	Ángulo	Imagen
1	1	4	10	

2 2 5 20



3 3 10 30



4 4 5 40



5 5 4 45



6 1 10 50



7 2 15 60



8 3 20 70



9 4 8 80



10

5

7

90



Nota: Las pruebas para cada rutina se realizaron al 1%, 50% y 100% de velocidad para garantizar su correcto funcionamiento en cualquiera de estos valores.

Para la validación del cumplimiento del número de repeticiones y número de series registradas en la aplicación se programaron distintos valores de acuerdo a la tabla 10 (ver tabla 10) y mediante la observación y conteo del desarrollo de las mismas se registró el cumplimiento o no de dichas rutinas en la tabla 11 (ver tabla 11) que se muestra a continuación.

Tabla 11: Verificación de rutinas ingresadas.

Número de Rutina	Número de Series	Número de Repeticiones	Cumple
1	1	4	Sí
2	2	5	Sí
3	3	10	Sí
4	4	5	Sí
5	5	4	Sí
6	1	10	Sí
7	2	15	Sí
8	3	20	Sí
9	4	8	Sí
10	5	7	Sí

Nota: Las pruebas para cada rutina se realizaron al 1%, 50% y 100% de velocidad para garantizar su correcto funcionamiento en cualquiera de estos valores.

Finalmente se realizó pruebas de funcionamiento del prototipo a 10 individuos que no padecían patologías de rodilla al momento de la ejecución de la prueba de diferentes edades y peso como se

muestra en la figura 46 (ver figura 46) con la finalidad de cubrir el mayor rango etario, posterior a la prueba se realizó una encuesta con la finalidad de evaluar la experiencia personal al utilizar el prototipo la misma que se visualiza en la figura 47 (ver figura 47).

Figura 46: Pruebas de funcionamiento del prototipo.



Figura 47: Encuesta de evaluación del prototipo.

ENCUESTA DE EVALUACIÓN DE PROROTIPO DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE RODILLA

EDAD: _____

PESO: _____

PREGUNTAS

1.- ¿Se sintió cómodo al utilizar el equipo? SI NO

En caso que su respuesta sea NO indicar por qué.

2.- ¿Sintió seguridad y confianza al utilizar el prototipo? SI NO

En caso que su respuesta sea NO indicar por qué.

3.- ¿Experimentó algún tipo de molestia o dolor durante la prueba? SI NO

En caso que su respuesta sea SI indicar la razón.

4.- ¿Fue perceptible los distintos niveles de velocidad de funcionamiento? SI NO

5.- ¿Utilizaría Ud. este equipo en un centro de rehabilitación en caso de requerirlo? SI NO

En caso que su respuesta sea NO indicar por qué.

5. Resultados.

Los resultados obtenidos que se muestran a continuación son la consecuencia del presente estudio para el diseño y fabricación de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de rodilla mediante manufactura aditiva (FMD) que sea capaz de replicar movimientos angulares en el rango de 0° a 90° para movimientos de estiramiento y flexión respectivamente.

5.1. Aplicación para teléfono celular.

La aplicación realizada de acuerdo a la información del software APP Inventor del desarrollador en el cual se la realizó, es compatible con sistemas iOS 13 y Android 5 en adelante, sin embargo, la misma se probó y ejecuto en sistema Android únicamente, garantizando el 100% de funcionalidad y compatibilidad con este sistema.

A continuación, en la figura 48 (ver figura 48) se muestra la app desarrollada.

Figura 48: App celular.

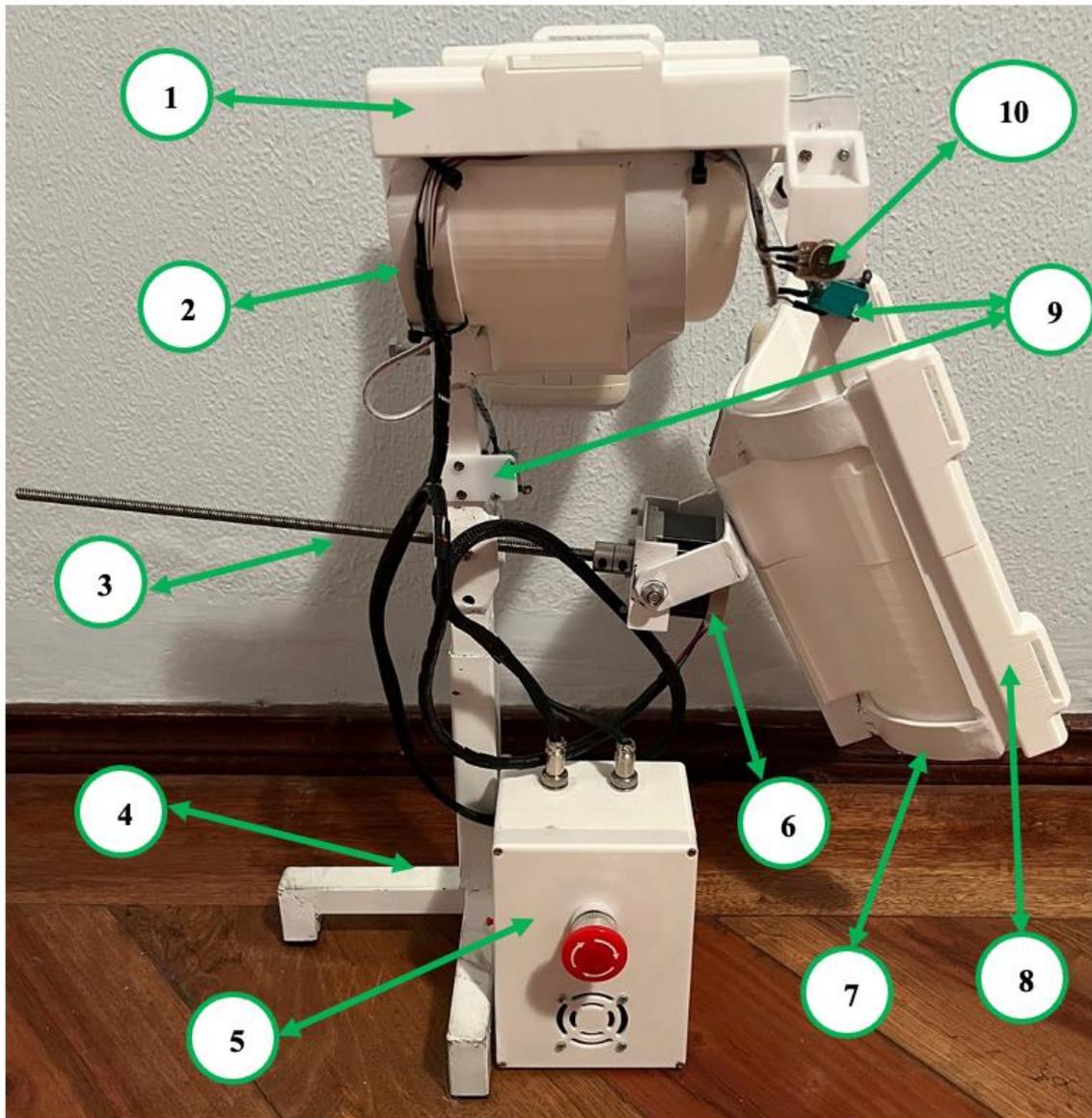


Nota: Captura real de aplicativo para celular.

5.2. Prototipo.

A continuación, en la figura 49 (ver figura 49) se presenta el prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de rodilla propuesto.

Figura 49: Prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de rodilla.



Nota: Las partes impresas mediante FMD del prototipo fueron fabricadas con la misma impresora, bajo los mismos parámetros de impresión y con el mismo tipo de material.

A continuación, se presenta en la tabla 12 (ver tabla 12) la lista de partes que conforman el prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de rodilla propuesto.

Tabla 12: Lista de partes que conforman el prototipo.

Número de parte	Nombre de la parte	Cantidad
1	Soporte de muslo	1
2	Soporte metálico de muslo	1
3	Tornillo roscado	1
4	Base metálica	1
5	Caja de control	1
6	Motor a pasos NEMA 23	1
7	Soporte metálico de tibia	1
8	Soporte de pantorrilla	1
9	Final de carrera	2
10	Potenciómetro	1

Nota: Los finales de carrera son colocados como seguridad a 90° y 0°.

5.3. Validación de medidas.

Las rutinas registradas en cuanto a número de repeticiones, series y tiempos se cumplieron en un 100% de las ocasiones sin importar el ángulo o velocidades registradas. Los datos medidos se registraron en la tabla 13 (ver tabla 13) con la finalidad de determinar la exactitud del prototipo para flexionar la articulación de la rodilla de acuerdo al ángulo ingresado mediante la aplicación.

