

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**



**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**TRABAJO DE GRAGO PREVIO LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO  
EN MECATRÓNICA**

**“DISPOSITIVO PARA CINESITERAPIA PASIVA DE RODILLA CON  
MECANISMO DE ARTICULACIÓN POLICÉNTRICA”**

**AUTOR:**

**CRISTIAN ANDRES GRIJALVA CACHIPUENDO**

**DIRECTOR:**

**ING. BRIZEIDA GÁMEZ**

**IBARRA, 2020**



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

**IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA**

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

DATOS DEL AUTOR	
CÉDULA DE IDENTIDAD:	172759536-3
APELLIDOS Y NOMBRES:	GRIJALVA CACHIPUENDO CRISTIAN ANDRES
DIRECCIÓN:	CAYAMBE
EMAIL:	<a href="mailto:cagrijalvac@utn.edu.ec">cagrijalvac@utn.edu.ec</a>
TELÉFONO FIJO / MÓVIL:	022-127089 / 0967704402

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DISPOSITIVO PARA CINESITERAPIA PASIVA DE RODILLA CON MECANISMO DE ARTICULACIÓN POLICÉNTRICA.
AUTOR:	GRIJALVA CACHIPUENDO CRISTIAN ANDRES
FECHA:	21 de febrero del 2020
PROGRAMA:	PREGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERO EN MECATRÓNICA
DIRECTOR:	ING. BRIZEIDA GÁMEZ, PhD.

## CONSTANCIAS

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

Ibarra, a los 21 días del mes de febrero del 2020

El autor

Firma: .....  .....

Nombre: Cristian Andres Grijalva Cachipundo

Cédula: 172759536-3

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE****FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS****CERTIFICACIÓN DIRECTOR**

Certifico que el trabajo de grado titulado "DISPOSITIVO PARA CINESITERAPIA PASIVA DE RODILLA CON MECANISMO DE ARTICULACIÓN POLICÉNTRICA", ha sido desarrollado en su totalidad por el señor: Grijalva Cachipueno Cristian Andres, portador de la cédula de identidad número: 172759536-3; previo a la obtención del título de Ingeniería en Mecatrónica.

Ing. Brizeida Gámez, PhD.

DIRECTORA DE TESIS

## **AGRADECIMIENTO**

A la universidad “Técnica del Norte”, por ser mi alma máter, que durante todo el tiempo que formé parte de esta prestigiosa academia de formación profesional, ha sido un soporte invaluable, en todos los éxitos cosechados, tanto a nivel nacional como internacional.

A “Mecánica Tornos”, empresa que, con su inmensa experiencia y sobresaliente trabajo, construyó la estructura mecánica del presente trabajo de grado.

A los Ingenieros Brizeida Gámez, David Ojeda e Iván Iglesias, docentes quienes durante toda la investigación me han apoyado y motivado día a día con su vasto conocimiento y experiencia.

Cristian Grijalva.

## DEDICATORIA

A mis padres; Esther Cachipueno y Marcelo Grijalva, por su dedicación al momento de inculcar valores y principios, en todos los ámbitos de mi desarrollo personal. Asimismo, una dedicatoria especial a mi madre, por ser un ejemplo de lucha, quien, nunca dejó de creer en la capacidad e inteligencia de su hijo.

A mis padrinos y tíos; Gladys Granda y Juan Valladares, quienes en innumerables ocasiones han tenido que suplantar el trascendental papel de madre y padre a través de los años.

A mis compañeros; Andrés García, Eric Guerra, Gissela Chávez, Danny Farinango, Danny Ortiz y Alex Cuzco, que con su amistad invaluable han sido un pilar fundamental dentro y fuera del aula de clase.

A todos los profesores y amigos que son y serán parte de mi formación académica.

Cristian Grijalva.

## RESUMEN

Se presenta el diseño y construcción de un dispositivo de rehabilitación de rodilla que permite un movimiento pasivo continuo (CPM). Para obtener el modelo se plantean dos soluciones, en base a las especificaciones del sistema a diseñar, seguido de la selección de la propuesta que cumpla con los requerimientos. Posteriormente; se lleva a cabo el análisis de esfuerzos, desplazamientos y factor de seguridad con el software “SolidWorks 2018”, al mismo tiempo, se calcula de manera analítica, algunos elementos del modelo, verificando la condición segura del rehabilitador. La construcción del mecanismo se realiza en materiales de línea hospitalaria, específicamente, acero AISI 304 y AISI 1018, en su mayoría estructura tubular. El control de posicionamiento y velocidad del dispositivo se desarrolla mediante el drive TB6560, el motor paso a paso NEMA 23 y el microcontrolador Arduino Mega, elementos elegidos de acuerdo a los parámetros de diseño electrónico y de control. La HMI (Interfaz Hombre Máquina) del dispositivo es sencilla e intuitiva; la programación se realiza considerando el número de repeticiones desde uno (01) a treinta (30), el ángulo de flexo-extensión desde  $0^{\circ}$  a  $120^{\circ}$  (de acuerdo a la fisiología normal de la rodilla) y la velocidad del dispositivo comprendida en  $60^{\circ}/\text{min}$ ,  $70^{\circ}/\text{min}$ ,  $80^{\circ}/\text{min}$  y  $90^{\circ}/\text{min}$ . Cabe destacar que el precio final del rehabilitador, representa un setenta y cinco por ciento (75%) menor que un aparato comercial. Finalmente, el modelo ha sido construido con elementos ajustables, considerando las medidas antropométricas de la población ecuatoriana, y además, con el fin de mejorar la estabilidad, el dispositivo consta de una estructura con articulación policéntrica.

Palabras clave: policéntrico, rehabilitación pasiva, ajustable.

## ABSTRACT

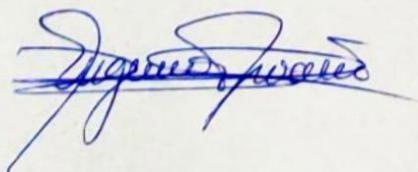
The design and construction of a knee rehabilitation device that allows continuous passive movement (CPM) is presented. To obtain the model, two solutions are proposed, based on the specifications of the system to be designed, followed by the selection of the proposal that meets the requirements. Later, the stress, displacement and safety factor analysis are carried out with the “SolidWorks 2018” software, at the same time, some elements of the model are calculated analytically, verifying the safe condition of the rehabilitator. The construction of the mechanism is carried out in hospital line materials, specifically, AISI 304 and AISI 1018 steel, mostly tubular structure. The positioning and speed control of the device is developed using the TB6560 drive, the NEMA 23 stepper motor and the Arduino Mega microcontroller, elements chosen according to the electronic design and control parameters. The HMI (Machine Man Interface) of the device is simple and intuitive. The programming is done considering the number of repetitions from one (01) to thirty (30), the flexion-extension angle from  $0^{\circ}$  to  $120^{\circ}$  (according to the normal physiology of the knee) and the speed of the device included in  $60^{\circ}/\text{min}$ ,  $70^{\circ}/\text{min}$ ,  $80^{\circ}/\text{min}$  and  $90^{\circ}/\text{min}$ . It should be noted that the final price of the rehabilitator represents seventy-five (75) percent less than a commercial device. Finally, the model has been built with adjustable elements, considering the anthropometric measurements of the Ecuadorian population, and also in order to improve stability, the device consists of a structure with polycentric articulation.

Keywords: polycentric, passive rehabilitation, adjustable.

**ABSTRACT**

The design and construction of a knee rehabilitation device that allows continuous passive movement (CPM) is presented. To obtain the model, two solutions are proposed, based on the specifications of the system to be designed, followed by the selection of the proposal that meets the requirements. Later, the stress, displacement and safety factor analysis are carried out with the "SolidWorks 2018" software, at the same time, some elements of the model are calculated analytically, verifying the safe condition of the rehabilitator. The construction of the mechanism is carried out in hospital line materials, specifically, AISI 304 and AISI 1018 steel, mostly tubular structure. The positioning and speed control of the device is developed using the TB6560 drive, the NEMA 23 stepper motor and the Arduino Mega microcontroller, elements chosen according to the electronic design and control parameters. The HMI (Machine Man Interface) of the device is simple and intuitive. The programming is done considering the number of repetitions from one (01) to thirty (30), the flexion-extension angle from  $0^{\circ}$  to  $120^{\circ}$  (according to the normal physiology of the knee) and the speed of the device included in  $60^{\circ}/\text{min}$ ,  $70^{\circ}/\text{min}$ ,  $80^{\circ}/\text{min}$  and  $90^{\circ}/\text{min}$ . It should be noted that the final price of the rehabilitator represents seventy-five (75) percent less than a commercial device. Finally, the model has been built with adjustable elements, considering the anthropometric measurements of the Ecuadorian population, and also in order to improve stability, the device consists of a structure with polycentric articulation.

Keywords: polycentric, passive rehabilitation, adjustable.



**CONTENIDO**

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	ii
CONSTANCIAS.....	iii
CERTIFICACIÓN DIRECTOR .....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
DEDICATORIA .....	vi
RESUMEN.....	vii
ABSTRACT.....	viii
CONTENIDO .....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiv
ÍNDICE DE TABLAS .....	xvii
CAPÍTULO I.....	1
EL PROBLEMA .....	1
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	1
1.2 OBJETIVO GENERAL.....	2
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
1.4 JUSTIFICACIÓN .....	3
1.5 ALCANCE.....	4
CAPÍTULO II .....	5
MARCO TEÓRICO.....	5

2.1 Aspectos anatómicos de la rodilla.....	5
2.2 Fisiología de la rodilla.....	7
2.2.1 Movimientos de la rodilla .....	9
2.3 Biomecánica de la rodilla.....	11
2.3.1 Biomecánica ósea.....	12
2.4 Lesiones de rodilla .....	13
2.5 Rehabilitación de la rodilla .....	14
2.5.1 Protocolos de rehabilitación pasiva de rodilla .....	15
2.6 Antecedentes .....	15
2.6.1 Prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica .....	15
2.6.2 Robot de rehabilitación de tobillo y rodilla.....	16
2.6.3 Equipos Comerciales de rehabilitación pasiva de rodilla .....	16
2.7 Principios Antropométricos .....	18
CAPÍTULO III.....	23
MARCO METODOLÓGICO.....	23
3.1 Modelo de investigación. ....	23
3.2 Diseño de investigación. ....	23
CAPÍTULO IV.....	27
RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	27
4.1 Especificaciones del sistema a diseñar.....	27

4.2 Articulación policéntrica .....	29
4.3 Planteamiento de alternativas de solución .....	33
4.3.1 Primera alternativa de solución .....	33
4.3.2 Segunda alternativa de solución .....	35
4.4 Selección de la alternativa más apropiada .....	37
4.5 Especificaciones del sistema diseñado .....	38
4.6 Selección del material .....	41
4.7 Especificaciones del sistema diseñado .....	43
4.7.1 Base .....	43
4.7.2 Brazo .....	43
4.7.3 Soporte Tibia .....	44
4.7.4 Tubo Fémur .....	44
4.7.5 Tubo Tibia .....	45
4.7.6 Articulación Policéntrica .....	45
4.8 Análisis dinámico .....	46
4.9 Sistemas de movimiento lineal .....	47
4.9.1 Selección del sistema de movimiento lineal .....	49
4.10 Tornillo de potencia .....	50
4.10.1 Cuerda ACME .....	50
4.10.2 Análisis estático del tornillo de potencia .....	51

4.10.3 Análisis del modelo 3D del tornillo de potencia .....	54
4.10.4 Análisis de fuerzas en el punto de contacto tornillo-tuerca .....	56
4.10.5 Autobloqueo del tornillo de potencia .....	57
4.11 Análisis de elementos del modelo 3D .....	58
4.11.1 Análisis del tubo del fémur, de la tibia y base .....	59
4.12 Chumacera.....	63
4.12.1 Selección chumacera .....	63
4.13 Acople de mandíbula.....	65
4.14 Diseño del sistema de control .....	65
4.14.1 Diagrama de bloques .....	66
4.14.2 Actuadores de giro. ....	67
4.14.3 Selección del actuador de giro. ....	68
4.14.4 Especificaciones del motor paso a paso. ....	69
4.14.5 Controlador TB6560 .....	70
4.14.6 Arduino Mega .....	71
4.14.7 Programación del microcontrolador .....	72
4.14.9 Control de posición y velocidad.....	74
4.14.7 Diagrama de conexión.....	77
4.15 Aspectos relacionados a la construcción y ensamblaje.....	78
4.15.1 Fabricación del sistema mecánico.....	78

4.15.2 Fabricación del sistema electrónico .....	79
4.15.3 Ensamblaje del rehabilitador .....	80
4.16 Pruebas de funcionamiento del dispositivo.....	81
CAPÍTULO V .....	83
MANUAL DE OPERACIÓN Y MANTENIMIENTO .....	83
5.1 Desarrollo de la guía de usuario.....	83
5.1.1 Información preliminar .....	83
5.1.2 Descripción general.....	83
5.1.3 Ajustes iniciales del dispositivo .....	83
5.1.4 Descripción de los elementos funcionales .....	84
5.1.5 Descripción del módulo de control .....	86
5.2 Precauciones.....	91
5.3 Riesgos .....	91
CONCLUSIONES .....	92
RECOMENDACIONES .....	93
GLOSARIO DE TÉRMINOS.....	94
REFERENCIAS.....	95

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1. Huesos de la articulación de la rodilla [6]; (a) vista anterior, (b) vista lateral. ....	5
Figura 2. 2. Músculos de la rodilla [10]; (a) cuádriceps, (b) isquiotibiales, (c) gemelos.....	6
Figura 2. 3. Tendones y ligamentos de la rodilla; vista lateral [10].....	6
Figura 2. 4. Planos anatómicos [12].....	7
Figura 2. 5. Ejes de la articulación de la rodilla [13]; (a) ejes: $XX'$ , $YY'$ , $ZZ'$ , (b) ejes: $YY'$ , $ZZ'$ . ....	8
Figura 2. 6. Ángulos de movimiento de la rodilla [13].....	9
Figura 2. 7. Hiperextensión de la rodilla [13]. ....	9
Figura 2. 8. Ángulos de flexión de la rodilla [13]; (a) $120^\circ$ , (b) $140^\circ$ , (c) $160^\circ$ . ....	10
Figura 2. 9. Rotación axial de rodilla [13]; (a) flexión a $90^\circ$ , (b) rotación interna a $30^\circ$ , (c) rotación externa a $40^\circ$ . ....	11
Figura 2. 10. Cargas aplicadas a la rodilla; (a) axial a tracción, (b) axial a compresión, (c) flexión, (d) torsión, (e) cortante. ....	12
Figura 2. 11. Bursitis [17]; (a) bolsas de la rodilla, (b) bursitis prerrotuliana. ....	13
Figura 2. 12. Prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla [20].....	16
Figura 2. 13. Artromot K4 [22].....	17
Figura 2. 14. Kinetec Spectra [3]. ....	17
Figura 2. 15. Farmatek L-1 [23].....	18
Figura 2. 16. Medidas antropométricas generales [12].....	19
Figura 4. 1. Mecanismo policéntrico de cuatro barras [27]. ....	30
Figura 4. 2. Configuración general del mecanismo [27]; (a) ángulo de $0^\circ$ , (b) ángulo mayor de $0^\circ$ , (c) representación geométrica del mecanismo. ....	31

Figura 4. 3. Alternativa de solución Nro. 1; (a) vista isométrica, (b) vista lateral izquierda. ..	33
Figura 4. 4. Vista en explosión del sistema diseñado. ....	33
Figura 4. 5. Alternativa 2; (a) vista isométrica, (b) vista lateral izquierda. ....	35
Figura 4. 6. Vista en explosión del sistema diseñado. ....	35
Figura 4. 7. Vista en explosión del sistema diseñado. ....	38
Figura 4. 8. Posición decúbito dorsal del paciente en el dispositivo; (a) miembro inferior en extensión, (b) miembro inferior semi flexionado, (c) miembro inferior en flexión. ....	40
Figura 4. 9. Base del rehabilitador; modelo 3D. ....	43
Figura 4. 10. Brazo del rehabilitador; modelo 3D. ....	44
Figura 4. 11. Soporte tibia del rehabilitador; modelo 3D. ....	44
Figura 4. 12. Tubo fémur del rehabilitador; modelo 3D. ....	45
Figura 4. 13. Tubo tibia del rehabilitador; modelo 3D. ....	45
Figura 4. 14. Mecanismo policéntrico de cuatro barras; (a) croquis, (b) modelo 3D. ....	46
Figura 4. 15. Croquis del mecanismo manivela-biela-manivela-corredera. ....	46
Figura 4. 16. Sistemas de movimiento lineal; (a) correa de transmisión, (b) piñón-corredera, (c) tornillo de potencia [30]. ....	48
Figura 4. 17. Cuerdas estándar; (a) cuerda cuadrada, (b) cuerda ACME [30]. ....	50
Figura 4. 18. Diagrama de cuerpo libre del tornillo de potencia. ....	51
Figura 4. 19. Diagrama de fuerzas internas; fuerza axial. ....	52
Figura 4. 20. Diagrama de fuerzas internas del tornillo de potencia. ....	53
Figura 4. 21. Análisis estático del tornillo de potencia; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad. ....	55
Figura 4. 22. DCL del tornillo de potencia al elevar la carga [30]. ....	56

Figura 4. 23. Análisis estático del tubo del fémur; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad. ....	60
Figura 4. 24. Análisis estático del tubo de la tibia; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad. ....	61
Figura 4. 25. Análisis estático de la base; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad. ....	62
Figura 4. 26. Dimensiones chumacera UCP 203. ....	64
Figura 4. 27. Dimensiones acople Lovejoy L070 [34].....	65
Figura 4. 28. Diagramas de bloques del sistema de control del rehabilitador.....	66
Figura 4. 29. Bobinas del motor paso a paso. ....	69
Figura 4. 30. Plano motor paso a paso Nema 23; (a) vista frontal, (b) vista lateral. ....	69
Figura 4. 31. Controlador TB6560.....	71
Figura 4. 32. Arduino Mega 2560.....	72
Figura 4. 33. Tamaño de la pantalla GLD.....	73
Figura 4. 34. Ángulo de flexo-extensión vs pasos del motor.....	76
Figura 4. 36. Tornillo de potencia mecanizado.....	78
Figura 4. 37. Base mecanizada.....	79
Figura 4. 38. Ensamble de la estructura del rehabilitador.....	79
Figura 4. 39. Caja de control.....	80
Figura 4. 40. Ensamble de la estructura del rehabilitador.....	80
Figura 5. 1. Pantalla del menú de calibración del sistema. ....	86
Figura 5. 2. Pantalla del menú de inicio del sistema.....	87
Figura 5. 3. Pantalla del menú de programación del sistema.....	87

Figura 5. 4. Pantalla del menú indicador del sistema.....	88
Figura 5. 5. Pantalla del menú de paro de emergencia del sistema.....	89
Figura 5. 6. Pantalla del menú de información del sistema. ....	90
Figura 5. 7. Pantalla del menú de posición del rehabilitador.....	90

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1. Medidas antropométricas de hombres mestizos [26]......	20
Tabla 2. 2. Medidas antropométricas de mujeres mestizas [26]. ....	21
Tabla 4.1. Dimensiones del mecanismo policéntrico de cuatro barras [27]. ....	32
Tabla 4. 2. Lista de piezas que conforman el sistema diseñado.....	34
Tabla 4. 3. Lista de piezas que conforman el sistema diseñado.....	36
Tabla 4. 4. Estudio comparativo entre diseños propuestos. ....	37
Tabla 4. 5. Lista de piezas que conforman el sistema diseñado.....	38
Tabla 4. 6. Longitud del fémur y la tibia.....	41
Tabla 4. 7. Estudio comparativo entre el aluminio y el acero.....	42
Tabla 4. 8. Sistemas de movimiento lineal. ....	48
Tabla 4. 9. Análisis de mecanismos de posicionamiento lineal. ....	49
Tabla 4. 10. Dimensiones principales de cuerda estándar ACME seleccionada [30]......	54
Tabla 4. 11. Resultados del análisis de esfuerzo, desplazamiento y factor de seguridad del tornillo de potencia. ....	56
Tabla 4. 12. Distribución del peso y la masa de la pierna [32]. ....	58
Tabla 4. 13. Resultados del análisis de esfuerzo, desplazamiento y factor de seguridad del tubo del fémur y la tibia. ....	63
Tabla 4. 14. Especificaciones técnicas de la chumacera UCP 203. ....	63

Tabla 4. 15. Especificaciones técnicas del acople Lovejoy L070 [34]. .....	65
Tabla 4. 16. Rango de funcionamiento de las variables de control.....	66
Tabla 4. 17. Ventajas y desventajas de los actuadores de giro eléctricos. ....	67
Tabla 4. 18. Análisis de actuadores de giro. ....	68
Tabla 4. 19. Especificaciones técnicas del motor paso a paso NEMA 23. ....	70
Tabla 4. 20. Especificaciones del controlador TB6560 [35].....	71
Tabla 4. 21. Especificaciones del microcontrolador Arduino Mega [37]. ....	72
Tabla 4. 22. Distribución de los menús y los botones de pantalla. ....	74
Tabla 4. 23. Ángulos del dispositivo en relación a pasos del motor .....	75
Tabla 4. 24. Coeficientes de la curva de regresión exponencial. ....	77
Tabla 4. 25. Retardo de cada velocidad del rehabilitador .....	77
Tabla 4. 26. Pruebas realizadas del dispositivo.....	81
Tabla 4. 27. Resultados de las pruebas realizadas del dispositivo. ....	82
Tabla 5. 1. Medidas de ajuste del tubo soporte tibia extensión.....	85

## **CAPÍTULO I**

### **EL PROBLEMA**

#### **1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

A nivel mundial se reporta que el 55% de las personas sufren o ha padecido lesiones en la articulación de rodilla que requiere llevar a cabo un procedimiento de rehabilitación [1]. Las causas más comunes que se atribuyen a esta patología son: traumatismos a nivel de miembro inferior, intervenciones quirúrgicas, enfermedades degenerativas, postoperatorios de colocación de prótesis de rodilla o procesos en los cuales la articulación quede atrofiada, lo cual genera que el paciente pierda la movilidad normal y los ángulos de flexión y extensión propios de la pierna.

En el campo de la terapia física se puede realizar rehabilitación activa y pasiva. La rehabilitación activa comprende una serie de movimientos físicos, posturas o actividades planificadas con el propósito de mejorar o prevenir deficiencias y funciones, mejorar la condición física a través de la realización de ejercicios que permiten prevenir el deterioro de la capacidad aeróbica, mejorar la fuerza muscular, la potencia y la resistencia, la flexibilidad o la amplitud de movimiento, la coordinación, el equilibrio y la agilidad [2]. Por otra parte, en la rehabilitación pasiva el paciente tiene menor participación en el proceso debido a que el movimiento es realizado con la ayuda de un profesional de terapia física o a través de la asistencia de un dispositivo.

Esta última modalidad de rehabilitación, también conocida como cinesiterapia pasiva, se aplica a pacientes que por alguna razón han perdido total o parcialmente la movilidad de la articulación. Este procedimiento es un proceso complejo, delicado, largo de realizar y de gran importancia; ya que está orientado a la recuperación de la movilidad de la articulación. Los fisioterapeutas al realizar protocolos de rehabilitación pasiva de rodilla deben accionar al paciente a la ejecución de movimientos continuos y con una misma intensidad, lo cual lo convierte en una tarea compleja y

poco eficiente. En Ecuador el costo de una sesión, en un centro privado de rehabilitación, está alrededor de los \$10.00 (diez dólares americanos), y normalmente los pacientes requieren realizar una cantidad importante de terapias para su completa recuperación, lo que se traduce en una alta inversión económica.

En la actualidad los dispositivos de rehabilitación de rodilla no se producen en el país y adquirirlos fuera del Ecuador representa una inversión de \$6000 (seis mil dólares americanos) aproximadamente [3], adicionalmente, las dimensiones de los mismos no están ajustadas a la antropometría de los habitantes del país, lo cual impide que algunas personas puedan optar por su utilización.

De acuerdo a lo anterior, la línea de investigación de Biomecatrónica propone el desarrollo de un rehabilitador cuyo diseño se adapte a la antropometría de la población ecuatoriana y que permita al paciente recuperar los ángulos normales de movilidad de la rodilla.

## **1.2 OBJETIVO GENERAL**

Diseñar un dispositivo para cinesiterapia pasiva de rodilla con mecanismo de articulación policéntrica.

## **1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Evaluar los aspectos anatómicos-fisiológicos de la articulación de la rodilla en pacientes sanos, y los protocolos de terapia física en pacientes lesionados.

Diseñar la estructura mecánica del dispositivo de rehabilitación de rodilla.

Diseñar el control automático del mecanismo del rehabilitador.

Construir los elementos que conforman el dispositivo para su posterior ensamblaje.

Demostrar el funcionamiento del dispositivo de rehabilitación.

## 1.4 JUSTIFICACIÓN

El desarrollo de la presente investigación se fundamenta en los siguientes ámbitos:

En el aspecto económico, el uso de un rehabilitador pasivo de rodilla en el país, resultaría muy demandante para los centros de rehabilitación, debido al elevado costo que implica importar este dispositivo terapéutico. Actualmente, los centros de rehabilitación que ofrecen, dentro de sus servicios, salas con equipos para terapia pasiva de rodilla, resultan muy costosos e inasequible para los pacientes.

En el aspecto técnico, los rehabilitadores importados, en muchos casos no satisfacen completamente los requerimientos de pacientes ecuatorianos, debido a que las medidas antropométricas de sus habitantes son muy distintas al de la población mundial, por lo cual es necesario desarrollar dispositivos que se adapten a las necesidades particulares.

En el ámbito de la investigación y avances tecnológicos del Ecuador, el desarrollo de este dispositivo abrirá campo a futuras investigaciones relacionadas con la rehabilitación, que podrían beneficiar a pacientes que han sufrido un traumatismo, así como personas que padecen enfermedades degenerativas, hereditarias o parálisis cerebral dónde los músculos pueden llegar a atrofiarse de manera permanente.

