



# TECNOLÓGICO DE ESTUDIOS SUPERIORES DE TIANGUISTENCO

*DISEÑO Y AUTOMATIZACIÓN DE UN MOVILIZADOR PASIVO CONTINUO PARA  
REHABILITACIÓN DE RODILLA POR MEDIO DE SIMULACIÓN.*

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

*INGENIERO MECATRÓNICO*

PRESENTA:

*GERARDO VILLENA MARTÍNEZ*

DIRECTOR DE TESIS:

*Dr. JUAN NABOR BALDERAS  
GUTIÉRREZ*

Co-director

*Dr. MARIO IBAÑEZ OLVERA*

Santiago Tlanguistenco, México, diciembre de 2023

## **AGRADECIMIENTOS**

- A Dios por guiarme y darme fortaleza en cada paso que doy.
- A mis papás Gerardo Villena Aguilar y María Martínez Flores por su lucha y tenacidad, para formarme como humano y profesional.
- Al Dr. Juan Nabor Balderas Gutiérrez, por sus enseñanzas, su paciencia y su apoyo para poder llevar a cabo este proyecto.
- A mis amigos que formaron parte de mi proceso de formación académica compartiendo conmigo conocimientos y sobre todo su amistad, como lo fueron Jorge Vidal, Ildefonso, Enrique.
- A los Ingenieros, Maestros, Doctores que forman la plantilla de docentes de la División de Ingeniería Mecatrónica que, con sus conocimientos, experiencias, motivaciones permitieron el desarrollo y culminación de mi formación académica.

Muchas gracias.....

# ÍNDICE

INDICE DE FIGURAS .....	VIII
INDICE DE TABLAS .....	X
GLOSARIO .....	XI
RESUMEN .....	XIII
ABSTRACT .....	XIV
INTRODUCCIÓN .....	XV
JUSTIFICACIÓN.....	XVI
PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA.....	XVII
OBJETIVOS .....	XVIII
OBJETIVO GENERAL.....	XVIII
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	XVIII
Capítulo I: Generalidades .....	19
1.1. Discapacidad.....	20
1.1.1. Concepto de discapacidad.....	20
1.1.2. Discapacidad en México.....	21
1.1.3. Biomecánica de la rodilla.....	22
1.1.4. Lesiones que sufren las rodillas.....	23
1.1.5. Ejercicios de rehabilitación.....	25
1.1.6. Proceso de diseño en ingeniería .....	26
1.2. Estado del arte.....	27
1.2.1. Movimiento pasivo continuo.....	27
1.2.2. Dispositivos de CPM para rehabilitación de rodilla existentes.....	28
1.3. Fibra de carbono UHM .....	31
CAPÍTULO II: MARCO METODOLÓGICOMETODOLOGIA.....	33
2.1. Restricciones del diseño.....	34
2.1.1. Medidas del miembro inferior (muslo y pierna). .....	35
2.1.2. Trayectorias y puntos propuestos. ....	36
2.2. Fundamentos del diseño mecánico.....	37

2.2.1.	Estudio cinemático .....	37
2.2.2.	Sistema de movimiento.....	39
2.3.	Parámetros de tornillo de potencia.....	41
2.4.	Cálculo de la potencia mecánica .....	47
2.5.	Cálculo del torque del motor.....	47
CAPÍTULO III: ANÁLISIS Y RESULTADOS DEL PROTOTIPO .....		48
3.1.	Requerimientos de prototipo del movilizador.....	49
3.2.	Diseño mecánico del prototipo de rehabilitación. ....	49
3.2.1.	Diseño de piezas.....	50
3.2.2.	Tornillo de potencia.....	53
3.2.3.	Selección del material para la estructura .....	55
3.2.4.	Diseño de arquitectura del movilizador de rehabilitación .....	55
3.3.	Diseño del sistema eléctrico.....	56
3.3.1.	Selección de tarjeta controladora .....	56
3.3.2.	Bluetooth HC-06.....	57
3.3.3.	Evaluación y selección del actuador. ....	58
3.3.4.	Motor paso a paso.....	59
3.3.5.	Driver TB6560.....	60
3.3.6.	Android.....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
3.3.7.	Finales de carrera .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
3.3.8.	Paros de emergencia .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
3.3.9.	Fuente de energía.....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
3.3.10.	Diagrama de conexión eléctrico .....	61
3.4.	Diagrama de flujo de programación del prototipo.....	62
3.5.	Ensamble de las piezas diseñadas .....	64
3.5.1.	Análisis del movilizador .....	64
3.6.	Aplicación .....	69
Conclusiones. ....		71
Bibliografía .....		72

Productos del trabajo de investigación .....	75
Anexos .....	78

## INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: CANTIDAD DE POBLACIÓN CON DISCAPACIDAD SEGÚN ACTIVIDAD. ....	21
FIGURA 2: COMPONENTES ÓSEOS DE LA ANATOMÍA DE LA RODILLA. ....	23
FIGURA 3: EJERCICIOS PARA EL CUÁDRICEPS. ....	25
FIGURA 4: LEVANTAMIENTO DE LA PIERNA ESTIRADA. ....	25
FIGURA 5: LEVANTAMIENTO DE LA PIERNA ESTIRADA. ....	26
FIGURA 6: FASES DEL PROCESO DE DISEÑO. ....	27
FIGURA 7: PROPUESTA FINAL DE DISEÑO. ....	29
FIGURA 8: PROPUESTA FINAL DE DISEÑO. ....	29
FIGURA 9: A) APLICACIÓN WEB. B) PROTOTIPO FINAL. ....	30
FIGURA 10: PROPUESTA FINAL DEL DISEÑO. ....	31
FIGURA 11: ESQUEMA DE COMPOSICIÓN COMPOSITE. ....	31
FIGURA 12: SECCIONES DE LA PIERNA. ....	35
FIGURA 13: MODELO PARA EL ANÁLISIS CINEMÁTICO. ....	38
FIGURA 14: MECANISMO RUEDAS DENTADAS-CADENA. ....	40
FIGURA 15: TORNILLO-TUERCA. ....	40
FIGURA 16: MECANISMO PIÑÓN-CREMALLERA. ....	41
FIGURA 17: TIPOS DE ROSCAS PARA TORNILLO DE POTENCIA. ....	42
FIGURA 18: DIENTE DE LA ROSCA CUADRADA. ....	42
FIGURA 19: TUERCA ROSCA CUADRADA. ....	43
FIGURA 20: TORNILLO CON ROSCA CUADRADA SIMPLE. ....	44
FIGURA 21: DIAGRAMAS DE FUERZA: A) AL SUBIR LA CARGA; B) AL BAJAR LA CARGA. ....	45
FIGURA 22: DIAGRAMA DE BLOQUES. ....	49
FIGURA 23: BASE. ....	50
FIGURA 24: MACHO MUSLO. ....	51
FIGURA 25: HEMBRA MUSLO. ....	51
FIGURA 26: MACHO PIERNA. ....	52
FIGURA 27: HEMBRA PIERNA. ....	52
FIGURA 28: PERNO. ....	52
FIGURA 29: SOPORTE PIE. ....	53

<b>FIGURA 30: DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROCESO PARA LA CONSOLIDACIÓN DEL MOVILIZADOR.</b> .....	56
<b>FIGURA 31: ARDUINO MEGA.</b> .....	57
<b>FIGURA 32: BLUETOOTH HC-06.</b> .....	58
<b>FIGURA 33: MOTOR PASO A PASO.</b> .....	59
<b>FIGURA 34: DRIVER TB6560.</b> .....	60
<b>FIGURA 35: CONEXIÓN DE LA PLACA, DRIVER Y MOTOR.</b> .....	61
<b>FIGURA 36: FINAL DE CARRERA.</b> .....	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
<b>FIGURA 37: PARO DE EMERGENCIA.</b> .....	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
<b>FIGURA 38: FUENTE DE ALIMENTACIÓN.</b> .....	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
<b>FIGURA 39: CIRCUITO ELECTRÓNICO</b> .....	61
<b>FIGURA 40: DISEÑO FINAL DEL MOVILIZADOR.</b> .....	64
<b>FIGURA 41: APLICACIÓN DEL MATERIAL FIBRA DE CARBONO UHM</b> .....	64
<b>FIGURA 42: APLICACIÓN DE LAS FUERZAS PARA EL ANÁLISIS</b> .....	65
<b>FIGURA 43: APLICACIÓN DE LA MAYA PARA SU ANÁLISIS.</b> .....	65
<b>FIGURA 44: MAYADO DEL MOVILIZADOR</b> .....	66
<b>FIGURA 45: ANÁLISIS DEL MOVILIZADOR TENSIONES1(-VOMISES-)</b> .....	66
<b>FIGURA 46: ANÁLISIS DEL MOVILIZADOR DESPLAZAMIENTOS1 (-DESPL RES)</b> .....	66
<b>FIGURA 47: ANÁLISIS DEL MOVILIZADOR UNITARIAS1 (-EQUIVALENTE-)</b> .....	67
<b>FIGURA 48: POSICIÓN 0°</b> .....	67
<b>FIGURA 49: POSICIÓN 15°</b> .....	67
<b>FIGURA 50: POSICIÓN 30°</b> .....	67
<b>FIGURA 51: POSICIÓN 45°</b> .....	67
<b>FIGURA 52: POSICIÓN 60°</b> .....	67
<b>FIGURA 53: POSICIÓN 75°</b> .....	68
<b>FIGURA 54: POSICIÓN 90°</b> .....	68
<b>FIGURA 55: POSICIÓN 105°</b> .....	68
<b>FIGURA 56: POSICIÓN 120°</b> .....	68
<b>FIGURA 57: POSICIÓN 135°</b> .....	68
<b>FIGURA 58: POSICIÓN 150°</b> .....	68
<b>FIGURA 59: APLICACIÓN WEB</b> .....	69

**INDICE DE TABLAS**

**TABLA 1:** ..... 36  
**TABLA 2:** ..... 36  
**TABLA 3:** ..... 37  
**TABLA 4:** ..... 41  
**TABLA 5:** ..... 50  
**TABLA 6:** ..... 54  
**TABLA 7:** ..... 55  
**TABLA 8:** ..... 55  
**TABLA 9:** ..... 59  
**TABLA 10:** ..... 60  
**TABLA 11:** ..... 64

## GLOSARIO

$D$  = Diámetro exterior del tornillo.

$D'$  = *Diámetro a tornear la tuerca.*

$d$  = *Diámetro interior del tornillo o diámetro de fondo.*

$d_m$  = *Diámetro medio del tornillo.*

$d_{\bar{m}}$  = *Diámetro medio del cojinete.*

$e$  = *Espesor.*

$e'$  = *Espesor del vano de la tuerca.*

$F$  = *Suma de todas las fuerzas axiales que actúan sobre el tornillo.*

$f$  = *Fuerza aplicada.*

$f_c$  = *Coefficiente de fricción del cojinete.*

$f_r$  = *Fuerza de fricción =  $fN$ .*

$G$  = *Número de grados de libertad.*

$h$  = *Altura del filete, en el tornillo.*

$N$  = *Número de eslabones.*

$n$  = *Número de revoluciones por minuto.*

$P$  = *Potencia requerida.*

$P_L$  = *Para bajar la carga, fuerza que actúa a la izquierda.*

$P_R$  = *Para elevar la carga, fuerza que actúa a la derecha.*

$p$  = *Paso del tornillo.*

$p.$  = *Paso o avance del tornillo.*

$p_I$  = *Número de pares de un solo grado de libertad.*

$p_{II}$  = *Número de pares de dos grados de libertad.*

$T_c$  = *Par de torsión del cojinete.*

$T_L$  = *Par de torsión de bajada.*

$T_R$  = *Par de torsión de subida.*

$T_T$  = Torque total.

$\vec{r}_1$  = Vector de posición de la corredera.

$\vec{r}_2$  = Vector de posición de la manivela.

$\vec{r}_3$  = Vector de posición de la biela.

$\theta$  = Ángulo.

$\psi$  = Ángulo de hélice.

$\lambda$  = Ángulo de avance.

$\omega$  = Velocidad angular.

**DCL** = Diagrama de cuerpo libre

**GDL** = Grados de libertad.

**CPM** = Movimiento Pasivo Continuo.

## RESUMEN

El presente trabajo está basado en el diseño y simulación de un movilizador pasivo para rehabilitación de rodilla con la finalidad de proponer un nuevo diseño, basado en el tipo de material y en el ángulo de flexión debido a que los que sistemas actuales poseen un ángulo de flexión máximo de  $120^\circ$ . Ante el creciente número de pacientes con problemas de rodilla, se han desarrollado dispositivos de rehabilitación enfocados a la recuperación del movimiento en la articulación por medio de la extensión y flexión, en los cuales se ha alcanzado un rango de flexión máxima de  $120^\circ$ , es por ello que el presente trabajo presenta la propuesta de desarrollar un sistema con un mayor rango de flexión, que los dispositivos actuales no son capaces de cubrir, por tal motivo se realizó el diseño del movilizador por medio de simulación. El diseño de la estructura mecánica se realizó en el software de cómputo CAD (SolidWorks), en el cual se diseñaron las piezas del sistema. Por otra parte, se realizó el ensamble y la simulación del sistema con tres materiales diferentes que fueron, el aluminio, titanio y acero, con la finalidad de verificar la capacidad de carga y la resistividad de los materiales y así cumplir las especificaciones de demanda.

## **ABSTRACT**

The present work is based on the design and simulation of a passive mobilizer for knee rehabilitation with the purpose of proposing a new design, based on the type of material and the flexion angle because current systems have a flexion angle. maximum of 120°. Given the growing number of patients with knee problems, rehabilitation devices have been developed focused on recovering movement in the joint through extension and flexion, in which a maximum flexion range of 120° has been achieved, that is, For this reason, this work presents the proposal of developing a system with a greater flexion range, which current devices are not capable of covering, for this reason the design of the mobilizer was carried out through simulation. The design of the mechanical structure was carried out in the CAD computer software (SolidWorks), in which the parts of the system are designed. On the other hand, the assembly and simulation of the system was carried out with three different materials, aluminum, titanium, and steel, in order to verify the load capacity and resistivity of the materials and thus comply with the demand specifications.

## INTRODUCCIÓN

La rodilla es una de las articulaciones de suma importancia del cuerpo humano y una de las más grandes y complejas, por lo que está propensa a innumerables lesiones. Por tal motivo constituye un objeto importante de estudio para los fisioterapeutas. En los últimos años los avances en la reconstrucción de los diferentes ligamentos de la rodilla han tenido avances significativos, entre los cuales se han realizado diferentes cirugías, tomando en cuenta los conocimientos y la experiencia de la biomecánica y la incorporación de injertos, basados en nuevos materiales y dispositivos para su fijación. A pesar de ello, aún no existe un consenso sobre cómo prevenir estas lesiones, o una técnica adecuada para el tratamiento o reconstrucción de los ligamentos, qué pauta de rehabilitación es más efectiva y adecuada, que injerto es mejor, como estimular la biología del músculo, que dispositivo de fijación es más viable o de qué modo analizar de forma objetiva los resultados.

Actualmente la información disponible muestra que, de las lesiones agudas en la rodilla, las roturas aisladas del ligamento cruzado anterior son más frecuentes que las roturas ligamentosas combinadas, es por ello que, actualmente se llevan a cabo técnicas de rehabilitación de dichas extremidades basadas en robótica, las cuales se encuentra en desarrollo, y en busca de nuevos mecanismos capaces de adaptarse a las necesidades requeridas de los pacientes en rehabilitación.

El presente trabajo muestra el diseño e implementación de un movilizador pasivo continuo para rehabilitación de rodilla por simulación, el cual estará fundamentado por el análisis estático del mismo con el software CAE a través del método de elemento finito.

## JUSTIFICACIÓN

En la actualidad se han desarrollado varios sistemas de rehabilitación para desarrollar ejercicios tanto de manera pasiva, como de manera activa, permitiendo a los fisioterapeutas ayudarse en ellos para llevar a cabo la rehabilitación de manera que el paciente pueda realizar sus ejercicios desde su casa-habitación. Sin embargo, la mayoría de los sistemas de rehabilitación de movimiento continuo pasivo solo realizan un ROM (Rango de movimiento) de flexión de 120° y muchas veces se requiere un ROM completo en el proceso de rehabilitación como en el caso de los atletas de alto rendimiento, o después de una cirugía de ligamento cruzado para lo cual se requiere una ROM de 140° a 150°.

El diseño de la estructura mecánica permitirá la extensión y flexión para la rehabilitación de la rodilla. Considerando los parámetros fuerza y velocidad los cuales están basados en la instrumentación y el control electrónico, y no en el diseño mecánico de la estructura, con lo cual se propone la implementación de una estructura que sea capaz de ajustarse a las medidas antropológicas de cada paciente, así como la implementación de bordes mecánicos para limitar el ángulo de flexión y extensión del miembro inferior (rodilla).

## **PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA**

En la actualidad, la aplicación de diversos dispositivos para la rehabilitación de rodilla mediante movimientos pasivos continuos se encuentra restringida a un rango de flexión y extensión de aproximadamente 120°. Esta limitación impone desafíos significativos en la efectividad de la rehabilitación, especialmente en casos de cirugía de ligamentos cruzados u otras intervenciones que requieren un rango de movimiento más amplio. El presente trabajo aborda esta limitación a través del diseño mecánico de un movilizador destinado a pacientes en fase postoperatoria. Por otra parte, se aborda el diseño del circuito electrónico de control con el objetivo de lograr un rango de movimiento completo de hasta 150° en la flexión, mejorando así la eficacia de los ejercicios de rehabilitación en la rodilla.