Tabla 13: Validación de ángulos ingresados.

Número de medida	Ángulo ingresado	Ángulo medido	Exactitud %
1	5	4	80
2	10	9	90
3	15	15	100
4	20	20	100
5	25	25	100

6	30	30	100
7	35	35	100
8	40	40	100
9	45	45	100
10	50	50	100
11	55	55	100
12	60	60	100
13	65	65	100
14	70	70	100
15	75	75	100
16	80	80	100
17	85	84	99
18	90	87	97

Nota: Las pruebas se realizaron a 100% de velocidad para optimizar el tiempo de las mismas.

Del análisis de la tabla 13 (ver tabla 13) para los ángulos ingresados y medidos se determina que el sistema en general cumple a satisfacción los ángulos de flexión ingresados para diferentes rutinas, siendo el error máximo de 3° para una medida de 90° y 1° para otras medidas puntuales (5°, 10° y 85°) esto nos da como resultado un sistema con una exactitud general del 98%, cuyo cálculo se muestra a continuación:

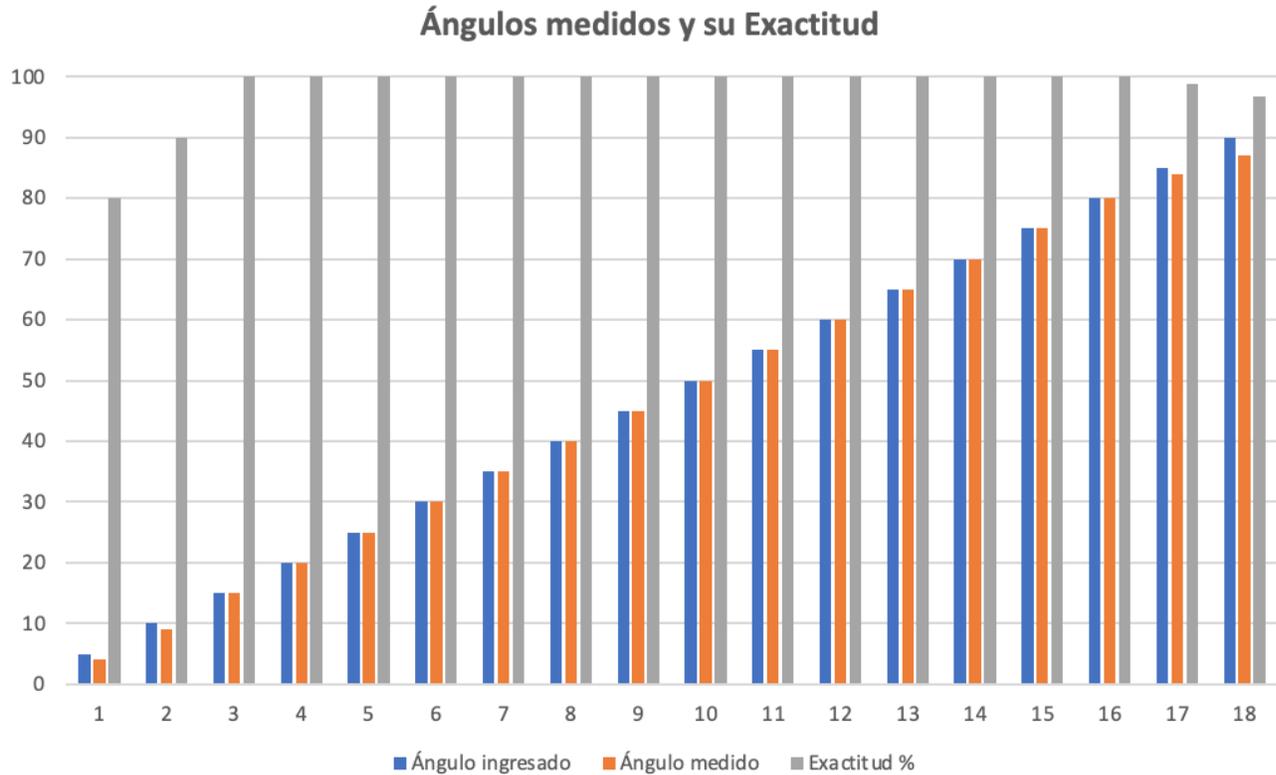
$$exactitud (\%) = \frac{\Sigma Total de exactitudes medidas}{\Sigma Total de exactitudes teóricas} \times 100$$

$$exactitud = \frac{1766}{1800} \times 100$$

$$exactitud = 98\%$$

Como resultado se obtuvo que el prototipo es más exacto a media que el ángulo de flexión solicitado incrementa, esto se puede evidenciar de manera grafica en la figura 50 (ver figura 50) en donde se muestra en color azul el ángulo ingresado (deseado), en color naranja el ángulo medido y finalmente en color plomo el porcentaje de cumplimiento o exactitud de la medida requerida,

Figura 50: Exactitud de ángulos medidos.



Nota: En color gris se muestra el porcentaje de exactitud de la medida correspondiente para cada una de las 18 medidas realizadas a distintos ángulos.

5.4. Análisis de la encuesta.

A continuación, en la tabla 14 (ver tabla 14) se presentan los resultados de la encuesta realizada a 10 personas sin enfermedades o problemas de rodilla, mismas que utilizaron el prototipo con la finalidad de evaluar la comodidad, seguridad y en general la aceptación del equipo.

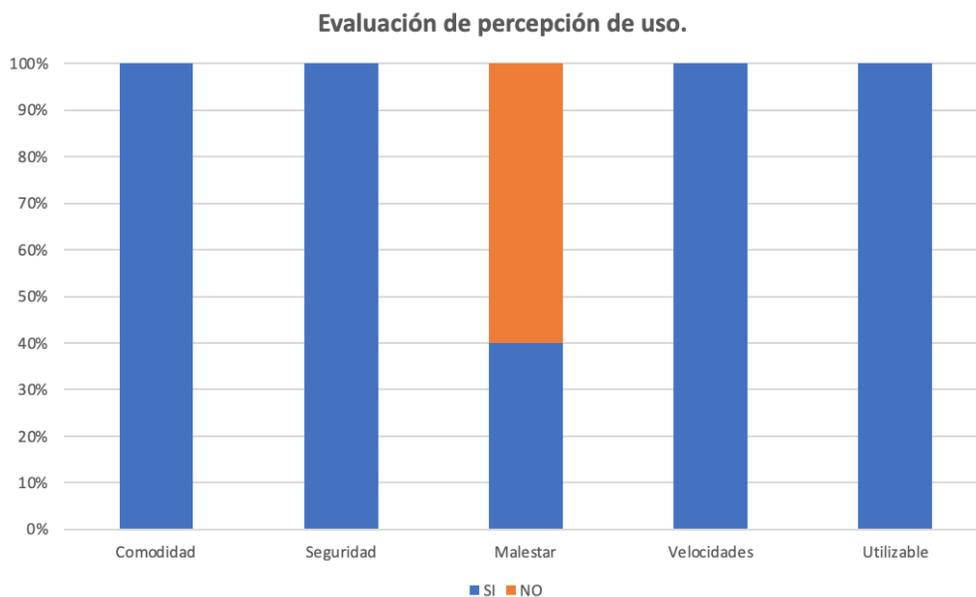
Tabla 14: Encuesta de uso del prototipo.

PREGUNTA	SI	NO
1. ¿Se sintió cómodo al utilizar el equipo?	10	0
2. ¿Sintió seguridad y confianza al utilizar el prototipo?	10	0
3. ¿Experimentó algún tipo de molestia o dolor durante la prueba?	4	6
4. ¿Fue perceptible los distintos niveles de velocidad de funcionamiento?	10	0
5. ¿Utilizaría Ud. este equipo en un centro de rehabilitación en caso de requerirlo?	10	0

Nota: La encuesta se la realizó a 10 personas de distintas edades y géneros.

En la figura 51 (ver figura 51) se grafican los niveles de satisfacción de uso del producto de acuerdo los datos registrados por medio de la encuesta realizada a los sujetos de prueba, en general el prototipo muestra una aceptación de uso y comodidad de un 100% mientras que un 40% de las personas que lo probaron experimentaron un tipo de molestia el cual se debió en general a estabilidad del equipo y su postura al sentarse lo cual fue relativo al tipo de silla utilizada para la ejecución de la prueba.

Figura 51: Percepción del uso del prototipo.



Nota: El malestar que sintieron los usuarios es referente a la postura de espalda por el tipo de silla utilizado y por inestabilidad del prototipo al realizar la prueba de uso.