En el aspecto social, con la realización de este tipo de dispositivos, específicamente, se plantean soluciones en el campo de la ingeniería de rehabilitación, aplicando principios científicos para desarrollar dispositivos tecnológicos útiles para un amplio número de personas, mejorando así la calidad de vida en la sociedad ecuatoriana, cumpliendo de esta manera con la responsabilidad social enmarcada en la misión de la Universidad Técnica del Norte.

## **1.5 ALCANCE**

La presente investigación abarca el diseño de un dispositivo para la rehabilitación de rodilla, a través del cual, el paciente puede realizar terapias pasivas de la articulación; posteriormente, se construirán cada uno de los componentes para llevar a cabo el ensamblaje y la automatización de los movimientos y otras funciones del equipo. Finalmente, el dispositivo se someterá a pruebas con pacientes sanos.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Aspectos anatómicos de la rodilla

La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior y la más grande del esqueleto humano. Constituye la articulación más importante para la marcha humana y la carrera, al poseer una gran estabilidad en extensión completa, soportando todo el peso del cuerpo en el despegue y en la recepción de saltos sobre un área relativamente pequeña; por ello, su mecánica articular resulta muy compleja [4].

Está conformada esencialmente por tres huesos, el fémur al extremo superior, la rótula en la parte anterior y la tibia al extremo inferior, como se muestra en la figura 2.1 [5].



*Figura 2. 1. Huesos de la articulación de la rodilla [6]; (a) vista anterior, (b) vista lateral.*

El fémur es el hueso más largo del esqueleto humano, posee una diáfisis cilíndrica que sirve de unión para los músculos.

La rótula, es un hueso situado dentro del tendón del músculo cuádriceps, encargado de aumentar la fuerza mecánica y la acción de palanca del tendón y protege a los cóndilos [7] [8].

La tibia, hueso que se articula con el fémur en la rodilla [8].

Los músculos principales que conforman la articulación son: el cuádriceps, los isquiotibiales y los gemelos, como se muestra en la figura 2.2.

Los músculos flexores de la rodilla son los gemelos y los isquiotibiales, los mismos que poseen tres cuerpos musculares: el bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso. El único

músculo extensor es el cuádriceps, el cual tiene cuatro cuerpos musculares: el vasto interno, el vasto externo, el vasto medial y el recto femoral [9].

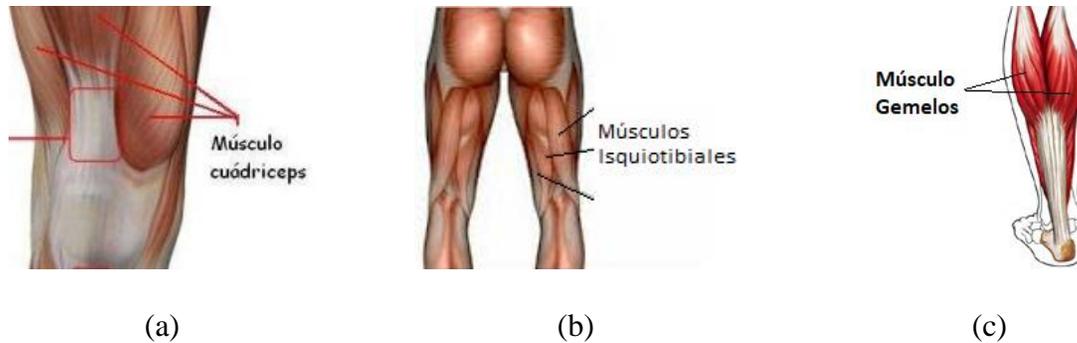


Figura 2. 2. Músculos de la rodilla [10]; (a) cuádriceps, (b) isquiotibiales, (c) gemelos.

Los tendones y ligamentos que actúan en los movimientos de la articulación son: los tendones del cuádriceps y rótula y los ligamentos cruzado posterior, cruzado anterior, colateral medio y colateral extremo, como se muestra en la figura 2.3.

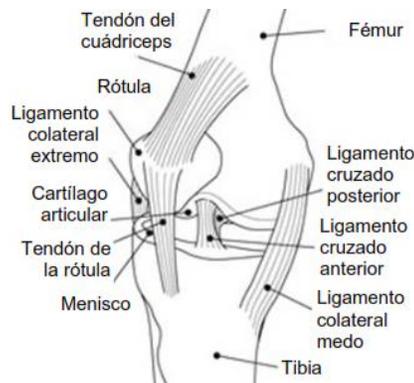


Figura 2. 3. Tendones y ligamentos de la rodilla; vista lateral [10].

Los ligamentos colaterales, ejercen función de contención y arrastre debido a su oblicuidad. El ligamento colateral externo se orienta hacia abajo y atrás, el interno hacia abajo y arriba.

Los ligamentos cruzados, quedan tensos tanto en flexión como en extensión. El ligamento cruzado anterior contribuye a la rotación terminal en la extensión; el ligamento cruzado posterior, tenso en la flexión, se opone al deslizamiento de la tibia hacia atrás.

El tendón de la rótula y el del cuádriceps son los encargados de la extensión de la rodilla.

Los cóndilos son la cabeza redondeada en la extremidad de un hueso que encaja en el hueco de otro para formar una articulación [8] [11].

Los meniscos rellenan los espacios entre los cóndilos y aumentan la superficie de deslizamiento de la tibia. Los cóndilos sirven de tope; alargan y comprimen a los meniscos en la extensión estabilizando la articulación. En la flexión, los meniscos se deslizan hacia atrás de diez (10) a quince (15) centímetros [11].

## 2.2 Fisiología de la rodilla

Los planos anatómicos actúan como una referencia espacial que facilita la ubicación de órganos y estructuras corporales. Dividen al cuerpo en dos mitades. Por ejemplo, el plano sagital; divide en derecha e izquierda, el plano frontal; divide en anterior y posterior, el plano transversal; divide en superior e inferior, como se observa en la figura 2.4.

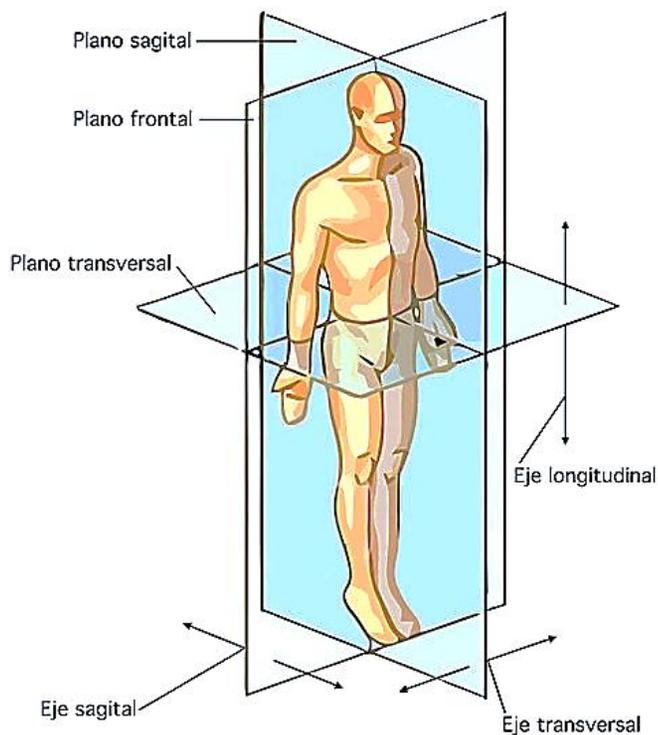


Figura 2. 4. Planos anatómicos [12].

La rodilla como articulación tiene principalmente de un solo grado de libertad llamado: “flexo-extensión” que le permite regular la distancia del cuerpo con respecto al suelo. Este grado de libertad está condicionado por el eje transversal horizontal  $XX'$ , alrededor del cual se efectúan los movimientos de flexo-extensión, en un plano sagital. Además, atraviesa horizontalmente los cóndilos femorales, como se muestra en la figura 2.5.

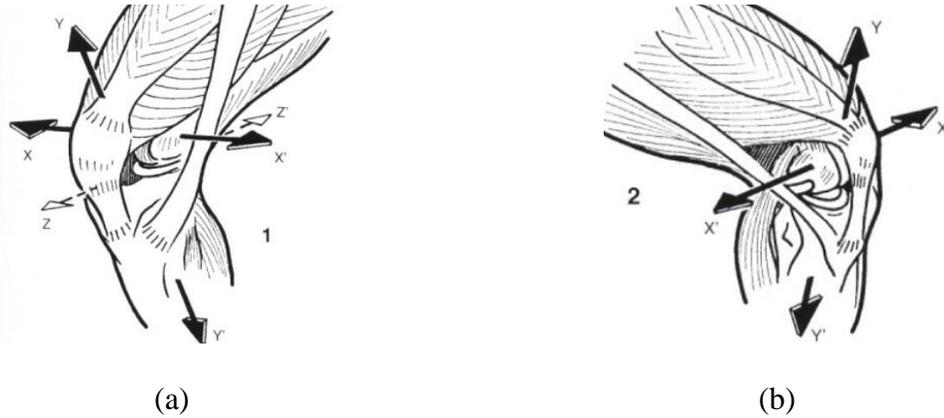


Figura 2. 5. Ejes de la articulación de la rodilla [13]; (a) ejes:  $XX'$ ,  $YY'$ ,  $ZZ'$ , (b) ejes:  $YY'$ ,  $ZZ'$ .

El eje de la diáfisis femoral no está situado exactamente en la prolongación del eje del esqueleto de la pierna, sino que forma con este un ángulo obtuso abierto hacia dentro de  $170^\circ$  a  $175^\circ$ , como se muestra en la figura 2.6.

Los tres centros articulares, cadera (H), rodilla (O) y tobillo (C), están alineados en una misma recta HOC que representa el eje mecánico del miembro inferior. Este eje se confunde con el eje del esqueleto; sin embargo, en el muslo, el eje mecánico HO forma un ángulo de  $6^\circ$  con el eje del fémur. Por otra parte, el hecho de que las caderas estén más separadas entre sí que los tobillos hace que el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y adentro, formando un ángulo de  $3^\circ$  con la vertical.

El eje  $XX'$  al ser horizontal forma un ángulo de  $81^\circ$  con el eje del fémur y de  $93^\circ$  con el eje de la pierna. Por lo tanto, en máxima flexión hace que el talón contacte con la nalga. El eje de la pierna se sitúa por detrás y hacia dentro.

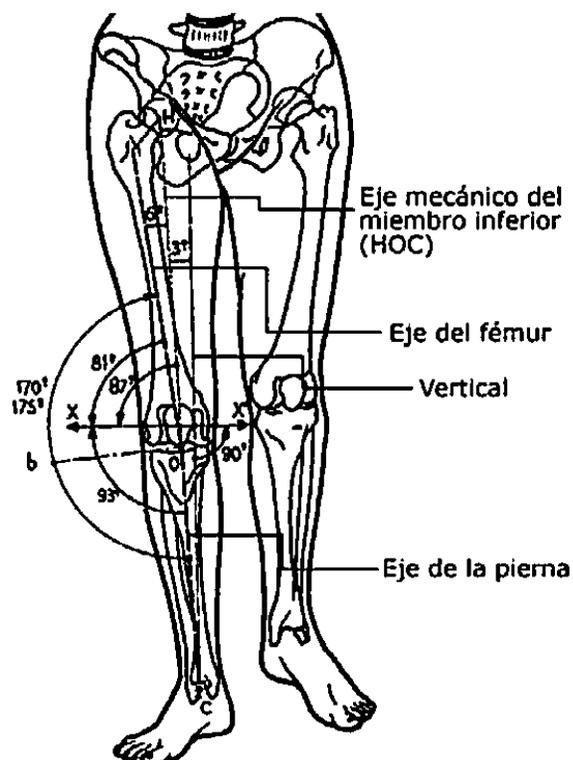


Figura 2. 6. Ángulos de movimiento de la rodilla [13].

### 2.2.1 Movimientos de la rodilla

El movimiento de flexo-extensión es el movimiento principal de la rodilla. La extensión, es el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. Es posible realizar un movimiento de extensión de  $5^{\circ}$  a  $10^{\circ}$  llamado “hiperextensión”, como se muestra en la figura 2.7.



Figura 2. 7. Hiperextensión de la rodilla [13].

La flexión, es el movimiento que aproxima la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo. La amplitud de la flexión de la rodilla es distinta según sea la posición de la cadera de acuerdo con las características propias del movimiento. La flexión activa logra  $140^\circ$ , si la cadera está previamente flexionada, como se observa en la figura 2.8 (a) y únicamente llega a  $120^\circ$ , si la cadera está en extensión, ver figura 2.8 (b), esta diferencia de amplitud se debe a la disminución de eficacia de los músculos isquiotibiales. La flexión pasiva alcanza una amplitud de  $160^\circ$  y permite que el talón contacte con la nalga, como se muestra en la figura 2.8 (c).

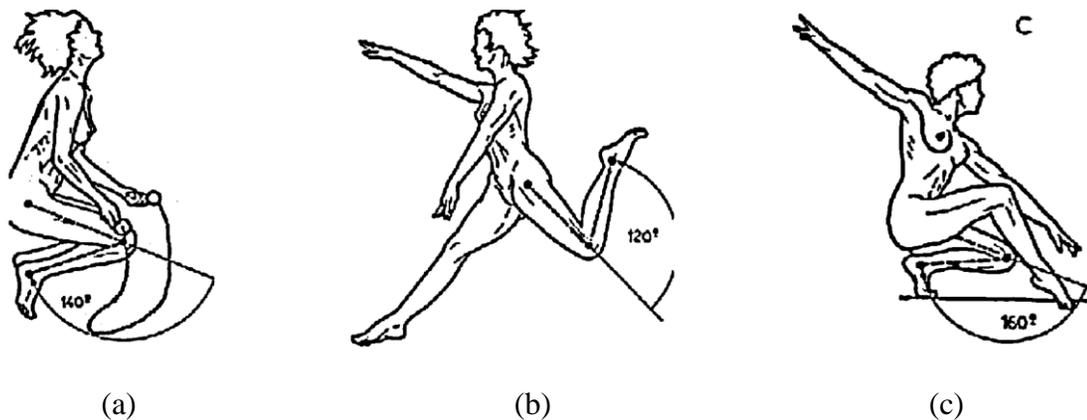


Figura 2. 8. Ángulos de flexión de la rodilla [13]; (a)  $120^\circ$ , (b)  $140^\circ$ , (c)  $160^\circ$ .

La articulación tiene además un segundo grado de libertad; la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada. Consiste en la rotación alrededor del eje longitudinal YY' de la pierna, como se muestra en la figura 2.5. El eje de la pierna se confunde entonces con el eje mecánico del miembro inferior y la rotación axial ya no se localiza en la rodilla, sino en la cadera que lo supe. Desde el punto de vista mecánico es un movimiento complejo y extraordinario, ya que debe conciliar dos exigentes y contradictorios factores.

Primero, la rodilla debe poseer una gran de estabilidad en su extensión máxima, realiza esfuerzos importantes debido a toda la presión que ejerce el peso del cuerpo y la longitud de los brazos de palanca; distancia perpendicular desde el eje de rotación hasta la línea a lo largo de la que actúa la fuerza [13] [14].

Segundo, la rodilla debe poseer una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, necesaria para la marcha humana y la orientación óptima del pie con relación a las irregularidades del terreno.

El eje ZZ', no presupone un tercer grado de libertad. Debido a la holgura de los ligamentos colaterales y cuando la rodilla está flexionada, permite movimientos de lateralidad de uno (01) a dos (02) centímetros en el tobillo, que aparecen normalmente tan pronto se flexiona mínimamente la rodilla. Consiste en la rotación axial de la rodilla, para medir este movimiento se debe flexionar la rodilla en ángulo recto, como se muestra en la figura 2.9 (a) [13].

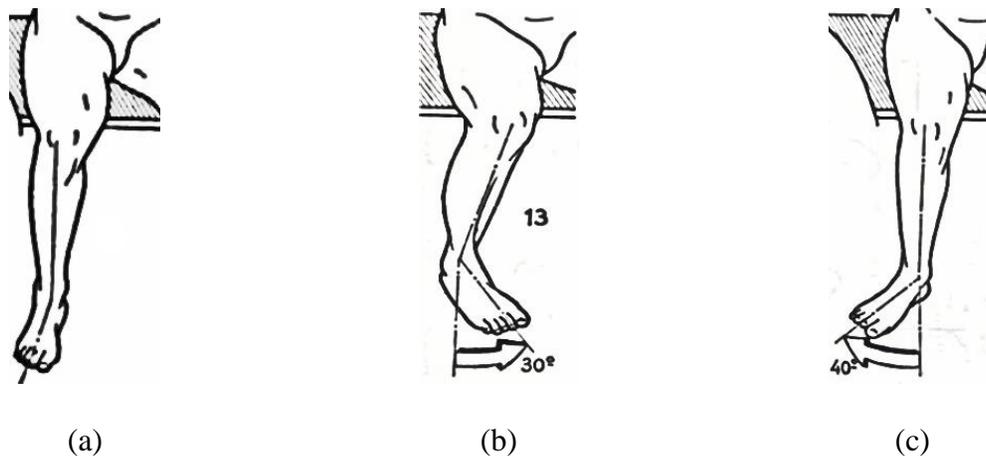


Figura 2. 9. Rotación axial de rodilla [13]; (a) flexión a  $90^\circ$ , (b) rotación interna a  $30^\circ$ , (c) rotación externa a  $40^\circ$ .

### 2.3 Biomecánica de la rodilla

La biomecánica se define como la mecánica aplicada a sistemas vivos, sistemas complejos desde el punto de vista de ingeniería. Surge de la necesidad de estudiar el cuerpo humano en todos sus niveles, su comportamiento a través de simulaciones, sus lesiones y rehabilitación que incluyen el diseño de dispositivos para corregir y asistir a pacientes [15].

La biomecánica de la rodilla ayuda a establecer adecuadamente los protocolos a cada uno de la amplia gama de problemas ortopédicos. La aplicación de este conocimiento se presenta

rápidamente en el examen clínico al mecanismo de la lesión durante la valoración diferencial de la patología articular. [16].

### 2.3.1 Biomecánica ósea

El hueso humano durante las actividades atléticas y cotidianas está sometido a una gran variedad de patrones de carga, los cuales varían en dirección, magnitud, frecuencia y sentido. Cuando una carga o momento externo es aplicado a un tejido, la respuesta inicial del tejido es resistir a la carga aplicada. El tejido comienza a deformarse cuando la carga aplicada supera la resistencia interna. De esta manera, los huesos se deforman por acción de las fuerzas derivadas de la carga del cuerpo, de la actividad muscular o cargas externas. En general, los huesos sobrellevan formas combinadas de deformación, cuyos tipos básicos son: la carga axial a tracción y a compresión, la flexión, la torsión, y el cortante, como se muestra en la figura 2.10.

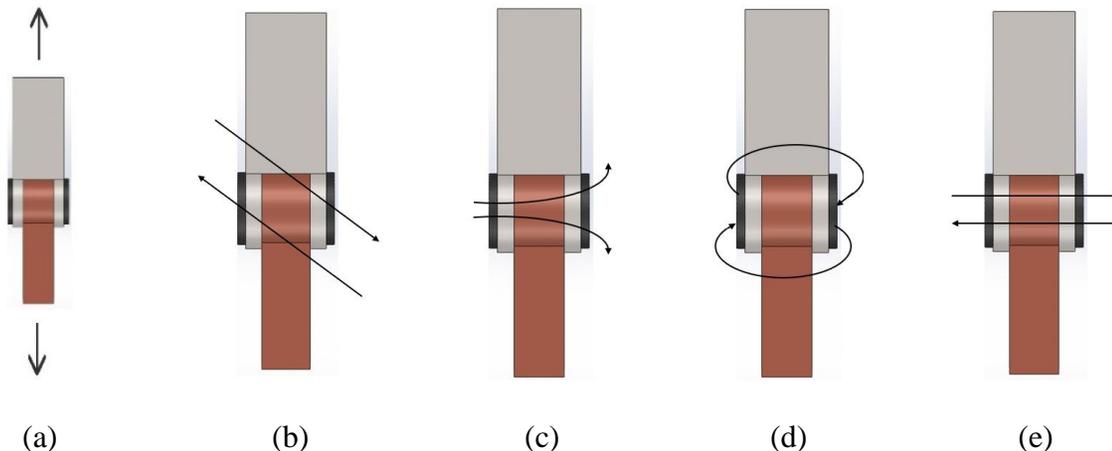


Figura 2. 10. Cargas aplicadas a la rodilla; (a) axial a tracción, (b) axial a compresión, (c) flexión, (d) torsión, (e) cortante.

Cuando un hueso es colocado en riesgo de fracturarse debido a una carga o traumatismo, entran en juego tres factores diferentes: la carga o el traumatismo, la actuación del hueso como palanca "columna" o "viga" por acción de la fuerza que lo va a deformar y la biomecánica ósea dinámica que analiza la cantidad de deformación conforme a la manera de actuar de la fuerza sobre el cuerpo, los brazos de palanca y los momentos dinámicos [15].

## 2.4 Lesiones de rodilla

La rodilla es una articulación que se lesiona con facilidad, debido a su complejo sistema mecánico. En flexión; posición de inestabilidad, está expuesta al máximo de lesiones de ligamentos y meniscales. En extensión, es más vulnerable a las fracturas articulares y a las rupturas ligamentosas [13]. El poco acoplamiento entre miembro inferior y las superficies, expone a la articulación a esguinces y luxaciones.

La luxación tibio-femoral, se debe a un impacto directo sobre la articulación.

La luxación de rótula, es producida al realizar un movimiento rápido y zigzagueante; la rótula se mueve lateralmente y vuelve a su posición normal de forma espontánea.

La lesión de la articulación femoro-rotuliana, es producido por fallos mecánicos o el crecimiento en adolescentes, así se tiene la osteocondritis disecante; desprendimiento de pequeñas partículas de hueso de la rodilla que flotan en la cápsula articular, y la bursitis; saquitos llenos de líquidos que se irritan o inflaman debido a un traumatismo o una infección [17], como se muestra en la figura 2.11.



Figura 2. 11. Bursitis [17]; (a) bolsas de la rodilla, (b) bursitis prerrotuliana.

La miositis osificante se genera como consecuencia de un traumatismo sobre el cuádriceps, se debe tener cuidado con el tratamiento, podría haber aumento de pérdida de sangre y la posterior calcificación del muslo [18] [17].

En las lesiones de menisco, es frecuente que este se rompa, al efectuar movimientos rápidos o excesivamente bruscos, cuando el pie está apoyado al suelo y no gira al mismo tiempo que el resto del cuerpo; produciendo tensiones excesivas. Esta lesión no permite la extensión total de la pierna, bloqueando el juego de la rodilla.

Lesiones de los ligamentos, son producidos por numerosos tipos de maniobras, desde movimientos rápidos y violentos hasta un golpeo directo en la articulación. Los principales ligamentos que más se lesionan son: el ligamento colateral tibial, el ligamento colateral peroneo y los ligamentos cruzados anterior y posterior, pueden sufrir esguinces de primer, segundo o tercer grado. Cuanto más grave es la lesión, menor es la estabilidad de la rodilla [17].

## **2.5 Rehabilitación de la rodilla**

La rehabilitación de las patologías de rodilla debe realizarse en base al conocimiento adecuado de la ciencia básica. Diversos protocolos clásicos de tratamiento, están siendo puestos en duda gracias a la nueva información disponible; la renovada investigación anatómica, bioquímica y tecnológica, que permiten mejorar los protocolos de rehabilitación [16].

En el campo de la terapia física la rehabilitación de rodilla se puede realizar de dos formas, rehabilitación activa y pasiva.

La rehabilitación activa comprende una serie de movimientos físicos, posturas o actividades planificadas con el propósito de mejorar o prevenir deficiencias y funciones, mejorar la condición física a través de la realización de ejercicios que permiten prevenir el deterioro de la capacidad aeróbica, mejorar la fuerza muscular, la potencia y la resistencia, la flexibilidad o la amplitud de movimiento, la coordinación, el equilibrio y la agilidad.

La rehabilitación pasiva comprende procedimientos en los cuales el paciente tiene menor participación en el proceso debido a que el movimiento es realizado con la ayuda de un profesional

de terapia física o a través de la asistencia de un dispositivo, se aplica a pacientes que por una intervención quirúrgica o después de un largo período de inmovilización de la articulación han perdido total o parcialmente la movilidad de la articulación. Se considera un proceso complejo, delicado, largo de realizar y de gran importancia; ya que está orientado a la recuperación de la movilidad de la articulación. [19].

### **2.5.1 Protocolos de rehabilitación pasiva de rodilla**

Los protocolos de rehabilitación pasiva de rodilla, consisten en a la ejecución de movimientos continuos, con una misma intensidad y velocidad, realizado por un profesional de terapia física, lo cual lo convierte en una tarea compleja y poco eficiente.

En los protocolos de equipos comerciales, se toma en cuenta, la velocidad de trabajo, el ángulo de flexo-extensión y las repeticiones, que dependerán netamente del estado de recuperación de cada paciente y su progreso.

Otros factores a tomar en cuenta dentro de los protocolos de rehabilitación son: el tiempo de permanencia en el hospital, la duración del tratamiento postquirúrgico, el dolor, el tiempo de cicatrización de heridas, el estado de salud del paciente y la naturaleza de la fisioterapia.

## **2.6 Antecedentes**

### **2.6.1 Prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica**

El prototipo de rehabilitador desarrollado en la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte en el año 2017, realiza movimientos de extensión y flexión seleccionados desde una aplicación, además; configura la velocidad, el ángulo entre  $0^\circ$  y  $120^\circ$  y el número de repeticiones. Toma en consideración medidas antropométricas de la población ecuatoriana y posee un historial médico de cada paciente.