La necesidad de superar la restricción de 120° se fundamenta en la importancia de adaptar los dispositivos de rehabilitación a las necesidades específicas de cada paciente. Ya sea para cumplir con las exigencias de ejercicios de rango completo después de una cirugía de ligamentos cruzados o para ajustarse a un rango óptimo durante el proceso de rehabilitación, por lo que es esencial proporcionar una solución versátil y personalizable. El presente proyecto no solo busca optimizar el proceso de recuperación para pacientes postcirugía, sino también contribuir al avance en la tecnología de dispositivos de rehabilitación de rodilla, mejorando la calidad de vida de los pacientes y ofreciendo opciones más efectivas y adaptativas en el ámbito de la fisioterapia.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar y construir una estructura mecánica de movimientos pasivos continuos para la rehabilitación de rodilla mediante un sistema mecatrónico que permita realizar movimientos de flexión y extensión por medio de simulación.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Determinar requerimientos de diseño basado en estudios de ergonomía, rangos de movimiento.
- Diseñar un prototipo conformado por eslabones que representen la estructura mecánica de una máquina que permita el movimiento de flexión y extensión mediante el software SolidWorks.
- Validar el modelo tridimensional del prototipo mediante simulación, así como el funcionamiento del mecanismo con el software de cómputo SolidWorks.
- Simulación de circuito de control para una estructura mecánica de rutinas para rehabilitación programables.

# Capítulo I: Generalidades

Un dispositivo de movimiento pasivo continuo por sus siglas en inglés (CPM) permite mantener el movimiento de una articulación después de una cirugía de preservación de extremidades inferiores. El movimiento continuo reduce la rigidez y el dolor, debido a que es importante mantener las articulaciones en movimiento después de la cirugía para que el movimiento no se vea limitado en la pierna afectada en su rango de movimiento.

## **1.1. Discapacidad**

### **1.1.1. Concepto de discapacidad.**

La discapacidad se caracteriza por limitaciones física, intelectual o sensorial, para el desempeño de actividades, la cual puede ser temporales o permanentes, reversibles o surgir alguna consecuencia directa de deficiencia física, sensorial, de secuela de enfermedades o por accidentes. En la mayoría de los países, las personas con discapacidad pueden solicitar el reconocimiento de su condición y, a partir de cierto grado, un certificado de discapacidad, que les permite acceder a una serie de derechos y prohibiciones.

Existen diferentes tipos de discapacidad los cuales son:

- Discapacidad Motriz:

En la secuela o malformación que deriva de una afección en el sistema neuromuscular a nivel central o periférico, dando como resultado alteraciones en el control del movimiento y la postura.

- Intelectual:

Se caracteriza por limitaciones significativas tanto en la estructura del pensamiento razonada, como en la conducta adaptativa de la persona como: el autocuidado, ir a la escuela o aprender habilidades sociales.

- Mental o Psicosocial:

Se puede derivar de una enfermedad mental, que tiene factores bioquímicos y genéticos, los síntomas se presentan por lo general en la adolescencia y no está relacionada con la discapacidad intelectual. Puede ser temporal o permanente, se convierte en una condición de vida.

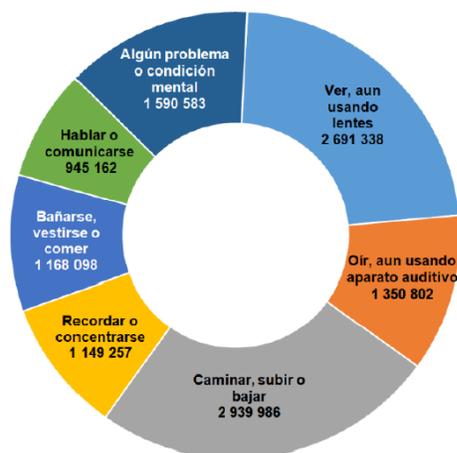
### 1.1.2. Discapacidad en México.

La discapacidad siempre ha estado presente en los seres humanos, lo cual ha llevado a realizar varios dispositivos para rehabilitación.

En México, desde el Censo General de la República Mexicana de 1895 existen esfuerzos para determinar el número de personas con discapacidad y sus características, a partir de las recomendaciones emitidas por el Programa de Acción Mundial para los Impedidos en 1982 [INEGI, 2004]. El gobierno mexicano levantó la Encuesta Nacional de Inválidos de 1982, esto fue hasta 1994 que el Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática (INEGI) asume el proyecto prioritario del diseño y la implementación de un Sistema Nacional de Información sobre Población con Discapacidad (SNIPD).

El Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) presenta algunos indicadores de las personas con discapacidad y/o algún problema o condición mental, usando datos del Censo de Población y Vivienda (Censo, 2020). En el censo se utiliza la metodología del Grupo de Washington que define a la persona con discapacidad como aquella que tiene mucha dificultad o no puede realizar alguna de las siguientes actividades de la vida cotidiana: caminar, subir o bajar; ver, aun usando lentes; oír, aun usando aparato auditivo; bañarse, vestirse o comer; recordar o concentrarse y hablar o comunicarse; además incluye a las personas que tienen algún problema o condición mental, en la siguiente figura se muestra las diferentes discapacidades, así como el número de discapacitados en cada una, en la cual vemos que la cantidad de esta discapacidad es elevada en comparación con los otros tipos de discapacidad (INEGI, 2020).

**Figura 1: Cantidad de población con discapacidad según actividad.**



*Nota: En el gráfico se puede observar la cantidad de personas con discapacidades, podemos observar que la discapacidad con mayor número de personas es la de caminar, subir o bajar. Tomada de INEGI, 2020.*

### 1.1.3. Biomecánica de la rodilla

Para poder hablar de la rodilla que es una de las articulaciones de suma importancia del cuerpo humano y una de las más grandes y complejas, por lo que está propensa a innumerables lesiones.

La articulación de la rodilla se integra por la epífisis distal del fémur, la epífisis proximal de la tibia y la rótula, lo cual se puede observar en la figura 2.

- **Epífisis distal del fémur:** Es la parte inferior del fémur, está constituida por los dos cóndilos femorales, con forma redondeada. Entre ambos cóndilos existe la escotadura intercondílea que los separa por la parte de atrás. En los lados de ambos cóndilos hay unos relieves óseos llamados epicóndilos (Varga, V. 2019).
- **Epífisis proximal de la tibia:** Se articula con el fémur y soporta el peso del cuerpo, el cual se transmite también hacia el pie. En la parte superior, tiene dos cavidades llamadas glenoidas, las cuales albergan los cóndilos del fémur. Dentro de estas, también se hallan las espinas tibiales; allí se insertan los ligamentos cruzados. En la parte anterior de la tibia, se inserta el tendón rotuliano (Varga, V. 2019).
- **Rótula:** Esta sitúa en la parte anterior de la rodilla, por delante de la tróclea femoral. En la rótula inserta el tendón del cuádriceps. Desde la rótula a la tuberosidad anterior de la tibia va el tendón rotuliano (Varga, V. 2019).

Los tejidos blandos que forman la rodilla son los siguientes:

- **Cápsula articular:** Es un recubrimiento fibroso que envuelve a la articulación de la rodilla y forma un espacio cerrado. En su interior, se une con los meniscos; también se conecta a la tibia por los ligamentos coronarios (Varga, V. 2019).
- **Membrana sinovial:** Es una capa fina que recubre a la cápsula articular desde el fémur hasta la unión con los meniscos (Varga, V. 2019).
- **Bursas:** Las bursas son sacos llenos de líquido. Actúan como si fueran un colchón entre el tendón y el hueso. Son cuatro: superficial, profunda, prepatelar y tibio femoral (Varga, V. 2019).
- **Retináculos:** Son estructuras que permiten conectar a la rótula con los meniscos, la tibia y el fémur. Son dos: el medial y el lateral (Varga, V. 2019).

- **Meniscos:** Los cóndilos femorales tienen forma redondeada, aunque no son perfectamente redondos. Además, la meseta tibial es plana, con lo que las superficies articulares entre fémur y tibia son muy diferentes entre sí, no pueden articular al tener formas muy incompatibles. Los meniscos favorecen la congruencia entre estas superficies articulares tan diferentes. Son anillos de fibrocartilago con forma de cuña. El menisco externo es un anillo casi cerrado, mientras que el interno no es tan cerrado (Varga, V. 2019).
- **Ligamentos:** Son estructuras que le dan estabilidad a la rodilla y evitan los movimientos extremos. Hay ligamentos intraarticulares y extraarticulares. Dentro de los primeros están el ligamento cruzado anterior y el ligamento cruzado posterior; en los segundos se incluyen el ligamento lateral interno y el ligamento lateral externo (Varga, V. 2019).
- **Músculos:** El cuádriceps es el músculo principal. Es el más voluminoso, formado por cuatro vientres musculares. Realiza el movimiento de extensión de rodilla. Los isquiotibiales, situados en la parte posterior del muslo (también denominados músculos femorales o isquiosurales) se encargan del movimiento de flexión (doblar la rodilla). Principalmente son el bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso (Varga, V. 2019.).

**Figura 2: Componentes óseos de la anatomía de la rodilla.**



*Nota: En la figura se puede observar las diferentes partes que componen a la rodilla.  
Tomada de Varga, V. 2019.*

#### 1.1.4. Lesiones que sufren las rodillas

La rodilla es una articulación que está sometida a una gran presión la cual esta propensa a sufrir lesiones y a contraer enfermedades que dificultan la flexión y extensión.

Dentro de las enfermedades más frecuentes que sufre la rodilla se encuentran las siguientes:

**a) Lesión de ligamento cruzado anterior:**

La lesión de ligamento cruzado anterior es el desgarro de ese ligamento, que es uno de los cuatro ligamentos que conectan la tibia con el fémur, es particularmente frecuente en las personas que realizan deporte con lo es el basquetbol, futbol y otros deportes que requieren cambios repentinos de dirección (MFMER, 2023).

**b) Fracturas:**

Los huesos de la rodilla, o la rótula se puede llegar a fracturar durante una caída o una colisión automovilística. Las personas cuyos huesos se han ido debilitando por la osteoporosis pueden llegar a sufrir una fractura de rodilla simplemente por pisar mal (MFMER, 2023).

**c) Desgarre de menisco:**

El menisco es un cartílago gomoso y duro que actúa como amortiguador entre la tibia y el fémur. Si gira la rodilla de manera repentina mientras carga peso sobre ella, se puede desgarrar el menisco (MFMER, 2023).

**d) Bursitis de la rodilla:**

Algunas lesiones de rodilla producen inflamación en las bolsas sinoviales, que son pequeños sacos de líquido que es el que amortigua la parte exterior de la rodilla y que permite que los tendones y ligamentos se deslicen suavemente en la articulación (MFMER, 2023).

**e) Tendinitis rotuliana:**

Esta produce irritación e inflamación en uno o más tendones, que son los tejidos densos y fibrosos que unen los músculos a los huesos. Esto puede ocurrir cuando hay una lesión en el tendón rotuliano, que se extiende desde la rótula, hasta la tibia y permite patear, correr y saltar. Los principales propensos que pueden llegar a padecer tendinitis rotuliana son los atletas, ciclistas o esquí (MFMER, 2023).

### 1.1.5. Ejercicios de rehabilitación.

La recuperación del movimiento de miembro inferior (rodilla) depende de su motivación y perseverancia del paciente por lo cual a continuación se observa una serie de ejercicios de rehabilitación de rodilla:

- Ejercicios para el cuádriceps:

Para realizar este ejercicio el paciente debe de estar sentado en una superficie plana con ambas estiradas. Se aprietan las rodillas sin mover las piernas. (Para poder realizar este ejercicio es necesario la ayuda de otra persona la cual tiene que colocar una mano debajo de su rodilla y presione la parte de atrás de la rodilla contra la mano como si se estuviera aplastando). Se realiza la presión y manténgala alrededor de 2 segundos cada vez. Repita el ejercicio aproximadamente 25 veces cada hora (Fundación, V. del L. 2014).

**Figura 3: Ejercicios para el cuádriceps.**



*Nota: En la figura se observar la posición adecuada para realizar ejercicios para cuádriceps. Tomada de Fundación V. del L, 2014.*

- **Levantamiento de la pierna estirada:**

Para realizar el ejercicio el paciente debe de estar acostado boca arriba de preferencia en una cama con las rodillas estiradas. Apoyando los brazos sobre los bordes de la cama, levante las piernas tanto como pueda manteniendo la rodilla estirada. Baje lentamente la pierna sin doblar la rodilla, y repita el ejercicio 10 veces (Fundación, V. del L. 2014).

**Figura 4: Levantamiento de la pierna estirada.**



*Nota: En la figura se observar la forma de hacer el levantamiento de pierna. Tomada de Fundación V. del L, 2014.*

- **Ejercicios contra resistencia progresiva:**

Este ejercicio se realiza sentado en una zona cómoda y alta, para lo cual las piernas deben quedar colgando. Colocando una pesa o una cartera entre 2 a 5 libras, que debe levantarse el peso estirando completamente la rodilla y manteniendo estirada por un tiempo determinado. Posteriormente debe bajar la pierna hasta que la rodilla vuelva a su posición original de flexión. Dependiendo de su fuerza física repita el ejercicio entre 10 y 15 veces. Conforme a su progreso puede aumentar el peso y el número de repeticiones (Fundación, V. del L. 2014).

**Figura 5: Levantamiento de la pierna estirada.**



*Nota: En la imagen se observa el levantamiento de la pierna estirada con peso. Tomada de Fundación V. del L, 2014.*

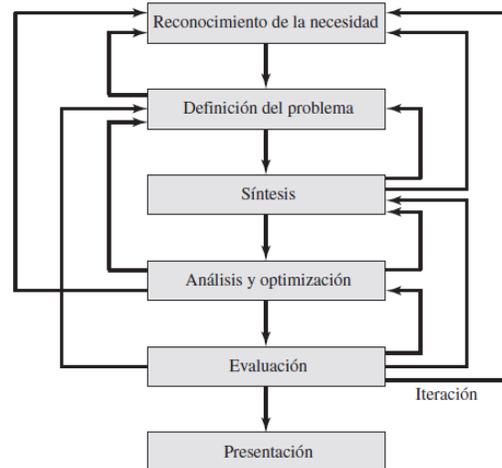
#### **1.1.6. Proceso de diseño en ingeniería**

El diseño es el proceso para satisfacer la necesidad específica o resuelve un problema particular para dar forma, dimensiones, materiales, funcionamiento a un sistema, componente o proceso. Lo cual implica un proceso de toma de decisiones o en ocasiones debe llevarse a cabo con poca información, en el que se aplican los recursos de forma óptima para poder llegar a cumplir los objetivos estipulados (Budynas, 2012, p.4).

- **Reconocimiento de la necesidad:** De este punto se parte, ya que aquí se identifica lo que se requiere ya sea una sensación de inquietud o la percepción de que alguna cosa no está bien.
- **Definición del problema:** Se define las restricciones de la necesidad, condiciones y especificaciones del objeto, el cual se aclara objetivos, requerimientos del cliente y establece funciones.
- **Síntesis:** Define las restricciones de la necesidad, y las condiciones, establece especificaciones del diseño.
- **Análisis y optimización:** Obtención de resultados y replanteamiento del problema, para llegar a optimizar la solución.

- **Evaluación:** Se realiza la verificación del modelo propuesto (de acuerdo con los requerimientos del cliente).
- **Presentación:** Se da detalladamente el resultado para llevarlo a al proceso de fabricación.

**Figura 6: Fases del proceso de diseño.**



*Nota: En la ilustración se puede observar el diagrama del proceso de diseño. Tomada de Budynas, 2012, p.6.*

## 1.2. Estado del arte.

### 1.2.1. Movimiento pasivo continuo.

El movimiento pasivo continuo es utilizado con frecuencia después de una artroplastia total de rodilla, la cirugía se lleva a cabo para la mejora de vida de los pacientes que presentan osteoartritis o artritis reumatoide.

El CPM consiste en que el paciente realice movimientos de flexión y extensión del miembro operado o afectado sin que el paciente realice mucho esfuerzo para realizar una serie de ejercicios el cual tiene que ser realizados por un fisioterapeuta.

El Dr. Robert B. Salter, de acuerdo a la investigación realizado concluyo que si las lesiones de ligamentos que no se inmovilizaban, cicatrizaban más rápido y que las articulaciones asociadas tenían mejor arco de movimiento que las articulaciones enyesadas, ya que estas no estimulaba la regeneración del cartílago en la articulación, y esta causa más dolor, gracias a esta conclusión obtenida es como creo el concepto de

Movimiento Pasivo Continuo (Continuous Passive Movement por sus siglas en ingles CPM) para las articulaciones (Bernal, J.J. 2011).

EL CPM, consiste en realizar ejercicios de forma pasiva o asistida, es decir que la articulación del paciente se mueve, pero el musculo no se esfuerza, acelerando la recuperación del cartílago y previniendo la rigidez en las articulaciones dañadas. En 1978, el Dr. Salter empezó con la aplicación del CPM en pacientes humanos junto con el ingeniero John Saringe (R. B. Salter, 1980).

El Movimiento Pasivo Continuo en conjunto con la fisioterapia dan como resultado beneficios comparados con la fisioterapia solamente en la rehabilitación en un corto plazo posterior a una artroplastía (cirugía de reemplazo para extremos de huesos de una articulación dañada) total en la rodilla.