5.5. Costo de fabricación e impresión del prototipo.

Los valores correspondientes a los costos de fabricación de las partes que se realizaron mediante impresión 3D para el prototipo propuesto se encuentran detallados en tabla 15 (ver tabla 15).

Tabla 15: Costos de impresión.

Nombre de la parte	Cantidad de filamento		Tiempo de impresión	Costo de impresión
	Gramos (g)	Metros (m)		
Soporte de muslo	597	200,12	52, 52 horas	\$ 105,04
Soporte de pantorrilla	690	231,60	64,35 horas	\$ 128,70
Caja de control	268	89,74	27,43 horas	\$ 54,86
TOTAL	1555	521,46	144,30 horas	\$ 288,60

Nota: El costo de fabricación se calculó tomando en cuenta un valor de \$2,00 por hora de impresión 3D.

Los costos de fabricación del prototipo propuesto se encuentran detallados a continuación en tabla 16 (ver tabla 16).

Tabla 16: Costos de fabricación.

Descripción	Costo
Estructura metálica	\$ 50,00
Impresión 3D	\$ 288,60
Componentes electrónicos	\$ 108,40
Diseño	\$ 40,00
Programación	\$ 60,00
Desarrollo App	\$ 20,00
Mano de obra	\$ 120,00
TOTAL	\$ 687,00

Nota: En el costo de los componentes electrónicos se consideró el valor del Arduino, motor a pasos NEMA 23 y demás elementos como pulsadores, cables, potenciómetro, driver, modulo bluetooth y fuentes DC.

6. Discusión de Resultados.

El diseño y fabricación de un prototipo rehabilitador de rodilla programable y capaz de replicar de manera autónoma los ejercicios de flexo extensión realizados en la rehabilitación convencional, mediante el uso de tecnología aditiva FMD para su construcción, realizado en la presente investigación tuvo el propósito de presentar una alternativa local para dar solución a personas que sin importar la procedencia de su patología requieran terapia física para solventar sus problemas de movilidad en la articulación antes mencionada.

Estudios experimentales previos validaron la funcionalidad de los exoesqueletos de rodilla como una herramienta efectiva para asistir en la rehabilitación a personas que padecen de problemas de salud en esta articulación lo cual ha permitido a estos individuos recuperar o mejorar sus capacidades físicas de movilidad en los miembros inferiores.

El prototipo construido tiene un grado de libertad para satisfacer los requerimientos del rango de movilidad propuesto (0° a 90°) para la asistencia de rehabilitación en posición sedente (sentado) o semi acostado, sin embargo, es importante tomar en cuenta que este no cumple con todos los tipos de movimiento característicos de la rodilla debido a su alta complejidad y relación de movimientos con otras articulaciones como la cadera y tobillo.

En comparación con las opciones disponibles en el mercado el presente prototipo cumple a cabalidad en cuanto a la posibilidad de configurar los parámetros correspondientes a velocidad (3 niveles), número variable de series y repeticiones dependiendo las necesidades de cada paciente, por lo tanto este dispositivo está en la capacidad de cumplir las rutinas programadas para el proceso de rehabilitación de rodilla ejecutando ejercicios de flexo-extensión de manera apropiada y segura, siempre dentro de los rangos de movilidad a los cuales este limita su operación.

La exactitud general calculada del prototipo fue del 98% y esta se determinó mediante el análisis de los resultados obtenidos durante el desarrollo de las distintas pruebas de verificación de cumplimiento de repeticiones, series y en los ángulos de flexión y extensión lo cual convierte al prototipo en una opción adecuada y segura para satisfacer los requerimientos de terapias de rehabilitación de movilidad de rodilla.

La encuesta realizada a la muestra para evaluar la percepción de uso del prototipo arrojó los siguientes resultados:

- El 100% de los usuarios que probaron el prototipo se sintieron cómodos y seguros al usarlo, percibieron los tres niveles distintos de velocidad y expresaron que sí utilizarían el prototipo en caso de requerirlo y esté disponible.
- El 40% de personas experimentaron algún tipo de malestar al utilizar el equipo y este se debió principalmente a la silla que se ocupó para la prueba y a la inestabilidad del equipo en su base.

La fabricación del prototipo del exoesqueleto se realizó con un relleno del 40% y un patrón de tipo rejilla, estos parámetros de configuración son los más críticos en cuanto a la incidencia que estos tiene sobre la dureza y rigidez de cada una de las partes que componen el mecanismo de rehabilitación. Con dichos parámetros de impresión 3D se registraron resultados favorables en cuanto a la estabilidad, resistencia y confort de cada una de los componentes fabricados mediante tecnología FMD durante las pruebas de movimientos requeridos en flexión y estiramiento de rodilla, sin embargo se debería evaluar la respuesta del prototipo a mediano y largo plazo para verificar su deterioro y fallas estructurales, en caso de registrarse fallas en este punto se podrían reconfigurar sus parámetros de impresión aumentando tanto el porcentaje de relleno como su

patrón para mejorar la estabilidad y dureza del mismo, en este sentido se debe considerar que el peso final del exoesqueleto es directamente proporcional al aumento de dichos parámetros.

El costo de fabricación del prototipo es un factor que podría presentar variación si se cambia el tipo de filamento utilizado y los parámetros de configuración para su impresión 3D, sin embargo, este costo será aún mucho más bajo en comparación a otros dispositivos que no existen en el medio local y que requieren ser importados para su adquisición.

A continuación, en la tabla 17 (ver tabla 17) se presenta una comparativa de costos entre equipos de similares características que se comercializan a nivel mundial con el costo de fabricación final del prototipo de exoesqueleto propuesto.

Tabla 17: Comparación de costos.

Equipo	Costo	Diferencia con el Prototipo propuesto
Artromot K1	\$ 2 544,00	\$ 1 857,00
Kinetec Prima Advance	\$ 2 350,00	\$ 1663,00
Prototipo Propuesto	\$ 687,00	-----

Nota: En los costos de los equipos no se considera los valores correspondientes a la importación de los mismo.

7. Conclusiones.

El prototipo de exoesqueleto de rodilla propuesto cumple satisfactoriamente con el 100% de las rutinas registradas en series, repeticiones y tiempos de espera entre las mismas, en cuanto al ángulo de flexión ingresado existe un error no mayor a 1° para ángulos entre 0° y 85° , para 90° existe un error de aproximado de 3° el cual se considera adecuado debido a que este representaría apenas un 3% de error respecto a dicha medida.

El equipo en líneas generales presenta un error del 2% en el cumplimiento de los ángulos de flexión registrados en las rutinas mediante la aplicación por lo cual este prototipo se lo considera como un sistema de alta exactitud.

En cuanto al confort del prototipo y de acuerdo al análisis de las encuestas realizadas por las personas que lo evaluaron mediante pruebas funcionales, el equipo tiene 100% de aceptación en términos de confort y seguridad al usarlo, sin embargo un 40% de los sujetos de prueba reportaron molestias y estas se debieron principalmente a la postura del usuario a consecuencia de asiento ocupado y a la firmeza de la base de la estructura mecánica la cual tendía a balancearse, para solventar este punto se utilizó un contrapeso en la estructura base para compensar el peso de la pierna y evitar así dicho problema.

El desarrollo de un exoesqueleto de rehabilitación de rodilla funcionalmente estable, de bajo costo relativo a los existentes y que cumpla de manera eficiente con los rangos de movilidad de la articulación, constituye una solución eficaz para asistir a pacientes con patologías de movilidad en dicha articulación, cumpliendo de manera precisa los movimientos requeridos para estimular el fortalecimiento muscular y tejidos que constituyen el complejo sistemas de la rodilla, de esta manera tanto los profesionales del área de la fisioterapia como los pacientes tendrán una alternativa

funcional para acelerar los tiempos de recuperación, aliviar la carga física que demanda la rehabilitación funcional con un sistema programable, fácil de operar, seguro y confiable.

8. Recomendaciones.

El prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de rodilla debe utilizarse únicamente para los fines para los cuales fue construido (flexión y extensión de rodilla en posición sentado o semi acostado), cualquier otro uso podría ocasionar lesiones o daños en la articulación u otras partes del cuerpo.

Un aspecto a considerar a futuro es la combinación de terapias de calor y electrodos para la rehabilitación, recomendándose incorporar un sistema de este tipo adjunto al prototipo con la finalidad de mejorar los resultados de la recuperación.

Se recomienda mejorar la estructura de soporte del prototipo específicamente en la base del mismo para solventar problemas de estabilidad, este rediseño podría realizarse anclando la estructura al piso o con la implementación de un sistema fijo de contrapesos.

El sistema móvil que contiene el motor a pasos Nema 23 requiere un sistema aislante que reduzca las vibraciones y el sonido que estas producen al utilizar el equipo a bajas velocidades, no existieron observaciones de parte de los sujetos de prueba en ese aspecto sin embargo si es un aspecto a considerar.