Este prototipo es un gran paso en la fabricación de dispositivos médicos en el país; sin embargo, el departamento de Terapia Física de la UTN concluyó que particularmente este rehabilitador no se puede llevar a pruebas hospitalarias ya que los pacientes postquirúrgicos son de estado grave por el umbral de dolor, y si el equipo falla sea por ensamblaje como lo que sucedió en las pruebas, el paciente puede tener complicaciones [20].



*Figura 2. 12. Prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla [20].*

### **2.6.2 Robot de rehabilitación de tobillo y rodilla**

De acuerdo en [21], se ha desarrollado un robot de rehabilitación de rodilla y tobillo, que, al mejorar la precisión de algoritmos, permite personalizar los tratamientos, adaptándose a las características físicas del paciente y su evolución. Consiste en un sistema híbrido de sensores de control y sensores biomédicos, que, además de controlar las fuerzas y las posiciones, obtienen datos como niveles de dolor, sudoración, presión muscular, entre otros.

### **2.6.3 Equipos Comerciales de rehabilitación pasiva de rodilla**

#### **2.6.3.1 Artromot K4**

Se trata de un rehabilitador pasivo de cadera y rodilla que permite una programación rápida, sencilla y portátil de los parámetros de funcionamiento del equipo. Los ajustes de programación incluyen ajustes de calentamiento, selección de velocidad, tiempo de sesión de rehabilitación del paciente, pausa, extensión y flexión de la rodilla. Incorpora un eje de cadera que facilita un ajuste preciso del dispositivo para el pivote de la rodilla y la cadera del paciente.

Especificaciones técnicas: rango de movimiento de  $-10^{\circ}$  a  $125^{\circ}$ ; para la cadera de  $0^{\circ}$  a  $100^{\circ}$ , peso del dispositivo de 12kg y dimensiones comprendidas en 115cm x 39.5cm x 55cm.

Características del paciente: estatura de 135cm a 193cm [22].



*Figura 2. 13. Artromot K4 [22].*

### **2.6.3.2 Kinetec Spectra**

Este rehabilitador, es utilizado tanto en pediatría como en adultos. Confortable por su superficie de rodamiento amplia, fácil de instalar y transportar, por su control remoto desmontable que facilita además el mantenimiento. El paciente puede parar e invertir el movimiento en cualquier momento y bloquear ajustes de los parámetros.

Especificaciones técnicas: rango de movimiento de  $-10^{\circ}$  a  $120^{\circ}$ , velocidad de  $45^{\circ}/\text{min}$  a  $155^{\circ}/\text{min}$ , peso de 12 kg, dimensiones comprendidas en 95cm x 33cm x 33cm.

Características del paciente: peso máximo de 130kg, estatura de 1.45m a 1.95m.

Características del paciente con soporte de pie pediátrico: pierna completa de 53cm a 109cm y tibia de 20cm a 56cm [3].



*Figura 2. 14. Kinetec Spectra [3].*

### 2.6.3.3 *Farmatek L-1*

Este dispositivo consiste en un rehabilitador de tobillo y rodilla. La velocidad de tracción, ángulo, extensión y tiempo se pueden configurar de acuerdo con las necesidades del paciente. Posee un control remoto que permite detener y reiniciar la terapia de forma segura y revertir la dirección de tracción. La función de memoria guarda los parámetros para la siguiente sesión

Especificaciones técnicas: rango de movimiento para la rodilla de  $-5^{\circ}$  a  $-120^{\circ}$ ; para el tobillo de  $-30^{\circ}$  a  $-60^{\circ}$ , peso de 21kg, dimensiones comprendidas en 92cm x 27cm x 42.5cm, velocidad de 0mm/s a -10.5mm/s, distancia de desplazamiento de la rodilla de 0cm a 41cm y distancia de desplazamiento del tobillo de 0cm a 17cm [23].



Figura 2. 15. *Farmatek L-1* [23].

## 2.7 Principios Antropométricos

Para establecer el diseño de sistemas de rehabilitación, es necesario considerar los aspectos antropométricos de la población que nos proporcionan las mediciones y dimensiones del cuerpo humano.

La antropometría se divide en estática y dinámica. Así la antropometría estática tiene como fin la medición de dimensiones del cuerpo en una posición fija y determinada. El conocimiento de estas dimensiones es básico para el diseño de puestos de trabajo, máquinas, medios de transporte y particularmente en este escrito para el diseño de equipos de rehabilitación.

Hay diferencias de medidas antropométricas entre poblaciones, dependen de factores como: el origen étnico, el peso, la edad, el género y la altura que, al llegar a la condición de adulto, no es estacionaria, las proporciones corporales de una persona son modificadas por el estilo de vida y los procesos de envejecimiento.

La representación gráfica de datos antropométricos viene dada por la campana de Gauss y los datos se expresan en percentiles; medida que indica que una vez ordenados los datos de menor a mayor, representa el valor por debajo del cual se encuentra un porcentaje dado de observaciones en un grupo de observaciones.

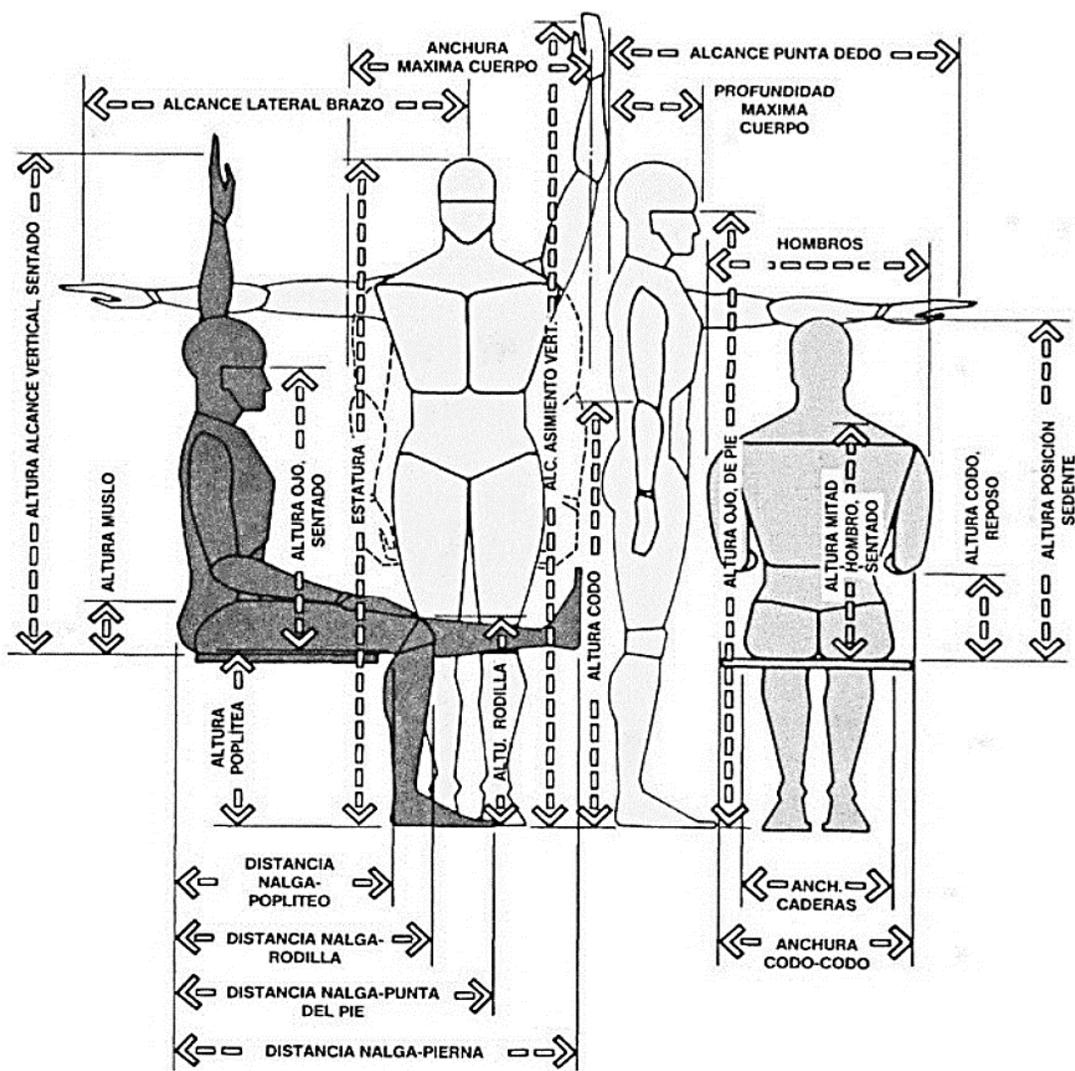


Figura 2. 16. Medidas antropométricas generales [12].

Las medidas antropométricas consideradas en la investigación son: altura normal, altura a la poplítea, longitud glúteo-poplítea, grosor del muslo y ancho de caderas posición sentado, como se muestra en la figura 2.16 [24].

Según los datos del VII Censo de Población y VI de Vivienda 2010, realizado por el Instituto Nacional de Estadística y Censos el 77,4% de la población ecuatoriana se consideran como mestizos [25]. Por este motivo, a continuación, se presentan las tablas se evidencian los respectivos percentiles 5, 50 y 95 para la población de mestizos en hombres y mujeres.

*Tabla 2. 1. Medidas antropométricas de hombres mestizos [26].*

No.	Medidas antropométricas de hombres mestizos	5°	50°	95°
1	Altura normal	162.25	172.39	182.52
2	Altura posición sentado normal	84.72	89.91	94.90
3	Altura posición sentado relajado	83.12	88.09	93.07
4	Altura de la rodilla	47.43	52.39	57.35
5	Altura a la poplítea	36.45	41.45	46.45
6	Altura del codo en posición sentado	18.36	23.22	28.09
7	Grosor del muslo	9.95	13.20	16.44
8	Longitud glúteo - rodilla	51.19	57.11	63.02
9	Longitud glúteo - poplítea	40.01	46.36	52.71
10	Longitud codo a codo posición sentado	38.02	44.70	51.38
11	Ancho de caderas posición sentado	31.50	35.62	39.75
12	Longitud hombro - codo	33.53	36.32	39.12
13	Longitud codo - mano	42.15	46.08	50.00

*Tabla 2. 2. Medidas antropométricas de mujeres mestizas [26].*

No.	Medidas antropométricas de mujeres mestizas	5°	50°	95°
1	Altura normal	149.34	159.21	169.08
2	Altura posición sentado normal	80.35	84.76	89.16
3	Altura posición sentado relajado	78.76	83.29	87.82
4	Altura de la rodilla	43.42	48.50	53.58
5	Altura a la poplítea	35.60	38.56	43.53
6	Altura del codo en posición sentado	18.93	23.51	28.09
7	Grosor del muslo	9.57	12.42	15.28
8	Longitud glúteo - rodilla	48.86	54.06	59.25
9	Longitud glúteo - poplítea	39.17	43.68	48.18
10	Longitud codo a codo posición sentado	33.37	40.00	46.63
11	Ancho de caderas posición sentado	31.30	35.63	39.95
12	Longitud hombro - codo	30.13	34.65	39.17
13	Longitud codo - mano	36.57	41.60	46.63

Para desarrollar el diseño del rehabilitador de rodilla pasivo, es necesario establecer criterios y restricciones que dependen de la antropometría de la población ecuatoriana, los movimientos fisiológicos del miembro inferior, la forma anatómica y la biomecánica de la rodilla. Por otra parte, se deben considerar protocolos de rehabilitación pasiva en base a la velocidad del sistema y el número de repeticiones. Adicionalmente, es importante tener presente las recomendaciones indicadas una vez culminado el prototipo realizado en la Universidad Técnica del Norte, así como las especificaciones técnicas de los equipos comerciales de rehabilitación pasiva de rodilla.

## CAPÍTULO III

### MARCO METODOLÓGICO

#### **3.1 Modelo de investigación.**

El presente trabajo de titulación, se basa en un modelo de investigación aplicada, que busca los mecanismos pertinentes para el desarrollo, basado en estrategias dentro del campo de la ingeniería y en concordancia con el objetivo principal.

#### **3.2 Diseño de investigación.**

En este capítulo se describe las fases correspondientes al desarrollo completo del dispositivo para cinesiterapia pasiva de rodilla con mecanismo de articulación policéntrica.

##### **Fase 1: Investigación.**

En esta etapa se evalúan los aspectos anatómicos que caracterizan la rodilla, así mismo se estudian los movimientos y ángulos que se pueden producir en la articulación en pacientes sanos. Posteriormente, se revisan los protocolos de terapia física en pacientes lesionados.

Actividad 1: Investigación fisiológica - anatómica de la rodilla.

Actividad 2: Investigación relacionada con las patologías que se presentan en la articulación de rodilla.

Actividad 3: Investigación del proceso de rehabilitación activa - pasiva de rodilla y medidas antropométrica.

##### **Fase 2: Estructura mecánica**

En esta etapa se diseña la estructura mecánica del dispositivo de rehabilitación de rodilla, a partir del análisis de las cargas y esfuerzos de la estructura mecánica del dispositivo, restricciones y su respectivo mecanismo.

Actividad 1: Formular las especificaciones del sistema, según las dimensiones, la forma, los movimientos y ángulos.

Actividad 2: Generar alternativas de solución

Actividad 3: Seleccionar la alternativa más apropiada basado en los criterios y restricciones asociadas al rehabilitador

Actividad 4: Planteamiento del diagrama de cuerpo libre y esquema de movimientos del dispositivo

Actividad 5: Estudio de los tipos de mecanismos

Actividad 6: Seleccionar el mejor mecanismo de las alternativas planteadas

Actividad 7: Cálculo analítico de los elementos estructurales y selección del material.

Actividad 8: Análisis de esfuerzos y desplazamientos empleando un programa basado en el MEF

Actividad 9: Estudio de movimiento del dispositivo ensamblado

Actividad 10: Selección de elementos mecánicos comerciales

Actividad 11: Estudio de la factibilidad del diseño mecánico

### **Fase 3: Automatización del mecanismo**

En esta etapa se realiza el análisis de los actuadores, sensores, controladores y posterior automatización del movimiento para que cumpla este dispositivo con su función de rehabilitación de acuerdo a los protocolos estudiados.

Actividad 1: Formular criterios, especificaciones y restricciones del sistema automático a diseñar para generar algunas alternativas de soluciones

Actividad 2: Generar una solución a las alternativas planteadas.

Actividad 3: Planteamiento de las variables y esquema de movimientos para cada actuador del dispositivo.

Actividad 4: Elaboración del flujograma para proceder con la programación del microcontrolador.

Actividad 5: Selección de actuadores, sensores y controladores comerciales.

Actividad 6: Estudio de la factibilidad del dispositivo de control.

#### **Fase 4: Construcción de elementos para su posterior ensamblaje.**

En esta etapa se realiza la compra de todos los elementos mecánicos, electrónicos y de automatización para su posterior ensamblaje.

Actividad 1: Adquisición de materiales mecánicos y electrónicos para la fabricación del dispositivo.

Actividad 2: Construcción de la estructura mecánica.

Actividad 3: Implementación de actuadores y sensores.

#### **Fase 5: Demostración del funcionamiento**

En esta etapa se realiza pruebas de funcionamiento del dispositivo en pacientes sanos, para validar los resultados.

Actividad 1: Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo con pacientes sanos.

## CAPÍTULO IV

### RESULTADOS Y ANÁLISIS

En el desarrollo del siguiente capítulo se presentan las limitaciones, características esperadas y alternativas de solución de un dispositivo para cinesiterapia pasiva de rodilla con mecanismo de articulación policéntrica, seguido de la elección más útil, de acuerdo con las especificaciones establecidas. Posteriormente, se describen cada uno de los elementos del sistema diseñado, se analizan los esfuerzos y desplazamientos, a los cuales se encuentra sometido el dispositivo, utilizando el complemento de análisis de elementos finitos del programa SolidWorks 2018. De igual forma, se realiza el diseño del sistema de control que satisface a las exigencias del dispositivo en su etapa pasiva.

#### 4.1 Especificaciones del sistema a diseñar

A continuación, se establecen las restricciones y criterios de diseño, las cuales deben ser consideradas para la correcta selección, con la finalidad de alcanzar un óptimo funcionamiento del dispositivo y el cumplimiento de protocolos de rehabilitación pasiva.

**Versatilidad.** El dispositivo debe adaptarse a las diferentes medidas del miembro inferior.

**Ergonomía.** Debe ofrecer una postura cómoda al paciente al instante de utilizar el dispositivo.

**Comodidad.** La estructura debe ser almohadillada por completo.

**Resistencia.** El rehabilitador debe soportar las cargas efectuadas por el peso del miembro inferior del paciente.

**Precio razonable.** El dispositivo debe ser lo más económico posible con la finalidad de que pueda ser adquirido por la mayor cantidad de centros de rehabilitación.

**Vida útil.** El dispositivo mediante un mantenimiento preventivo debe completar un correcto funcionamiento durante un periodo de cinco (05) años.

**Policéntrico.** Debe utilizar un mecanismo policéntrico ya que estos simulan el movimiento natural de la rodilla.

**Seguridad.** El dispositivo debe ofrecer seguridad a los usuarios y personal que lo manipula.

**Peso del dispositivo.** La estructura del dispositivo debe ser lo más liviano posible, sin complicar su resistencia mecánica.

**Materiales.** Debe estar dentro de los materiales de línea hospitalaria.

**Peso del paciente.** El dispositivo debe ser capaz de tolerar el peso del miembro inferior del paciente.

**Ajuste al espacio disponible.** La longitud del dispositivo no debe superar las medidas de camillas o espacios destinados a la rehabilitación. Longitud máxima de 1.5 metros.

**Ángulo de flexo extensión.** Debe brindar al paciente un rango de  $0^\circ$  hasta  $120^\circ$ , siendo este último el ángulo máximo del movimiento de la articulación de rodilla.

**Automatismo.** El movimiento motriz debe ser autónomo mediante el uso de actuadores, para cumplir con los requisitos del dispositivo.

**Interfaz.** La interfaz del dispositivo debe ser fácil de entender y accionar de manera intuitiva.

**Sistema mecánico simple.** El mecanismo debe ser tan simple como sea posible, sin complicar la utilidad del mismo.

**Disponibilidad de elementos.** El dispositivo debe ser fabricado con elementos de fácil acceso en el país, para su fácil fabricación.

**Cantidad mínima de elementos.** El sistema mecánico debe ser simple sin exceso de elementos.

**Velocidad de funcionamiento.** De acuerdo con protocolos de rehabilitación pasiva y dispositivos existentes en el mercado,  $60$  [ $^\circ/\text{min}$ ] es la velocidad mínima y  $90$  [ $^\circ/\text{min}$ ] la velocidad máxima.

**Geometría.** El dispositivo debe ser dimensionado de acuerdo a medidas antropométricas de la población ecuatoriana.

**Apropiado para la rehabilitación.** El dispositivo debe cumplir con el reglamento y control sanitario de dispositivos médicos.

**Innovación.** El diseño del dispositivo debe procurar mantener una línea diferente a los dispositivos existentes en el mercado.

#### **4.2 Articulación policéntrica**

El diseño propuesto está basado en la utilización de una articulación policéntrica ya que este tipo de mecanismo simulan el movimiento natural de esta articulación, el cual es bastante complejo asociado a su estructura anatómica.

El movimiento flexo-extensión no es un movimiento de rotación simple, de ser así, al girar el fémur sobre de la tibia la rodilla terminaría luxándose. Tal como se estudió en el capítulo 2, el fémur, además del movimiento giratorio, efectúa un movimiento de deslizamiento sobre las pastillas tibiales, lo cual hace que el eje de rotación no sea fijo y por lo tanto exista un Centro Instantáneo de Rotación (CIR). Este fenómeno es considerado como un mecanismo de articulación policéntrica, siendo más anatómica y mejorando la estabilidad. La articulación de la rodilla realiza este movimiento de forma natural gracias al uso de músculos, tendones y ligamentos.

El mecanismo policéntrico depende de factores como la posición del CIR, respecto a la fuerza de reacción del piso, el ángulo de flexo-extensión de la rodilla y la cinemática de los miembros inferiores.

Por otra parte, en el mecanismo de articulación monocéntrica el CIR se encuentra alrededor de un único eje, es decir, tiene una posición fija; causando un momento considerable de extensión en la cadera para que el mecanismo pueda ser estable.

Para sustituir la articulación de rodilla, en la práctica se ha desarrollado mecanismos de cuatro barras, donde el CIR se ubica en la prolongación de las barras posterior y anterior, lo que le permite realizar movimientos de rotación y traslación simultáneamente durante la flexión, como muestra la figura 4.1 [27].

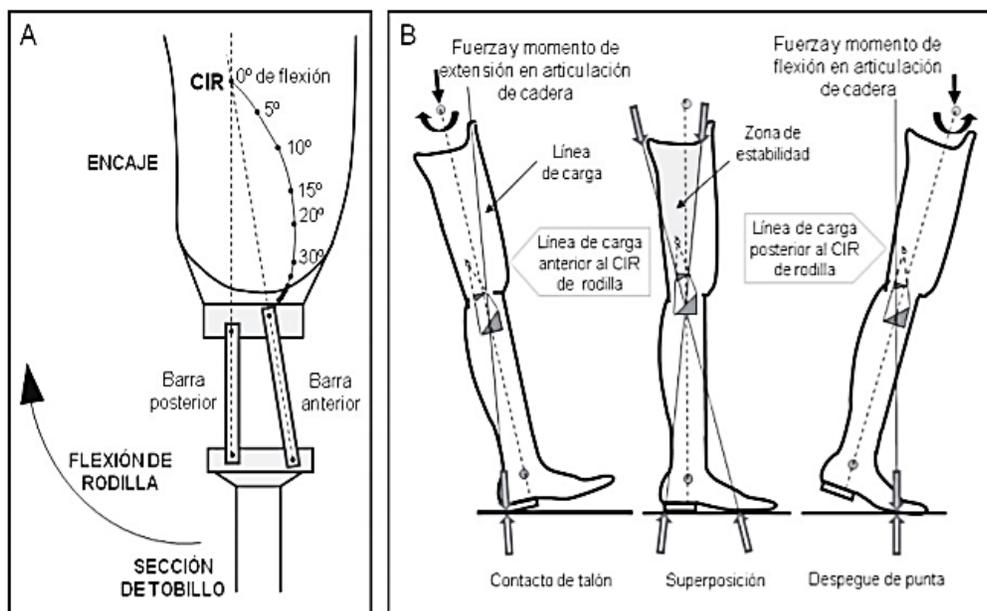


Figura 4. 1. Mecanismo policéntrico de cuatro barras [27].

Los resultados mostrados en [27], muestran un esquema geométrico del mecanismo de cuatro barras en el plano sagital, donde el mecanismo puede ser representado por 6 parámetros: las longitudes de las barras y los ángulos correspondientes a las barras inferior y superior. Las barras pueden representarse usando vectores en un sistema de coordenadas, donde, el eslabón b coincide con el centro anatómico de la rodilla y se fijó al eslabón d; segmento inferior de la pierna, como se muestra en la figura 4.2. Conociendo la longitud de los eslabones a, b, c, d y el valor de los ángulos  $\theta_1$ ,  $\theta_3$ ,  $\theta^*$  y empleando las ecuaciones matemáticas asociadas al modelo de 4 barras propuesto por Norton, se obtienen los valores desconocidos. Para el dimensionamiento del mecanismo de manera eficiente, y superar la complejidad del dimensionamiento de los 6 parámetros, en la investigación se utilizó inteligencia artificial [27].

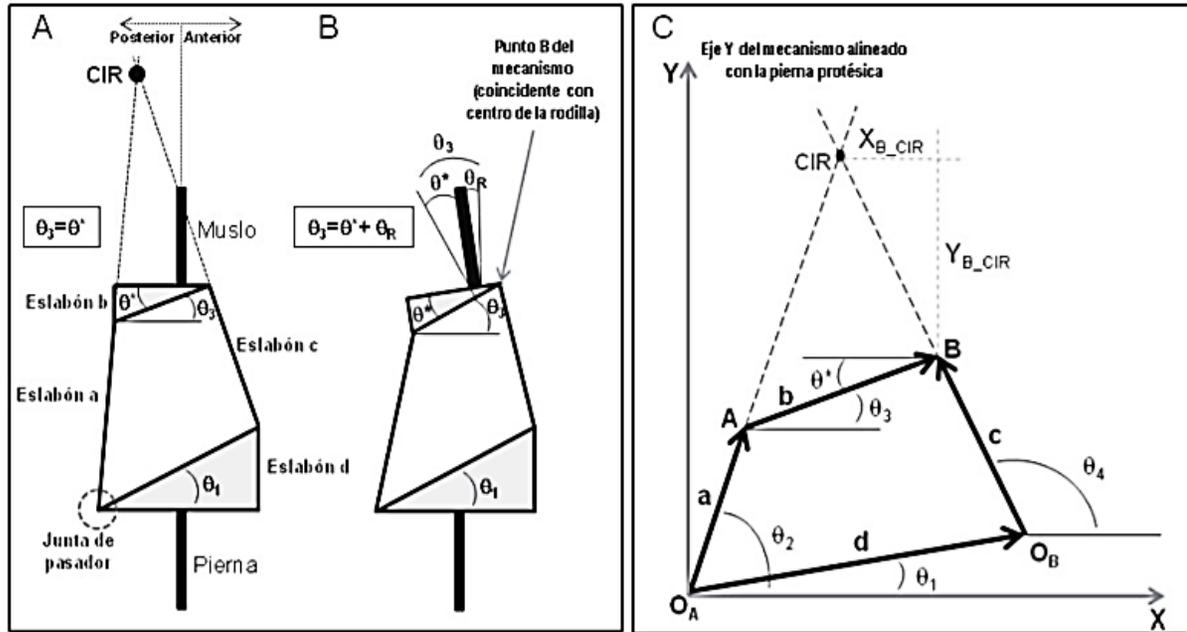


Figura 4. 2. Configuración general del mecanismo [27]; (a) ángulo de  $0^\circ$ , (b) ángulo mayor de  $0^\circ$ , (c) representación geométrica del mecanismo.