### **1.2.2. Dispositivos de CPM para rehabilitación de rodilla existentes.**

Los dispositivos de rehabilitación pasiva realizan un rango de movimiento (ROM), de flexión de 120°. A continuación, se presentan algunos de los sistemas de trabajo de investigación, los cuales buscan el mejoramiento del dispositivo por medio de control.

Vergara *et al*, realizaron el diseño de un dispositivo para Autorehabilitación pasiva de rodilla no supervisada, el diseño es manipulado de forma manual por el paciente, de tal manera que el dolor pueda ser controlado al momento de realizar un movimiento de extensión y flexión de rodilla, que se muestra en la figura 7.

Su objetivo principal fue obtener excelentes resultados al momento de combinar la Autorehabilitación por parte del paciente con evidencias de progreso dadas al especialista y cubrir la demanda ya que la mayoría de los dispositivos utilizan la rehabilitación asistida. Los resultados obtenidos muestran que se puede realizar el diseño de un dispositivo para Autorehabilitación no supervisada. Adicionalmente, el diseño permite realizar una medida de control utilizando la escala incorporada en la corredera, mediante la cual, el usuario puede generar un reporte de avance (Vergara et al, 2017).

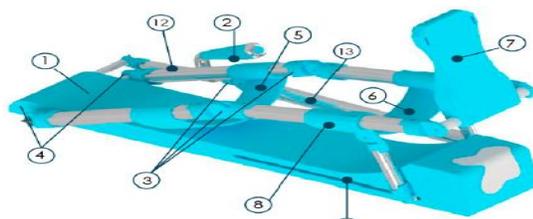
**Figura 7: Propuesta final de diseño.**



*Nota: Prototipo final del sistema para rehabilitador de rodilla. Tomada de Vergara et al, 2017.*

Segnini *et al*, diseñaron un dispositivo para Autorehabilitación pasiva de rodilla, con la finalidad de realizar un diseño conceptual de un rehabilitador de rodilla con una entrada motriz ingresada por el paciente, con restricciones de uso de geometrías sencillas. El material utilizado está disponible alrededor de la zona y es de bajo costo, este dispositivo contribuye a la rehabilitación sin una supervisión médica. Para la selección de mecanismos, formas y materiales realizó un análisis jerárquico con el programa Expert Choice, donde se definen criterios que serán utilizados para seleccionar las alternativas (Segnini *et al*, 2018).

**Figura 8: Propuesta final de diseño.**



*Nota: Diseño final de sistema de rehabilitador de rodilla. Tomada de Segnini et al, 2018.*

Oviedo *et al*, presentan el diseño y construcción de un equipo de movimiento pasivo (CPM), para la rehabilitación del flexo-extensión de la rodilla, para pacientes que necesiten rehabilitación que se muestra en la figura 9. Su objetivo principal fue aumentar el número de equipos de rehabilitación de miembro inferior a un bajo coste debido al costo de los sistemas ya existentes que supera los 3,000 dólares. El resultado obtenido fue una aplicación WEB que se ejecuta a través de un servidor construido en Nodejs que se efectúa con una Raspberry Pi, el cual cuenta con una base de datos del paciente que

se requieren como lo son: nombre, dirección, documento de identidad, número de teléfono, nombre del terapeuta que está a cargo de la rehabilitación, así mismo se puede seleccionar el ángulo de cierre del prototipo, la velocidad del motor y la cantidad de repeticiones a realizar (Oviedo *et al*, 2018).

**Figura 9: a) Aplicación WEB. B) Prototipo final.**



*Nota: Aplicación WEB y sistema físico de rehabilitador de rodilla. Tomado de Oviedo et al, 2018.*

Ruiz, B., realizó un prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica, llevo a cabo un análisis del sistema mecánico donde se vincula las medidas antropométricas, con ayuda del software se validó el análisis estático del equipo para obtener esfuerzo máximo, desplazamiento y factor de seguridad. Realizo el diseño electrónico en el cual se seleccionó el actuador, controlador y la HMI (Interfaz Hombre Máquina). Su principal objetivo fue diseñar y construir un prototipo rehabilitador de rodilla para asistencia postquirúrgica, el resultado obtenido fue la fabricación del prototipo con material Aluminio 6063 T6, que con el análisis realizando respecto al prototipo anterior tiene una reducción del 25% en el peso total del rehabilitador (Ruiz, B. 2017).

**Figura 10: Propuesta final del diseño.**



*Nota: Diseño final de sistema de rehabilitación de rodilla. Tomada de Ruiz, B. 2017.*

### 1.3. Fibra de carbono UHM

La fibra de carbono es un material que se enmarca en los conocidos materiales composites, los cuales se caracterizan por estar formados por la combinación de dos o más elementos, ya sean naturales o artificiales, los cuales son más fuertes como conjunto que de manera individual.

Los materiales son diseñados particularmente para otorgar más fortaleza, eficiencia o durabilidad, los cuales están compuestos por: fibra, la cual puede ser de vidrio, de carbono, etc. Y una matriz que acostumbra a ser de resinas.

**Figura 11: Esquema de composición composite.**



*Nota: Figura tomada de Asociación Empresarial Eólica, 2021*

En la actualidad el 90% de la fibra de carbono que se produce mundialmente se obtiene a partir de un polímero, el poliacrilonitrilo el cual se conoce como PAN o precursor. Para la obtención de la fibra de carbono, en términos simples este tipo de polímero es sometido a un proceso de pirolisis en una atmosfera inerte, sin oxígeno y a temperaturas por encima de los 980°C que le hacen perder las moléculas no carbónicas.

## Propiedades mecánicas.

La fibra de carbono posee unas características que la hacen un material que puede aportar muchas cosas buenas al ámbito de la arquitectura más allá de los refuerzos estructurales. Estas son:

Alta resistencia mecánica, aunque conserva un módulo de elasticidad también elevado.

- Buena conductividad eléctrica.
- Baja conductividad térmica, respecto al acero y el hormigón.
- Baja expansión térmica.
- Baja densidad comparada con materiales como el acero
- No es un material corrosivo.
- Tiene una alta flexibilidad.

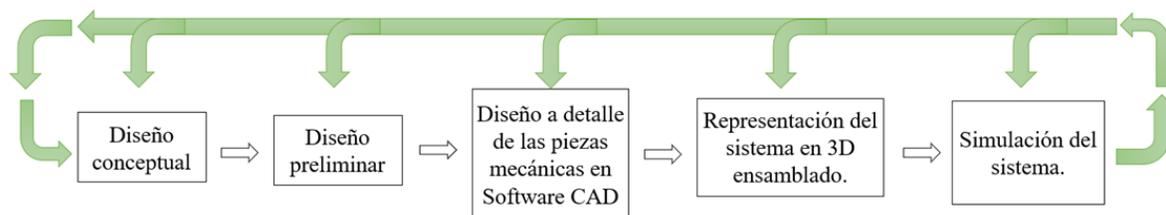
Por el contrario, aún presenta un coste de producción y de compra elevado respecto a otros materiales que se utilizan para aplicaciones similares, como el acero.

Al contrario que en los aceros donde hay unos estándares para que entre productores no haya diferencias a la hora de producir un mismo tipo, la fibra de carbono, al basarse en las características de la propia fibra y de las resinas, hacen que cada fabricante tenga su propio producto con las características que ellos quieren, serán similares, pero no idénticos.

Así pues, en el mercado podemos encontrar que las fibras de carbono pueden variar de módulo de elasticidad, rigidez, resistencia a la compresión o de fatiga.

# **CAPÍTULO II: MARCO METODOLÓGICO**

## METODOLOGIA



### a) Diseño conceptual.

Elección del mecanismo, análisis de requerimientos y restricciones que tendrá el dispositivo.

### b) Diseño preliminar.

Selección del mecanismo adecuado para el prototipo, análisis de ventajas y desventajas del mecanismo mediante la realización de una síntesis dimensional.

### c) Diseño a detalle de las piezas mecánicas en Software.

Síntesis del mecanismo, considerando las dimensiones, fuerzas, mediante el método de optimización de mecanismos.

### d) Representación del sistema en 3D ensamblado.

Con base a los resultados obtenidos en la síntesis óptima, con el mecanismo seleccionado se lleva a cabo la elaboración de las piezas a detalle mediante una representación 3D.

### e) Simulación del sistema.

Con base al sistema diseñado 3D se realizará la simulación aplicando fuerzas al diseño del sistema.

## 2.1. Restricciones del diseño.

Las síntesis exactas permiten obtener las dimensiones de los eslabones por medio de desarrollo de ecuaciones de rotación y desplazamiento de los eslabones que conforman el mecanismo, una de las condiciones que debe de cumplir este tipo de síntesis es el número de ecuaciones, este debe ser igual al número de incógnitas, por lo que se limita

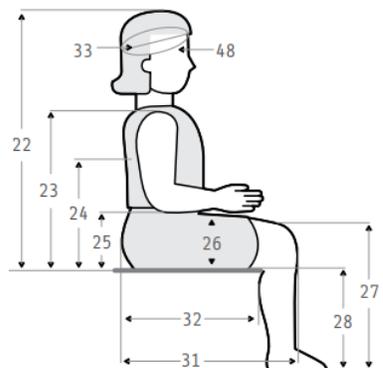
las incógnitas que cuenta con el mecanismo, por lo que para el desarrollo se centra en proponer dimensiones de mecanismo biela-manivela-corredera.

- Dimensiones compactas de los eslabones: Se busca que los componentes del dispositivo, eslabones del mecanismo biela-manivela-corredera, así como dimensiones de los soportes del muslo y la pierna sean los menores posibles (síntesis de mecanismos) (Villanueva, J. C. 2017).
- Puntos de precisión: Los puntos por los que pasará el muslo y la pierna con la finalidad de que se cubra el rango de movimiento, es decir los  $150^\circ$  de flexión para la rodilla (Villanueva, J. C. 2017).
- Trayectorias: Que el mecanismo pase por las trayectorias propuestas para la flexión y extensión de rodilla (Villanueva, J. C. 2017).
- Ángulos: El eslabón 1 del mecanismo cubrirá hasta  $120^\circ$  de flexión ya que es el movimiento del muslo, entre la pierna y el muslo se cubra un rango de  $150^\circ$  (Villanueva, J. C. 2017).

### 2.1.1. Medidas del miembro inferior (muslo y pierna).

El movilizador de rehabilitación se propone para la población mexicana que, de acuerdo con el estudio realizado de dimensiones antropológicas, para personas entre los 15 a 65 años (Ávila et al, 2015), se tienen los datos pierna dividida en dos secciones una superior (glúteo-Poplítea) y una inferior (Poplítea), el cual se puede ajustar a la medida adecuada del paciente como se observa en la figura 12 y más a detalle en el *anexo 1*:

**Figura 12: Secciones de la pierna.**



*Nota: En la imagen se puede observar cómo está dividida el cuerpo humano antropométrica. Tomada de Ávila et al, 2015.*

**Tabla 1:**

*Dimensiones Antropométricas de la pierna humana.*

Parte de la extremidad.	Mínima	Máxima
Muslo	32 cm	55 cm
Pierna	30 cm	60 cm

*Nota: Valores tomados de Ávila et al, 2015.*

Con los datos mostrados en la *tabla antes citada*, se realizó la síntesis dimensional del diseño del movilizador.

En la *tabla 2* se presenta el porcentaje del peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo. Los parámetros indagados permiten determinar las dimensiones físicas del prototipo de rehabilitación de la rodilla lesionada.

**Tabla 2:**

*Porcentaje corporal correspondiente a la extremidad inferior.*

Segmento de la extremidad inferior	Porcentaje %
Pie	1.5
Pierna	4.4
Muslo	10.1
Pie y pierna	5.9
Total, de la pierna	16

### 2.1.2. Trayectorias y puntos propuestos.

Para lograr el rango de movimiento de la rodilla es necesario tener en cuenta la relación del movimiento entre el muslo con la pierna. La relación de movimiento se realizará en intervalos de 30° para el movimiento del muslo, el cual está asociado con la cadera y los ángulos de movimiento están contemplados en 0°, 30°, 60°, 90°, 120° y 150°, que son los grados aproximados de la flexión en la cadera tomando en cuenta la flexión de la rodilla. Por otra parte, considerando estos datos se realiza una relación de grados para la pierna, la cual tiene que llegar a 150° que es lo requerido para poder llevar a cabo una ROM completo. Para el ángulo interno que sería entre el muslo y la pierna se consideran 180° cuando se encuentran en extensión, cuando el ángulo de la pierna se encuentra en 120° el ángulo interno entre el muslo y la pierna está en 30°, lo cual permite que la rodilla realice una flexión de 150°, la relación se puede observar en la *tabla 3*.

**Tabla 3:**

*Ángulos propuestos para el mecanismo.*

Posición	$\theta_1$	$\theta_2$
1	0°	180°
2	30°	150°
3	60°	120°
4	90°	90°
5	120°	60°
6	150°	30°

*Nota: Esta tabla muestra los ángulos propuestos que debe de cumplir el movilizador.*

El ángulo  $\theta_1$  mostrado en la tabla 3, corresponden al movimiento del segmento distal (parte de un órgano o miembro) del muslo y el ángulo  $\theta_2$  corresponde al movimiento del segmento proximal de la pierna. En la figura se pueden observar los ángulos  $\theta_1$  (ángulos de color rojo), los ángulos externos entre muslo y pierna (color azul) que son los ángulos que la rodilla flexiona para poder obtener 150°, es decir cuando el ángulo interno  $\theta_2$  es igual a 30°.

## 2.2. Fundamentos del diseño mecánico.

La mecánica estudia el movimiento y proporción de materiales solidos sin deformaciones de cuerpos rígidos, se clasifica en:

- Estática: estudia a los cuerpos en reposo.
- Dinámica: estudia los cuerpos en movimiento. Esta se divide en:
  1. Cinemática: estudia la geometría del movimiento sin referencia a las causas.
  2. Cinética: estudia las relaciones entre las fuerzas y el movimiento que provocan, (Pajón y Dávila, 1999).

### 2.2.1. Estudio cinemático

El funcionamiento del prototipo movilizador es un mecanismo biela, manivela, corredera ya que permite convertir el movimiento giratorio de un eje a uno lineal, para lo cual se necesita determinar el número de grados de libertad (GDL), el dato de movimiento está

basado en el criterio de Grübler (Avello, 2014), la fórmula está representada en la *ecuación 1*:

$$G = 3(N - 1) - 2p_I - p_{II} \quad 1$$

Donde:

$p_I$  = número de pares de un solo grado de libertad.

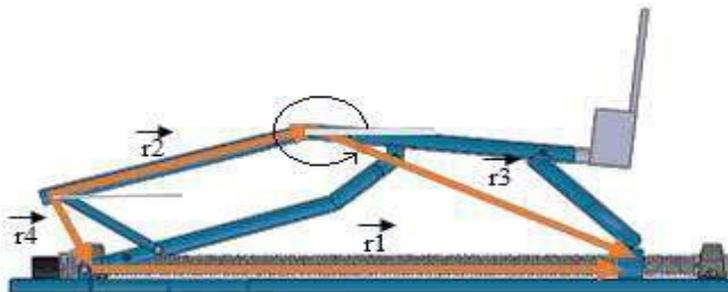
$p_{II}$  = número de pares de dos grados de libertad.

$N$  = número de eslabones.

$G$  = número de grados de libertad.

La determinación de la posición es el siguiente paso para el desarrollo del estudio cinemático, en el cual se tiene que establecen los vectores de posición y los ángulos de cada uno, que se puede observar en la figura 13:

**Figura 13: Modelo para el análisis cinemático.**



*Nota: Se observan los vectores de posición y los ángulos de cada uno, Tomado de Rea, 2019.*

Partiendo de la imagen obtenemos la *ecuación 2*:

$$\vec{r}_1 = \vec{r}_2 + \vec{r}_3 + \vec{r}_4 \quad 2$$

Donde:

$\vec{r}_1$  = Vector de posición de la corredera.

$\vec{r}_2$  = Vector de posición de la manivela.

$\vec{r}_3$  = Vector de posición de la biela.