La incorporación de un sistema de adquisición y almacenamiento de datos mediante sensores ECG para medir el esfuerzo que realizan los músculos de la extremidad sujeta a rehabilitación es un aspecto importante para poder valorar y verificar numéricamente el progreso de mejora de los músculos y ligamentos afectados.

Finalmente es necesario mencionar el hecho de que aún queda mucho trabajo adicional en el campo del desarrollo de la rehabilitación de rodilla asistida por exoesqueletos, sin duda un aspecto de suma importancia es la validación de estos dispositivos por parte de expertos en esta área de la

medicina, todo a fin de dar el paso y poder desarrollar las mejoras pertinentes e iniciar su comercialización a futuro.

9. Referencias Bibliográficas

Alqahtani, M. S., Al-Tamimi, A., Almeida, H., Cooper, G., & Bartolo, P. (2020). A review on the use of additive manufacturing to produce lower limb orthoses. In *Progress in Additive Manufacturing* (Vol. 5, Issue 2, pp. 85–94). Springer. <https://doi.org/10.1007/s40964-019-00104-7>

Arduino mega-datasheet. (n.d.).

Bandala, S. (n.d.). Metodología de la impresión tridimensional: Modelado de Deposición Fundida (FDM). <https://www.researchgate.net/publication/310160907>

Barrios-Muriel, J., Romero-Sánchez, F., Alonso-Sánchez, F. J., & Salgado, D. R. (2020). Advances in orthotic and prosthetic manufacturing: A technology review. *Materials*, 13(2). <https://doi.org/10.3390/ma13020295>

Chaparro-Cárdenas, S. L., Lozano-Guzmán, A. A., Ramirez-Bautista, J. A., & Hernández-Zavala, A. (2018). A review in gait rehabilitation devices and applied control techniques. In *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* (Vol. 13, Issue 8, pp. 819–834). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1447611>

Chen, B., Zi, B., Wang, Z., Qin, L., & Liao, W. H. (2019). Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art. In *Mechanism and Machine Theory* (Vol. 134, pp. 499–511). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2019.01.016>

de la Tejera, J. A., Bustamante-Bello, R., Ramirez-Mendoza, R. A., & Izquierdo-Reyes, J. (2021). Systematic review of exoskeletons towards a general categorization model proposal. In *Applied Sciences (Switzerland)* (Vol. 11, Issue 1, pp. 1–25). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/app11010076>

de Viaene, J., Derammelaere, S., & Stockman, K. (2018). Load angle estimation for dynamic stepping motor motion applications. *Mechatronics*, 53, 229–240. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2018.06.017>

Del, P., & Locomotor, A. (2005). Biomecánica de la rodilla Biomechanics of the knee. In *Biomechanics of the knee Patología del Aparato Locomotor* (Vol. 3, Issue 3).

del Rosario Facultad de Rehabilitación Desarrollo Humano FACULTAD REHABILITACIÓN Y DESARROLLO HUMANO, U. de, & Claudia Panesso María Constanza Trillos Ingrid Tolosa Guzmán, M. (n.d.). BIOMECÁNICA CLÍNICA DE LA RODILLA.

Ejercicios para la Rehabilitación de la Rodilla. (n.d.).

Farmacia Espacio de Salud. (n.d.).

Gassert, R., & Dietz, V. (2018). Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: A neurophysiological perspective. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Vol. 15, Issue 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0383-x>

Gil, A. O. (n.d.). LAS IMPRESORAS 3D COMO HERRAMIENTAS CIENTÍFICAS.

Gorgey, A. S. (2018). Robotic exoskeletons: The current pros and cons. *World Journal of Orthopedics*, 9(9), 112–119. <https://doi.org/10.5312/wjo.v9.i9.112>

Huamanchahua, D., Taza-Aquino, Y., Figueroa-Bados, J., Alanya-Villanueva, J., Vargas-Martinez, A., & Ramirez-Mendoza, R. A. (2021, April 21). Mechatronic exoskeletons for lower-limb rehabilitation: An innovative review. 2021 IEEE International IOT, Electronics and Mechatronics Conference, IEMTRONICS 2021 - Proceedings. <https://doi.org/10.1109/IEMTRONICS52119.2021.9422513>

Infante, C., Maximiliano, C., Vásquez, B., Palet, M., Álvaro, B., & Cadenas, Z. (n.d.). Rodilla.

Instrucciones para el uso E. (n.d.).

Juan Guillermo Mansilla Sepúlveda, D., Alex Véliz Burgos, E., Científico Luiz Alberto David Araujo, E., Brasil Drdo Maicon Herverton Lino Ferreira da Silva, E., Ruropa del Este Alekzandar Ivanov Katrandhiev, E., Asistente, C., Lic Graciela Pantigoso de Los Santos, P., Carolina Aroca Toloza, D., Bassa Mercado, J., Heloísa Bellotto, D., Nidia Burgos, D., María Eugenia Campos, M., José Francisco Carrera, F., Keri González, M., Guadarrama González, P., Amelia Herrera Lavanchy, M., Cecilia Jofré Muñoz, M., Mario Lagomarsino Montoya, M., Llanos Reyes, C., ... Stefan Todorov Kapralov, P. D. (n.d.). CUERPO DIRECTIVO.

Layani, M., Wang, X., & Magdassi, S. (2018). Novel Materials for 3D Printing by Photopolymerization. In *Advanced Materials* (Vol. 30, Issue 41). Wiley-VCH Verlag. <https://doi.org/10.1002/adma.201706344>

Manuel d'utilisation. (n.d.).

Mistry, J. B., Elmallah, R. D. K., Bhave, A., Chughtai, M., Cherian, J. J., McGinn, T., Harwin, S. F., & Mont, M. A. (2016). Rehabilitative Guidelines after Total Knee Arthroplasty: A Review. In *Journal of Knee Surgery* (Vol. 29, Issue 3, pp. 201–217). Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/s-0036-1579670>

Molteni, F., Gasperini, G., Cannaviello, G., & Guanziroli, E. (2018). Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review. In *PM and R* (Vol. 10, Issue 9, pp. S174–S188). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.06.005>

Morales Jiménez, F. J. (n.d.). PUNTOS CLAVE EN LA REHABILITACIÓN DE RODILLA. www.cinterpalmira.com

Munera, J. M., Jimenez, A., Botero, M. A., Rivas, K. Y., & Lopez, J. (n.d.). La educación moderna al alcance de arduino Modern education within reach of arduino. *Educación • Education • Educação •*, 41(30), 2020. <https://www.revistaespacios.com>

nema23 datasheet. (n.d.).

Pamungkas, D. S., Caesarendra, W., Susanto, S., Soebakti, H., & Analia, R. (2019). Overview: Types of lower limb exoskeletons. In *Electronics (Switzerland)* (Vol. 8, Issue 11). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/electronics8111283>

Pieringer, D. S., Grimmer, M., Russold, M. F., & Riener, R. (2017). Review of the Actuators of Active Knee Prostheses and their Target Design Outputs for Activities of Daily Living. https://doi.org/10.0/Linux-x86_64

Pinto-Fernandez, D., Torricelli, D., Sanchez-Villamanan, M. D. C., Aller, F., Mombaur, K., Conti, R., Vitiello, N., Moreno, J. C., & Pons, J. L. (2020). Performance Evaluation of Lower Limb Exoskeletons: A Systematic Review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(7), 1573–1583. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2989481>

Ratto, G. D., Cascales, M. M., Fernández-Villacañas Marín, M. A., Alemán, A. C., & Doménech Asensi, P. (n.d.). Anatomía y biomecánica de la articulación de la rodilla.

Rex, C. (2019). Terapia de movimiento pasivo continuo después de una artroplastia total de la rodilla. *Nursing (Ed. Española)*, 36(1), 31–33. <https://doi.org/10.1016/j.nursi.2019.01.009>

Sanchez-Villamañan, M. D. C., Gonzalez-Vargas, J., Torricelli, D., Moreno, J. C., & Pons, J. L. (2019). Compliant lower limb exoskeletons: A comprehensive review on mechanical design principles. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Vol. 16, Issue 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0517-9>

Shahrubudin, N., Lee, T. C., & Ramlan, R. (2019). An overview on 3D printing technology: Technological, materials, and applications. *Procedia Manufacturing*, 35, 1286–1296. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2019.06.089>

Shi, D., Zhang, W., Zhang, W., & Ding, X. (2019). A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. In *Chinese Journal of Mechanical Engineering (English Edition)* (Vol. 32, Issue 1). Chinese Mechanical Engineering Society. <https://doi.org/10.1186/s10033-019-0389-8>

Tablas antropométricas - Acopla (reducido) . (n.d.).