Donde:

- Barra b, se considera la entrada de movimiento (ángulo).
- Barra d, se considera estacionario (estabilidad).
- $\theta^*$ , ángulo de diseño de la barra b.
- $\theta_1$ , ángulo de diseño de la barra d.

Adicionalmente en [28], se señala que para la obtención de las coordenadas ideales del CIR para el mecanismo policéntrico de 4 barras de control voluntario, se deben tomar en cuenta los siguientes enunciados:

Cuando la pierna está en completa extensión con el talón en contacto con la superficie, la ubicación del CIR debe estar aproximadamente 100 milímetros arriba del centro de la rodilla y 6 milímetros posterior a la línea de referencia vertical; esta ubicación garantiza un movimiento suave hacia adelante y hacia abajo con el incremento del ángulo de flexión de la rodilla [28].

El CIR debe poseer una altura casi constante al menos para los primeros 5° de flexión de rodilla con el fin de incrementar su estabilidad [29].

Por último, el mecanismo policéntrico de cuatro barras debe cumplir con dos restricciones importantes; el control voluntario y el eslabonamiento Grashof.

Para que el mecanismo cumpla con un control voluntario, el diseño debe ser tal que la longitud de la barra posterior; barra a, debe ser mayor que la longitud de la barra anterior; barra c.

El eslabonamiento de Grashof, es la condición inicial para que al menos una barra del mecanismo pueda realizar giros completos respecto a otra barra, donde la suma de las longitudes de la barra más corta y la más larga debe ser menor que la suma de las longitudes de las otras dos barras.

Las dimensiones resultantes para los parámetros del mecanismo se detallan en la tabla 4.1, donde el mecanismo está formado por dos balancines articulados a la barra fija y un acoplador que puede dar vueltas completas (mecanismo doble balancín de Grashof).

*Tabla 4.1. Dimensiones del mecanismo policéntrico de cuatro barras [27].*

Variable	Valor [mm]
Barra a	79,77
Barra b	34,22
Barra c	61,02
Barra d	56,72
Ángulo $\theta^*$	30,08°
Ángulo $\theta_1$	44,82°

### 4.3 Planteamiento de alternativas de solución

Tomando como referencia las especificaciones del sistema a diseñar, se plantean dos alternativas de solución que satisfacen estas necesidades.

#### 4.3.1 Primera alternativa de solución

La estructura mecánica está conformada por un total de 18 piezas, en su mayoría son perfiles tubulares y barras rectas de conexión, como se muestra en la figura 4.3.

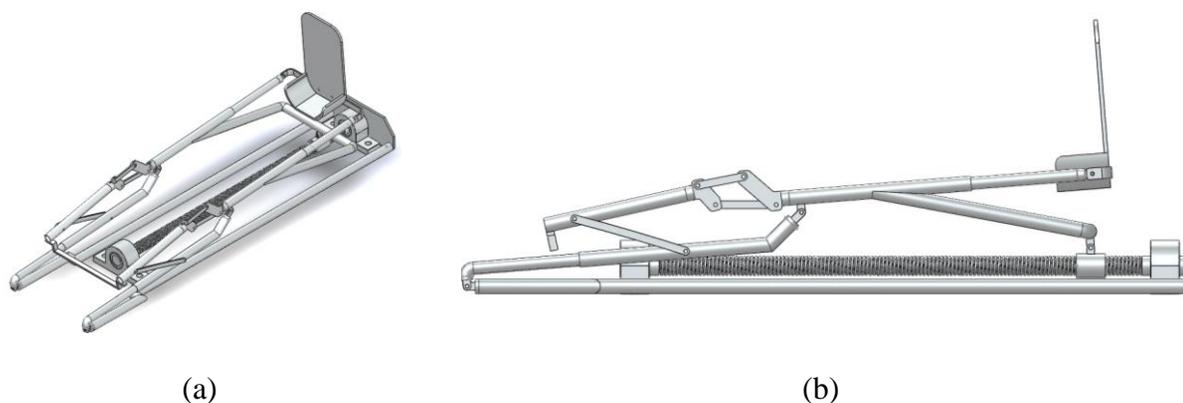


Figura 4. 3. Alternativa de solución Nro. 1; (a) vista isométrica, (b) vista lateral izquierda.

En la figura 4.4 se muestra una vista en explosión del modelo en 3D del dispositivo donde se muestra las piezas que constituyen el sistema diseñado.

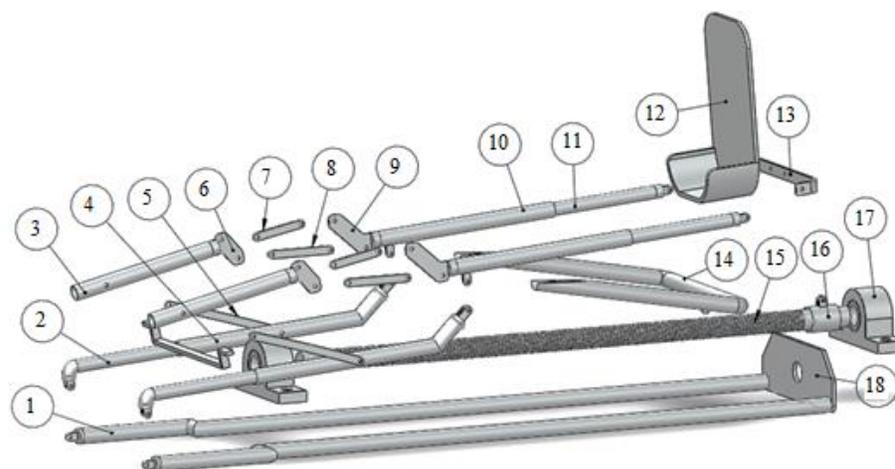


Figura 4. 4. Vista en explosión del sistema diseñado.

*Tabla 4. 2. Lista de piezas que conforman el sistema diseñado.*

Nº de elemento	Descripción	Cantidad
1	Tubo base lateral	2
2	Tubo brazo	2
3	Tubo fémur	2
4	Tubo brazo extensión	2
5	Barra recta fémur-brazo	2
6	Barra B (articulación policéntrica)	2
7	Barra A (articulación policéntrica)	2
8	Barra C (articulación policéntrica)	2
9	Barra D (articulación policéntrica)	2
10	Tubo tibia	2
11	Tubo tibia extensión	2
12	Soporte pie	1
13	Brida soporte pie	1
14	Tubo tibia soporte	1
15	Tornillo de potencia	1
16	Tuerca	1
17	Chumacera	2
18	Tapa motor	1

### 4.3.2 Segunda alternativa de solución

La estructura mecánica está conformada por un total de 20 piezas, en su mayoría son perfiles tubulares y barras rectas y curvas de conexión, como se muestra en la figura 4.5

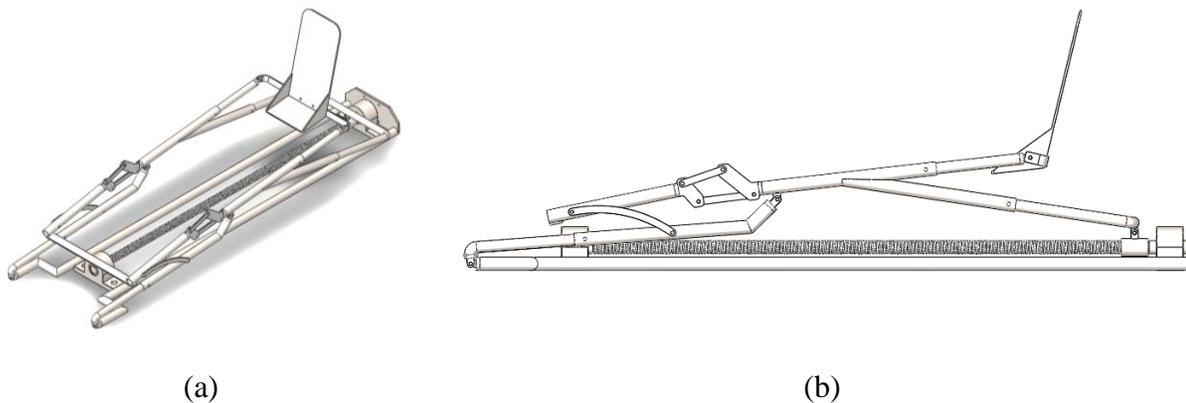


Figura 4. 5. Alternativa 2; (a) vista isométrica, (b) vista lateral izquierda.

En la figura 4.6 se muestra una vista en explosión del modelo en 3D del dispositivo donde se muestra las piezas que constituyen el sistema diseñado.

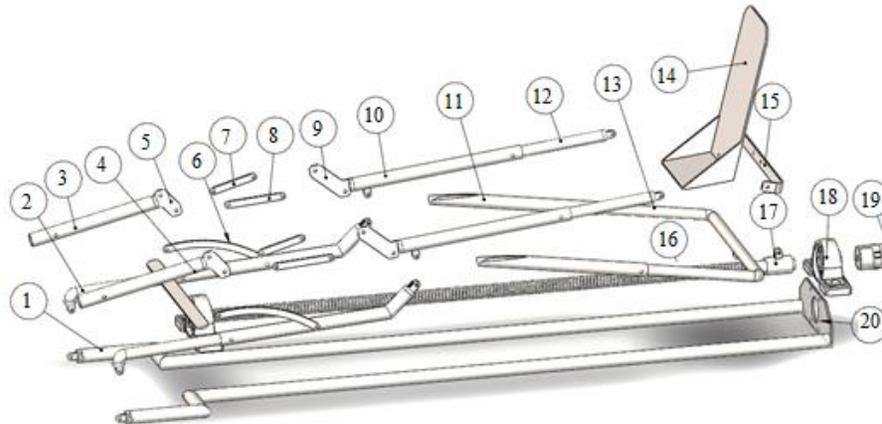


Figura 4. 6. Vista en explosión del sistema diseñado.

*Tabla 4. 3. Lista de piezas que conforman el sistema diseñado.*

Nº de elemento	Descripción	Cantidad
1	Tubo base lateral	2
2	Tubo brazo	2
3	Tubo fémur	2
4	Tubo brazo extensión	2
5	Barra B (articulación policéntrica)	2
6	Barra circular brazo-fémur	2
7	Barra A (articulación policéntrica)	2
8	Barra C (articulación policéntrica)	2
9	Barra D (articulación policéntrica)	2
10	Tubo tibia	2
11	Tubo tibia soporte	2
12	Tubo tibia extensión	2
13	Tubo tibia soporte extensión	1
14	Soporte pie	1
15	Brida soporte pie	1
16	Tornillo de potencia	1
17	Tuerca	1
18	Chumacera	2
19	Acople de mandíbula	1
20	Tapa motor	1

#### 4.4 Selección de la alternativa más apropiada

La selección de la mejor alternativa se efectúa tomando en cuenta las especificaciones de diseño establecidas anteriormente, recalcando de forma precisa aspectos importantes de cada alternativa.

Se presenta en la tabla 4.4, un estudio comparativo entre las dos alternativas presentadas.

*Tabla 4. 4. Estudio comparativo entre diseños propuestos.*

Características	Primera alternativa	Segunda alternativa
Estabilidad	Buena	Excelente
Facilidad de manufactura	Excelente	Excelente
Funcionalidad	Buena	Excelente
Versatilidad	Mala	Excelente
Barra brazo - fémur	Recta	Curva
Ergonomía	Buena	Excelente
Volumen	1362 [ $cm^3$ ]	1268 [ $cm^3$ ]
Elementos ajustables	Fémur y tibia	Fémur, tibia y soporte tibia
Ajuste de espacio disponible	Longitud de 955 [mm]	Longitud de 1050 [mm]
Tubo fémur, tibia, soporte tibia y base lateral.	Diámetro de 3/4 [in]	Diámetro de 5/8 [in]
Tubo tibia extensión, soporte tibia extensión y brazo extensión	Diámetro de 5/8 [in]	Diámetro de 1/2 [in]

Posterior al análisis y estudio comparativo entre las dos alternativas, se seleccionada la segunda alternativa como la mejor solución, debido a su versatilidad; al incluir que el soporte de tibia sea un elemento ajustable, su estabilidad; debido a la presencia de una barra curva de conexión, su

ergonomía; al adaptar el ángulo de inclinación al miembro inferior, la pierna posee mayor comodidad en extensión e innovador; al incluir una articulación policéntrica en el diseño.

#### 4.5 Especificaciones del sistema diseñado.

En este dispositivo se detalla el funcionamiento y características geométricas de cada elemento que constituye el conjunto armado de la solución seleccionada.

En la figura 4.7 se muestra una vista en explosión del modelo en 3D del dispositivo donde se muestra las piezas que constituyen el sistema diseñado.

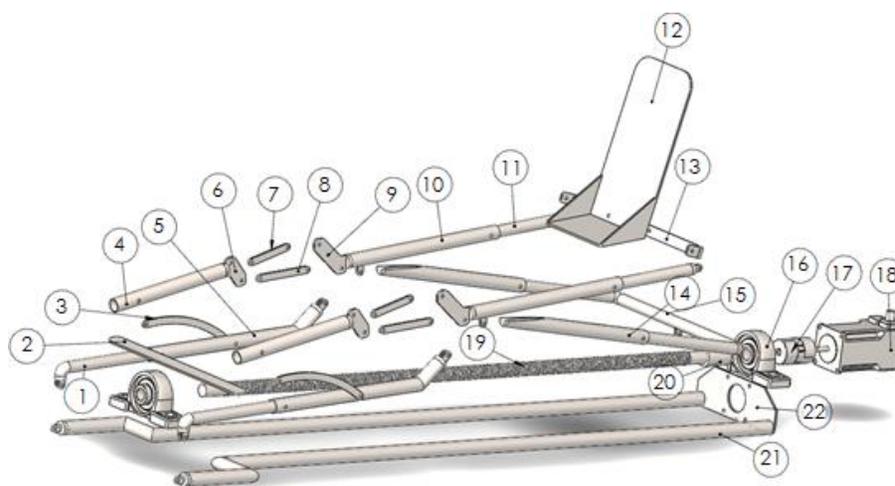


Figura 4. 7. Vista en explosión del sistema diseñado.

Tabla 4. 5. Lista de piezas que conforman el sistema diseñado.

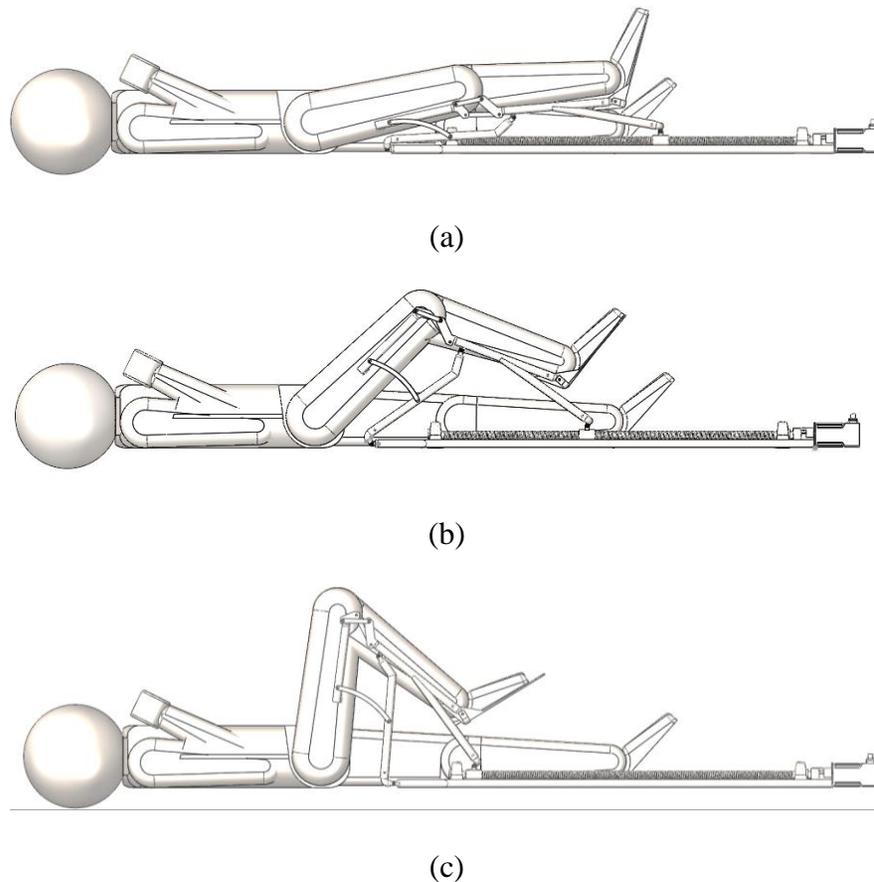
Nº de elemento	Descripción	Cantidad
1	Tubo brazo extensión	2
2	Barra soporte fémur	1
3	Barra circular brazo-fémur	2
4	Tubo fémur	2
5	Tubo brazo	2
6	Barra B (articulación policéntrica)	2

N° de elemento	Descripción	Cantidad
7	Barra A (articulación policéntrica)	2
8	Barra C (articulación policéntrica)	2
9	Barra D (articulación policéntrica)	2
10	Tubo tibia	2
11	Tubo tibia extensión	2
12	Soporte pie	1
13	Brida soporte pie	1
14	Tubo tibia soporte	2
15	Tubo tibia soporte extensión	1
16	Chumacera	2
17	Acople de mandíbula	1
18	Motor	1
19	Tornillo de potencia	1
20	Tuerca	1
22	Tubo base lateral	2
23	Tapamotor	1

La alternativa seleccionada, posee un motor que conjuntamente con el acople de mandíbula, que conecta al eje del tornillo de potencia, el cual, está apoyado en dos chumaceras, es el encargado de realizar el movimiento lineal, donde, el tubo del fémur y el tubo de la tibia conjuntamente con la articulación policéntrica, simularán el movimiento de flexo-extensión de la rodilla realizando una rehabilitación adecuada al miembro inferior, como se muestra en la figura 4.7. El tubo brazo

y el tubo soporte tibia, ambos de mecanismo ajustable a diferentes medidas, sirven de sostén del tubo del fémur y el tubo de la tibia antes mencionadas.

Para efectuar la rehabilitación pasiva mediante el dispositivo seleccionado, el paciente se coloca en la posición decúbito dorsal y la pierna se apoya sobre los respectivos soportes del pie y del fémur, como se muestra en la figura 4.8(a). A continuación, el motor da inicio al movimiento del dispositivo, como se muestra en la figura 4.8(b), hasta completar los  $120^\circ$  correspondientes al movimiento de flexión total de la rodilla, como se muestra en la figura 4.8(c), una vez que el dispositivo cumple con el ángulo de flexión, el motor invierte su movimiento para regresar a el miembro inferior a su posición de extensión inicial, culminando así la respectiva rehabilitación pasiva de la rodilla.



*Figura 4. 8. Posición decúbito dorsal del paciente en el dispositivo; (a) miembro inferior en extensión, (b) miembro inferior semi flexionado, (c) miembro inferior en flexión.*

Las dimensiones se establecen según las medidas antropométricas ecuatorianas detalladas en la tabla 2.1 y tabla 2.2. La longitud de los tubos telescópicos, se establecen de acuerdo a la diferencia entre medidas mínimas y máximas de la longitud del fémur y la longitud de la tibia.

*Tabla 4. 6. Longitud del fémur y la tibia.*

Longitud	Mínimo [mm]	Máximo [mm]
Tubo fémur	391,7	527,1
Tubo tibia	356,0	464,5

Se establece la longitud del tubo telescópico fémur en 135.4mm y la longitud el tubo telescópico tibia en 108.5mm.

#### **4.6 Selección del material**

El rehabilitador al ser utilizado por pacientes con lesiones, debe ser fabricado mediante el uso de materiales de línea hospitalaria, además, debe tener un peso máximo de 12kg, que facilite el transporte del dispositivo de un lugar a otro.

Con la finalidad de la selección correcta del material, se han detallado a continuación las características principales que debe desempeñar el material elegido.

- Baja densidad.
- No corrosivo.
- Fácil mecanizado
- Precio razonable.
- Disponibilidad en el país.
- Línea hospitalaria.
- Límite elástico resistente a esfuerzos causados por el peso del paciente.

De acuerdo con los requerimientos antes mencionados, los materiales más adecuados son el acero y el aluminio. En Ecuador existe disponibilidad de los elementos en las diferentes aleaciones para aluminio; 6061, 6063 T6, y en las diferentes aleaciones para acero; AISI 304, AISI 1018, ASTM A36, entre otros.

*Tabla 4. 7. Estudio comparativo entre el aluminio y el acero.*

Características	Aluminio	Aluminio	Acero AISI	Acero AISI
	6063 T6	6061	304	1018
Límite elástico	69 [MPa]	69.5 [MPa]	193 [MPa]	370 [MPa]
Densidad	2.7 [g/cm <sup>3</sup> ]	2.7 [g/cm <sup>3</sup> ]	7.9 [g/cm <sup>3</sup> ]	8 [g/cm <sup>3</sup> ]
Precio	Alto	Alto	Medio	Bajo
Disponibilidad	Buena	Buena	Excelente	Excelente
Soldadura	Buena	Buena	Excelente	Excelente
Mecanizado	Buena	Buena	Excelente	Excelente
Línea hospitalaria	No	No	Si	No

De acuerdo a las especificaciones del sistema, el material apropiado para la fabricación del dispositivo es el acero AISI 304 por ser el único en la categoría de línea hospitalaria; certificando la seguridad del paciente y el correcto funcionamiento del mecanismo. El tornillo de potencia y la tuerca serán la excepción del sistema, considerando su construcción en acero AISI 1018 por su excelente límite elástico; garantizando el correcto funcionamiento del mecanismo, además por su excelente maleabilidad, ductilidad, mecanizado y soldabilidad, avala la manufactura. La disponibilidad en el país y el bajo precio tanto del acero AISI 304 (acero inoxidable) como del acero AISI 1018 (acero de transmisión); certifica un costo asequible del rehabilitador.

## 4.7 Especificaciones del sistema diseñado

Seguidamente, se expone cada una de las piezas que conforman el rehabilitador pasivo de rodilla. En cada pieza mostrada a continuación, se indica la forma, las dimensiones y la función que desempeña en el dispositivo.

### 4.7.1 Base

La base del dispositivo está diseñada con dos (02) tubos de 0.75in de diámetro y 1.10mm de espesor. Posee una geometría simétrica con una longitud es de 1065mm y un ancho de 273mm. Además, posee dos (02) pasadores que permiten la movilidad entre la base y el brazo del dispositivo, como se muestra en la figura 4.9.

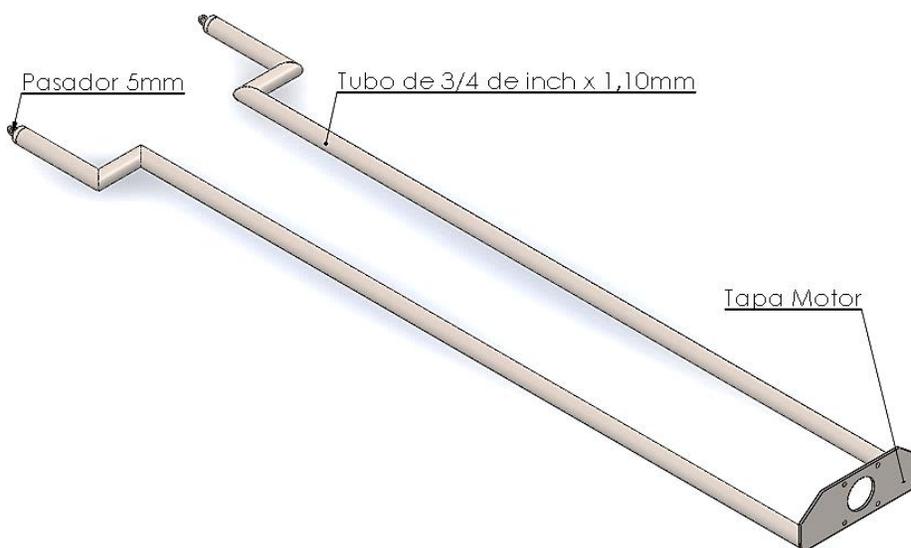


Figura 4. 9. Base del rehabilitador; modelo 3D.

### 4.7.2 Brazo

El brazo posee tres (03) pasadores que permiten el movimiento entre tres elementos; el primero, situado a la izquierda (ver figura 4.10), articula la base con el tubo brazo, el segundo, une la barra circular que conecta el tubo del fémur con el tubo brazo. Finalmente, el pasador ubicado en el extremo derecho, conecta el tubo de la tibia con el tubo brazo. Este elemento es ajustable y tiene la responsabilidad de cambiar su longitud, de acuerdo a la longitud requerida por el paciente.

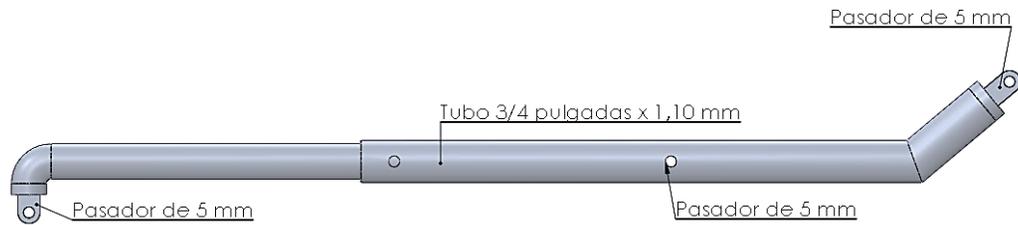


Figura 4. 10. Brazo del rehabilitador; modelo 3D.

#### 4.7.3 Soporte Tibia

Este elemento es el encargado de acoplar el tubo de la tibia con el tornillo de potencia mediante un pasador entre la tuerca y el soporte. Posee un tubo telescópico que le permite al dispositivo adaptarse a la longitud del miembro inferior de cada paciente; desempeñando el movimiento de rehabilitación, con el ángulo de flexo-extensión adecuado. Es importante acotar, que este elemento ajustable, mejora la versatilidad del dispositivo a comparación de dispositivos comerciales.