En la suma de vectores se despreciará el valor  $\vec{r}_4$  ya que su magnitud es pequeña en comparación a los demás vectores. La *ecuación 2* en su forma polar queda como se presenta en la *ecuación 3*:

$$r_1 e^{i\theta_1} = r_2 e^{i\theta_2} + r_3 e^{i\theta_3} \quad 3$$

Utilizando la equivalencia de Euler en *ecuación 3*, obtenemos la *ecuación 4*:

$$r_1 = r_2(\cos \theta_2 + i * \sin \theta_2) + r_3(\cos \theta_3 + i * \sin \theta_3) \quad 4$$

De la *ecuación 4* se divide en 2 partes, una es parte real y otra la imaginaria la cuales corresponden a la *ecuación 5* y *ecuación 6* respectivamente:

$$r_1 - r_2 \cos \theta_2 = r_3 \cos \theta_3 \quad 5$$

$$r_2 \sin \theta_2 = r_3 \sin \theta_3 \quad 6$$

De la cual la *ecuación 5* y *ecuación 6* respectivamente se elevan al cuadrado y posteriormente se igualan para determinar  $\theta_3$  y así poder determinar a  $\theta_2$ , como se muestra en la *ecuación 7*:

$$\begin{aligned} r_2^2 \sin^2(\theta_2) + r_1^2 - 2r_1 r_2 \cos(\theta_2) + r_2^2 \cos^2(\theta_2) \\ = r_3^2 \cos^2(\theta_3) + r_3^2 \sin^2(\theta_3) \end{aligned} \quad 7$$

Empleando la identidad trigonométrica  $\sin^2 \alpha + \cos^2 \alpha = 1$ , reduciendo la expresión queda la *ecuación 8*:

$$r_2^2 + r_1^2 - 2r_1 r_2 \cos(\theta_2) = r_3^2 \quad 8$$

Así mismo despejamos  $\theta_2$ , nos queda la *ecuación 9*:

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left( r_2^2 + r_1^2 - \frac{r_3^2}{2r_1 r_2} \right) \quad 9$$

Despejamos la *ecuación 6*, obtenemos  $\theta_3$  que se muestra en la *ecuación 10*:

$$\theta_3 = \sin^{-1} \left( -\frac{r_2 \sin \theta_2}{r_3} \right) \quad 10$$

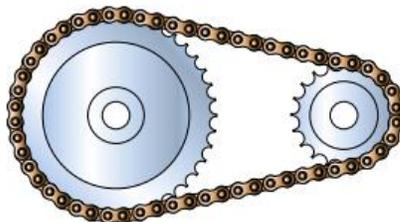
### 2.2.2. Sistema de movimiento

Mecanismo con características para realizar la transmisión del movimiento de rotación del eje del motor al movimiento lineal con el fin de garantizar el movimiento flexión-extensión (Myszka, 2012). Hay muchos mecanismos para poder realizar la transformación de movimiento rotatorio lineal, para la cual se tomó en cuenta:

### 2.2.2.1. Mecanismo ruedas dentadas-cadena.

También conocido como piñón-cadena, el cual es una rueda dentada que encaja en una cadena para transmitir el movimiento giratorio a la rueda conducida entre dos ejes paralelos. El mecanismo se le puede modificar la velocidad y la fuerza, pero no en el caso de sentido de giro. Es principalmente utilizado en bicicletas, motores, puertas con engranaje (garaje) y demás aplicaciones (Myszka,2012).

**Figura 14: Mecanismo ruedas dentadas-cadena.**

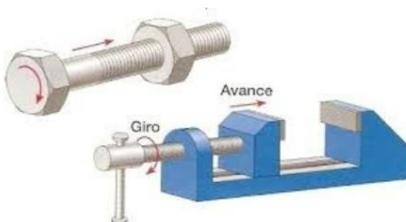


*Nota: Mecanismo ruedas dentadas-cadena. Tomada de Edward, 2001.*

### 2.2.2.2. Mecanismo tornillo de potencia.

Consiste en un tornillo roscado por la superficie exterior mientras la tuerca esta roscada por el interior como se observa en la figura 15. Si gira el tornillo, la tuerca se mueve linealmente y si gira la tuerca, el tornillo realiza el movimiento lineal. Principalmente se usa para mordazas, prensas, gatos de coches, etc. (Myszka, 2012).

**Figura 15: Tornillo-tuerca.**

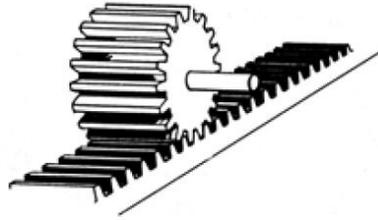


*Nota: Mecanismo Tornillo-tuerca. Tomada de Rodríguez, 2019.*

### 2.2.2.3. Mecanismo Piñón-cremallera

Puede observarse que el mecanismo está formado por una rueda dentada llamada piñón, la cual engrana con una barra de igual forma dentada llamada cremallera. Al momento de girar el piñón, la cremallera se desplaza en línea recta y transmite el movimiento circular en lineal y al desplazar la cremallera, el piñón gira y transmite el movimiento lineal en circular. (McGraw-Hill, 2001).

**Figura 16: Mecanismo Piñón-cremallera.**



*Nota: Mecanismo Piñón-cremallera. Tomada de Avello, 2014.*

Después de analizar algunos sistemas de transmisión, se realiza una valoración del mecanismo cuanto a su utilidad la cual se muestra en la tabla 4:

**Tabla 4:**

*Cuadro comparativo de los sistemas de transmisión.*

	Ruedas dentadas-cadena	Tornillo de potencia	Piñón-cremallera
Instalación	Difícil	Fácil	Difícil
Costo de fabricación	Bajo	Medio-Alto	Media
Precisión	Media	Alta	Media
Espacio necesario	Alto	Bajo	Alto

*Nota: Se realiza la comparación de los sistemas de transmisión que se tomaron en cuenta para el movilizador. Tomada de Myszka, 2012.*

En base a la comparación realizada en la tabla 4 se selecciona el sistema de transmisión de Tornillo de potencia como el mejor sistema de transmisión para el movilizador ya que presenta varias ventajas con respecto a los demás sistemas de movimiento.

### 2.3. Parámetros de tornillo de potencia.

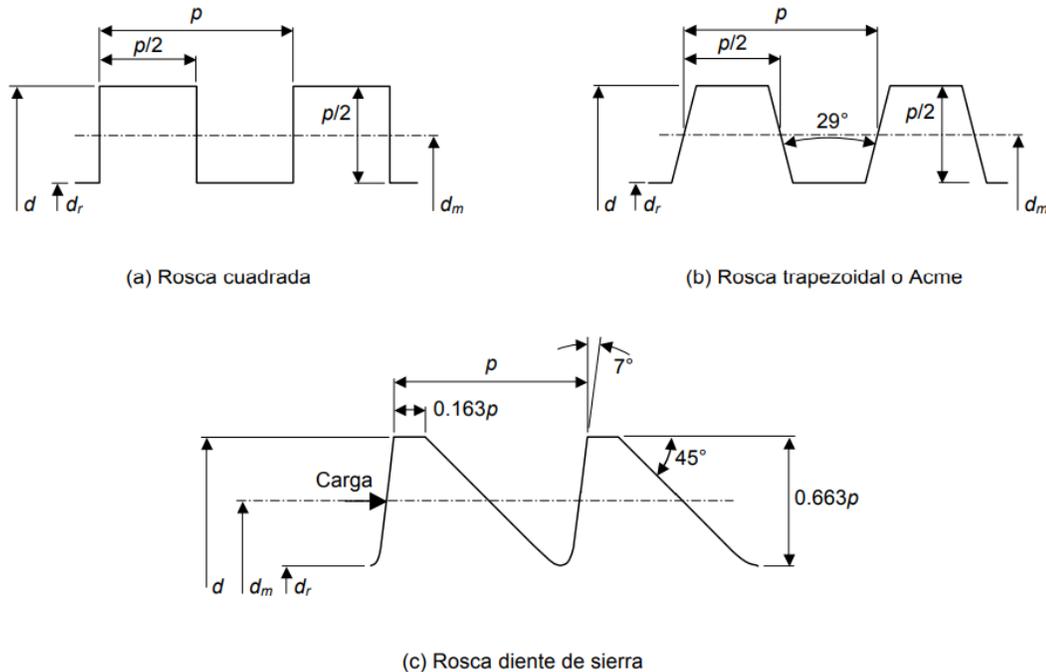
Existen diferentes tipos de roscas como son las cuadradas, trapezoidal, rosca tipo ACME y diente de sierra,

3. Rosca cuadrada: Mayor eficiencia, aunque su manufactura es complicada y por lo tanto más costosa que los otros tipos de rosca.
4. Rosca Acme: Es la más utilizada por su facilidad al momento de la manufactura, aunque por el tipo de ángulo que presente entre la rosca está sometida a un desgaste mayor, por lo que requiere un mantenimiento, adicionalmente se puede utilizar una tuerca partida para minimizar el desgaste en los filetes de esta.

5. Rosca de diente de sierra: Esta posee una resistencia mayor en la raíz de la rosca, por lo que permite ser utilizada cuando se requiere transmitir grandes fuerzas, su desventaja es que solo se puede utilizar en un solo sentido.

Las cuales se muestran en la figura 17 a, b y c:

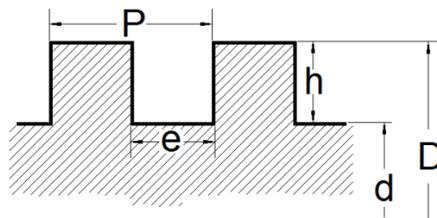
**Figura 17: Tipos de roscas para tornillo de potencia.**



*Nota: Se observan los vectores de posición y los ángulos de cada tipo de rosca, Tomado de Vanegas, 2018.*

Para el movilizador se seleccionó la rosca cuadrada como se observa en la figura 18, pues transmite con eficiencia cargas grandes, tiene una gran facilidad al momento de maquinar, además evita el desgaste mecánico entre el tornillo de potencia y la tuerca (Myszka, 2012).

**Figura 18: Diente de la rosca cuadrada.**



*Nota: Se observa el tipo de rosca a utilizar, Tomado de Myszka, 2012.*

El avance ( $l$ ): es la distancia que se desplaza una tuerca, cuando se da una vuelta el tornillo. En el caso de una rosca simple (o rosca de un solo filete), el avance es igual al paso (Myszka, 2012).

El paso ( $p$ ): es la distancia que hay entre dos hilos contiguos, medida paralelamente al eje de la rosca, es recíproco del número de hilos por pulgada (Myszka, 2012).

Para una rosca cuadrada se tiene los siguientes cálculos:

$$D = p/0.2 \quad 11$$

$$p = 0.2 * D \quad 12$$

$$h = e = 0.5 * p \quad 13$$

$$d = D - 2h \quad 14$$

Donde:

$D$  = Diámetro exterior del tornillo.

$p$  = Paso del tornillo.

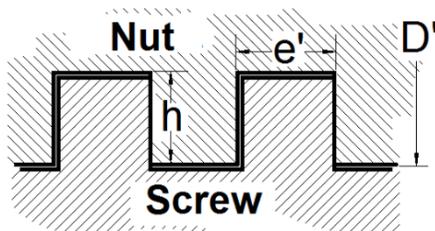
$e$  = Espesor.

$h$  = altura del filete, en el tornillo.

$d$  = diametro interior del tornillo o diametro de fondo.

Es necesario tomar en cuenta las holguras entre el tornillo y la tuerca ya que sirve para que la tuerca entre perfectamente en el tornillo y no tenga juego al momento de realizar el trabajo (Metalmecánica Fácil, 2016), como se muestra en la figura 19:

**Figura 19: Tuerca rosca cuadrada.**



*Nota: Se observa las holguras que hay que tener en cuenta entre el tornillo y la tuerca. Tomada de Metalmecánica, 2016.*

$$D' = d + 0,125p \quad 15$$

$$e' = e + 0,05 \quad 16$$

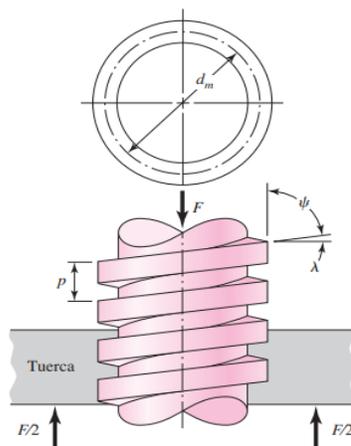
Donde:

$D'$  = diametro a tornearse la tuerca

$e'$  = espesor del vano de la tuerca

Para elevar la masa de un miembro inferior se necesita calcular el par de torsión para el giro del tornillo tanto en elevación como en descenso. En la figura 20 se observa un tornillo de potencia con una rosca cuadrada simple, una tuerca, fuerzas ejercidas y reacción (Budynas y Keith Nisbett, 2014).

**Figura 20: Tornillo con rosca cuadrada simple.**



*Nota: Se observa un tornillo de potencia con una rosca cuadrada y fuerzas ejercidas. Tomada de Budynas y Keith Nisbett, 2014*

Donde:

$\psi$  = ángulo de hélice

$\lambda$  = ángulo de avance

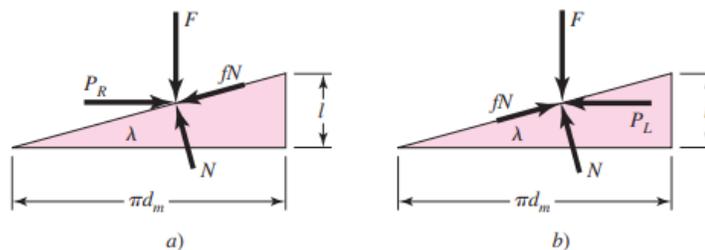
$p$ . = paso o avance del tornillo

$d_m$  = diámetro medio del tornillo

$F$  = suma de todas las fuerzas axiales que actúan sobre el tornillo.

Se puede observar el diagrama de cuerpo libre cuando el tornillo se enrolla y desenrolla en una vuelta, en la figura 21 (Budynas y Keith Nisbett, 2014).

**Figura 21: Diagramas de fuerza: a) al subir la carga; b) al bajar la carga.**



*Nota: Tomado de Budynas y Keith Nisbett, 2014*

Donde:

$P_R$  = para elevar la carga, fuerza que actúa a la derecha (imagen 22 a).

$P_L$  = para bajar la carga, fuerza que actúa a la izquierda (imagen 22 b).

$f_r$  = fuerza de fricción =  $fN$ .

El sistema está en equilibrio bajo la acción de estas fuerzas, sin embargo, para elevar la carga, se requiere de las sumas de las fuerzas en cada una de las ranuras de la rosca cuadrada, con lo que se obtienen la ecuación 17 y ecuación 18:

$$\sum F_H = P_R - N \operatorname{sen} \lambda - fN \operatorname{cos} \lambda = 0 \quad 17$$

$$\sum F_V = F + fN \operatorname{sen} \lambda - N \operatorname{cos} \lambda = 0 \quad 18$$

Para bajar la carga, se requiere la suma de las fuerzas en cada una de las ranuras de la rosca, lo cual se tiene la ecuación 19:

$$\sum F_H = -P_L - N \operatorname{sen} \lambda + fN \operatorname{cos} \lambda = 0 \quad 19$$

$$\sum F_V = F - fN \operatorname{sen} \lambda - N \operatorname{cos} \lambda = 0$$

Para este caso no nos interesa la fuerza normal  $N$ , se elimina de cada uno de los sistemas de ecuaciones y se despeja  $P$ . Para elevar la carga, la cual obtenemos la ecuación 20 y para bajar la carga tenemos la ecuación 21:

$$P_R = \frac{F(\operatorname{sen} \lambda + f \operatorname{cos} \lambda)}{\operatorname{cos} \lambda - f \operatorname{sen} \lambda} \quad 20$$

$$P_L = \frac{F(f \cos \lambda - \operatorname{sen} \lambda)}{\cos \lambda + f \operatorname{sen} \lambda} \quad 21$$

Dividimos el numerador y el denominador de la ecuación 21 y ecuación 22 entre  $\operatorname{coseno} \lambda$ , se emplea la relación  $\lambda = l/\pi d_m$ . Obtenemos respectivamente la ecuación 22 y ecuación 23 respectivamente:

$$P_R = \frac{F \left[ \left( \frac{l}{\pi d_m} \right) + f \right]}{1 - (f l / \pi d_m)} \quad 22$$

$$P_L = \frac{F \left[ f - \left( \frac{l}{\pi d_m} \right) \right]}{1 + (f l / \pi d_m)} \quad 23$$

Se observa que el par de torsión es el producto de la fuerza  $P$  y el radio medio  $d_m/2$ , para elevar la carga se puede escribir como se muestra en la ecuación 24:

$$T_R = \frac{F d_m}{2} \left( \frac{l + \pi f d_m}{\pi d_m - f l} \right) \quad 24$$

Donde  $T_R$  representa el par de torsión que se requiere para dos propósitos: superar la fricción en la rosca y la elevación de la carga.

Se determina que el par de torsión necesario para bajar la carga, de acuerdo con la ecuación (f) es la ecuación 25:

$$T_L = \frac{F d_m}{2} \left( \frac{\pi f d_m - l}{\pi d_m + d l} \right) \quad 25$$

Donde:

$T_R =$  Par de torsión de subida

$T_L =$  Par de torsión de bajada

Para el giro del tornillo de potencia se necesita cojinetes, para lo cual se calcula el par de torsión de la ecuación 26:

$$T_c = \frac{f f_c d_m}{2} \quad 26$$

Donde:

$T_c =$  Par de torsión del cojinete.

$f$  = Fuerza aplicada.

$f_c$  = Coeficiente de fricción del cojinete.

$d_m$  = Diámetro medio del cojinete.

## 2.4. Cálculo de la potencia mecánica

Para obtener la potencia mecánica que se necesita, se debe sumar el valor de la *ecuación 25* y *ecuación 26* teniendo como resultado la *ecuación 27*:

$$T_T = T_R + T_L \quad 27$$

Aplicamos la *ecuación 27* en la fórmula que es la *ecuación 28*:

$$P = T_T * \omega = \frac{T_T * n}{63025} \quad 28$$

Donde:

$P$  = Potencia requerida.

$T_T$  = Torque total.

$\omega$  = Velocidad angular.

$n$  = Número de revoluciones por minuto.

## 2.5. Cálculo del torque del motor.

Determinación de la eficiencia del motor, la cual se calcula mediante la fórmula que se encuentra en la *ecuación 29*:

$$e = \frac{Fl}{2\pi T_R} \quad 29$$

Para poder el toque del motor necesitamos sumar el torque de elevación más el torque del cojinete y se divide entre la eficiencia del motor, se muestra en la *ecuación 30*:

$$T_{motor} = \frac{T_R + T_C}{e} \quad 30$$

# **CAPÍTULO III: ANÁLISIS Y RESULTADOS DEL PROTOTIPO**

### 3.1. Requerimientos de prototipo del movilizador.

En base a los estudios realizados en el capítulo antes descrito se determina que el prototipo debe satisfacer los siguientes requerimientos:

- Tener un suministro eléctrico de 110V.
- Tener la capacidad de desplazamiento desde 0° para la extensión de la pierna, hasta 150° para la flexión.
- Poseer la capacidad de poder ajustarse a las diferentes alturas de los pacientes con una longitud entre 130 – 170 cm.
- Soportar un peso máximo de 150 Kg del paciente.
- Facilitar la variación de velocidad para las rutinas de rehabilitación.
- Controlarse de manera inalámbrica.
- Guardar los datos del paciente y las rutinas en una base de datos.
- Ser transportable, ligero, de fácil operación y de sencillo ensamblaje.