TB6600 Stepper Motor Driver User Guide. (n.d.). www.DFRobot.com

TENDENCIAS-EN-EL-DISEÑO-DE-EXOESQUELETOS-II. (n.d.).

Tibaduiza-Burgos, D. A., Aya Parra, P. A., & Anaya Vejar, M. (2019). Exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior con dos grados de libertad orientado a pacientes con accidentes cerebrovasculares. *INGE CUC*, 15(2), 36–47. <https://doi.org/10.17981/ingecuc.15.2.2019.04>

Tlegenov, Y., Hong, G. S., & Lu, W. F. (2018). Nozzle condition monitoring in 3D printing. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 54, 45–55. <https://doi.org/10.1016/j.rcim.2018.05.010>

Varela-Aldás, J. L. (2020). Impresión 3D y COVID-19. *CienciAmérica*, 9(2), 51–57. <https://doi.org/10.33210/ca.v9i2.292>

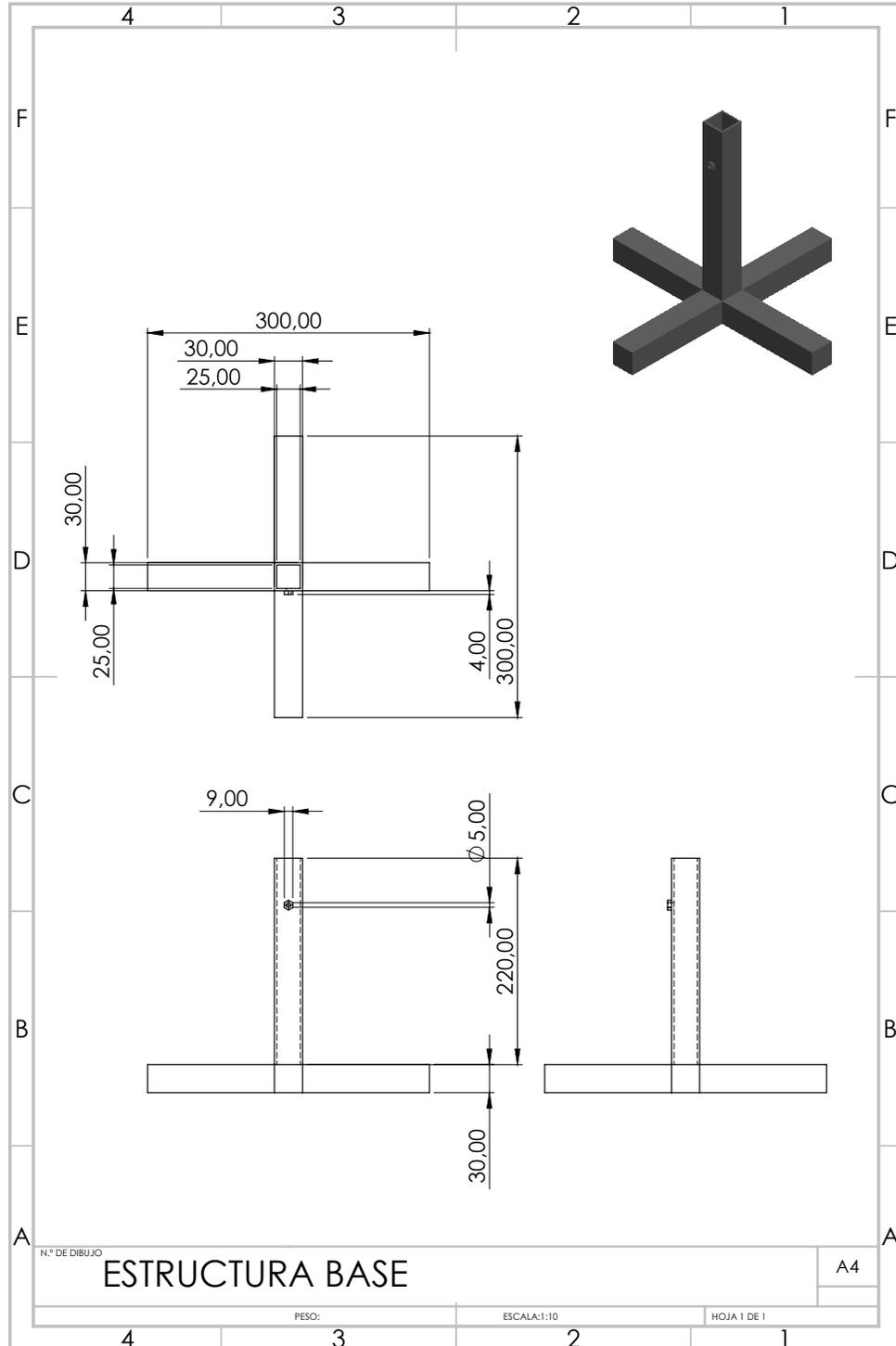
Velasquez, J. (2019). Procesos de Manufactura con tecnología 3D. <https://www.researchgate.net/publication/338817261>

Zhang, L., Liu, G., Han, B., Wang, Z., Li, H., & Jiao, Y. (2020). Assistive devices of human knee joint: A review. In *Robotics and Autonomous Systems* (Vol. 125). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2019.103394>

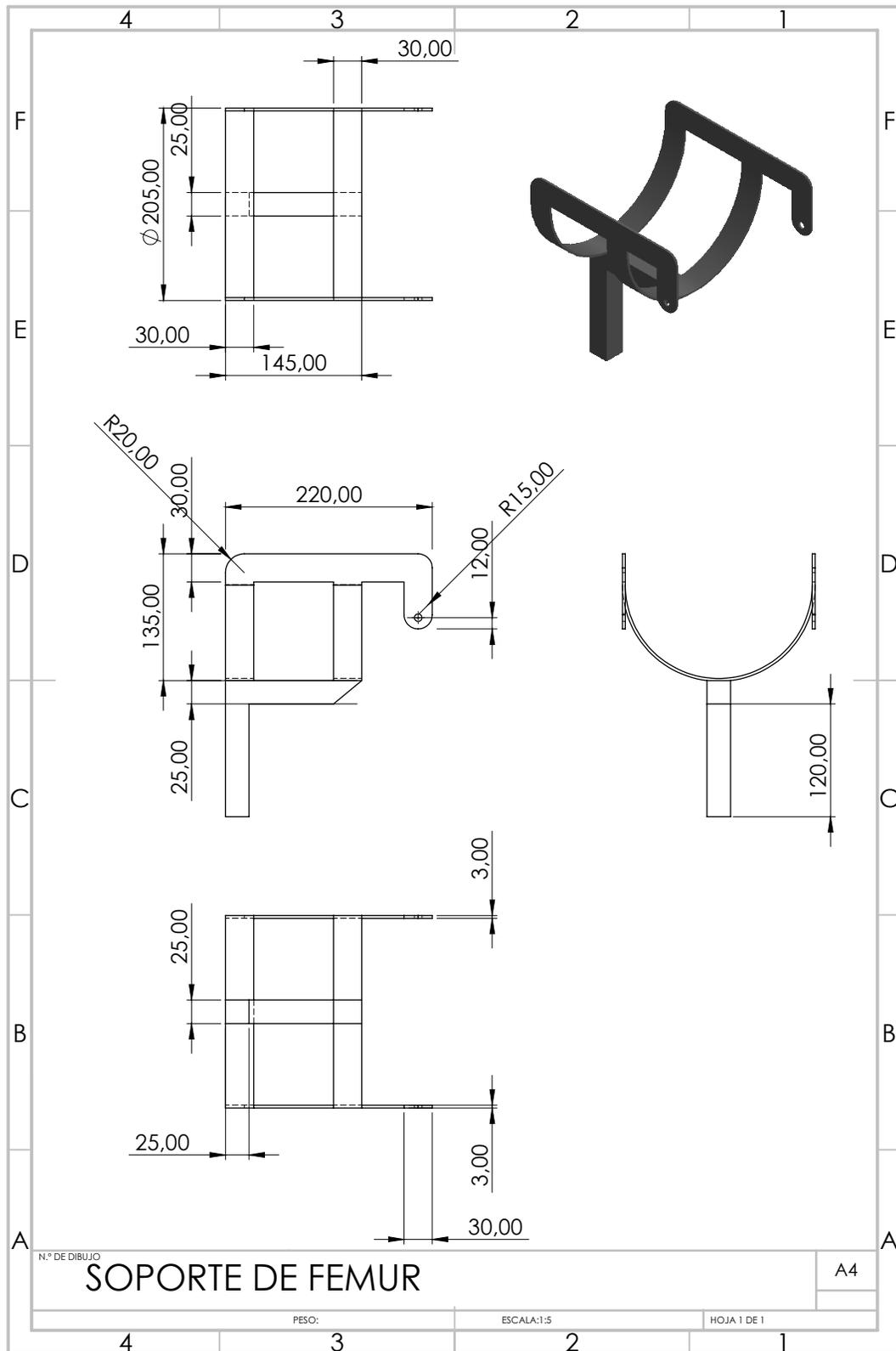
Zhou, X., Liu, G., Han, B., Li, H., Zhang, L., & Liu, X. (2021). Different Prevention and Treatment Strategies for Knee Osteoarthritis (KOA) with Various Lower Limb Exoskeletons-A Comprehensive Review. In *Robotica* (Vol. 39, Issue 8, pp. 1345–1367). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/S0263574720001216>