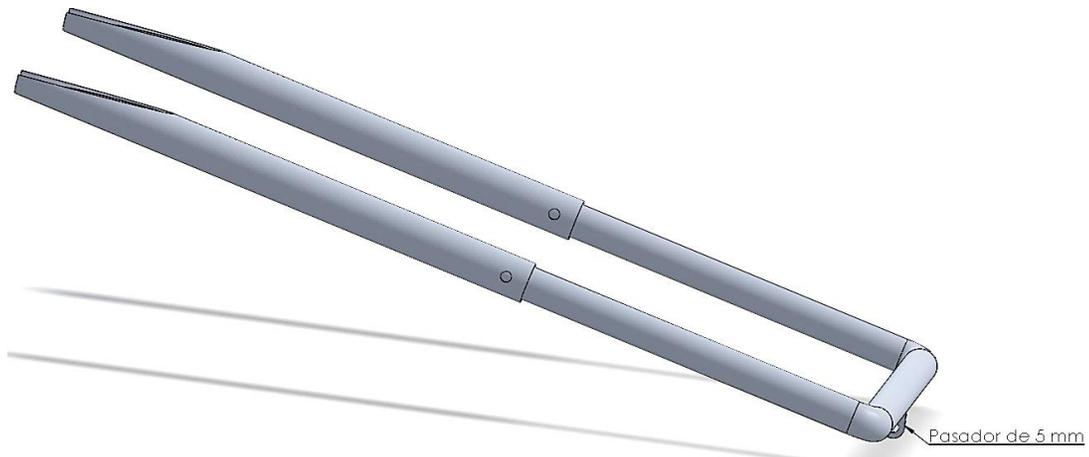


Figura 4. 11. Soporte tibia del rehabilitador; modelo 3D.

#### 4.7.4 Tubo Fémur

El tubo del fémur se ha diseñado mediante un tubo de 0.75in de diámetro y 1.10mm de espesor, tiene una longitud de 190mm. Igualmente, posee tres (03) pasadores; el pasador situado a la izquierda del tubo fémur (ver figura 4.12), permite el movimiento de la barra circular con el tubo del fémur, los dos (02) pasadores restantes, forman parte del mecanismo de articulación policéntrica.

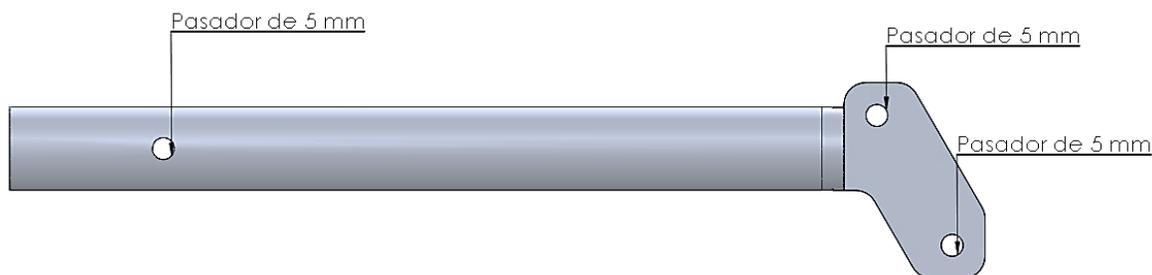


Figura 4. 12. Tubo fémur del rehabilitador; modelo 3D.

#### 4.7.5 Tubo Tibia

El tubo de la tibia, está diseñado con un tubo de 0.75in de diámetro y 1.10mm de espesor, con una longitud de 255mm. Este, es otro elemento de tipo ajustable, permite que el dispositivo se adapte a las diferentes longitudes que posee el paciente en la tibia. Posee asimismo tres (03) pasadores al igual que el tubo del fémur, dos (02) pasadores, (ver figura 4.13), forman parte del mecanismo policéntrico y el otro pasador, acopla el movimiento del tubo brazo con el tubo de la tibia.

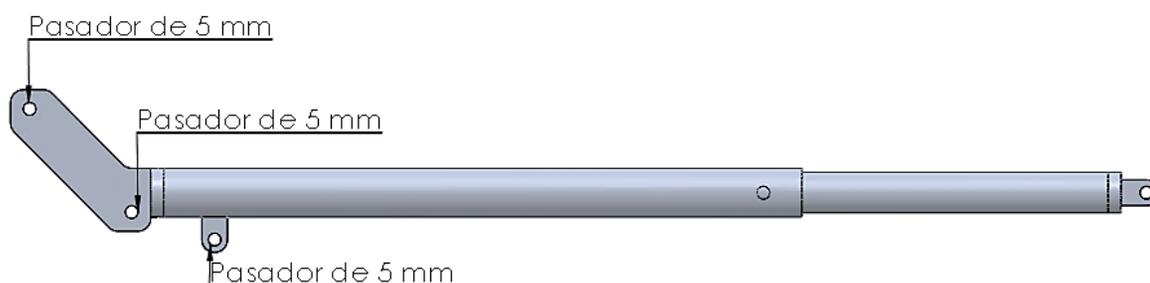


Figura 4. 13. Tubo tibia del rehabilitador; modelo 3D.

#### 4.7.6 Articulación Policéntrica

Las barras de la articulación policéntrica tienen un espesor de 3mm y su geometría se ha diseñado en concordancia al estudio del mecanismo policéntrico de cuatro (04) barras, presentado con anterioridad, como se muestra en la figura 4.14. Cabe destacar que la función principal de la articulación es dar estabilidad al movimiento de flexo-extensión.

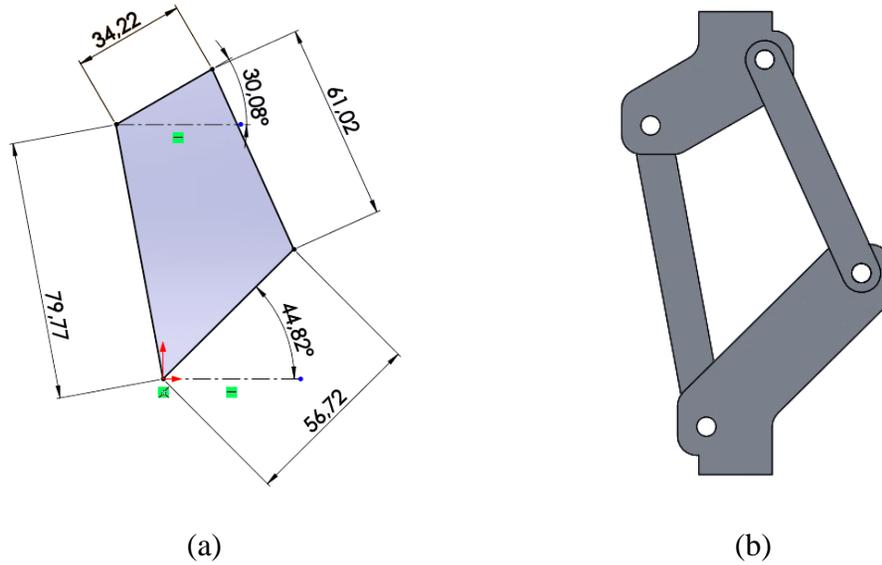


Figura 4. 14. Mecanismo policéntrico de cuatro barras; (a) croquis, (b) modelo 3D.

Finalmente, el estudio correspondiente al tornillo de potencia, chumaceras, acople de mandíbula y motor; utilizados en la construcción de rehabilitador, se detallan más adelante.

#### 4.8 Análisis dinámico

El mecanismo del rehabilitador pasivo de rodilla se representa mediante el esquema cinemático presentado en la figura 4.15.

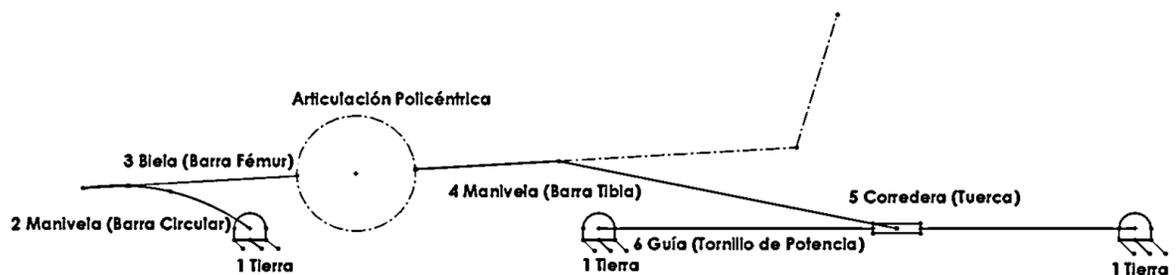


Figura 4. 15. Croquis del mecanismo manivela-biela-manivela-corredera.

El mecanismo del rehabilitador tiene los siguientes eslabones:

- Base (Tierra)
- Barra circular (Manivela)
- Barra fémur (Biela)

- Barra tibia (Manivela)
- Tuerca (Corredera)
- Tornillo de potencia (Guía)

Con la finalidad, de determinar el número de grados de libertad, es obligatorio partir de la ecuación de Kutzbach (ecuación 4.1).

$$GDL = 3(n - 1) - 2f_1 - f_2 \quad \text{Ecuación 4.1}$$

Dónde:

- GDL = Grados de libertad
- n = Número de eslabones
- f1 = Número de juntas completas
- f2 = Número de semi juntas

A partir de la ecuación 4.1, se obtiene el siguiente resultado;  $GDL = 1$

Al conseguir un solo grado de libertad, es necesario un solo motor para realizar el movimiento.

El esqueleto cinemático, posee un mecanismo “guía-corredera”, siendo preciso implementar un sistema de movimiento lineal para satisfacer la funcionalidad del mecanismo. El movimiento de flexo-extensión dependerá de manera directa del sistema lineal seleccionado.

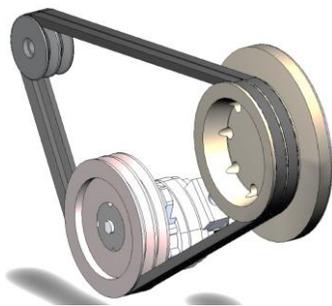
#### **4.9 Sistemas de movimiento lineal**

Hoy en día, los sistemas de movimiento de lineal, son mecanismos de transferencia de movimientos y fuerzas, permitiendo posicionar objetos de manera manual o automática mediante movimientos en planos paralelos a lo largo de una trayectoria recta.

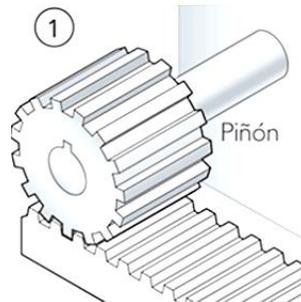
Existen diferentes tipos de mecanismos de movimiento lineal, como se muestra en la figura 4.16. Para la selección del sistema lineal más adecuado se presenta en la tabla 4.8, el estudio de las ventajas y desventajas de cada mecanismo.

Tabla 4. 8. Sistemas de movimiento lineal.

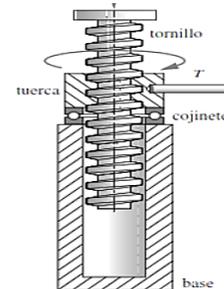
Mecanismo	Correa de transmisión	Piñón-Cremallera	Tornillo de potencia
Ventajas	Fácil montaje. Silencioso. No necesita de lubricación. Bajo costo de mantenimiento e implementación.	Alta precisión. Soporta cargas altas. Potencia elevada.	Alta precisión. Alta potencia. Buena disponibilidad. Autobloqueo. Costo medio de implementación. Facilidad de posicionamiento.
Desventajas	Deslizamiento de la banda. Vida útil limitada Potencia baja.	Requiere lubricación constante. Elevado costo de implementación.	Requiere buena lubricación. Fricción entre la cuerda y el tornillo. Costo alto de fabricación de un husillo de bolas. Complejidad de maquinado.



(a)



(b)



(c)

Figura 4. 16. Sistemas de movimiento lineal; (a) correa de transmisión, (b) piñón-corredera, (c) tornillo de potencia [30].

#### 4.9.1 Selección del sistema de movimiento lineal

La selección del sistema de movimiento lineal, se realiza en base a los siguientes requisitos y restricciones propias del diseño.

- Ajuste al espacio disponible.
- Precio razonable.
- Buena mecánica.
- Confiable e insensible a cambios de manufactura y desgaste
- Sistema con autobloqueo.
- Desplazamiento lineal de 900 milímetros aproximadamente.
- Facilidad de posicionamiento.

Los parámetros establecidos permiten valorar en una escala del uno (01) al diez (10); donde diez (10) es el valor más conveniente.

*Tabla 4. 9. Análisis de mecanismos de posicionamiento lineal.*

Criterio de evaluación	Correa de transmisión	Piñón-Cremallera	Tornillo de potencia
Precisión de posicionamiento	7	9	8
Ajuste al espacio disponible	6	7	9
Confiable e insensible a cambios de manufactura y desgaste	7	6	8
Sistema de autobloqueo	7	6	8
Disponibilidad en el país	8	7	8
Costo de implementación y mantenimiento	9	6	7
Total	44	41	48

El sistema de movimiento lineal mecánico que cumple con la mayoría de criterios de evaluación, es el mecanismo de tornillo de potencia, por ajustarse al espacio disponible y ser insensible a cambios de manufactura y desgaste, además, posee un sistema de autobloqueo, que garantiza la seguridad del paciente en rehabilitación.

#### 4.10 Tornillo de potencia

Estos tornillos, convierten el movimiento giratorio en movimiento lineal, en actuadores, máquinas de producción, gatos mecánicos, entre otras aplicaciones. Son capaces de obtener ventajas mecánicas muy grandes; por consiguiente, pueden elevar o mover grandes cargas. La funcionalidad del tornillo, depende directamente del tipo de cuerda seleccionado.

##### 4.10.1 Cuerda ACME

La cuerda ACME, es una selección común para tornillos de potencia que deben transportar cargas en ambas direcciones, tiene un ángulo incluido de  $29^\circ$ , como se muestra en la figura 4.17, lo cual la hace más fácil de fabricar y reduce el desgaste. Por ello, en la presente investigación, se utiliza este tipo de cuerda, por todos los beneficios que brinda al diseño [30].

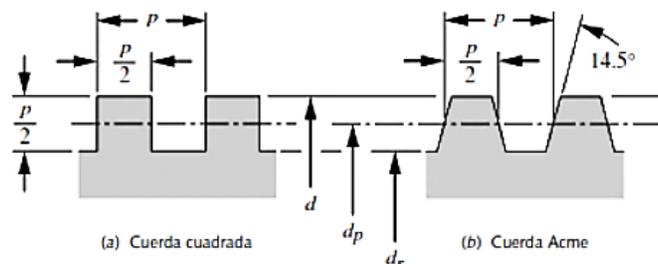


Figura 4. 17. Cuerdas estándar; (a) cuerda cuadrada, (b) cuerda ACME [30].

Donde:

- $p = \text{paso}$
- $d = \text{diámetro mayor}$
- $d_p = \text{diámetro de paso}$
- $d_r = \text{diámetro menor}$

### 4.10.2 Análisis estático del tornillo de potencia

El análisis de cuerpo libre del tornillo de potencia, es indispensable al momento de calcular las especificaciones y el torque necesario que permita el movimiento sin dificultad. Al no cumplir con altos ciclos de trabajo, se realiza un análisis de esfuerzos estático y se descarta un análisis de esfuerzos por fatiga.

#### 4.10.2.1 DCL del tornillo de potencia

En el diagrama de cuerpo libre (ver figura 4.18), se realiza la representación de las fuerzas externas que actúan sobre el tornillo de potencia, mismo que se considera como una barra circular.

Los datos conocidos son:

- Peso total = 255 [N]
- Longitud del tornillo de potencia = 900 [mm]
- Límite elástico del acero AISI 1018 = 370 [MPa]
- Factor de seguridad = 5
- $\tau_{ADM} = 74$  [MPa]

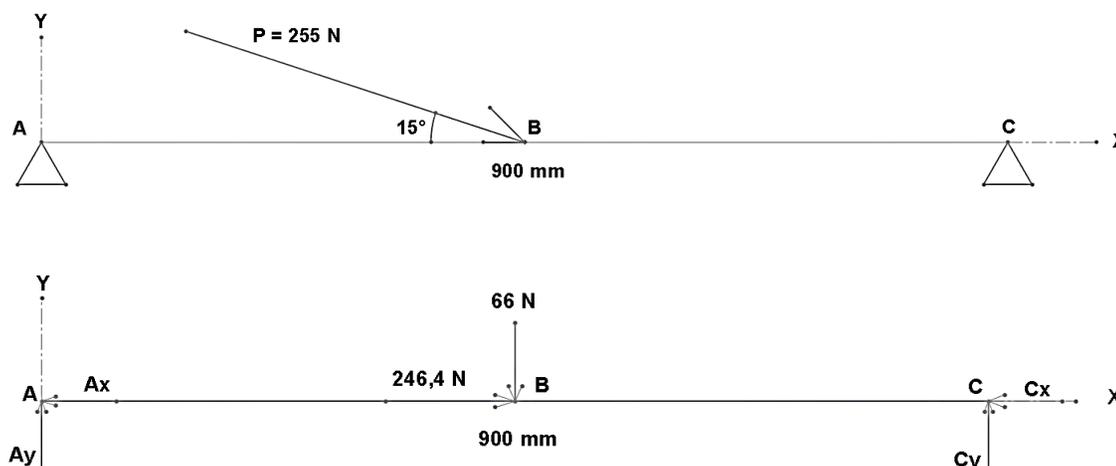


Figura 4. 18. Diagrama de cuerpo libre del tornillo de potencia.

Seguido del diagrama de cuerpo libre, se realiza la sumatoria de fuerzas y la sumatoria de momentos en el punto A, se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$\Sigma F_x = 0 \rightarrow A_y + C_y = 66 \text{ [N]} \quad \text{Ecuación 4.2}$$

$$\Sigma F_y = 0 \rightarrow A_x + C_x = 246.4 \text{ [N]} \quad \text{Ecuación 4.3}$$

$$M_A = 0 \rightarrow -(66 \text{ N} * 450 \text{ mm}) + (C_y * 900 \text{ mm}) = 0 \quad \text{Ecuación 4.4}$$

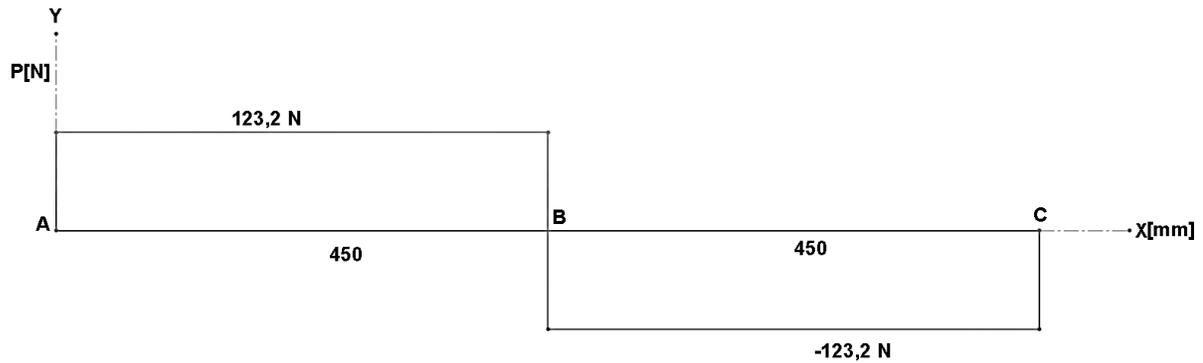


Figura 4. 19. Diagrama de fuerzas internas; fuerza axial.

Realizando un diagrama de esfuerzo axial, ver figura 4.19, y mediante la ecuación de compatibilidad;  $\delta_{AB} = \delta_{BC}$  (ecuación 4.5), se obtiene la siguiente ecuación:

$$A_x = C_x \quad \text{Ecuación 4.6}$$

Utilizando las ecuaciones 4.2, 4.3, 4.4 y 4.5 se realiza un sistema de ecuaciones, para hallar las reacciones del tornillo de potencia, obteniendo los siguientes resultados:

$$A_x = 123.2 \text{ [N]}; A_y = 123.2 \text{ [N]}; C_x = 33 \text{ [N]}; C_y = 33 \text{ [N]}$$

Una vez, conocido las reacciones, se procede a realizar el diagrama de fuerzas internas (ver figura 4.20), para determinar los valores máximos del esfuerzo cortante y normal, así como del momento flector. El tramo AB es analizado por ser el tramo más crítico, donde, se obtiene los siguientes resultados:  $P_{AB} = 33 \text{ [N]}$  y  $M_{AB} = 14.85 \text{ [N.m]}$ , que corresponden a los esfuerzos que está sometido el tornillo de potencia.

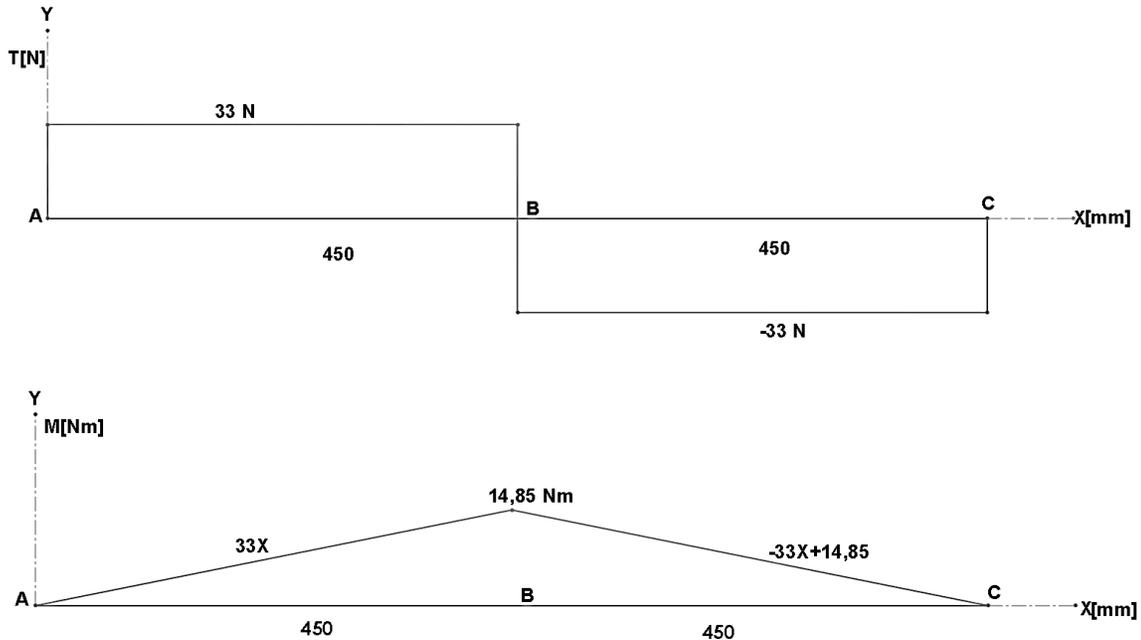


Figura 4. 20. Diagrama de fuerzas internas del tornillo de potencia.

Mediante la ecuación 4.7, donde se iguala el valor del esfuerzo admisible, con el valor de la sumatoria de los esfuerzos axial y cortante, se obtiene como resultado, el diámetro mínimo del tornillo de potencia.

$$\tau_{ADM} = \frac{P_{AB}}{A} + \frac{M_{AB}}{S} \quad \text{Ecuación 4.7}$$

Donde:

- $A = \frac{\pi D^2}{4}$
- $S = \frac{\pi D^3}{32}$
- $D = \text{diámetro del tornillo de potencia.}$

Resolviendo la ecuación 4.7, el resultado es el siguiente;  $D = 12.7 \text{ [mm]}$

Conclusión, el diámetro mínimo del tornillo de potencia para un factor de seguridad de cinco (05), es de 12.7mm. Consecuentemente, se seleccionada un diámetro de 0.75in o 19.05mm.

En la tabla 4.10, se detalla las dimensiones principales de cuerdas estándares ACME, correspondiente al diámetro del tornillo de potencia seleccionado.

Tabla 4. 10. Dimensiones principales de cuerda estándar ACME seleccionada [30].

Descripción	Nomenclatura	Valor [in]	Valor [mm]
Diámetro mayor	$d$	0.75	19.05
Cuerdas por pulgada	$n$	6	6
Paso de la cuerda	$L$	0.167	4.2418
Diámetro de paso	$d_p$	0.667	16.9418
Diámetro menor	$d_r$	0.583	14.8082

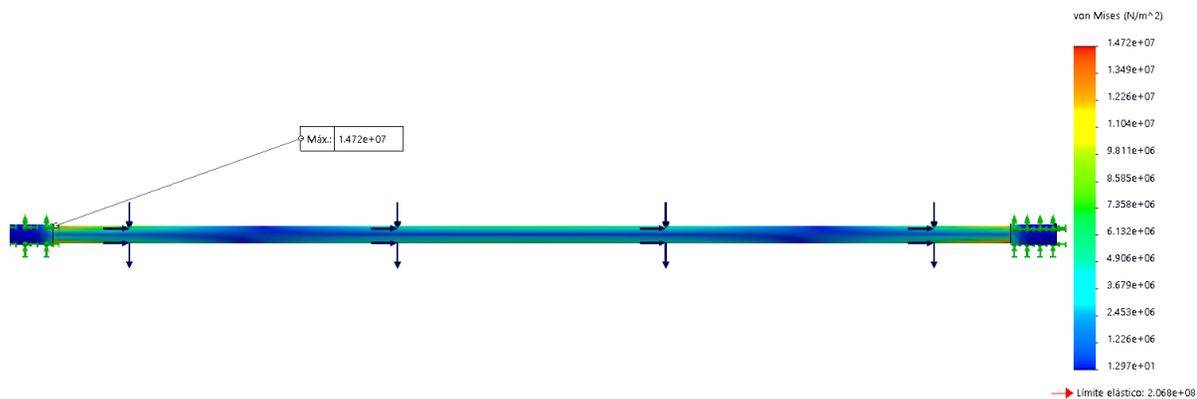
#### 4.10.3 Análisis del modelo 3D del tornillo de potencia

Para el análisis de los elementos del modelo 3D, se emplea el método de elementos finitos; procedimiento numérico utilizado en diversos problemas de ingeniería con un alto grado de complejidad. Se realiza un análisis estático, con la ayuda del software “SolidWorks 2018”, permitiendo determinar los valores de esfuerzo de Von Mises y el desplazamiento máximo, así como el factor de seguridad.