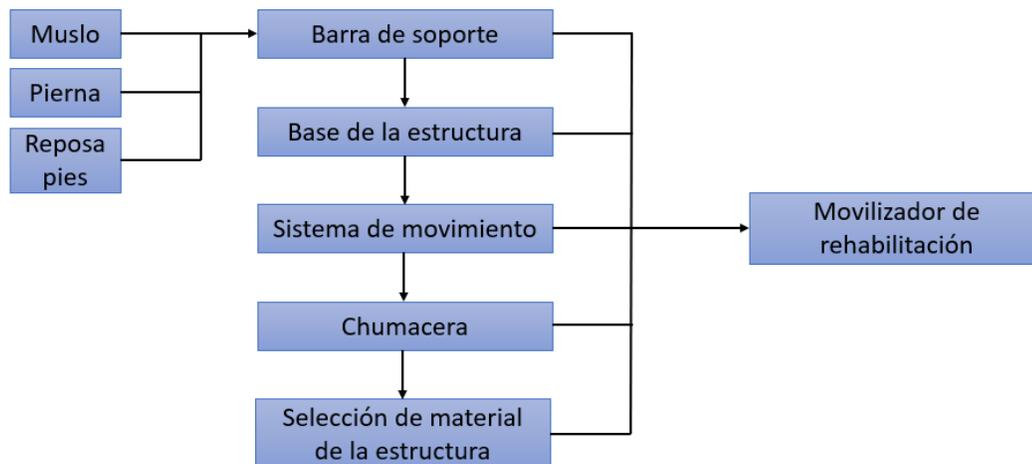
### 3.2. Diseño mecánico del prototipo de rehabilitación.

Se realizó el diseño mecánico del movilizador de rehabilitación en relación a los pasos que se plantean en el diagrama de bloques de la figura 22.

Tomando como referencia la *ecuación 1* del capítulo anterior, puede mencionarse que el prototipo es un sistema de grado de libertad.

$$GDL = 3 * (4 - 1) - 2 * 4 = 1$$

**Figura 22: Diagrama de bloques**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

### 3.2.1. Diseño de piezas.

El desarrollo mecánico parte de parámetros que determina las características que debe poseer el movilizador. Dentro de éstos se encuentra, el mecanismo de funcionamiento por ejemplo tornillo sin fin con tuerca o actuadores, fuente de alimentación, rango de flexión angular de la tibia con el fémur del paciente, peso del equipo y los materiales.

Las medidas primordiales de las piezas del movilizador pasivo continuo de rodilla se muestran en la tabla 5, sin despreciar que el sistema tendrá la capacidad de ajustar la medida a las necesidades del paciente de forma manual:

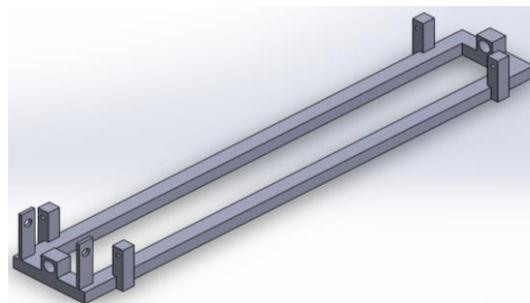
**Tabla 5:**

*Parámetros de piezas principales del movilizador de rodilla*

No	Nombre de la pieza	Dimensión
1	Base.	Grosor 2.54 cm, 120 cm largo x 30 cm ancho
2	Macho muslo.	2.54 cm x 25 cm
3	Hembra muslo.	2.57 cm x 25 cm
4	Macho pierna.	2.54 cm x 30 cm
5	Hembra pierna.	2.57 cm x 30 cm
6	Soporte pie.	25 cm x 30 cm

En la figura 23, se muestra la base del movilizador con una longitud de 120 cm, 16 cm de ancho y 2.54 cm de grosor el cual posee 2 placas que sobresalen en la cual se sujetara la pieza macho del musculo en la parte de enfrente, la base posee unas placas centrales que posee unos orificios que permitirán mantener el giro del tornillo sin fin para dar movimiento al movilizador.

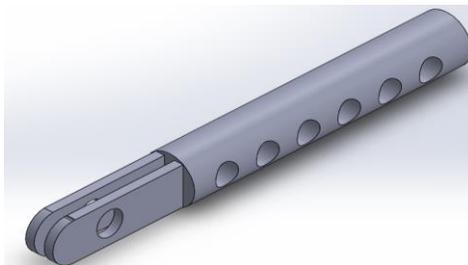
**Figura 23: Base.**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

En la figura 24, se muestra la pieza que se ajusta a las necesidades del paciente para adaptar la extensión de la longitud del muslo sus medidas son 2.54 cm de diámetro y 55 cm de largo, la cual va anclada a la base para poder sujetar el prototipo a deslizar cuando se lleve a cabo la rehabilitación, la pieza cuenta con orificios con 2 cm de separación entre ellos, el cual es para poder ajustar a la medida requerida del paciente.

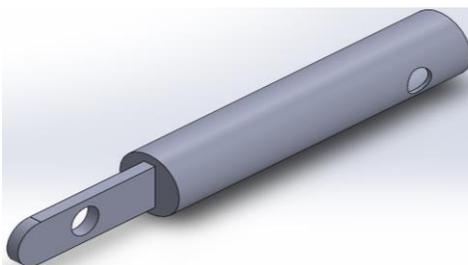
**Figura 24: Macho muslo.**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

En la figura 25, se observa la pieza hembra para el muslo sus medidas son 3 cm de diámetro y 25 cm de largo, la función de esta pieza es unir las piezas para así poder formar la articulación de la rodilla, en la pieza en la parte inferior cuenta con orificio con el cual se va a poder ajustar con la pieza macho del muslo, según sea la medida del paciente.

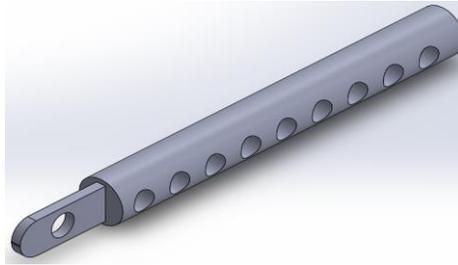
**Figura 25: Hembra muslo.**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

En la figura 26, se muestra la pieza macho pierna sus medidas son 2.54 cm de diámetro y 30 cm de largo, la cual se une con la pieza Hembra muslo para realizar la articulación de la rodilla, la pieza posee orificios a cada 2 cm lo que permite ajustar a la medida necesaria de la pierna del paciente.

**Figura 26: Macho pierna.**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

En la figura 27, se puede observar la pieza hembra pierna sus medidas son 3 cm de diámetro y 30 cm de largo, la pieza en la parte superior posee un orificio el cual se va a poder ajustar con la pieza Hembra pierna, según corresponda la medida del paciente, en la parte final de la pieza lleva el soporte para el pie.

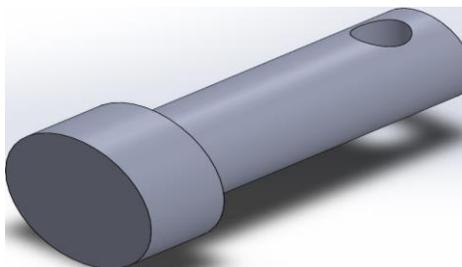
**Figura 27: Hembra pierna.**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

En la figura 28, puede observar un perno el cual sus medidas son 1 cm de diámetro y 3 cm de largo, su principal actividad es poder sujetar la pieza macho muslo a la base, así como ajustar a la medida del paciente entre las piezas macho-hembra muslo, macho-hembra pierna, a la vez la unión de estas piezas para formar la articulación de la rodilla y como última función poder sostener el soporte del pie.

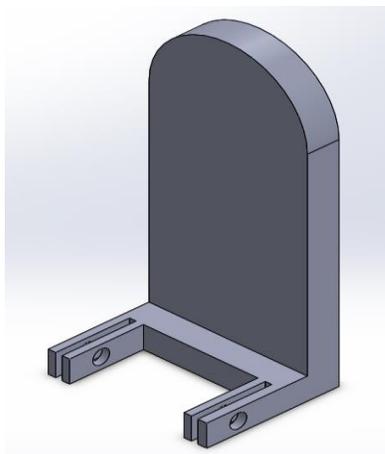
**Figura 28: Perno.**



*Nota: realizado por Villena, G; 2023.*

En la figura 29 se puede observar la pieza del soporte para el pie, el cual va en la parte final de la pieza hembra pierna, para así poder sostener el pie del paciente.

**Figura 29: Soporte pie.**



*Nota: realizado por Villena, G; 2023.*

### 3.2.2. Tornillo de potencia

Para los cálculos de tornillos de potencia se utilizó un paso de  $0.2\text{in} = 0.00508\text{m}$ , y reemplazando en las ecuaciones 11, 13 y 14 antes citadas, se obtiene:

$$D = \frac{5,08}{0,2} = 25,4\text{ mm} = 1\text{ in}$$

$$e = h = 0,5 * 5,08 = 2,54\text{mm} = 0,1\text{in}$$

$$d = 25,4 - 2 * 2,54 = 20,32\text{mm} = 0,8\text{in}$$

Para los parámetros de la tuerca se hizo el reemplazo en la ecuación 15, ecuación 16:

$$D' = 20,32 + 0,125 * 5,08 = 20,955\text{mm} = 0,825\text{in}$$

$$e' = 2,54 + 0,05 = 2,59\text{mm} = 0,1\text{in}$$

Las especificaciones del tornillo de potencia son: una sola entrada de rosca,  $d_m = 0,9\text{in}$ , un coeficiente de fricción de 0.18, tiene que soportar un peso máximo de 24Kg. Reemplazando en la ecuación 25 y 26 se obtiene los siguientes valores:

$$T_R = 0,68275\text{Nm}$$

$$T_L = 0,29001\text{Nm}$$

Para obtener el par de torsión del cojinete se aplica la *ecuación 27*, donde la fuerza aplicada es de 235,2N, el coeficiente de fricción es de 0,18 pues es fabricado en acero y el diámetro medio es de 0,01905m, entonces se obtiene el siguiente valor:

$$T_c = 0.40350Nm$$

La velocidad lineal máxima de la tuerca del tornillo de potencia es de  $\frac{2cm}{s}$  y mediante este dato se calcula las RPM a las que gira el motor, para ello se realiza una analogía pues en una revolución la tuerca se desplaza la distancia de paso de la rosca, entonces se tiene:

$$n = \frac{2cm}{s} * \frac{1rev}{0.508cm} * \frac{60s}{1min} = 236.22 RPM$$

El torque total permite obtener la potencia mecánica, aplicando la *ecuación 28* se obtiene:

$$T_T = T_R + T_L = 0.97276 Nm = 8.6097 lb in$$

Aplicación de la *ecuación 29*:

$$P = \frac{8.6097 lb in * 236.22}{63025} = 0.03223 HP$$

Para obtener la eficiencia aplicamos la *ecuación 30*:

$$e = \frac{236.2 * 0.0058}{2\pi * 0.68275} = 0.27852$$

Para calcular el torque del motor se aplica la *ecuación 31*:

$$T_{motor} = \frac{0.68275 + 0.40350}{0.27852} = 3.90008 Nm$$

En la tabla 6 se puede muestran los parámetros antes calculados:

**Tabla 6:**

*Parámetros de diseño.*

Parámetro	Valor
Diámetro externo del tornillo	1 in
Diámetro interno del tornillo	0.8 in
Torque de subida	0.68275Nm
Torque de bajada	0.29001Nm
Torque del cojinete	0.40350Nm
Potencia mecánica	0.0323HP
Eficiencia	0.27852
Torque del motor	3.90008Nm

### 3.2.3. Selección del material para la estructura

Con la finalidad de realizar un diseño de rehabilitador de rodilla que entre sus características se encuentren un peso estándar, resistente e inoxidable. Además, se debe considerar que el sistema será utilizado en la línea hospitalaria por lo cual debe cumplir con varios parámetros como se puede ver en la tabla 7:

**Tabla 7:**

*Características del material.*

Características	Descripción
Limpieza	Apto
Desinfección	Apto
Esterilización	Apto
Rugosidad	Aceptable para desinfección
Peso	Relación peso vs resistencia
Corrosión	Mínima

Para la selección del material se realizó en función de valoración de las principales características de los materiales como se muestra en la tabla 8:

**Tabla 8:**

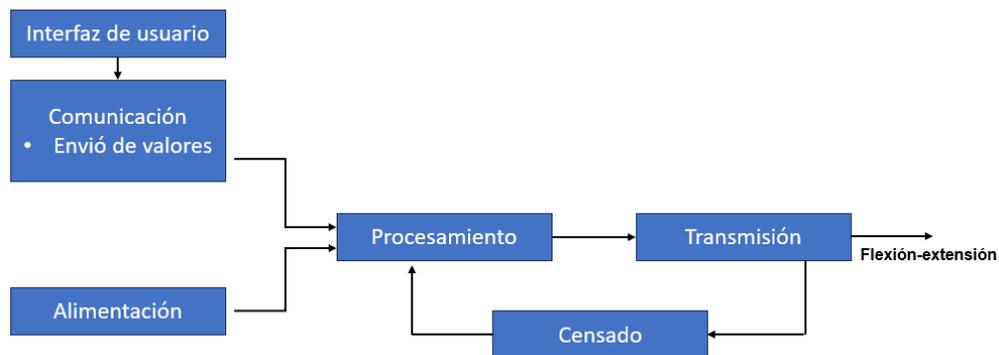
*Cuadro comparativo de material para la estructura*

	Acero inoxidable	Aluminio	Fibra de Carbono UHM
Disponibilidad en el mercado	Alta	Alta	Alta
Facilidad de maquinado	Media - Alta	Media	Media – Alta
Resistencia a la corrosión	Alta	Alta	Alta
Facilidad de soldar	Media - Alta	Media - bajo	-
Costo	Media - Alta	Alta	Media - Alta

### 3.2.4. Diseño de arquitectura del movilizador de rehabilitación

Se puede observar en la figura 30 la arquitectura de la interfaz del movilizador de rodilla.

**Figura 30: Diagrama de bloques del proceso para la consolidación del movilizador.**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

### 3.3. Diseño del sistema eléctrico

Una vez concluida el diseño mecánico se procede al diseño electrónico. Inicialmente se deben seleccionar los actuadores considerando el torque necesario para el movimiento de la máquina y la selección del controlador, se realiza la programación del controlador. Se considera la implementa de un HMI (Interfaz Hombre Máquina) el cual consta de una aplicación en software libre conectada vía bluetooth que permitirá una mejor presentación de la información, fácil manejo para el especialista y para el paciente.

Los actuadores de giro son los encargados de transformar la energía neumática en energía mecánica de rotación. Para realizar trabajo proporcionando movimientos angulares se realizará una evaluación y selección del actuador de giro más adecuado para el movilizador.

#### 3.3.1. Selección de tarjeta controladora.

Arduino Mega es una tarjeta de desarrollo open-source construida con un microcontrolador modelo Atmega2560 que posee pines de entradas y salidas (E/S), analógicas y digitales. Esta tarjeta es programada en un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje Processing/Wiring. Arduino puede utilizarse en el desarrollo de objetos interactivos autónomos o puede comunicarse a un PC a través del puerto serial (conversión con USB) utilizando lenguajes como Flash, Processing, MaxMSP, etc. Las posibilidades de realizar desarrollos basados en Arduino tienen como límite la imaginación, como se muestra en la figura 31 (RobotShop, 2004).

### Características:

- Microcontrolador ATmega2560.
- Voltaje de entrada de 7-12V.
- 54 pines digitales de Entrada/Salida (14 de ellos son salidas PWM).
- 16 entradas análogas.
- 256k de memoria flash.
- Velocidad del reloj de 16Mhz.
- Dimensiones: 102mm x 53mm

**Figura 31: Arduino Mega.**



*Nota: Figura tomada de RobotShop, 2004*

### 3.3.2. Bluetooth HC-06

El módulo Bluetooth es un dispositivo que soporta conexiones inalámbricas a través del protocolo "bluetooth". Los módulos Bluetooth se pueden comportar como esclavo o maestro, los cuales sirven para escuchar peticiones de conexión y otros para generar peticiones de conexión. Si algún dispositivo se conecta, el módulo transmite todos los datos que recibe desde el microcontrolador.

El módulo HC-06 cumple con las especificaciones del estándar Bluetooth 2.0 a 2.4 GHz que es compatible con celulares Android. Además, es compatible con Arduino y PIC se visualiza en la figura 32 (Guangzhou HC, 2011).