ANEXOS

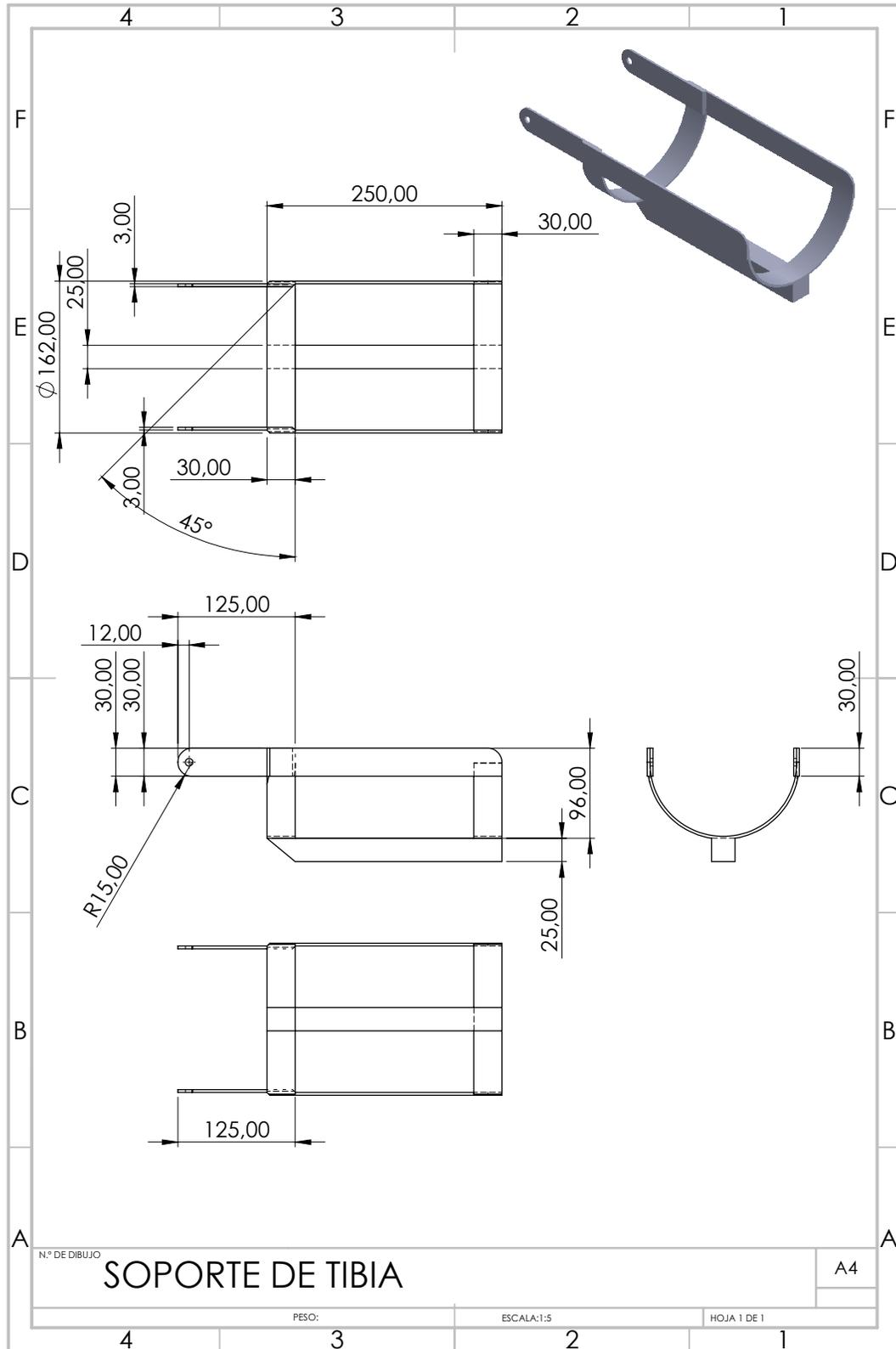
ANEXO 1. Plano de estructura base.



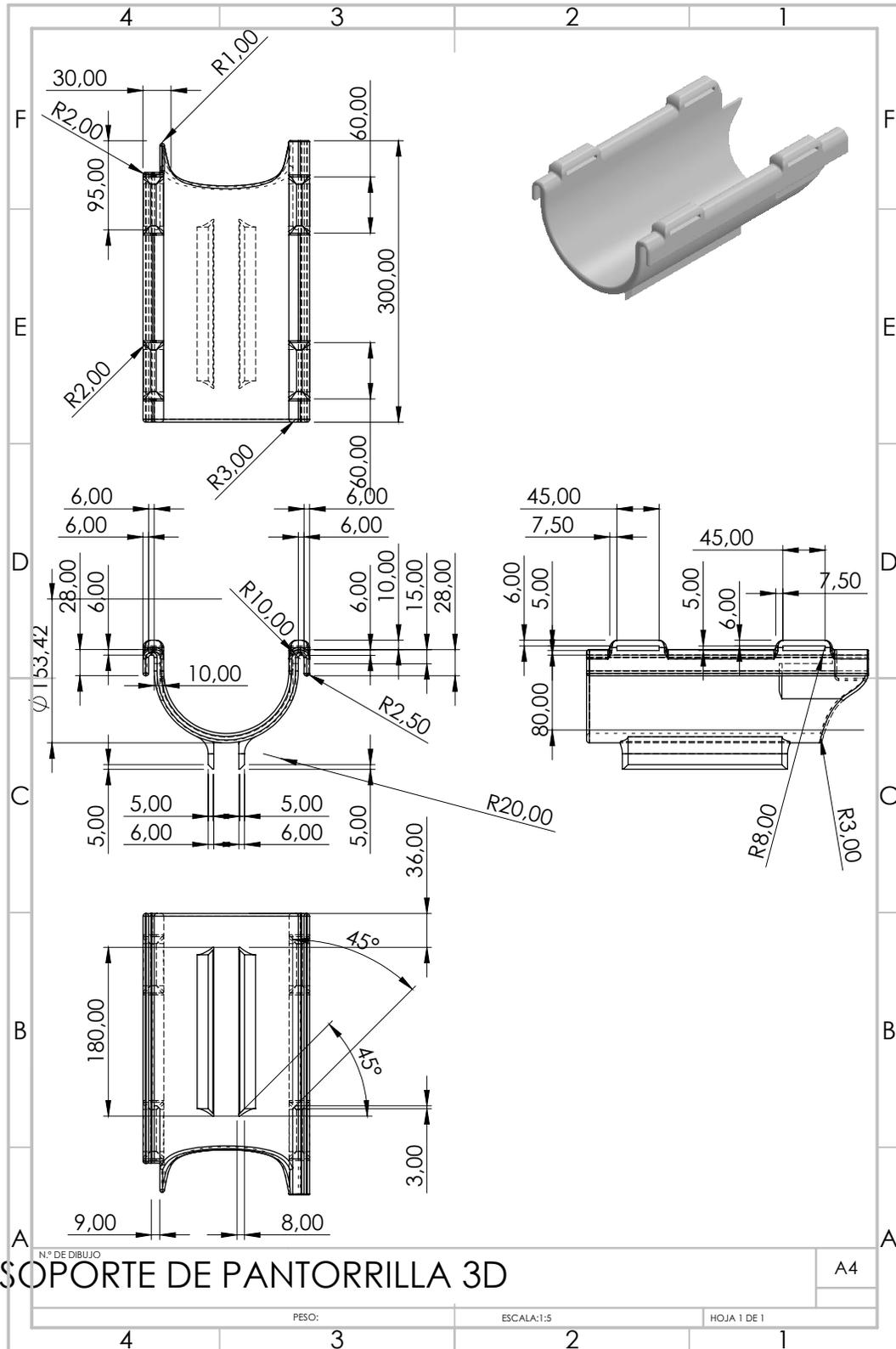
ANEXO 2. Plano del soporte de fémur.