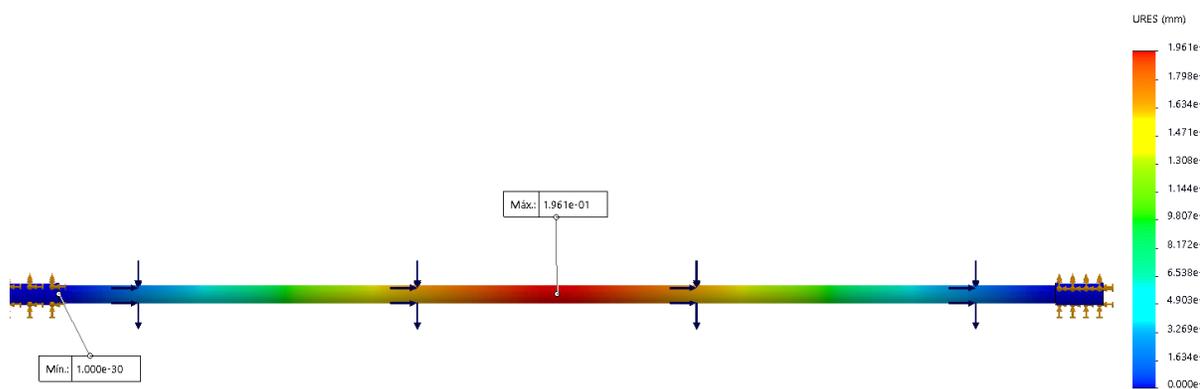
Mediante el diagrama de cuerpo (DCL) del tornillo de potencia (ver figura 4.18), las cargas externas que debe soportar el tornillo de potencia, es una carga axial de 66N y una carga radial de 247N. El acero de transmisión AISI 1020, se toma como material de referencia para el análisis, las condiciones de borde y mallado del tornillo, se muestran en la figura 4.21 (a).



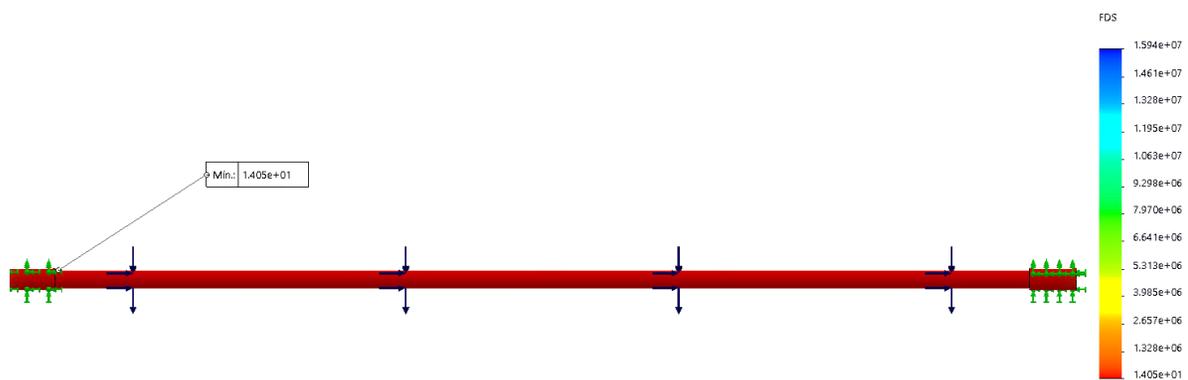
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4. 21. Análisis estático del tornillo de potencia; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.

Partiendo del análisis, se observa que el esfuerzo de Von Mises posee un valor de 14.72MPa; que garantiza la resistencia de la estructura, al no superar el esfuerzo de tracción del acero de transmisión (370MPa), el valor del desplazamiento máximo es de 0.196mm, que no interfiere en el movimiento lineal que cumple el tornillo de potencia y por último, el valor del factor de seguridad es de catorce punto cinco (14.5); el cual se encuentra en el rango de seguridad aceptado.

Tabla 4. 11. Resultados del análisis de esfuerzo, desplazamiento y factor de seguridad del tornillo de potencia.

Elemento	Esfuerzo	Desplazamiento	Factor de seguridad
	Máximo [MPa]	Máximo [mm]	
Tornillo de potencia	14.72	0.196	14.5

#### 4.10.4 Análisis de fuerzas en el punto de contacto tornillo-tuerca

Para el análisis de fuerzas en el punto de contacto se necesita calcular el torque de elevación y descenso y la eficiencia para un tornillo y una tuerca ACME.

##### 4.10.4.1 DCL del tornillo al elevar la carga.

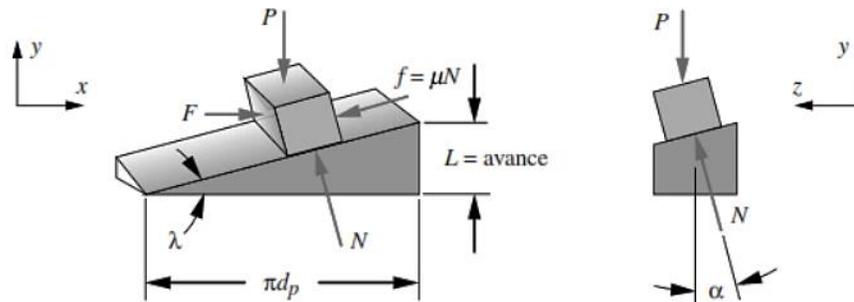


Figura 4. 22. DCL del tornillo de potencia al elevar la carga [30].

La fuerza aplicada en el tornillo de potencia corresponde a la fuerza axial, anteriormente calculada;  $P = 246.4[N]$ , es decir,  $P = 55.4[lbf]$ , el coeficiente de fricción entre el rodamiento y el tornillo es de  $u_c = 0.1$ . Finalmente, de acuerdo con [31], el coeficiente de fricción para el movimiento de la tuerca y el tornillo posee un valor de  $u = 0.15$ .

El torque del tornillo con cuerda ACME se rige a las siguientes ecuaciones

$$T_u = \frac{Pd_p}{2} * \frac{(\mu\pi d_p + L \cos \alpha)}{(\pi d_p \cos \alpha - \mu L)} + \mu_c Pd_p \quad \text{Ecuación 4.8}$$

$$T_d = \frac{Pd_p}{2} * \frac{(\mu\pi d_p - L \cos \alpha)}{(\pi d_p \cos \alpha + \mu L)} + \mu_c Pd_p \quad \text{Ecuación 4.9}$$

$$e = \frac{\cos \alpha - \mu \tan \lambda}{\cos \alpha + \mu \cot \lambda} \quad \text{Ecuación 4.10}$$

$$T_{Motor} = \frac{\max(T_u, T_d)}{e} \quad \text{Ecuación 4.11}$$

Donde:

- $T_u = \text{Torque de elevación}$
- $T_d = \text{Torque de descenso}$
- $e = \text{Eficiencia}$
- $T_{Motor} = \text{Torque del motor}$
- $\alpha = 14,5^\circ \rightarrow \text{Cuerda Acme}$
- $\lambda = 4.5^\circ [30]$

Resolviendo las ecuaciones, tenemos los siguientes resultados:

$$T_u = 0.7 [N.m]; T_d = 0.34[N.m]; e = 0.33; T_{Motor} = 2.11[N.m]$$

Por consiguiente, el valor de torque necesario para efectuar el movimiento del mecanismo es de 2.11N.m.

#### 4.10.5 Autobloqueo del tornillo de potencia

El autobloqueo resulta una condición muy útil en los sistemas de levantamiento de carga. La relación que existe entre el coeficiente de fricción y el ángulo de avance del tornillo determina dicho estado; por lo tanto, el tornillo es de autobloqueo, si cumple con la siguiente condición.

$$\mu \geq \frac{L}{\pi d_p} \cos \alpha \quad \text{Ecuación 4.12}$$

Reemplazando los datos de la ecuación 4.12, se obtiene el siguiente resultado;  $0.15 \geq 0.08$

Por consiguiente, debido al cumplimiento de autobloqueo, el tornillo mantendrá la carga en su lugar sin aplicación alguna de torque por parte del motor; garantizando la seguridad del mecanismo que no se pueda regresar, si se aplica una fuerza axial a la tuerca.

#### 4.11 Análisis de elementos del modelo 3D

Se realiza un análisis estático con las cargas presentes en la estructura del rehabilitador, permitiendo determinar los valores de esfuerzo de Von Mises, el desplazamiento máximo y el factor de seguridad.

La distribución del peso y la masa de la pierna, así como la gravedad, son factores a considerar en el análisis de cargas existentes. Por ello, mediante la ecuación 4.13, se calculan las fuerzas actuantes en el dispositivo. Los resultados se expresan en la tabla 4.12.

$$F = m * g \quad \text{Ecuación 4.13}$$

Donde:

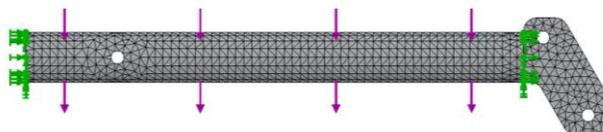
- F = fuerza
- m = masa
- g = 9,8 [m/s<sup>2</sup>] → gravedad

Tabla 4. 12. Distribución del peso y la masa de la pierna [32].

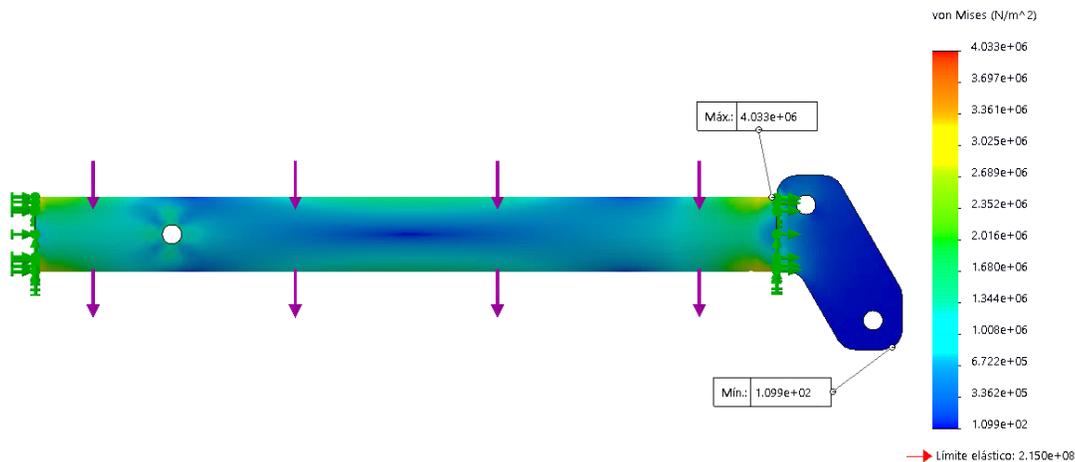
Miembro	Porcentaje [%]	Masa [kg]	Peso[N]
Pierna debajo de la rodilla	7	5,6	54,9
Pierna arriba de la rodilla	11	8,8	86,3
Estructura	-	11,6	113,8

#### 4.11.1 Análisis del tubo del fémur, de la tibia y base

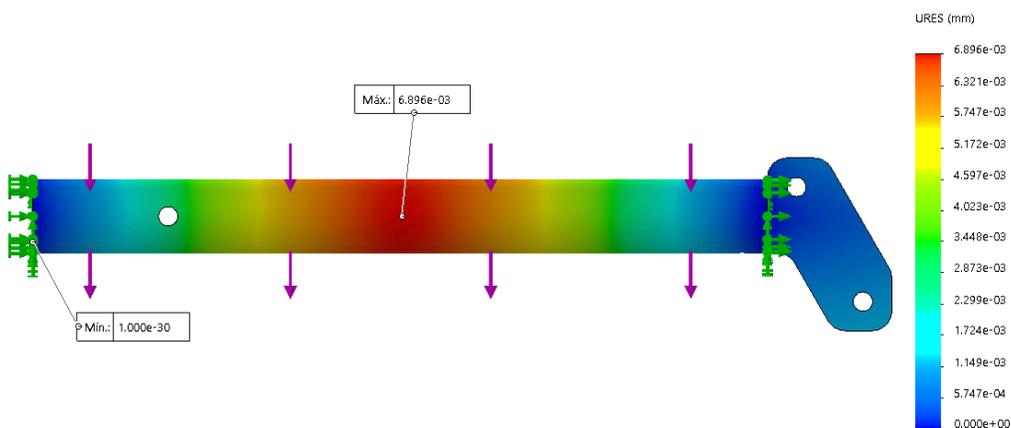
La carga externa que debe soportar el tubo del fémur es de 86,3 [N], mientras la carga externa del tubo de la tibia y la base es de 54,9 [N]. A continuación, se detalla el análisis de elementos finitos realizados en Solid Works, donde el acero inoxidable AISI 304 se establece como material de referencia.



(a)



(b)



(c)

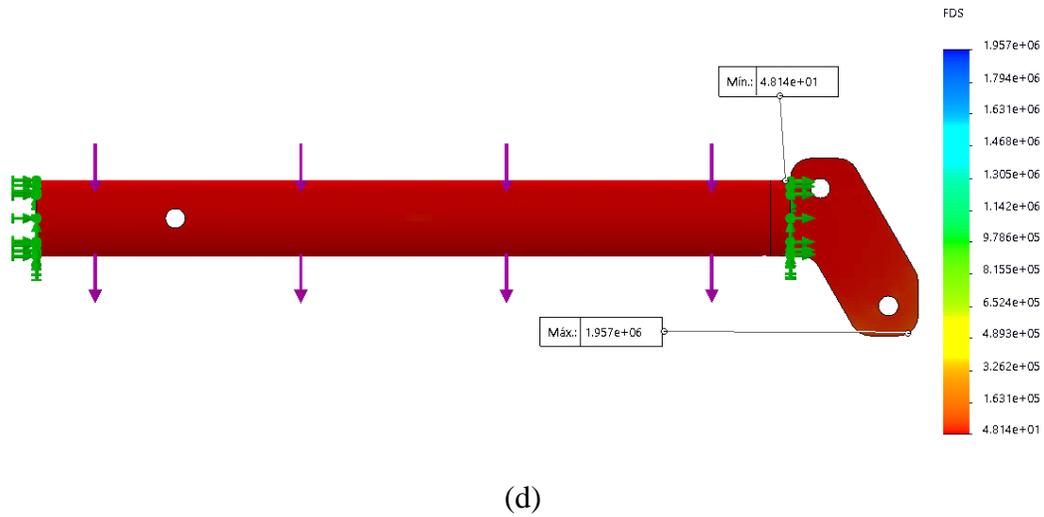
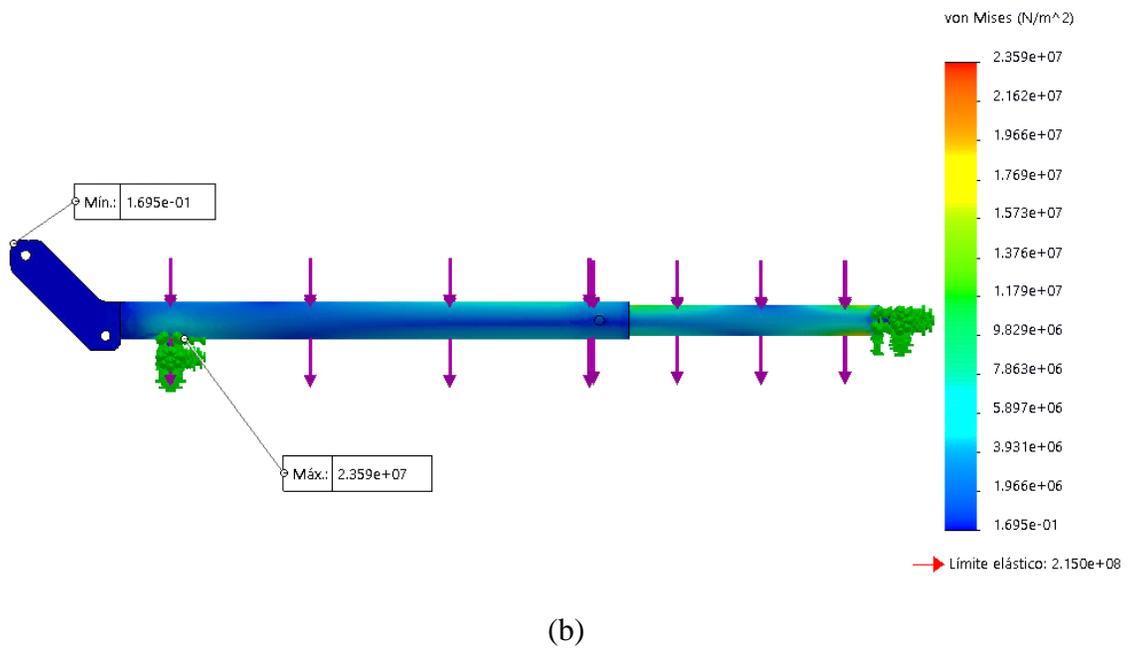
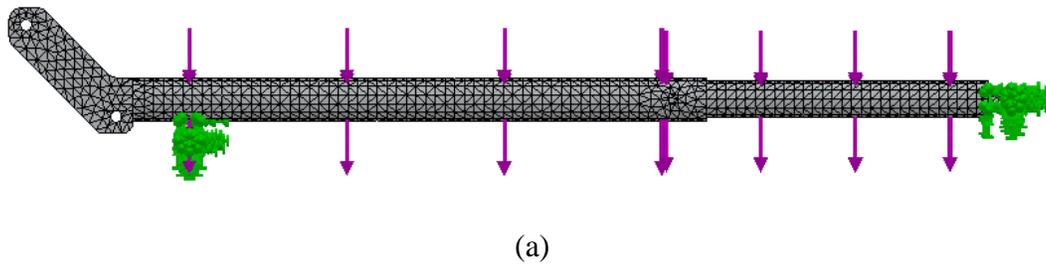
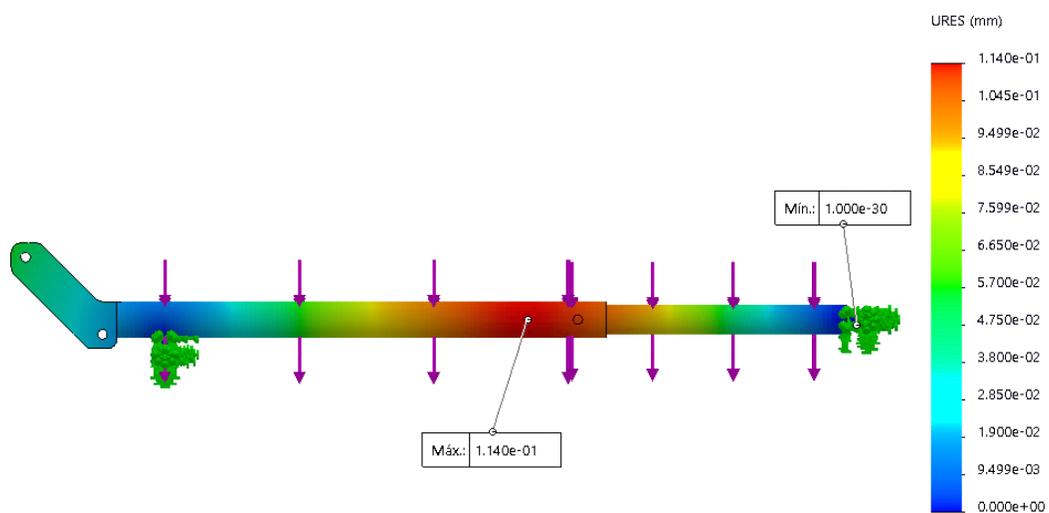
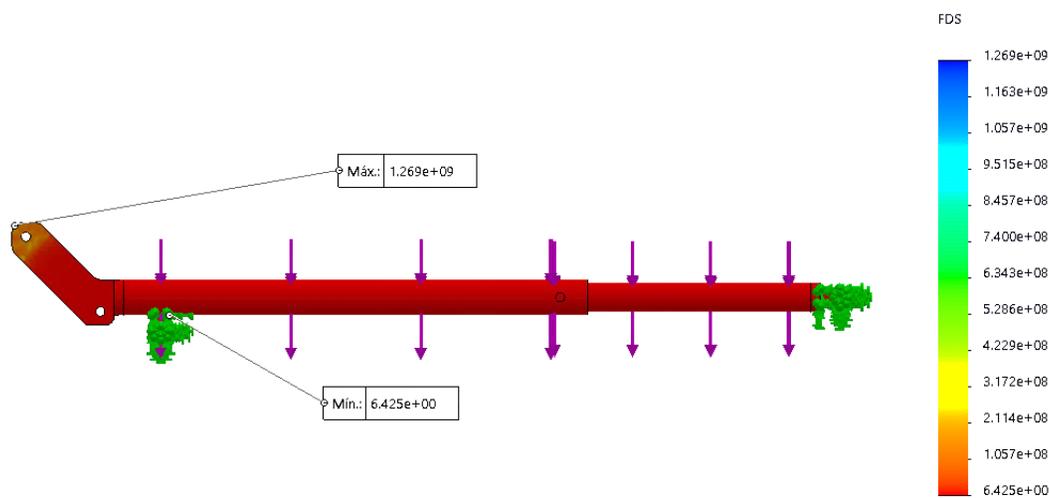


Figura 4. 23. Análisis estático del tubo del fémur; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.



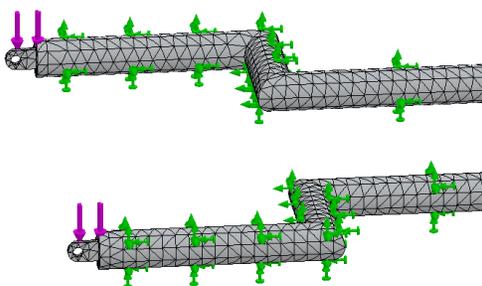


(c)

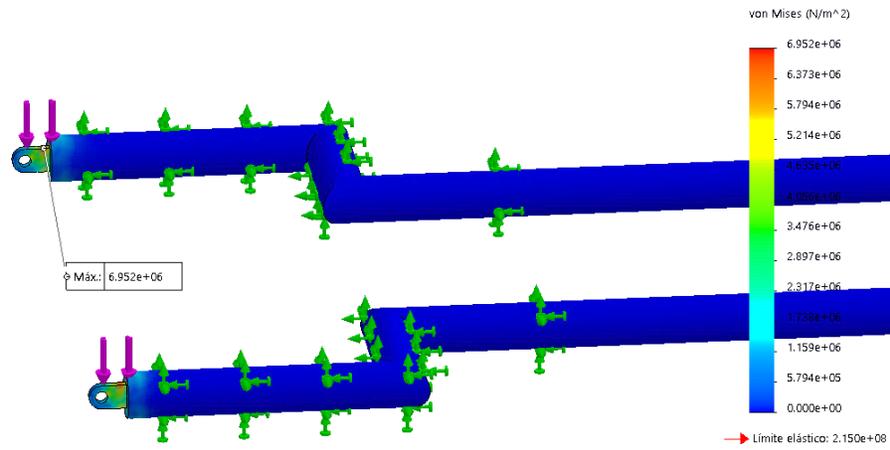


(d)

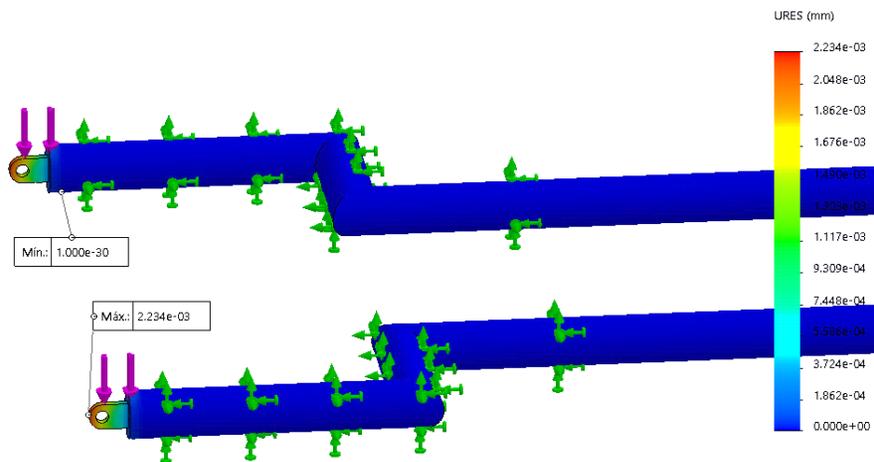
Figura 4. 24. Análisis estático del tubo de la tibia; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.



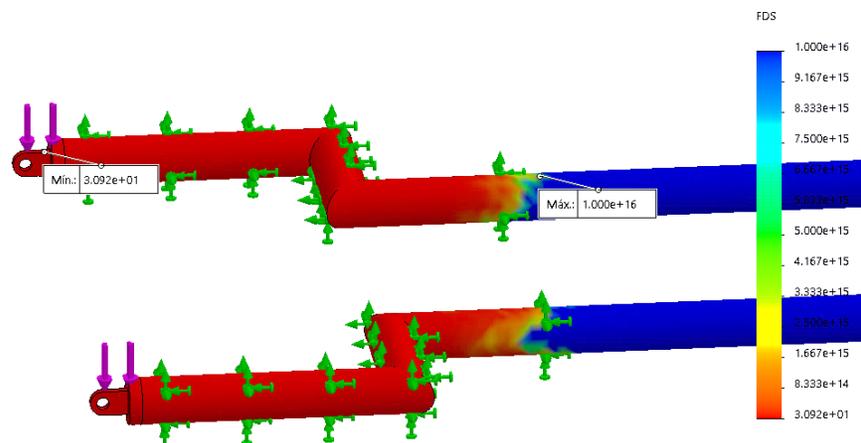
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4. 25. Análisis estático de la base; (a) mallado, (b) esfuerzo de Von Mises, (c) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.