#### Especificaciones y Características

- Especificación Bluetooth v2.0 + EDR (Enhanced Data Rate)
- Voltaje de operación: 3.3V a 5V
- Consumo de corriente: 30 mA a 40 mA
- Configuración: Comandos AT
- Chip de radio: CSR BC417143
- Baudios por defecto: 9600, 8, 1, n.
- Versión o firmware: 3.0-20170609

- Modo: Esclavo
- Frecuencia: 2.4 GHz, banda ISM
- Potencia de emisión: 4 dBm, clase 2
- Modulación: GFSK
- Antena: Incorporada en PCB
- Alcance: 5 m a 10 m
- Sensibilidad:  $\leq -81$  dBm a 0.1% BER
- Velocidad: Asíncrona: 2 Mbps (máx.) /160 kbps,
- Velocidad sincrónica: 1 Mbps/1 Mbps
- Seguridad: Autenticación y encriptación (Password por defecto: 1234)
- Perfiles: Puerto serial Bluetooth
- Dimensiones: 1.52 cm x 3.57 cm
- Temperatura de operación (Max): 75°C
- Temperatura de operación (Min): -25°C
- Peso: 4g

**Figura 32: Bluetooth HC-06.**



*Nota: Figura tomada de Guangzhou HC, 2011.*

### 3.3.3. Evaluación y selección del actuador.

Requisitos del proyecto

- Trabajo permanente.
- Adquisición.
- Precisión con relación al sistema de posición lineal.
- Peso.
- Acople.
- Mantenimiento.
- Control de velocidad.
- Control de posicionamiento.
- Stock de repuesto.

Se realizó la comparación de algunos actuadores lineales, sus ventajas y desventajas referente a los requerimientos de análisis estático, con la finalidad de evaluar sus características mecánicas y así poder seleccionar el más adecuado para la construcción del movilizador pasivo continuo de rodilla el cual se muestra en la tabla 9:

**Tabla 9:**

*Comparación de actuadores*

Actuador	Ventajas	Desventajas	Imagen
Motor DC	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Disponibilidad.</li> <li>• Cajas reductoras para permitir que el torque aumente.</li> <li>• Pueden ser de tamaño pequeño ya que no cuentan con devanados.</li> <li>• De bajo costo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tiene un par inducido menor a los otros actuadores de giro.</li> <li>• Trabaja con altas velocidades.</li> <li>• Dificultad para controlar el motor al estar con caja reductora.</li> </ul>	
Servomotores	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Precisión.</li> <li>• Fácil manejo.</li> <li>• 10,000 pasos por revolución.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Costo elevado</li> <li>• Variación de 0° a 180°.</li> <li>• Encoder para control de la velocidad precisa.</li> </ul>	
Motor paso a paso	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Precisión ya que se mueve un paso por cada pulso que se le aplique.</li> <li>• Costo moderado.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Se tiene que importar.</li> <li>• Utilización de Drive.</li> <li>• Sufre resonancia.</li> </ul>	

### 3.3.4. Motor paso a paso

Es un motor de corriente continua sin escobillas en el que la rotación se divide en un cierto número de pasos resultantes de la estructura del motor. Normalmente, una revolución completa del eje de 360° se divide en 200 pasos, lo que significa que se realiza una sola carrera del eje cada 1,8°. También hay motores donde la carrera del eje se realiza cada 2; 2,5; 5, 15 o 30°. La funcionalidad descrita es posible gracias a la construcción especial del motor paso a paso, que se discutirá más adelante en el texto. Debido al hecho de que la rotación completa del eje se divide en ciertas secciones discretas, el motor paso a paso no gira suavemente, sino que realiza saltos y cruza estados intermedios, por lo que el funcionamiento del motor paso a paso se acompaña de un sonido y vibración característicos.

**Figura 33: Motor paso a paso.**



*Nota: Figura tomada de Electronic Components, 2022.*

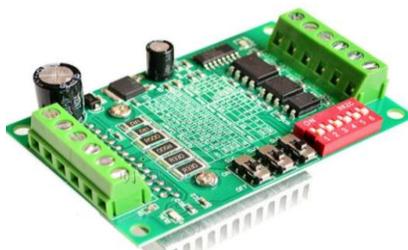
### 3.3.5. Driver TB6560

Es un controlador de motores ajustable que permite satisfacer necesidades de la aplicación, es de uso sencillo y usa acoplamiento de alta velocidad para garantizar que no influya en pérdidas en el control de los pasos que el motor proporciona. Funciona al proporcionar un pulso digital de trabajo y dirección. Trae un disipador de calor el cual permite que el módulo se mantenga a una temperatura adecuada y no se afecte el funcionamiento, es implementado en máquinas de grabado, CNC, máquinas SMT, y otros equipos, donde podemos tener un pulso controlado y salidas digitales. Más adelante la posibilidad de lectura Analógica, para afectar tantos tiempos de actividad, inactividad y velocidad (Toshiba, S. 2011).

#### Especificaciones y características

- Voltaje de Operación: 10 – 35 VCD
- Control de ajuste de Corriente
- Corriente Max: 3 A
- Ajuste de paso: 1, 1/2, 1/8 y 1/16
- Compatible con shield match3 y Arduino (GRBL)

**Figura 34: Driver TB6560.**



*Nota: Se observa el Driver TB6560 en físico, Tomado de Toshiba, S. 2011.*

#### Configuración de corriente en el driver TB6560

**Tabla 10:**

*Especificaciones de la configuración del driver.*

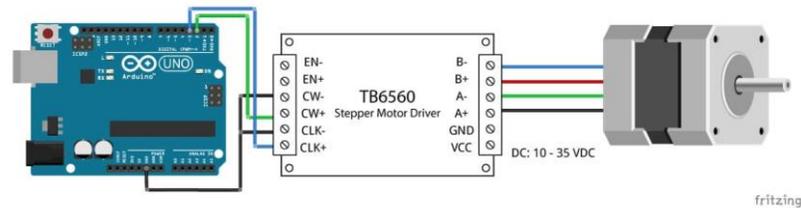
	Corriente de trabajo													
(A)	0.3	0.5	0.8	1.0	1.1	1.2	1.4	1.5	1.6	1.9	2.0	2.2	2.6	3.0
SW1	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	ON	OFF	ON						
SW2	OFF	OFF	ON	ON	ON	OFF	ON	OFF	OFF	OFF	OFF	ON	ON	ON
SW3	ON	ON	OFF	OFF	ON	OFF	ON	ON	OFF	ON	ON	ON	OFF	ON
S1	ON	OFF	ON	OFF	ON	ON	OFF	ON	OFF	OFF	OFF	ON	OFF	OFF

Corriente Max	
	S2
20%	ON
50%	OFF

Control de Pasos		
STEP	S3	S4
Completo	OFF	OFF
Medio	ON	OFF
1/8	ON	ON
1/16	OFF	ON

En la figura 35 se puede observar las conexiones necesarias para el funcionamiento de la tarjeta controladora hacia el drive y la posición de las bobinas del motor paso a paso bipolar.

**Figura 35: Conexión de la placa, driver y motor.**

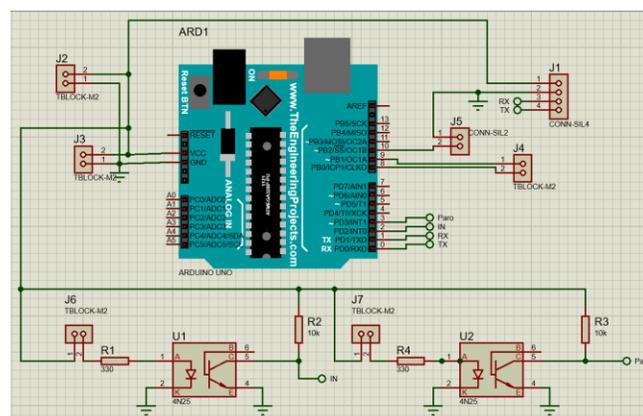


*Nota: Figura tomada de Bakker, 2019.*

### 3.3.6. Diagrama de conexión eléctrica

La conexión del movilizador consta de dos partes, las cuales son la parte electrónica y la parte eléctrica. En la figura 39 se puede observar la parte eléctrica que consta de un termofusible que conecta de la electricidad alterna de 110 volts a la fuente de energía, el cual es una protección al movilizador de descargas eléctricas que pueda dañar el movilizador, posteriormente de la fuente energizamos a 5v la tarjeta controladora y al motor paso a paso, el cual está siendo controlado por el TB6560.

**Figura 36: Circuito Electrónico**



*Nota: Se observa el circuito del movilizador realizado en el software Proteus.*

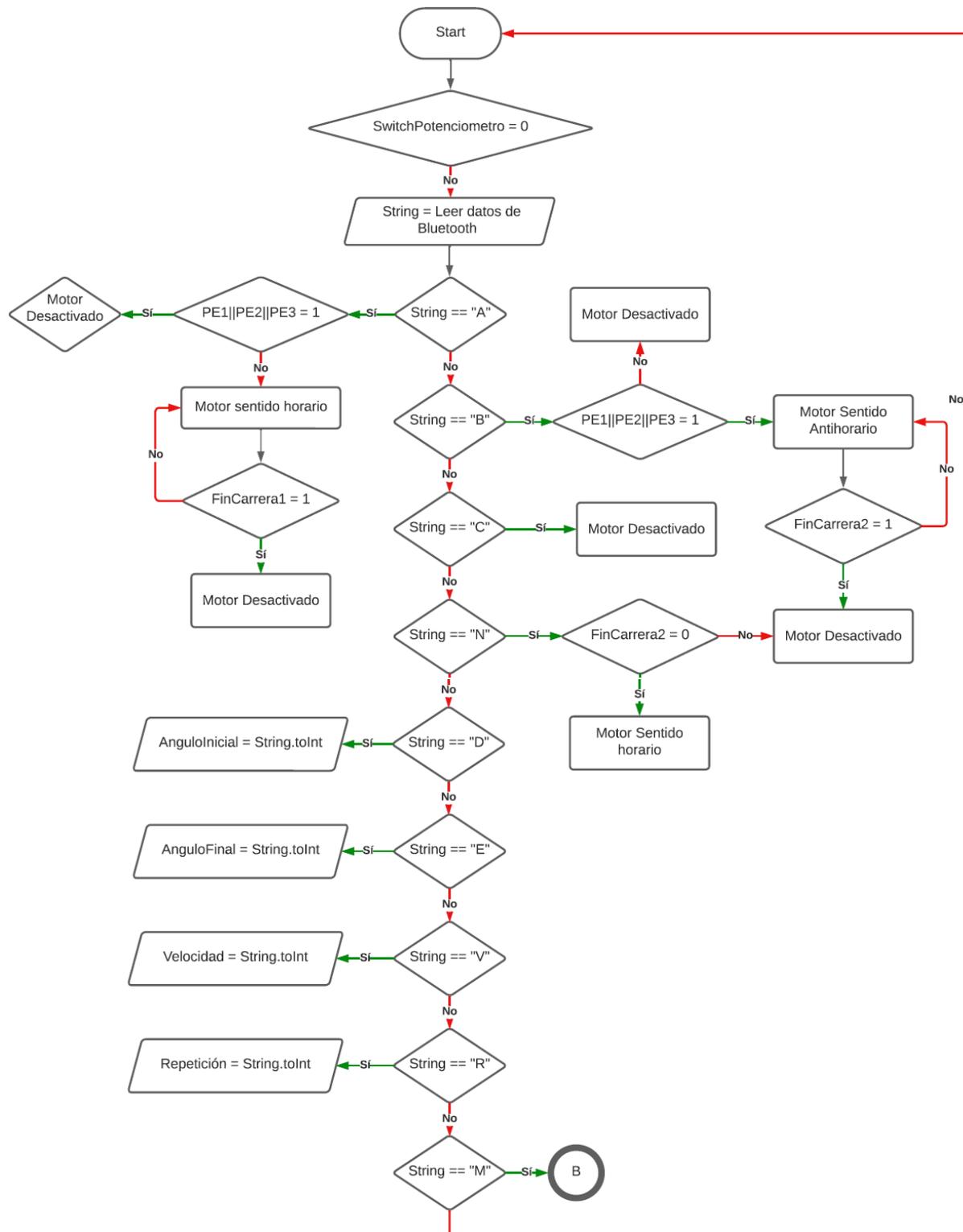
### 3.4. Diagrama de flujo de programación del prototipo.

En el *diagrama 1* se observa el flujo de la programación de Arduino.

Se empieza con:

- La declaración e inicialización de las variables globales.
- Se configura tanto las entradas como las salidas del dispositivo.
- Se inicializa la comunicación serial tanto de la consola de Arduino y el puerto serial para la comunicación del módulo Bluetooth con el dispositivo.
- Se realiza la lectura de los sensores para comprobar su correcto funcionamiento.
- Se definen las funciones:
- *void setup ()*: Define si las variables declaradas son entradas o salidas.
- *void loop ()*: se encarga de llamar a todas las funciones según se necesite, esto se realiza de forma lineal.
- *void potenciometro ()*: habilita el funcionamiento manual mediante la manipulación de un potenciómetro.
- *void FinCarrera2 ()*: regresa a la posición inicial para indicar al encoder que se encuentra a cero grados.
- *void ModoAuto ()*: recopila la lectura de datos enviados por Bluetooth, los cuales son el ángulo inicial, ángulo final, velocidad y las repeticiones. Estos datos los procesa y controla la rutina de rehabilitación mediante los datos obtenidos del encoder y finales de carrera.
- *void encoder ()*: cuenta los pulsos que genera el encoder y los transforma en grados para controlar los ángulos.

**Diagrama 1: Diagrama de flujo del movilizador**

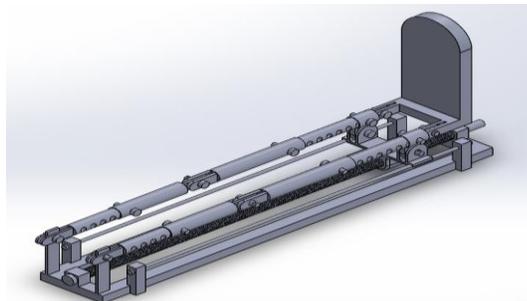


*Nota: Diagrama de flujo de la programación de Arduino.*

### 3.5. Ensamble de las piezas diseñadas

En la figura 40 se puede observar el diseño 3D final del movilizador.

**Figura 37: Diseño final del movilizador.**

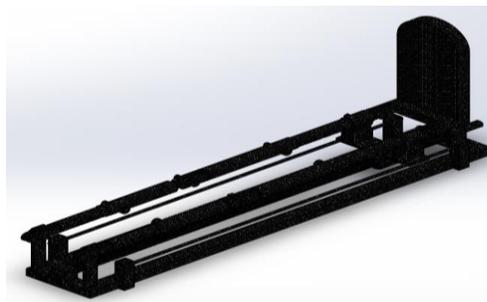


*Nota: realizado por Villena, 2023.*

#### 3.5.1. Análisis del movilizador

En la figura 41 se puede observar el movilizador con el material propuesto para realizar la simulación el cual es Fibra de carbono UHM. Sus propiedades físicas del material se muestran en la tabla 11.

**Figura 38: Aplicación del material Fibra de Carbono UHM**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Tabla 11:**

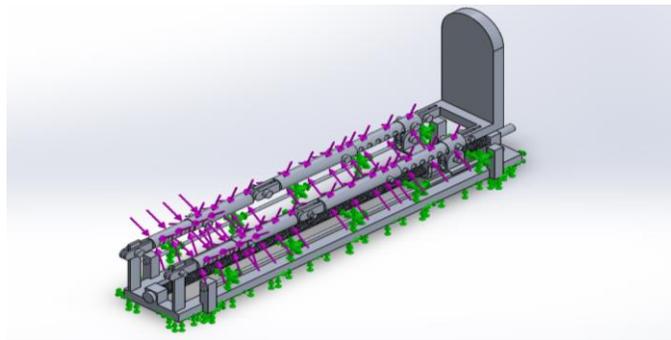
*Propiedades físicas del material.*

Propiedades	Valor	Unidades
Módulo elástico	5e+11(500GPa)	N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0.27	N/D
Módulo cortante		N/m <sup>2</sup>
Densidad de masa	1800	Kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	300	GPa
Límite de compresión	3000	N/mm <sup>2</sup>
Límite elástico	230000	N/mm <sup>2</sup>

Coefficiente de expansión térmica	$-0.74 \times 10^{-6}$	/K
Conductividad térmica	200	W/(m*k)
Calor específico	341	J/(kg*K)
Coefficiente de amortiguamiento de material		N/D

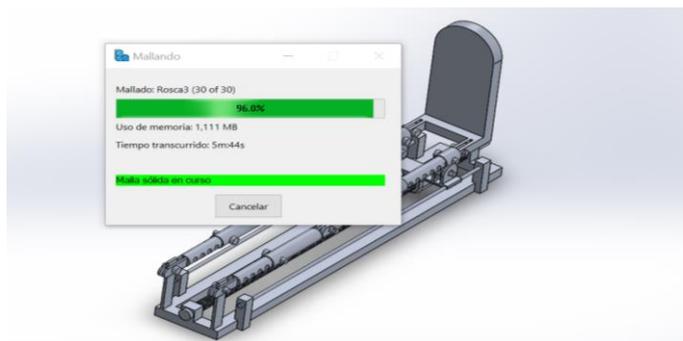
El análisis del movilizador se lleva a cabo en el Software SolidWorks en el apartado de Simulación, en el cual se agrega el tipo de material, se selecciona las sujeciones que va a tener, las fuerzas y la selección del tipo de maya que se ocupará en el análisis estático, entre más fina sea la maya el resultado será más cercano, el cual se observa en la figura 42 a la figura 47.