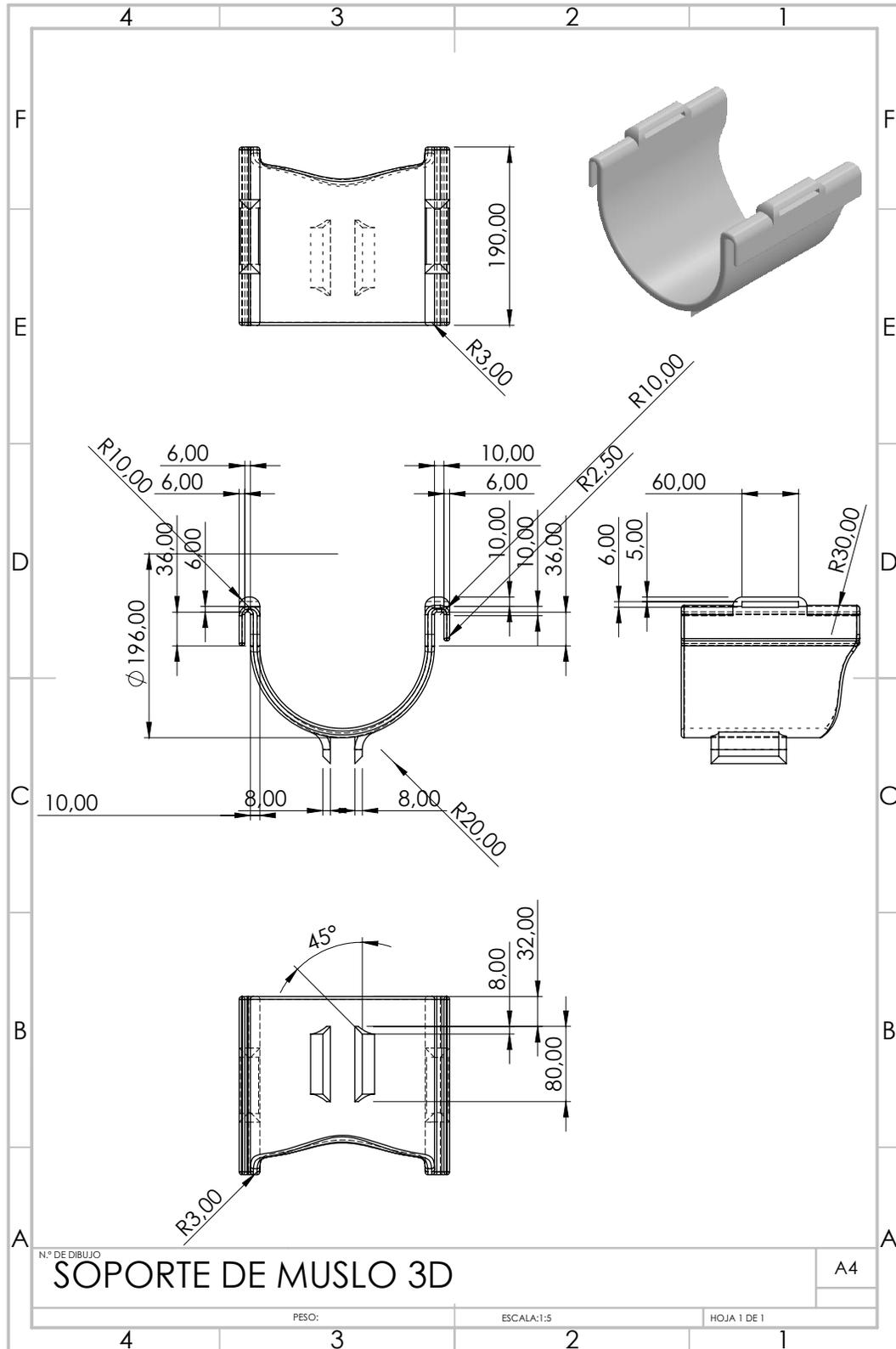
ANEXO 3. Plano del soporte de tibia.



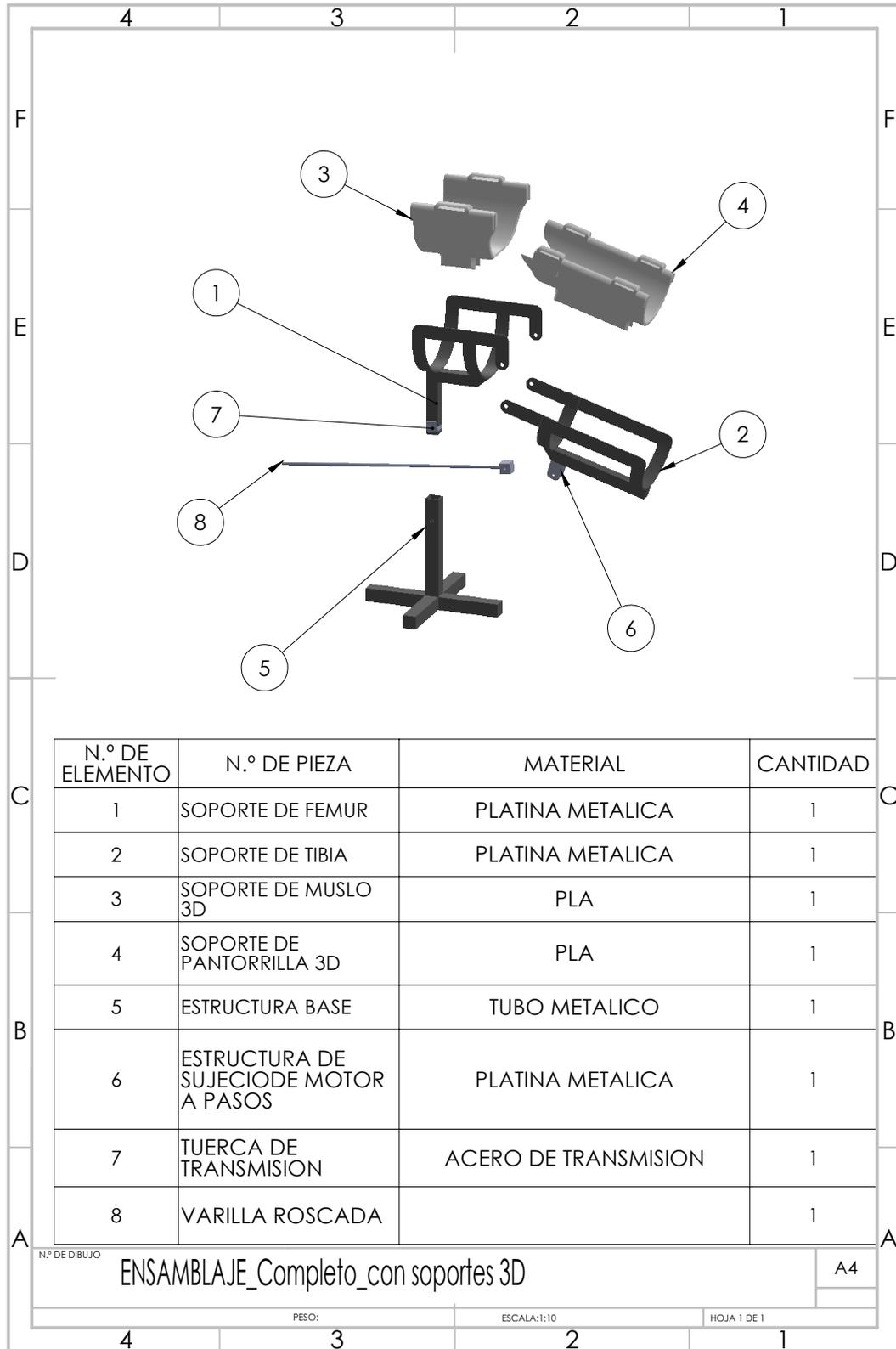
ANEXO 4. Plano del soporte de pantorrilla (FMD).



ANEXO 5. Plano del soporte de muslo (FMD)



ANEXO 6. Plano de prototipo explosionado.