Tabla 4. 13. Resultados del análisis de esfuerzo, desplazamiento y factor de seguridad del tubo del fémur y la tibia.

Elemento	Esfuerzo	Desplazamiento	Factor de seguridad
	Máximo [MPa]	Máximo [mm]	
Tubo fémur	4.03	0.007	48
Tubo Tibia	23.59	0.114	6.4
Base	6.95	0.002	30

Posterior al análisis del tubo del fémur, de la tibia y la base, se obtiene un factor de seguridad mínimo de seis punto cuatro (6.4), el mismo que valida el correcto funcionamiento del rehabilitador

## 4.12 Chumacera

La chumacera es un elemento mecánico encargado de soportar cargas radiales, axiales o combinacionales, que es utilizado para proporcionar apoyo a un eje de rotación, permitiendo el movimiento entre dos elementos de máquina. Al momento de la selección, se debe verificar el tamaño del eje y la capacidad del mismo para soportar los esfuerzos.

### 4.12.1 Selección chumacera

Se selecciona una chumacera UCP 203, en función del diámetro del eje, en este caso, el diámetro del tornillo de potencia, las especificaciones técnicas se muestran en la tabla 4.14.

Tabla 4. 14. Especificaciones técnicas de la chumacera UCP 203.

Referencia	$\emptyset$ eje	H	L	J	A	N	$N_1$	$H_1$	$H_2$
	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
UCP 203	17	30,2	127	95	38	13	19	15	62

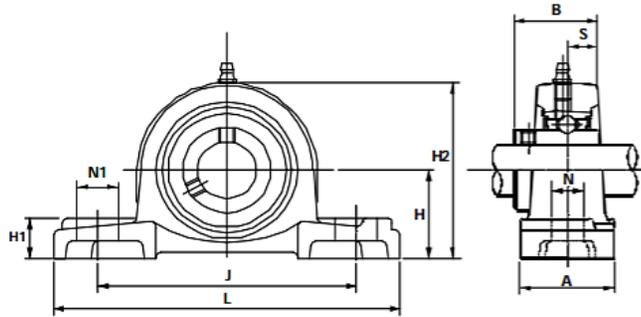


Figura 4. 26. Dimensiones chumacera UCP 203.

Las chumaceras a pesar de ser fabricadas a base de aceros con resistencias muy elevadas, terminan fallando por fatiga. La relación entre la duración de una chumacera y su carga, se determina mediante la siguiente ecuación [33].

$$\frac{L_2}{L_1} = \left(\frac{P_1}{P_2}\right)^k \quad \text{Ecuación 4.14}$$

Donde:

- $L_2$  = Duración del rodamiento.
- $L_1 = 10^6$  revoluciones.
- $P_1$  = Capacidad de carga dinámica básica.
- $P_2$  = Carga del diseño.
- $k = 3 \rightarrow$  para rodamiento de bolas.

La capacidad de carga dinámica, se utiliza para calcular la vida nominal de chumaceras que giran bajo carga de magnitud y dirección constantes. Se toma como referencia, la carga dinámica de 27000N, del modelo 320005 de la empresa SKF.

Se considera a la fuerza axial; ejercida en la tuerca (ver figura 4.18), como la carga del diseño.

Reemplazando valores en la ecuación 4.14, se obtiene el siguiente resultado:

$$L_2 = 1.32 \times 10^{12} \text{ revoluciones.}$$

### 4.13 Acople de mandíbula

De acuerdo al diseño presentado, es menester la introducción de un acople de estas características, para articular el eje del motor paso a paso con el del tornillo de potencia.

Para la selección del acople más adecuado se toma como referencia el diámetro del eje del tornillo de potencia de 17mm, consecuente, a esta característica, se selecciona el modelo L070 de la marca “Lovejoy”; este modelo, permite una perforación de hasta 19mm (ver tabla 4.15).

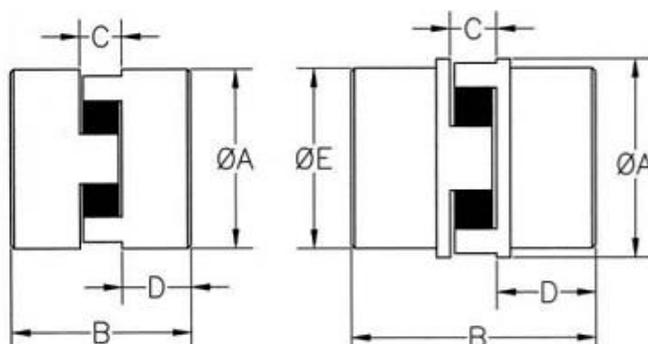


Figura 4. 27. Dimensiones acople Lovejoy L070 [34].

Tabla 4. 15. Especificaciones técnicas del acople Lovejoy L070 [34].

Referencia	$\varnothing \max$ [mm]	A [mm]	B [mm]	C [mm]	D [mm]	E [mm]	Peso [kg]
L070	19	34,5	50,8	12,2	19,0	34,5	0,27

### 4.14 Diseño del sistema de control

El diseño del sistema de control se realiza en base a la velocidad angular, el ángulo de flexo-extensión de la rodilla y el número de repeticiones del movimiento programado. Estos parámetros se establecen conforme a la necesidad de cada paciente, además, poseen un rango específico de funcionamiento, como se muestra en la tabla 4.16.

Tabla 4. 16. Rango de funcionamiento de las variables de control.

Variable	Valor mínimo	Valor máximo
Velocidad angular	60°/min	90°/min
Ángulo de flexo-extensión	0°	120°
Repeticiones	1	30

#### 4.14.1 Diagrama de bloques

El diagrama de bloques, mostrado en la figura 4.28, representa de manera gráfica el funcionamiento interno del dispositivo. El primer bloque corresponde a la posición de referencia, es decir, el ángulo de posicionamiento requerido por el usuario, esta medida, es leída por el microcontrolador, donde se procesa y transforma en pulsos que se envían al drive y finalmente al motor, realizando el movimiento apropiado para que el dispositivo se desplace a la posición requerida. El sistema de control es de lazo abierto, donde la posición final del mecanismo no es retroalimentada al sistema, por ende, no interviene en la acción de control.

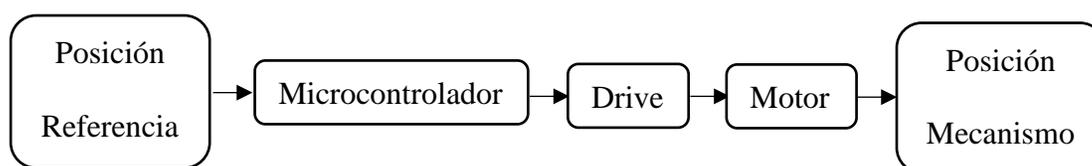


Figura 4. 28. Diagramas de bloques del sistema de control del rehabilitador.

El circuito de control consta de un microcontrolador, un drive y un motor. La selección adecuada de cada elemento, se realiza en base a los siguientes requisitos y restricciones propias del diseño de control:

- Silencioso.
- Bajo consumo de energía.
- Bajo costo de implementación y mantenimiento.

- Disponibilidad en el país.
- Adaptación al espacio y peso disponible.

#### 4.14.2 Actuadores de giro.

En el campo de los actuadores eléctricos existen motores de corriente directa, motores paso a paso y servomotores, que ostentan la labor de transformar energía eléctrica en energía mecánica para realizar un trabajo; proporcionando movimientos angulares. Se presenta el estudio de las ventajas y desventajas de cada módulo en el diseño (ver tabla 4.17).

*Tabla 4. 17. Ventajas y desventajas de los actuadores de giro eléctricos.*

Actuador	Servomotor	Motor DC	Motor paso a paso
Ventajas	Precisión alta.	Alta disponibilidad.	Precisión alta.
	Resolución alta.	Torque elevado (cajas reductoras).	Costo moderado.
	Costo elevado.	Costo bajo.	Consumo bajo de energía.
	Fácil manejo.	Velocidad ajustable.	Bajo costo de mantenimiento.
	Torque elevado	Respuesta rápida.	
		Torque directo bajo.	
Desventajas	Baja disponibilidad.	Baja disponibilidad de cajas reductoras.	Baja disponibilidad. Sufren resonancias.
	Costo elevado de implementación.	Alta velocidad de trabajo.	Alta complejidad del diseño del controlador.
	Posicionamiento limitado.	Alta complejidad de control.	

#### 4.14.3 Selección del actuador de giro.

Posterior al estudio de cada módulo, se realiza el análisis comparativo entre las tres (03) alternativas. Los parámetros establecidos en la tabla 4.18, permiten valorar en una escala del uno (01) al diez (10); donde diez (10) es el valor más conveniente.

*Tabla 4. 18. Análisis de actuadores de giro.*

Criterio de evaluación	Servomotor	Motor DC	Motor Paso a paso
Precisión de posicionamiento	7	6	9
Fácil control de posición y velocidad	8	5	9
Torque	8	7	7
Disponibilidad en el país	5	6	9
Costo de implementación	4	7	8
Adaptación al espacio disponible	7	7	8
Control de variables	9	7	9
Total	39	38	50

Con base a la evaluación descrita, se selecciona el motor paso a paso como la mejor alternativa, por su fácil control de posición y velocidad; al mover un paso a la vez por cada pulso aplicado, su precisión de posicionamiento; es capaz variar ángulos pequeños desde 1.8° hasta 90°, su enclavamiento; al permanecer en una posición fija, si una o más bobinas está energizada, además, la facilidad de control de las variables y repetitividad de procesos, la disponibilidad en el país, la adaptación al espacio disponible y el bajo costo de implementación; facilita la construcción y programación del dispositivo.

#### 4.14.4 Especificaciones del motor paso a paso.

El motor paso a paso convierte una serie de impulsos eléctricos en desplazamientos angulares. Existen dos (02) tipos de motores paso a paso; unipolares y bipolares. El motor bipolar generalmente posee cuatro cables de salida que pertenecen a cada una de las bobinas, como se muestra en la figura 4.29.

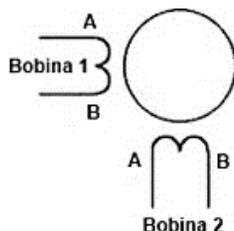


Figura 4. 29. Bobinas del motor paso a paso.

Específicamente se selecciona el motor paso a paso “NEMA 23”, que cumple con los parámetros de diseño y con la condición de torque mínimo del motor, ver ecuación 4.12. Este motor brinda la fuerza y precisión necesaria al sistema de movimiento lineal.

##### 4.14.4.1 Motor paso a paso NEMA 23

Las dimensiones correspondientes al motor se pueden observar en la figura 4.30.

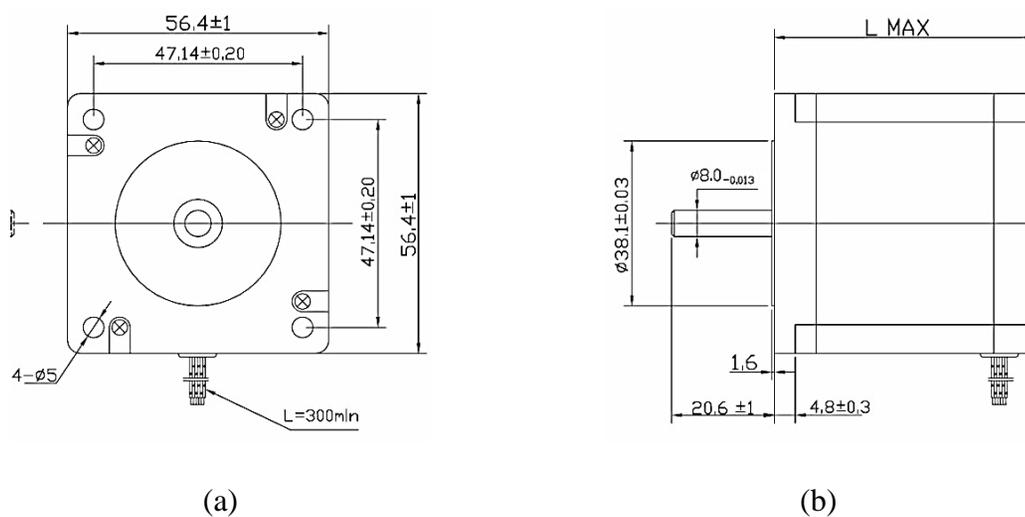


Figura 4. 30. Plano motor paso a paso Nema 23; (a) vista frontal, (b) vista lateral.

*Tabla 4. 19. Especificaciones técnicas del motor paso a paso NEMA 23.*

Características	Descripción
Modelo	23HS45-3504S
Torque	3.0[N.m]
Ángulo de paso	1.8[°]
Corriente nominal	3.5[A]
Voltaje de funcionamiento	4.2[V]
Voltaje de operación recomendado	36[VDC]
Peso	1.8[kg]
Dimensiones	57[mm] x 57[mm] x 114[mm]

La frecuencia de pulsos es un punto significativo; el motor llegaría a vibrar o girar de modo errado, si la frecuencia supera la frecuencia de trabajo. La generación de pulsos, se realiza mediante un controlador apropiado. Conforme a los requisitos de diseño, se selecciona el controlador TB6560.

#### **4.14.5 Controlador TB6560**

El controlador TB6560 (ver figura 4.31) es el encargado de aumentar la precisión del sistema, al poseer varios modos de micro pasos, asimismo, disfruta de la función de autoajuste y compatibilidad con motores de dos (02) y cuatro (04) fases desde 12V a 48V de tensión. Cabe mencionar, que este módulo brinda las protecciones necesarias de corto voltaje, sobre tensión y sobre corriente.



Figura 4. 31. Controlador TB6560.

Tabla 4. 20. Especificaciones del controlador TB6560 [35].

Características	Descripción
Voltaje de funcionamiento	10-35[V]
Voltaje recomendado	24[V]
Corriente de salida	0.5-3.5[A]
Corriente de funcionamiento	3[A]
Frecuencia máxima	20[KHz]
Motor adecuado	Nema17, Nema23, Nema24, Nema 34
Segmentación	1 paso, 1/2 de paso, 1/8 de paso, 1/16 de paso

La programación de las rutinas de rehabilitación se realiza mediante un microcontrolador “Arduino Mega” que permite la lectura y ejecución de programas; de igual forma, contiene módulos de procesamiento y memoria, así como puertos de entrada y salida conforme a las exigencias de control.

#### 4.14.6 Arduino Mega

El microcontrolador “Arduino Mega” (ver figura 4.32) permite el control del motor paso a paso NEMA 23, el controlador TB6560, la pantalla y el paro de emergencia, al disponer de cincuenta y cuatro (54) entradas y salidas digitales.



Figura 4. 32. Arduino Mega 2560.

Tabla 4. 21. Especificaciones del microcontrolador Arduino Mega [36].

Características	Descripción
Voltaje operativo	5[V]
Voltaje de entrada	7-12[V]
Voltaje máximo de entrada	20[V]
Pines digitales de entrada y salida	54
Pines analógicos de entrada	16
Corriente DC en pines de entrada y salida	40[mA]
Corriente DC en el pin 3.3V	50[mA]
Memoria flash	256 40[KB]
EEPROM	4[KB]
Clock Speed	16[MHz]

#### 4.14.7 Programación del microcontrolador

A priori la programación del microcontrolador, se realiza el diagrama de flujo del dispositivo, que facilita la escritura del programa.

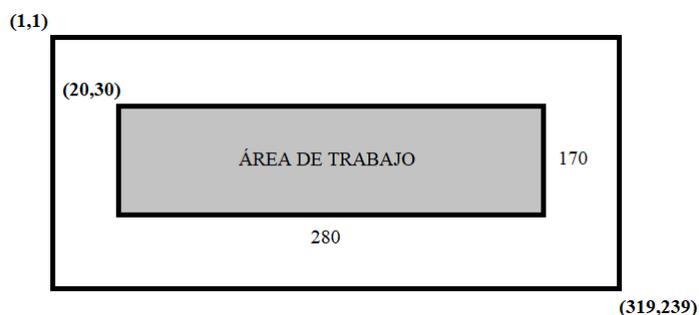
El anexo 7, contiene el código implementado en el microcontrolador, el cual se programa mediante el software “Arduino (IDE)”, entorno de desarrollo integrado de todas las placas que conforman la línea de Arduino [37]. El lenguaje de programación de “Arduino”, está basado en C++; lenguaje de alto nivel. El código de programación, incluye librerías informáticas que son imprescindibles para el uso de la pantalla, la memoria EEPROM y el “Timer1”, para el control PWM del motor.

#### **4.14.8.1 Flujograma**

El diagrama de flujo del anexo 6, ilustra la secuencia lógica de las operaciones que debe seguir el módulo de control. Este flujograma, permite realizar la programación de las rutinas de rehabilitación, incluyendo la inicialización del sistema, parámetros de seguridad y paro de emergencia.

#### **4.14.8.2 Programación de la pantalla**

La pantalla GLD posee un tamaño de 320 x 240 píxeles; sin embargo, el área de trabajo es tan solo de 280 x 170 píxeles, como se muestra en la figura 4.33. Este módulo táctil, permite la visualización de información, el ingreso de datos y la configuración de las rutinas de rehabilitación.



*Figura 4. 33. Tamaño de la pantalla GLD*

La programación de las rutinas en el microcontrolador, se realiza en base a la distribución de los menús y los botones, como se muestra en la tabla 4.22. El dispositivo posee siete (07) menús de funcionamiento.

Tabla 4. 22. Distribución de los menús y los botones de pantalla.

Menú	Descripción	Botón 0	Botón 1	Botón 2	Botón 3
0	Inicial	-	-	Config	Iniciar
1	Configuración	Info	Posición	Atrás	Iniciar
2	Proceso	-	-	-	-
3	Emergencia	-	-	Atrás	-
4	Información	-	-	Atrás	-
5	Espera	-	-	-	-
6	Posición	-	-	Atrás	-

#### 4.14.9 Control de posición y velocidad

El proceso de rehabilitación se lleva a cabo mediante el movimiento lineal del tornillo de potencia, el responsable de accionar este mecanismo, es el motor paso a paso, por ello, el control de la posición del dispositivo se realiza en base al avance del motor, es decir, el número de pasos que se envíe al motor es proporcional al ángulo de flexo-extensión. Para el control de la posición, se procede a la toma de datos experimentales del ángulo del rehabilitador y de la cantidad de pasos enviados al motor. El dispositivo al ostentar elementos ajustables, posee cinco (05) posiciones de trabajo; esto conlleva, que posea un comportamiento diferente en cada posición. En la tabla 4.24, se muestra los valores de los pasos del motor en relación al ángulo de flexo-extensión, de tres (03) posiciones del rehabilitador, estas posiciones se detallan en el capítulo correspondiente a la guía de funcionamiento del dispositivo. Cabe señalar, que el dispositivo está programado para moverse de manera automática hacia la posición requerida.

*Tabla 4. 23. Ángulos del dispositivo en relación a pasos del motor*

Ángulo [°]	Posición 1 [pasos]	Posición 2 [pasos]	Posición 3 [pasos]
30	5428	6972	7158
35	7070	8421	8551
40	8791	9945	10006
45	10596	11551	11528
50	12496	13249	13124
55	14500	15050	14801
60	16622	16968	16569
65	18875	19018	18437
70	21277	21220	20417
75	23848	23599	22525
80	26615	26186	24777
85	29611	29020	27195
90	32875	32154	29806
95	36461	35658	32641
100	40440	39632	35744
105	44908	44223	39172
110	50002	49655	42998
115	55928	56311	47330
120	63011	64906	52320

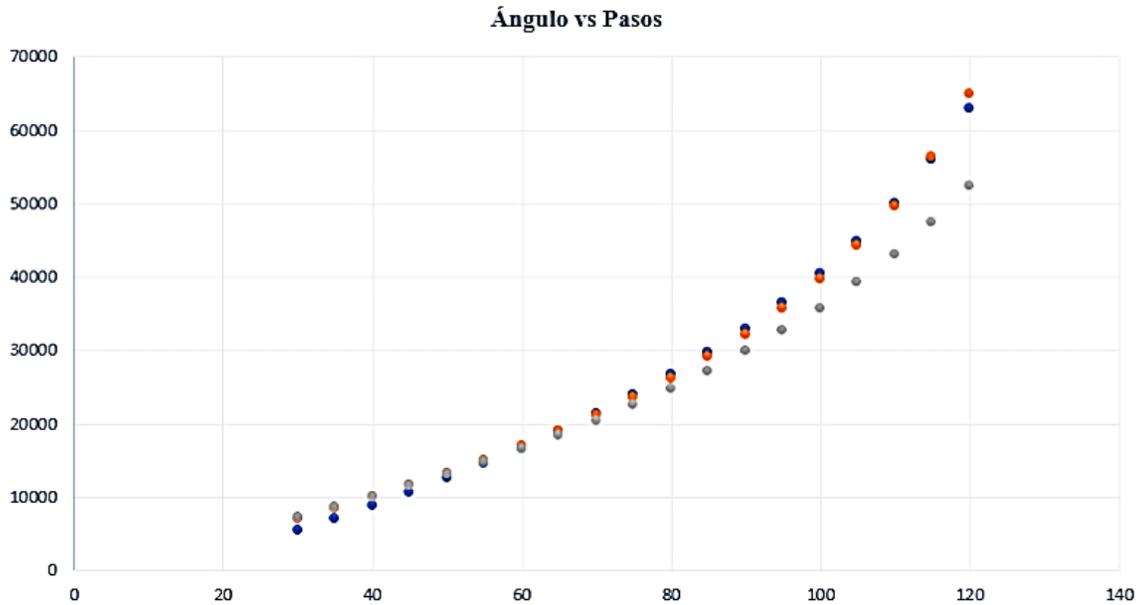


Figura 4. 34. Ángulo de flexo-extensión vs pasos del motor.

De acuerdo con los datos obtenidos anteriormente, se muestra que el sistema se comporta de manera exponencial, como se muestra en la figura 4.34, en consecuencia, para mejorar la exactitud de posicionamiento, se utiliza el método “Fitting Exponential Decay”, que permite obtener la ecuación de la curva exponencial aproximada a partir de la ecuación 4.13. La programación de las rutinas de movimiento se realiza de acuerdo al comportamiento de esta curva.

$$\theta = A + e^{\left(\frac{-P}{B}\right)} + C \quad \text{Ecuación 4.13}$$

Donde:

- A, B, C = Coeficientes.
- $\theta$  = Ángulo de flexo – extensión.
- P = Pasos del motor.

Posee tres (03) coeficientes; A, B, C, mismos que se obtienen mediante cálculo computacional, los resultados se exponen en la tabla 4.23, de acuerdo a cada posición del rehabilitador.

Tabla 4. 24. Coeficientes de la curva de regresión exponencial.

Posición	Coeficientes		
	A	B	C
1	143.26046,	-131.48606	36337.61842
2	134.87860	-132.66428	29666.03135
3	150.49342	-49.81315	32867.06796

Asimismo, el control de la velocidad del rehabilitador, se configura mediante datos experimentales, en este caso, la velocidad del tornillo de potencia y el valor programado en la interrupción temporizada “Timer1”. Este último, será el encargado de modificar la frecuencia en la cual se envía cada pulso al motor. El valor del “Timer1” se detalla en la tabla 4.25, de acuerdo a las cuatro (04) velocidades programadas. (60°/min, 70°/min, 80°/min, 90°/min).

Tabla 4. 25. Retardo de cada velocidad del rehabilitador

Velocidad [°/min]	Timer
60	2000
70	1714
80	1500
90	1333

#### 4.14.7 Diagrama de conexión

El diagrama de conexión, ver anexo 4, representa al circuito de control del rehabilitador, contiene una fuente de 12V a 5A que alimenta al drive del motor, de igual manera, un microcontrolador que comanda todas las acciones del sistema mediante una pantalla GLD “ILI9341” y el botón de paro de emergencia.

#### **4.15 Aspectos relacionados a la construcción y ensamblaje**

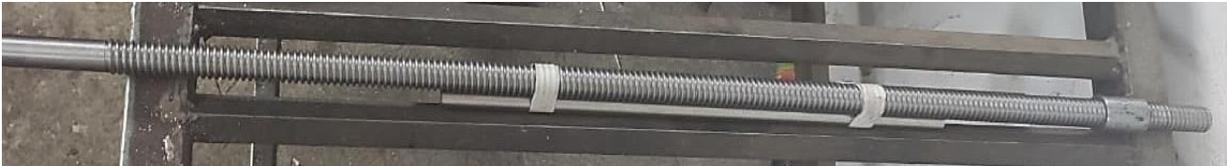
El proceso de construcción del rehabilitador se realiza en primera instancia con la fabricación y ensamblaje del sistema mecánico, seguido de la fabricación del sistema electrónico e insumos que brindan protección, comodidad y estética.

##### **4.15.1 Fabricación del sistema mecánico**

Los elementos que conforman el dispositivo en su mayoría son estructuras tubulares de acero inoxidable AISI 304, el proceso de manufactura se realiza de acuerdo a los planos mecánicos de la estructura, ver anexo 1. Cada pieza se construye de manera independiente y se ensambla posteriormente.

##### ***4.15.1.1 Fabricación del tornillo de potencia***

El mecanizado del tornillo de potencia y tuerca, ambos de rosca ACME, se realiza en acero de transmisión AISI 1018, como se muestra en la figura 4.36. La manufactura de los elementos antes mencionados, se desarrolla mediante cilindrado, roscado y desbastado.



*Figura 4. 35. Tornillo de potencia mecanizado.*

##### ***4.15.1.2 Fabricación de la base***

La estructura de la base del rehabilitador, es mecanizada en su mayoría de tubo hueco de acero inoxidable AISI 304, conjuntamente, se sueldan dos platinas que sirven de base para las chumaceras donde se instala el tornillo de potencia, el acople de mandíbula “Lovejoy L070” sirve como matrimonio entre el motor paso a paso y el eje, como se muestra en la figura 4.37.