**Figura 39: Aplicación de las fuerzas para el análisis**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 40: Aplicación de la maya para su análisis.**



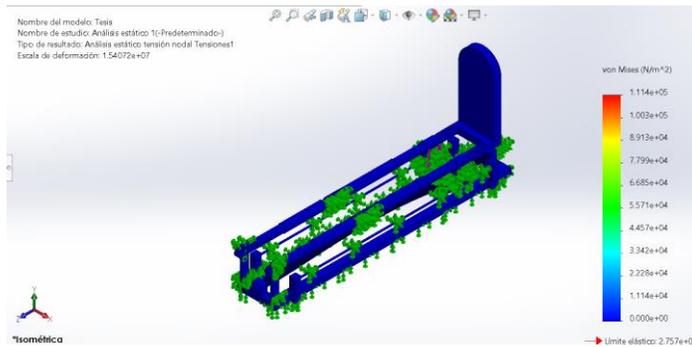
*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 41: Mayado del movilizador**



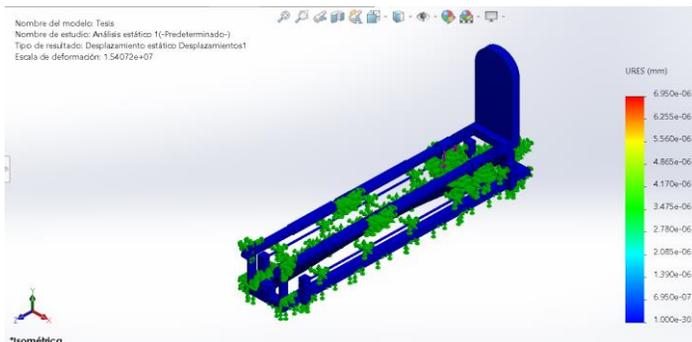
*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 42: Análisis del movilizador Tensiones1(-voMises-)**



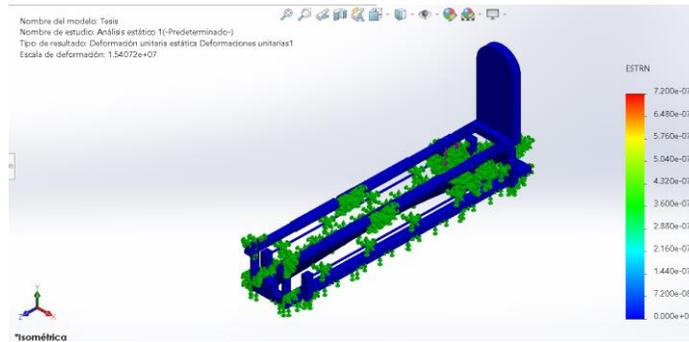
*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 43: Análisis del movilizador Desplazamientos1 (-Despl res)**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

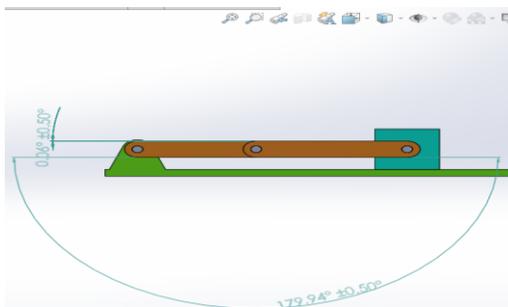
**Figura 44: Análisis del movilizador unitarias1 (-Equivalente-)**



*Nota: realizado por Villena, 2023.*

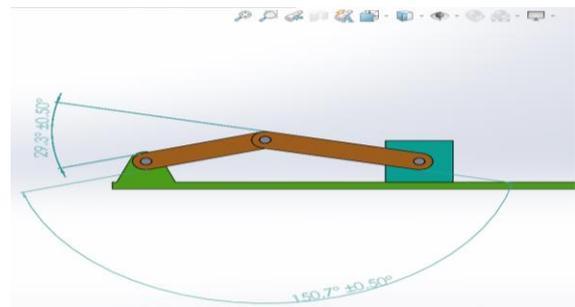
En las figuras 48 a la 58 se observan los ángulos que realiza el movilizador para poder comprender un ROM completo que va de 0° a 150°.

**Figura 45: Posición 0°**



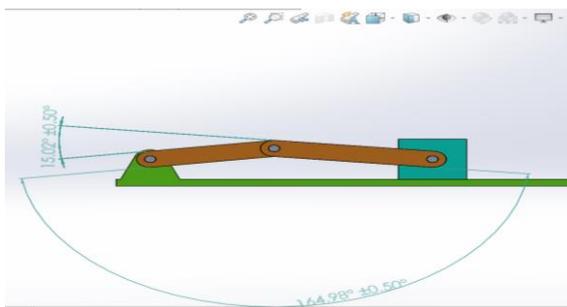
*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 47: Posición 30°**



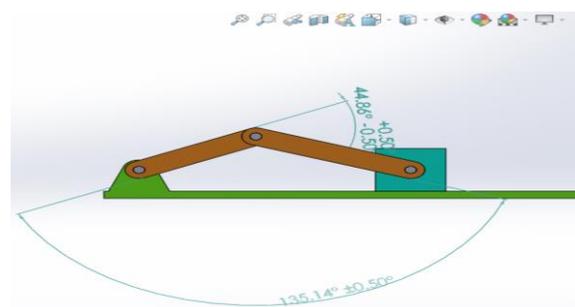
*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 46: Posición 15°**



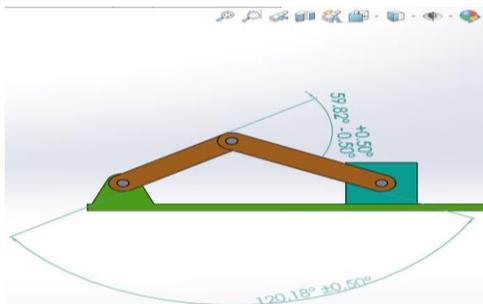
*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 48: Posición 45°**



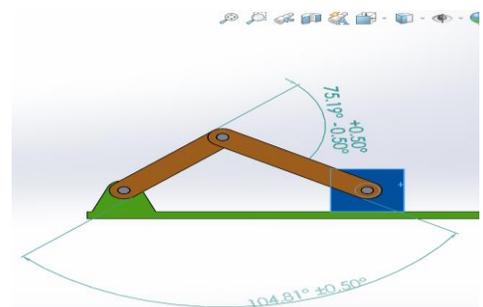
*Nota: realizado por Villena, 2023.*

**Figura 49: Posición 60°**



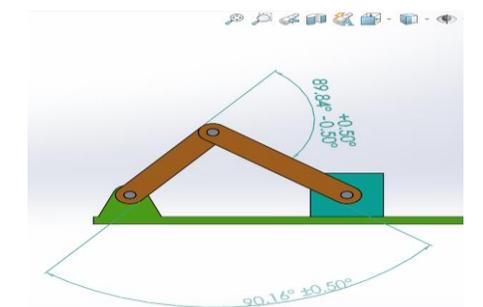
Nota: realizado por Villena, 2023.

**Figura 50: Posición 75°**



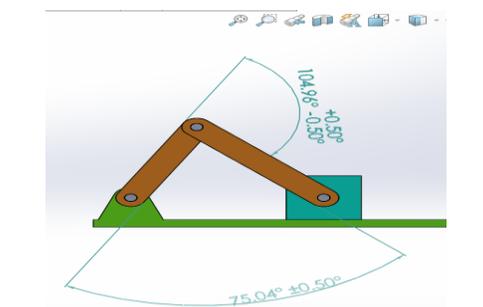
Nota: realizado por Villena, 2023.

**Figura 51: Posición 90°**



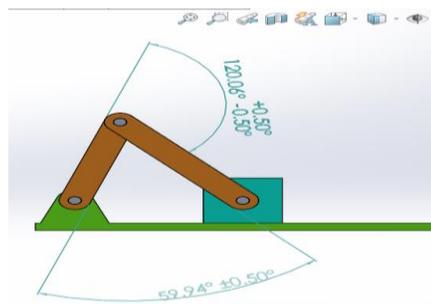
Nota: realizado por Villena, 2023.

**Figura 52: Posición 105°**



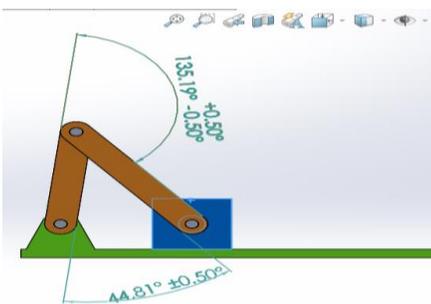
Nota: realizado por Villena, 2023.

**Figura 53: Posición 120°**



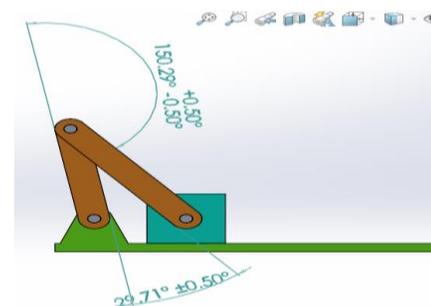
Nota: realizado por Villena, G; 2023.

**Figura 54: Posición 135°**



Nota: realizado por Villena, 2023.

**Figura 55: Posición 150°**

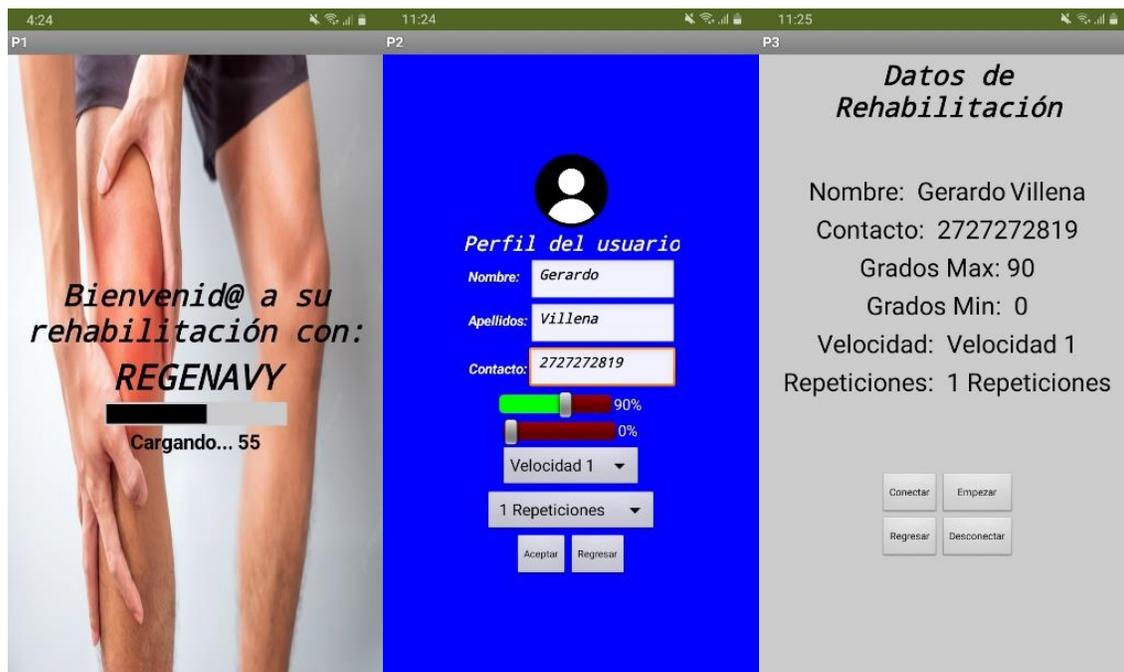


Nota: realizado por Villena, G; 2023.

### 3.6. Aplicación

El movilizador consta de una aplicación APK la cual es compatible con Android y dispositivos electrónicos del movilizador (motor a pasos, driver, Arduino y fuente de alimentación) el cuál se encarga de mover el movilizador de rodilla que se muestra en la figura 59:

**Figura 56: Aplicación WEB**



*Nota: En la figura se muestra las diferentes pantallas de la aplicación, realizado por Villena, 2023.*

Para su funcionamiento correcto de la aplicación con el movilizador se debe de seguir los siguientes pasos:

- Verificación de la corriente.
- Verificar que la placa Arduino se encuentre con alimentación, drivers TB6560 (controlador) motor a pasos y módulo Bluetooth HC-06.
- Verificación de la conexión de la aplicación Android y módulo Bluetooth HC-06.
- Apertura de la aplicación App Android, al momento de ingresar a la aplicación se debe de ingresar su nombre completo, Ángulos máximo como mínimo, la

velocidad, No. De repeticiones, presionar el botón de aceptar y se mostrara los datos ingresados en la pantalla de rehabilitación.

- En la pantalla de rehabilitación, se visualizan los datos ingresados en la cual se puede verificar los datos ingresados, en caso de que algún dato de la rehabilitación se allá ingresado mal con el botón de regresar podrá volver a ingresar los datos correctos antes de poner conectar, una vez que los datos estén correctos se da click en el botón de conectar para que la aplicación entre en conexión con el módulo HC-06, una vez hecho lo anterior se debe presionar el botón de aceptar para enviar los datos recabados y empezar la rehabilitación.

## Conclusiones.

- El diseño y la automatización del movilizador pasivo continuo para la rehabilitación de rodilla mediante simulación representa un avance significativo en el campo de la ingeniería biomédica y la fisioterapia. A través de este proyecto, se han identificado áreas de oportunidad para la contribución al desarrollo y mejora de las técnicas de rehabilitación.
- El diseño e implementación del movilizador pasivo continuo por simulación ha demostrado algunas ventajas al aumentar el ángulo de contracción del sistema a  $150^\circ$ , debido a que en el ámbito deportivo las personas requieren de una movilidad más extensa en sus extremidades. La simulación del sistema ha permitido ajustar y personalizar los niveles de resistencia y movimiento, adaptándose a las necesidades específicas para cada movimiento angular.
- La integración de la simulación virtual en el proceso de diseño abre nuevas perspectivas en el área de rehabilitación con la finalidad de adaptarse de manera personalizada a las necesidades específicas de cada paciente.
- Los resultados obtenidos a partir de la simulación del sistema ofrecen una alternativa innovadora a los métodos convencionales de rehabilitación de rodilla, con la finalidad de mejorar la comodidad y la tolerancia del paciente durante el proceso de rehabilitación.
- El presente proyecto sienta las bases para investigaciones futuras en el campo de la rehabilitación asistida por tecnología. La recopilación de datos y la experiencia obtenida pueden servir como punto de partida para mejoras continuas y para la exploración de nuevas aplicaciones y adaptaciones del movilizador pasivo continuo.

## Bibliografía

1. Asociación Empresarial Eólica. (2021). *Economía circular en el sector eólico palas de aerogeneradores*.
2. Avello, A. (2014). *Teoría de Máquinas*. Tecnun - Universidad de Navarra.
3. Avello, A. (2014). *Teoría De Máquinas*. Segunda edición. ISBN 978-84-8081-250-4. (Artículo).
4. Avila, O. (2012). *Android*. ContactoS83, 43–51.
5. Avila, R., Prado, L. R., & González, E. L. (Eds.). (2015). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile / R. Avila Chaurand*.
6. Bernal, J. J. (Ed.). (2011). *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología* (Vol. 25, Número 2). Rev. Col Or Tra.
7. Budynas, R. G., & Keith Nisbett, J. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley Octava Edición*. McGraw-Hill Interamericana.
8. Budynas, R. G., & Keith Nisbett., J. (2012). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. McGraw-Hill.
9. Budynas, R. Keith, J. (2014). *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*. Octava edición. ISBN 9780874216561.
10. De la Varga, V. (2019). Anatomía de la rodilla. *Traumatología Deportiva, Cirugía Artroscópica Y Regeneración Del Cartílago*.
11. de Bakker, B. (2019, agosto 22). TB6560 Stepper Motor Driver con Arduino Tutorial (2 Ejemplos). Makerguides.com; Makerguides. <https://www.makerguides.com/es/tb6560-stepper-motor-driver-arduino-tutorial/>
12. Estrada, M. L. (2013). *Análisis mediante FEM de la rodilla humana durante la fase de apoyo de la marcha*. Universidad Nacional Autónoma De México.
13. Edward Shigley, J., & Joseph Uicker, J., Jr. (2001). *Teoría de Máquinas y Mecanismos*. McGraw-Hill.
14. Electronic Components. (2022). *Motor paso a paso*. TEM. <https://www.tme.com/mx/es/news/library-articles/page/41861/Motor-paso-a-paso-tipos-y-ejemplos-del-uso-de-motores-paso-a>



28. Ruiz, B. P. (2017). *Prototipo De Rehabilitador Pasivo De Rodilla Para Asistencia Postquirúrgica*. Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas.
29. Rodríguez, H. (2019). *Tornillo de Potencia*. Inge mecánica, Tutoriales.
30. RobotShop. (2004). *Arduino Mega 2560 Datasheet*.  
<http://eprints.polsri.ac.id/4598/8/File%20VIII%20%28Lampiran%29.pdf>.
31. Segnini, José M. Vergara, Mary. Chagna, Anderson A. (2021, enero). *Diseño de un dispositivo para Autorehabilitación pasiva de rodilla*. AXIOMA, 76–92.
32. Toshiba, S. (2011). *Datasheet-TB6560 3Axis Stepper Motor Driver*.  
Alldatasheet.com. <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1180443/ETC/TB6560.html>
33. Tecnología, O. (2022). *Fuente Conmutada 12V 20A*.  
<https://www.orgontec.com/product-page/fuente-conmutada-12v-20a-240w>
34. Vergara, Mary. Segnini, José M. Provenzano, Sebastián. Chagna, Anderson A. (2017). *Diseño De Un Dispositivo Para Autorehabilitación Pasiva De Rodilla No Supervisada*. AXIOMA, 18, 43–60.
35. Villanueva, J. C. (2017). *Diseño de un dispositivo para rehabilitación de rodilla mediante la optimización de mecanismos*. Universidad Autónoma del Estado de México.
36. Vanegas, L. V. (2018). *Diseño de Elementos de Máquinas*. UTP.