ANEXO 7. Programación IDE Arduino.

```
#include <EEPROM.h>
#include <Separador.h>
#include <Chrono.h>
Chrono Chrono1;

/**Motor***/
const int dirPin = 5;
const int stepPin = 4;
const int enPin = 6;
const int finTPin = 3;
const int finBPin = 2;
/**Pines***/
int BUZZER=8;
int SENSOR=A1;

/**Variables***/
int ang_cero=178;
int ang_nov=263;
int ang_act=0;
int ang_set=0;
int velocidad =0;
int vel=0;
int n_ser=0;
int t_ser=0;
int n_rep=0;
int t_rep=0;
int accion=0;
int cont=0;
int errors=0;
int errorb=0;
int state_top=0;
int state_botton=0;
int add_ang = 0;
int add_vel = 1;
int add_ser = 2;
int add_rep = 3;
int add_tser = 4;
int add_trep = 5;
int estado=0;
Separador s;
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial2.begin(9600);

  pinMode(BUZZER,OUTPUT);
```

```

pinMode(dirPin, OUTPUT);
pinMode(stepPin, OUTPUT);
pinMode(enPin, OUTPUT);
pinMode(finTPin, OUTPUT);
pinMode(finBPin, OUTPUT);
attachInterrupt(0, Stop_0, RISING);
attachInterrupt(1, Stop_0, RISING);

Chrono1.restart();

n_ser=EEPROM.read(add_ser);
t_ser=EEPROM.read(add_tser);
n_rep=EEPROM.read(add_rep);
t_rep=EEPROM.read(add_trep);
velocidad=EEPROM.read(add_vel);
ang_set=EEPROM.read(add_ang);

Serial.print("num de series: "); Serial.print(n_ser);
Serial.print(" t series: "); Serial.print(t_ser);
Serial.print(" num de rep: "); Serial.print(n_rep);
Serial.print(" t rep: "); Serial.print(t_rep);
Serial.print(" vel:"); Serial.print(velocidad);
Serial.print(" ang:"); Serial.println(ang_set);

digitalWrite(enPin,HIGH);
estado=0;
Serial2.println((String)n_ser+ "," +(String)t_ser+ "," +(String)n_rep+ ","
+(String)t_rep+ "," +(String)velocidad+ "," +(String)ang_set+ "," +(String)estado);
  sonido(3,150);
}

void loop()
{
  update_ang();
  String user_input;
  while(Serial2.available())
  {
    Serial2.println((String)n_ser+ "," +(String)t_ser+ "," +(String)n_rep+ ","
+(String)t_rep+ "," +(String)velocidad+ "," +(String)ang_set+ "," +(String)estado);
    Serial.println("loop");
    update_ang();

    user_input = Serial2.readString();

    n_ser=(s.separa(user_input,',',0)).toInt();
    t_ser=(s.separa(user_input,',',1)).toInt();

```

```

n_rep=(s.separa(user_input,',',2)).toInt();
t_rep=(s.separa(user_input,',',3)).toInt();
velocidad=(s.separa(user_input,',',4)).toInt();
ang_set=(s.separa(user_input,',',5)).toInt();
accion=(s.separa(user_input,',',6)).toInt();

if (velocidad==1){//baja 1%
    vel=10;
    errors=9;
    errorb=14;
}
if (velocidad==2){//media 50%
    vel=5;
    errors=10;
    errorb=8;
}
if (velocidad==3){//alta 100%
    vel=1;
    errors=9;
    errorb=6;
}

Serial.print("\n ser: ");Serial.print(n_ser);
Serial.print("  t ser: ");Serial.print(t_ser);
Serial.print("  n rep: ");Serial.print(n_rep);
Serial.print(" t rep: ");Serial.print(t_rep);
Serial.print("  vel:");Serial.print(velocidad);
Serial.print(", ");Serial.print(vel);
Serial.print("  ang:");Serial.print(ang_set);
Serial.print("  acc:");Serial.println(accion);

if (accion == 1)
{
    estado=1;
    Serial2.println((String)n_ser+ "," +(String)t_ser+ "," +(String)n_rep+ ","
+(String)t_rep+ "," +(String)velocidad+ "," +(String)ang_set+ "," +(String)estado);
    Serial.println("Inicio");
    EEPROM.update(add_vel, velocidad);
    EEPROM.update(add_ang, ang_set);
    EEPROM.update(add_ser, n_ser);
    EEPROM.update(add_rep, n_rep);
    EEPROM.update(add_tser, t_ser);
    EEPROM.update(add_trep, t_rep);

    pos_inicial();
}

```

```

        for(int i=0;i< n_ser;i++){
            for(int j=0;j< n_rep;j++){
                Bajar();
                delay(t_rep*1000);
                Subir();
                delay(t_rep*1000);
            }
            cont++;
            sonido(cont,250);
            delay((t_ser-t_rep)*1000);
        }
        estado=0;
        Serial2.println((String)n_ser+ "," +(String)t_ser+ "," +(String)n_rep+ ","
+ (String)t_rep+ "," +(String)velocidad+ "," +(String)ang_set+ ","
+ (String)estado);
        cont=0;
        Stop();
        sonido(5,100);
    }
}
}
void update_ang(){

    ang_act= map(analogRead(SENSOR),0,1023,0,270);
    //Serial.print(" Ang: ");Serial.println(ang_act);
}
void Sentido_B(){
    digitalWrite(dirPin,HIGH);
    digitalWrite(enPin,LOW);
}
void Sentido_S(){
    digitalWrite(dirPin,LOW);
    digitalWrite(enPin,LOW);
}
void Bajar()
{

    Serial.println("Bajando");
    Sentido_B();
    int ang=ang_cero+ang_set+errorb;
    if(ang>ang_nov){
        ang=ang_nov;
    }
    while(ang_act<=ang){
        lectura();
        update_ang();
    }
}

```

```

    motorStep(vel);
    //Paro();
    }
    Stop();
    Serial.println("Sale forward");
}

void Subir()
{

    Serial.println("Subiendo");
    Sentido_S();
    while (ang_act > (ang_cero-errors)) { //cambio// (ang_act >= ang_cero)
        lectura();
        update_ang();
        motorStep(vel);
        //Paro();
    }
    Stop();
    Serial.println("sale reverse");
}

void Stop() {
    Serial.println("STOP");
    Serial.print(" Ang: "); Serial.println(ang_act);
    digitalWrite(enPin, LOW);
    motorStep(0);
    accion=0;
}

void Stop_0() {
    Serial.println("FINAL DE CARRERA");
    digitalWrite(enPin, HIGH);
    motorStep(0);
    accion=0;
    estado=2;
    Serial2.println((String)n_ser+ "," + (String)t_ser+ "," + (String)n_rep+ "," +
+ (String)t_rep+ "," + (String)velocidad+ "," + (String)ang_set+ "," + (String)estado);
}

void Paro() {
    if (Serial2.read() == 'S')
    {
        accion=0;
        Stop();
        Serial.println("PARO");
        //pos_inicial();
        return;
    }
}

```

```

    }
}
void sonido(int r, int t){
    for(int x=0;x<r;x++){
        digitalWrite(BUZZER,HIGH);
        delay(t);
        digitalWrite(BUZZER,LOW);
        delay(t);
    }
}
void pos_inicial(){
    while(ang_act<ang_cero){
        //Serial.println("pos inicial bajando") ;
        Sentido_B();
        update_ang();
        motorStep(1);
    }

    while(ang_act>ang_cero){
        //Serial.println("pos inicial subiendo") ;
        Sentido_S();
        update_ang();
        motorStep(1);
    }
    Stop();
    //Serial.println(" Posicion Inicial ");
    delay(2000);
    sonido(1,500);
    return;
}

void motorStep(int v){
    digitalWrite(stepPin,HIGH);
    delay(v);
    digitalWrite(stepPin,LOW);
    delay(v);
}
void lectura(){
    state_top=digitalRead(finTPin);
    state_botton=digitalRead(finBPin);
    Serial.print(state_top);
    Serial.print(" ");
    Serial.println(state_botton);
}

```

ANEXO 8. Programación MIT App Inventor.

The image displays a complex set of MIT App Inventor code blocks, organized into several functional modules:

- Slider Movement:** A block titled "cuando Slider1 - PosiciónCambiada" contains logic to round the slider's position to 1, 2, or 3 and update the velocity text (D_vel) to 1%, 50%, or 100% accordingly.
- Bluetooth Client Management:** Multiple blocks handle connection states. One block checks if the client is connected and updates the background color and a "TemporizadorHabilitado" flag. Another block manages the "Temporizador" (timer) state.
- Button Interactions:** Blocks for "Btn_INICIO" and "Btn_STOP" handle button presses, changing the button's image to "play_off.png" or "stop.png" and updating a global action counter.
- Global State Management:** A central block initializes global variables (NS, TS, NR, TR, Vel, Ang, estado) and manages a global action counter.
- Bluetooth Data Exchange:** A large block titled "cuando Clock2 - Temporizador" manages the flow of data. It checks for available bytes to receive, processes received text into global variables, and sends data back to the client via "EnviarTexto".
- UI Updates:** Numerous blocks use "poner" (set) to update text labels (TXT_NS, TXT_TS, etc.) and button images (Btn_PAUSA) based on the application's state.