## Productos del trabajo de investigación

- Participación en el 4° Congreso Internacional de Ingenierías 2023 llevado a cabo en Mazatlán, Sinaloa del 11 al 13 de mayo.

 **AIEA**  
Asociación Iberoamericana  
de Escritores en Administración

 **CUR**  
Centro Universitario  
del Pacífico Sur

 **GLOBAL**  
CONGRESOS Y CONVENCIONES

**Corporativo Global Congresos y Convenciones  
México - Latinoamérica**

Otorga el presente:

**RECONOCIMIENTO**

a:

**Gerardo Villena Martinez**

Por su participación con la investigación en modalidad CARTEL titulada:

**“MOVILIZADOR PASIVO CONTINUO PARA REHABILITACIÓN  
DE RODILLA POR SIMULACIÓN”**

En el marco de actividades del

**4° Congreso Internacional de Ingenierías 2023**  
*“Innovación para el Desarrollo de Ingenierías del futuro”*

  
Lic. Luis Chávez Aguilar  
Director General  
Corporativo Global

  
Mtra. Estela Xitlal Mosso Domínguez  
Directora del Centro Universitario  
del Pacífico Sur.

  
Dra. Lourdes Munch Galindo  
Presidenta AIEA

Mazatlán, Sinaloa del 11 al 13 de Mayo de 2023

- Participación en el Congreso Internacional de Investigación organizado por Academia Journals, realizado en San Cristóbal de las Casas, Chiapas los días 29 y 30 de junio.

## CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN DE ACADEMIA JOURNALS CHIAPAS 2023

*La Investigación como Experiencia Transformadora*

# CERTIFICADO

otorgado a

**Gerardo Villena Martínez**  
**Dr. Juan Nabor Balderas Gutiérrez**  
**Dr. Mario Ibañez Olvera**  
**Dr. Hugo Yáñez Badillo**  
**Dr. Armando Josué Piña Díaz**

por su artículo titulado

**Diseño y Automatización de un Movilizador Pasivo Continuo para Rehabilitación de Rodilla por Medio de Simulación**  
 (Artículo No. CPS030)

La ponencia correspondiente fue presentada en el Congreso Internacional de Investigación Academia Journals Chiapas desarrollado los días 29 y 30 de junio de 2023, co-organizado con Colegio de Ingenieros Industriales en Chiapas (COIIN) y el insigne Instituto de Estudios Superiores Manuel José de Rojas, de San Cristóbal de las Casas. El artículo está incluido en las siguientes publicaciones: (1) en el portal de Internet AcademiaJournals.com, con ISSN 1946-5351 online, Vol. 15, No. 06, 2023 e indexación en la base de datos *Fuente Académica Plus de EBSCOHOST*, Massachusetts, Estados Unidos y (2) en libros ebook digitales compilados por área temática, con números ISBN online\*. Se tiene acceso libre a todas las publicaciones del congreso en el portal de internet de Academia Journals.

Los organizadores del congreso reconocen la participación de los autores en el congreso, agradeciendo sus contribuciones.

**DR. SABINO VELÁZQUEZ TRUJILLO**  
 Presidente de la Comisión Organizadora  
 Presidente Colegio de Ingenieros Industriales de Chiapas

**DR. RAFAEL MORAS, P.E.**  
 Director General  
 Academia Journals

\* Investigación, Desarrollo y Excelencia en las Ciencias Administrativas - Chiapas 2023 979-8-89123-015-7

Investigación, Desarrollo y Excelencia en las Ciencias de la Salud - Chiapas 2023 979-8-89123-017-4

Investigación, Desarrollo y Excelencia en las Matemáticas y Ciencias - Chiapas 2023 979-8-89123-018-1

Investigación, Desarrollo y Excelencia en las Ciencias de la Educación - Chiapas 2023 979-8-89123-016-7

Investigación, Desarrollo y Excelencia en los Estudios Legales - Chiapas 2023 979-8-89123-019-8

Investigación, Desarrollo y Excelencia en las Humanidades, Ciencias Sociales - Chiapas 2023 979-8-89123-020-4

Investigación, Desarrollo y Excelencia en las Ingenierías - Chiapas 2023 979-8-89123-021-1

- Participación en la 8va semana Académica de Ingeniería Mecatrónica el día 30 de octubre.



TECNOLÓGICO DE ESTUDIOS SUPERIORES DE TIANGUISTENCO

OTORGA EL PRESENTE:

# RECONOCIMIENTO

A

**GERARDO VILLENA MARTÍNEZ**

POR HABER IMPARTIDO LA PONENCIA TITULADA "DISEÑO Y AUTOMATIZACIÓN DE UN MOVILIZADOR PASIVO CONTINUO PARA REHABILITACIÓN DE RODILLA POR MEDIO DE SIMULACIÓN" EN EL MARCO DE LA SEMANA ACADÉMICA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA.

  
MTRA. SILVIA TELIZABETH AVILA SILVA  
DIRECTORA ACADÉMICA

Tianguistenco, Estado de México, 30 de Octubre del 2023.



## Anexos

### Anexo 1:

#### a) Estatura mínima.

Dimensiones		6 años (n=369)					7 años (n=406)					8 años (n=402)				
				Percentiles					Percentiles					Percentiles		
		$\bar{x}$	D.E.	5	50	95	$\bar{x}$	D.E.	5	50	95	$\bar{x}$	D.E.	5	50	95
1	Peso (Kg)	22.4	4	17.2	21.5	31.8	25.1	5	16.9	24.1	33.4	28.4	6	18.5	27.3	38.3
2	Estatura	1167	54	1087	1167	1256	1218	54	1129	1215	1307	1269	62	1167	1270	1371
3	Altura ojo	1064	53	977	1061	1151	1114	52	1028	1113	1200	1166	59	1069	1169	1263
4	Altura oído	1044	53	957	1044	1131	1094	52	1008	1090	1180	1145	60	1046	1147	1244
5	Altura vertiente humeral	935	49	860	933	1016	982	49	901	976	1063	1031	54	947	1032	1130
6	Altura hombro	910	48	831	909	989	955	48	876	952	1034	1004	54	907	1005	1093
7	Altura codo	702	36	643	710	761	747	39	683	745	811	785	45	722	781	859
8	Altura codo flexionado	690	36	631	687	749	726	39	662	724	790	759	44	686	758	831
9	Altura muñeca	550	31	499	547	601	578	34	522	576	634	608	37	544	609	670
10	Altura nudillo	490	29	442	489	538	516	32	463	513	569	542	36	483	543	601
11	Altura dedo medio	420	28	374	420	466	443	29	395	442	491	467	33	413	468	521
12	Altura rodilla	320	22	284	320	356	334	23	296	333	372	354	24	314	353	394

#### b) Estatura máxima.

Dimensiones		18 años (n=106)					19-24 años (n=97)				
				Percentiles					Percentiles		
		$\bar{x}$	D.E.	5	50	95	$\bar{x}$	D.E.	5	50	95
1	Peso (Kg)	68.1	11.6	48.9	67.2	87.2	68.2	12.4	47.7	64.9	88.7
2	Estatura	1707	60	1608	1707	1816	1709	63	1605	1708	1813
3	Altura ojo	1591	57	1497	1588	1685	1595	62	1493	1588	1697
4	Altura oído	1567	57	1473	1564	1661	1571	62	1469	1567	1673
5	Altura vertiente humeral	1425	57	1331	1430	1519	1428	59	1331	1423	1525
6	Altura hombro	1392	56	1300	1393	1484	1395	59	1298	1392	1492
7	Altura codo	1071	47	993	1073	1145	1082	50	1000	1081	1164
8	Altura codo flexionado	1047	45	973	1046	1121	1052	48	973	1055	1131
9	Altura muñeca	822	46	746	819	897	835	50	752	832	918
10	Altura nudillo	735	42	665	736	804	744	43	673	744	815
11	Altura dedo medio	637	38	574	635	700	649	41	556	649	717
12	Altura rodilla	485	34	429	485	541	479	30	430	478	529

## Anexo 2: TB6560

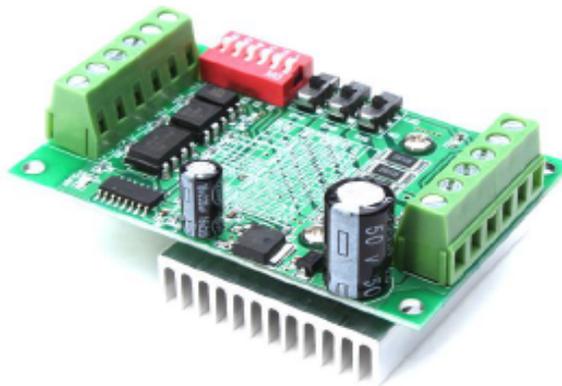


# Handson Technology

User Guide

## TB6560 3A Stepper Motor Driver Module

Using Toshiba TB6560AHQ new original chip with low voltage shut down, over-heating and over-current protection circuit to ensure optimal performance. Suitable for 2-phase Nema-17 and Nema-23 stepper motor, up to 3-Amp current rating. This module features low oscillation, high-performance forward and reverse driving of a two-phase bipolar stepping motor using only a clock input signal.

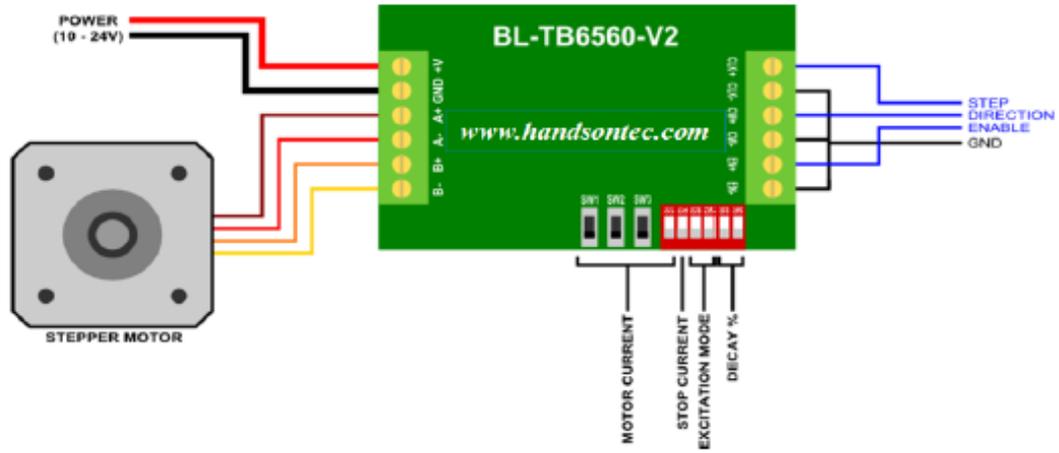


SKU: [DRV1008](#)

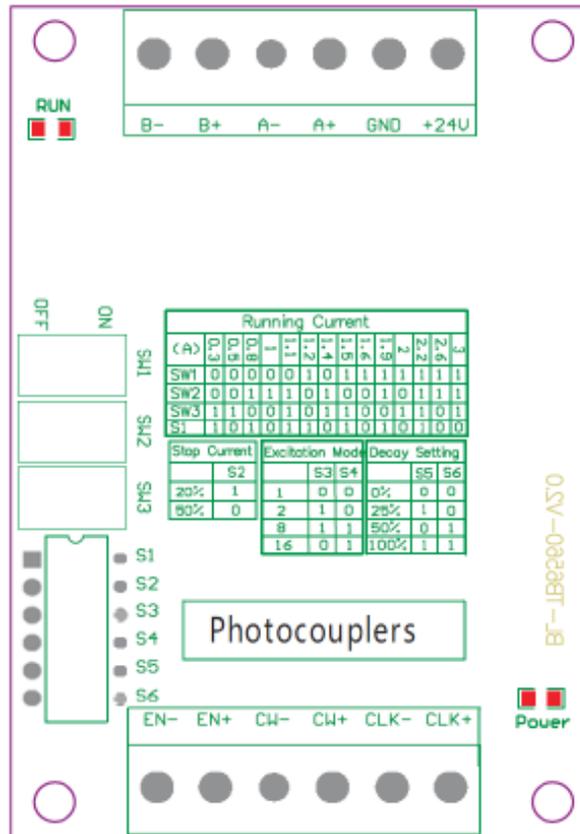
### Brief Data:

- Rated maximum output:  $\pm 3A$ , peak 3.5A.
- Working voltage: DC 10V-35V.
- Recommended to use a switching power supply: DC24V power supply.
- 6N137 high-speed opto-coupler ensure a high speed without miss step.
- Stepping: Full step,  $\frac{1}{2}$ -step,  $\frac{1}{8}$ -step,  $\frac{1}{16}$ -step, a maximum of 16 microsteps.
- Board Size: 75 x 50 x 35mm (L x W x H).

**Connecting Example Diagram:**



**Board and Connector Layout:**



Wiring Terminal Symbols	Description	Type
+24V, GND	Power Supply Input	Input
A+, A-	Motor phase A	Output
B+, B-	Motor phase B	Output
CLK+, CLK-	Pulse positive and negative	Input
CW+, CW-	Direction positive and negative	Input
EN+, EN-	Enable positive and negative	Input

### Note:

- 6 input terminals, can be connected as common anode or cathode.
- The normal input voltage level is 5V, if it is more than 5V, a series resistor is needed. This resistance is 1K $\Omega$  for 12V and 2.4K $\Omega$  for 24V.
- When pulse is applied to CLK, the stepper motor will rotate, and stop when there is none, and the motor driver will change its current to the half current mode as setting to hold the motor stand still.
- Motor rotate clockwise when CW is Low level and counter-clockwise when CW is High level.
- Motor is enable when EN is Low level and disable when EN is High level.

The EN, CW, and CLK inputs are opto-isolated. If you are connecting them directly to a microcontroller then we suggest grounding the EN-, CW-, and CLK- pins with your microcontroller ground.

EN (Enable input): If connected as per above diagram, grounding EN+ input will enable the motor drive outputs. Providing a logic high will disable outputs to the motor.

CW (Direction input): If connected as per above diagram, grounding CW+ input will cause the motor to rotate anti-clockwise (counter-clockwise). Providing a logic high will cause the motor to rotate clockwise. The direction of rotation also depends upon the motor coil polarity.

CLK (Step input): Continually pulsing the CLK+ input will cause the motor to step in one direction. Depending on the excitation mode setting (via switches SW3 & 4) the motor will step once per 1 to 16 pulses of the CLK+ pin.

### Connection to Arduino Controller Board:

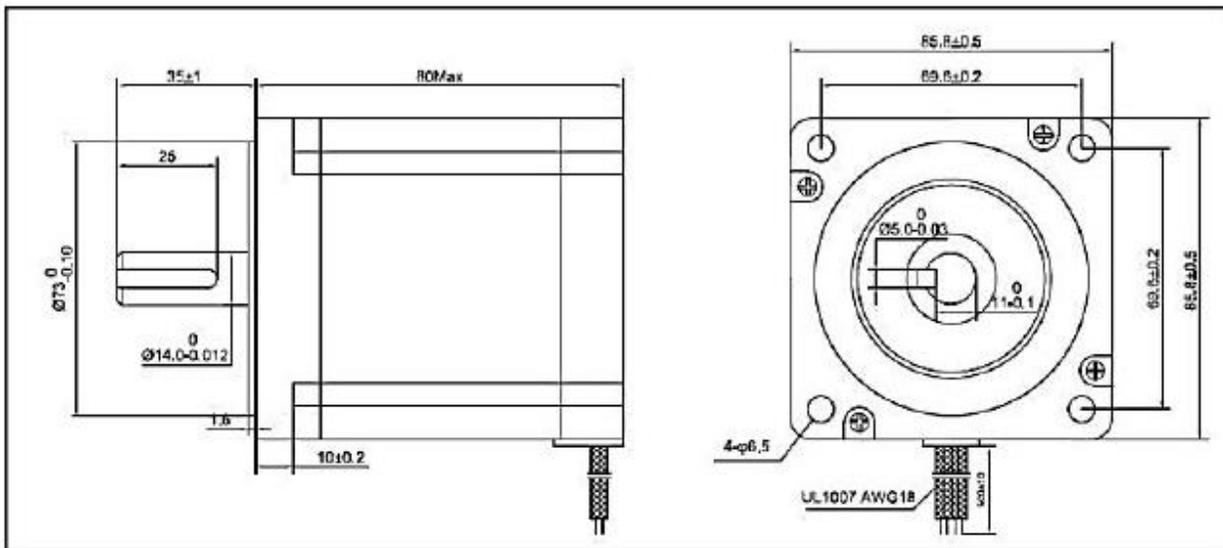
1. Pin 9 (Step pin) to CLK+.
2. Pin 8 (Dir pin) to CW+.
3. CLK- and CW- connect to Arduino ground.

Refer to the connection below.

Parts used in this exercise:

- [TB6560 3A Stepper Motor Driver Module.](#)
- [Nema 23 Stepper Motor 57BYGH76.](#)
- [Arduino Uno Board.](#)
- [Power Supply 12V/300W SMPS.](#)

### Anexo 4: Especificaciones del motor a pasos.



**Grafica Torque - Velocidad**