*Figura 4. 36. Base mecanizada.*

#### **4.15.1.3 Fabricación del mecanismo**

La manufactura del mecanismo del rehabilitador, de igual manera, tiene en su mayoría tubos huecos de acero inoxidable AISI 304. La articulación policéntrica, la base del pie, la brida del soporte del pie, entre otros, se manufactura en platinas de 3mm de espesor.

#### **4.15.1.4 Ensamblaje**

El proceso de ensamblaje acopla todas las piezas de acuerdo a la función de cada elemento, los elementos fijos se sueldan mediante el tipo “GTAW”, mientras los elementos móviles se sujetan mediante pasadores, como se muestra en la figura 4.38.



*Figura 4. 37. Ensamble de la estructura del rehabilitador.*

#### **4.15.2 Fabricación del sistema electrónico**

La automatización del dispositivo conlleva la fabricación del sistema electrónico. Se procede a distribuir todos los elementos en una caja de control, como se muestra en la figura 4.39.



*Figura 4. 38. Caja de control.*

#### **4.15.3 Ensamblaje del rehabilitador**

Una vez fabricado los elementos que conforman el rehabilitador, se implementa un sistema de sujeción del miembro inferior, mediante correas de velcro y colchonetas, que brindan al paciente seguridad y comodidad. Finalmente, se procede a ensamblar todas las piezas, como se muestra en la figura 4.40.



*Figura 4. 39. Ensamble de la estructura del rehabilitador.*

El dispositivo al cumplir con las especificaciones de diseño, se encuentra preparado para someterse a pruebas de funcionamiento.

#### 4.16 Pruebas de funcionamiento del dispositivo

Anterior a la evaluación de la funcionalidad con pacientes sanos, se procede a la verificación de la funcionalidad de los elementos que conforman el rehabilitador sin el paciente.

Se cumple cuatro (04) pruebas de funcionamiento (ver tabla 4.26), a cinco (05) pacientes sanos de diferentes estaturas. El anexo 8, muestra las pruebas realizadas a un paciente con una estatura de 1.76m, asimismo, en la tabla 4.27, se detalla los resultados obtenidos.

Cabe señalar, que el funcionamiento del botón de paro de emergencia del sistema, se evalúa cinco (05) veces durante cada prueba realizada.

*Tabla 4. 26. Pruebas realizadas del dispositivo.*

N° de Prueba	Parámetros		
	Velocidad [°/min]	Ángulo [°]	Repeticiones
1	60	30	3
2	70	60	6
3	80	90	9
4	90	120	12

*Tabla 4. 27. Resultados de las pruebas realizadas del dispositivo.*

Parámetros	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Prueba 4
Posición	Funciona	Funciona	Funciona	Funciona
	Correctamente	Correctamente	Correctamente	Correctamente
Velocidad	Funciona	Funciona	Funciona	Funciona
	Correctamente	Correctamente	Correctamente	Correctamente
Repeticiones	Funciona	Funciona	Funciona	Funciona
	Correctamente	Correctamente	Correctamente	Correctamente
Calibración	Funciona	Funciona	Funciona	Funciona
	Correctamente	Correctamente	Correctamente	Correctamente
Paro de	Funciona	Funciona	Funciona	Funciona
Emergencia	Correctamente	Correctamente	Correctamente	Correctamente

## CAPÍTULO V

### MANUAL DE OPERACIÓN Y MANTENIMIENTO

#### 5.1 Desarrollo de la guía de usuario

##### 5.1.1 Información preliminar

El dispositivo de rehabilitación es una estructura con articulación policéntrica motorizada que permite un movimiento pasivo continuo (CPM) de la articulación de la rodilla. Es de gran ayuda en tratamientos médico terapéuticos de las más frecuentes lesiones de rodilla y enfermedades articulares. El uso del dispositivo es importante para tratamientos en centros de rehabilitación, hospitales, clínicas o consultorios. Ofrece una cinesiterapia pasiva que ayuda a la rehabilitación temprana de la articulación, recuperando así la movilidad completa de la rodilla. Asimismo, mejora la circulación de la sangre y metabolismo; previniendo enfermedades.

##### 5.1.2 Descripción general

El dispositivo realiza los movimientos de extensión y flexión en la articulación de la rodilla en un rango de 0° a 120°. La interfaz del dispositivo es sencilla facilitando el ingreso del número de repeticiones, el ángulo de movimiento y la velocidad del dispositivo.

##### 5.1.3 Ajustes iniciales del dispositivo

Antes de poner en marcha el rehabilitador, se debe seguir los siguientes pasos:

1. Conectar el cable del dispositivo en la red eléctrica con puesta a tierra (120V, 60 Hertz).
2. Revisar y establecer los elementos ajustables del dispositivo en posición inicial de funcionamiento (posición 1), ver tabla 5.1.
3. Activar el interruptor principal del dispositivo. Posterior al encendido del rehabilitador, este, empezará de manera automática a calibrar el dispositivo, por ello, es obligatorio, que el rehabilitador se encuentre en la posición inicial.

4. Después de calibrar el rehabilitador, se debe configurar los parámetros de rehabilitación a través del menú de programación del dispositivo. Cada menú del módulo de control, se describe más adelante en esta guía de usuario.
5. Configurar la posición de trabajo del rehabilitador, de acuerdo a las medidas antropométricas del paciente.
6. Poner en marcha el dispositivo mediante el menú de inicio. El dispositivo muestra la posición en la que se encuentra durante todo el ciclo de rehabilitación, mediante el menú indicador del sistema.
7. En caso de comportamiento erróneo de las rutinas de rehabilitación, activar de manera inmediata el botón de paro de emergencia. Asimismo, en caso de tener dudas en la programación, ingresar al menú de información del dispositivo.

#### **5.1.4 Descripción de los elementos funcionales**

El dispositivo se adapta anatómicamente al paciente debido a que el dispositivo posee elementos ajustables, los elementos del dispositivo se detallan a continuación (ver anexo 1):

20. Motor, 19. Acople de mandíbula, 18. Tuerca, 17. Brida soporte pie, 16. Soporte pie, 15. Tornillo de potencia, 14. Barra D, 13. Barra A, 12. Barra C, 11. Barra B, 10. Barra Soporte Fémur, 9. Chumacera, 8. Tubo Brazo Extensión, 7. Barra Circular Brazo-Fémur 6. Tubo Fémur, 5. Tubo Brazo, 4. Tubo Tibia, 3. Tubo Tibia Extensión, 2. Tubo Soporte Tibia Extensión, 1. Base.

##### ***5.1.4.1 Configuración de elementos ajustables***

La configuración de los elementos ajustables depende de las medidas anatómicas del miembro inferior del paciente, por ende, antes de realizar la adaptación de los elementos ajustables del dispositivo, se debe obtener las medidas del paciente.

El procedimiento apropiado para adecuar el módulo a las medidas de cada paciente, es el siguiente:

1. Medir la altura a la poplítea del paciente (longitud del fémur). Adaptar la longitud del tubo brazo de acuerdo a la medida obtenida. El tubo brazo posee un rango de 390 [mm] a 530 [mm].
2. Medir la distancia nalga–poplítea del paciente (longitud de la tibia). Adaptar la longitud del tubo tibia de acuerdo a la medida obtenida. El tubo tibia posee un rango de 350 [mm] a 470 [mm].
3. Por último, adecuar la longitud del tubo soporte tibia extensión de acuerdo a la longitud del brazo fémur. El tubo soporte tibia extensión posee un rango de 250 [mm] a 410 [mm].

Luego de obtener las tres (03) medidas del miembro inferior del paciente, se debe adaptar el dispositivo, en concordancia a cada medida. El dispositivo posee cinco (05) posiciones diferentes, a continuación, se presenta una guía en la tabla 5.1, donde se detalla las medidas de cada posición.

*Tabla 5. 1. Medidas de ajuste del tubo soporte tibia extensión*

Posición	Longitud brazo fémur [mm]	Longitud soporte tibia extensión [mm]	Longitud tibia [mm]
1	540	410	470
2	502	370	440
3	465	330	410
4	427	290	380
5	390	250	350

Es importante recordar que todos los elementos ajustables poseen dos (02) tornillos de fijación para el ajuste de la longitud de cada uno según las medidas antropométricas del paciente.

Ajustar en la posición anatómica deseada.

### **5.1.5 Descripción del módulo de control**

La programación del módulo, se realiza mediante la pantalla táctil, donde, el usuario accede a los diferentes menús que posee el dispositivo en su interfaz usuario máquina, a continuación, se detalla el funcionamiento de cada menú.

#### **5.1.5.1 Menú de calibración**

Posterior al encendido del dispositivo, la pantalla se inicia automáticamente en el menú de calibración (ver figura 5.1), este menú, se presenta únicamente al inicio de cada rehabilitación. Una vez se ha calibrado, el sistema se dirige de manera automática al menú de inicio.



*Figura 5. 1. Pantalla del menú de calibración del sistema.*

#### **5.1.5.2 Menú de inicio**

El usuario puede programar el dispositivo mediante la pantalla táctil, la cual nos permite ingresar todos los datos necesarios para realizar la cinesiterapia pasiva de rodilla. Pulse en "Config." para empezar con la programación del dispositivo, como se muestra en la figura 5.2.

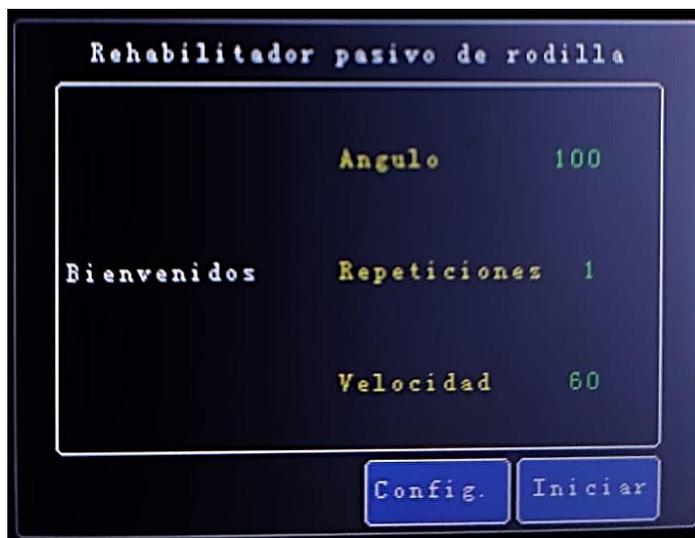


Figura 5. 2. Pantalla del menú de inicio del sistema.

### 5.1.5.3 Menú de programación

En el menú de programación (ver figura 5.3), se puede configurar los parámetros de rehabilitación, según la necesidad de cada paciente. Se deben ingresar los siguientes datos de rehabilitación: el número de repeticiones (1-30), el ángulo de flexo-extensión ( $30^{\circ}$ - $120^{\circ}$ ) y la velocidad ( $60^{\circ}/\text{min}$ ,  $70^{\circ}/\text{min}$ ,  $80^{\circ}/\text{min}$ ,  $90^{\circ}/\text{min}$ ). El ingreso de datos está configurado para que el usuario, no ingrese valores fuera del rango establecido.

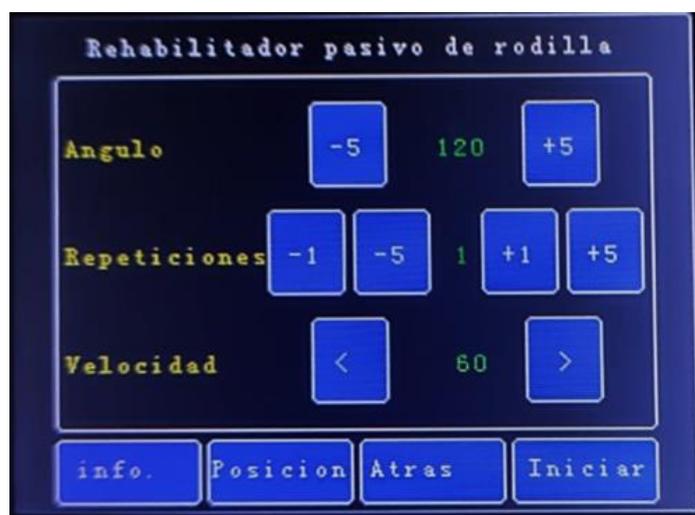


Figura 5. 3. Pantalla del menú de programación del sistema.

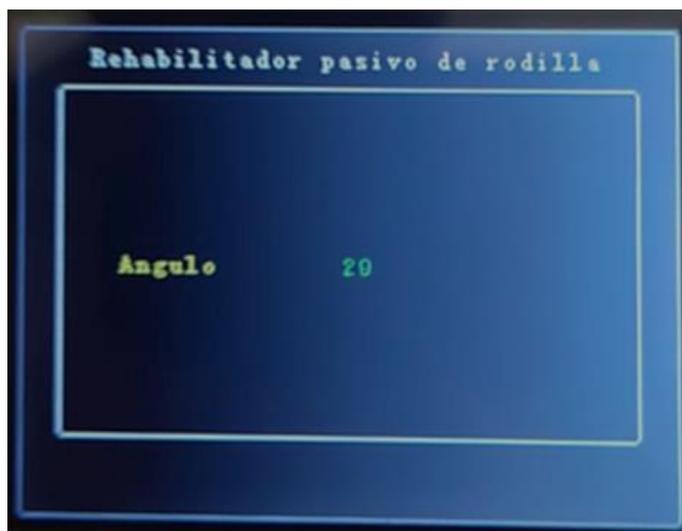
En caso de no tener el conocimiento pertinente para poder ingresar los datos adecuados al rehabilitador, este, tiene a disposición el menú de información que le guiará de manera rápida.

Además, en la parte inferior del menú se puede identificar el botón “Posición”, que permite configurar la posición en la que se encuentra el rehabilitador. Finalmente, para iniciar el proceso de rehabilitación, se debe pulsar en el botón “Iniciar”, que inmediatamente empezará con el proceso de rehabilitación, con el ángulo requerido por el paciente, el número de repeticiones y la velocidad seleccionada.

#### ***5.1.5.4 Menú indicador***

Una vez que el dispositivo está en funcionamiento, se mostrará en la pantalla el estado actual del movimiento de rehabilitación pasiva durante todo el ciclo de rehabilitación, como se muestra en la figura 5.4.

Al terminar la rehabilitación, el dispositivo regresará a la posición inicial (extensión). El dispositivo indicará que la sesión ha finalizado y estará listo para poner en marcha una nueva sesión de rehabilitación en caso que el usuario lo requiera.



*Figura 5. 4. Pantalla del menú indicador del sistema.*

#### 5.1.5.5 Menú de paro de emergencia

Si el rehabilitador presenta algún funcionamiento incorrecto, se debe presionar de manera inmediata el botón de paro de emergencia, el mismo que se encuentra etiquetado para su fácil reconocimiento y acceso para detener el dispositivo y evitar daños en la articulación. En caso de presionar el botón de paro de emergencia, el sistema se detiene por completo y en la pantalla se muestra un mensaje de alerta indicando que el botón de paro de emergencia está activado, como se muestra en la figura 5.5. Para desbloquear el paro de emergencia en la pantalla el usuario debe pulsar “Reanudar” para reestablecer el proceso de rehabilitación, caso contrario, para que el rehabilitador regrese a una posición inicial en extensión total y el sistema se reinicie, se debe pulsar “Finalizar”.



Figura 5. 5. Pantalla del menú de paro de emergencia del sistema.

Es importante anotar que mientras el rehabilitador se esté ejecutando, la pantalla se bloqueará de manera automática, el único botón habilitado será el botón de paro de emergencia.

Es obligatorio, que una vez se accione el botón de paro de emergencia, el usuario debe regresar el botón a la posición inicial de manera manual.

### 5.1.5.6 Menú de información

El menú de información (ver figura 5.6), ofrece una guía al usuario que sirve para el correcto ingreso de los datos, donde consta el rango del ángulo de rehabilitación, el rango de repeticiones y las velocidades que ofrece el dispositivo al usuario.

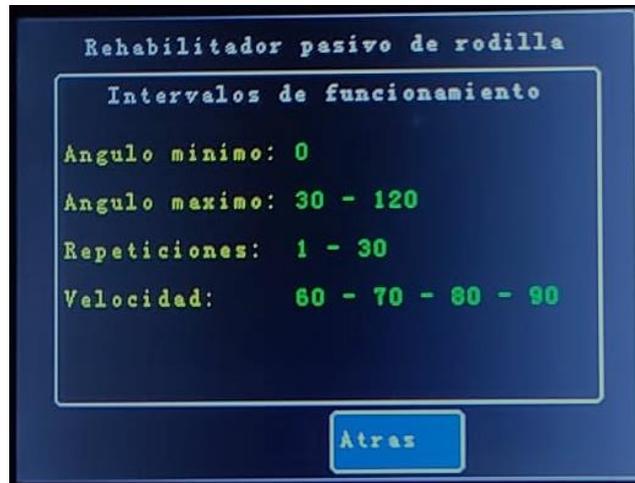


Figura 5. 6. Pantalla del menú de información del sistema.

### 5.1.5.7 Menú de la posición del rehabilitador

Es necesario recalcar que, para el correcto funcionamiento del dispositivo, se debe configurar la posición en la que se encuentra el rehabilitador. Este menú, ofrece la opción de ingresar esta información de manera sencilla, como se muestra en la figura 5.7.

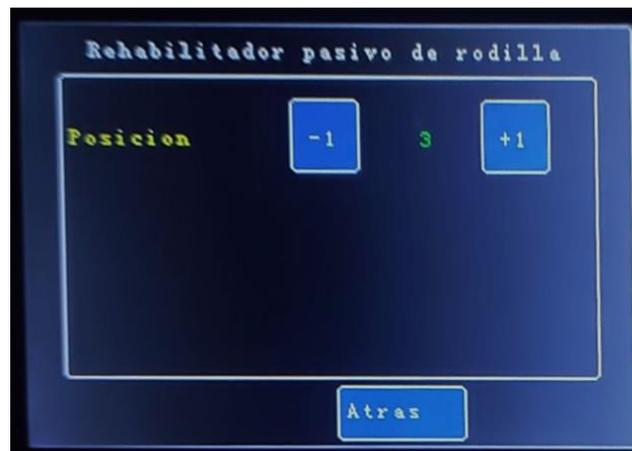


Figura 5. 7. Pantalla del menú de posición del rehabilitador

## **5.2 Precauciones**

Es importante que lea las indicaciones de seguridad antes de la puesta en marcha del rehabilitador. Sólo personal autorizado debe manejar el dispositivo de rehabilitación. Las personas autorizadas son aquellas que han sido instruidas en el manejo del dispositivo o el fabricante del dispositivo.

El usuario debe garantizar antes de usar el dispositivo que se encuentre en perfecto estado y funcione de manera segura. Antes de iniciar el tratamiento se tiene que efectuar una prueba de funcionamiento que dure algunos ciclos de movimiento sin el paciente.

El paciente debe colocarse en el dispositivo de manera anatómicamente correcta. Para eso se tienen que controlar los elementos ajustables.

El dispositivo debe ser utilizado en lugares seco, ningún líquido debe penetrar el dispositivo. En caso de que se haya infiltrado algún líquido debe ser inspeccionado por un técnico antes de volver utilizar.

La máxima carga continua en los elementos de apoyo es de 16 kg.

## **5.3 Riesgos**

Sólo personas autorizadas deben realizar trabajos de mantenimiento y reparación. Antes de realizar trabajos de limpieza y reparación siempre se debe desconectar de la alimentación de corriente.

En caso de dudas respecto al ajuste correcto del dispositivo mientras el dispositivo se encuentra en ejecución, se debe interrumpir inmediatamente el movimiento mediante el uso del paro de emergencia.

El usuario debe cerciorarse que los cables, las conexiones enchufables y los tornillos de ajustes estén en perfecto estado.

## CONCLUSIONES

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano y constituye el elemento más importante para la marcha; soporta todo el peso del cuerpo con gran estabilidad; por ello, en caso de estados post operativos o de enfermedades articulares, la rehabilitación pasiva, es de gran importancia; ayuda a la recuperación de la movilidad. Los protocolos de rehabilitación pasiva, consisten en movimientos continuos, con una misma intensidad, lo cual se convierte en una tarea compleja, delicada y larga de realizar.

La estructura del rehabilitador ha sido construida considerando las medidas antropométricas de la población ecuatoriana, y además con el fin de mejorar la estabilidad, el dispositivo consta de una estructura con articulación policéntrica (mecanismo de cuatro barras), que simula el complejo comportamiento de la rodilla.

La programación del dispositivo es sencilla e intuitiva, se realiza considerando el número de repeticiones desde uno (01) a treinta (30), el ángulo de flexo-extensión desde  $0^{\circ}$  a  $120^{\circ}$  (de acuerdo a la fisiología normal de la rodilla) y la velocidad del dispositivo comprendida en  $60^{\circ}/\text{min}$ ,  $70^{\circ}/\text{min}$ ,  $80^{\circ}/\text{min}$  y  $90^{\circ}/\text{min}$ .

El dispositivo de cinesiterapia pasiva, es de gran ayuda en tratamientos médico terapéuticos de las más frecuentes lesiones de rodilla. Permite un movimiento pasivo continuo (CPM) de la articulación, se aplica a pacientes que por alguna razón han perdido total o parcialmente la movilidad.

## RECOMENDACIONES

El mecanismo de la articulación policéntrica de cuatro barras puede ser reemplazado por un sistema de seis barras; este mecanismo, brinda mayor estabilidad al dispositivo y simula de mejor manera el movimiento natural de la rodilla, sin embargo, el poseer más variables de diseño, involucra una estructura más compleja; dificulta el diseño y construcción de la estructura, además, aumenta el costo de implementación y mantenimiento.

La lubricación entre los elementos; tuerca y tornillo, se debe realizar cada quince días para prevenir que la fricción dañe la cuerda de los componentes y acorte drásticamente la vida funcional de los elementos.

El control de posición se establece acorde al ángulo del rehabilitador; esta medida, en la presente investigación está definida por el desplazamiento lineal del tornillo de potencia, sin embargo, puede ser obtenida mediante el uso de un potenciómetro, brindando al sistema de control, un posicionamiento con un alto nivel de exactitud.

## GLOSARIO DE TÉRMINOS

**Ortopédico:** Que sirve para prevenir o corregir las deformaciones o desviaciones de los huesos y de las articulaciones del cuerpo

**Sagital:** Plano mediano que, siendo perpendicular al suelo, pasa exactamente por la mitad del cuerpo, dividiéndolo en dos partes iguales, derecha e izquierda.

**Cóndilos femorales:** Cabeza, eminencia o protuberancia redondeada en la extremidad de un hueso que encaja en el hueco de otro para formar una articulación. La superficie articular del cóndilo es convexa en dos direcciones y la del hueso que lo recibe es cóncava en dos direcciones.

**Poplítea:** También llamado hueco poplíteo, en el hombre y algunos animales, es una depresión más o menos romboidal de eje mayor vertical, localizada en la región entre el muslo y la pierna, que se corresponde adelante con la rodilla. Coloquialmente se le conoce como la corva.

**Diáfisis:** Parte tubular de un hueso largo, comprendida entre los dos extremos o epífisis.

**Superior:** Significa hacia arriba o hacia la cabeza.

**Inferior:** Significa hacia abajo o hacia los pies.

**Anterior:** Significa cerca o enfrente del cuerpo o sobre este.

**Posterior:** Significa cerca o en la espalda del cuerpo.

**Poplítea:** Depresión más o menos romboidal de eje mayor vertical, localizada en la región entre el muslo y la pierna, que se corresponde adelante con la rodilla.

**CPM:** Máquinas de movimiento continuo.

**Luxación:** Separación de dos huesos en el lugar donde se juntan, es decir, en la articulación.

## REFERENCIAS

- [1] A. M. Lara Izurieta, «Terapia acuática para fortalecimiento y estabilización en pacientes con artrosis de rodilla,» Universidad Técnica de Ambato, Ambato, 2011.
- [2] J. Nikitzuk, B. Weinberg, P. K. Cavanan y M. Constantinos, «Active Knee Rehabilitation Oeothotic Device With Variable Damping Characteristics Implemented via an Electrorheological Fluid,» IEEE EXPLORER, Boston, 2010.
- [3] Ortoweb SL, «Kinetec Spectra - Máquina CPM de rehabilitación de rodilla,» Ortoweb, 30 Marzo 2017. [En línea]. Available: <https://www.ortoweb.com/kinetec-spectra#>. [Último acceso: 24 Abril 2019].
- [4] L. Góngora, C. Rosales, I. Gonzáles y N. Pujals, « Articulación de la rodilla y su mecánica articular,» 2 Julio 2003. [En línea]. Available: [http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7\\_2\\_03/san13203.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7_2_03/san13203.htm). [Último acceso: 30 Abril 2019].
- [5] J. Rohen, C. Yokochi y E. Liitjen-Drecol, «Miembro [extremidad] inferior,» de *Atlas de la Anatomía Humana*, Chile, Mediterraneo, 2002, pp. 426-451.
- [6] Traumatología Hellín, «Prótesis Total de Rodilla,» WordPress, 2 Febrero 2015. [En línea]. Available: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/informacion-sobre-cirugias/informacion-para-el-paciente-sobre-protesis-total-de-rodilla/>. [Último acceso: 24 Abril 2019].
- [7] K. Egol, K. Koval y J. Zuckerman, «Lesiones de la rótula y del mecanismo extensor de la rodilla,» de *Manual de fracturas*, Barcelona, Wolters Kluwer, 2015, pp. 429-444.

- [8] D. Le Vay, «Anatomía regional: La pierna,» de *Anatomía y Fisiología Humana*, Barcelona, Paidotribo, 2015, pp. 110-138.
- [9] Instituto de Ciencias y Humanidades, «Introducción a la anatomía y fisiología,» de *Anatomía y Fisiología Humanas*, Lima, Lumbreras, 2008, pp. 157-151.
- [10] C. Yocochi, *Atlas Fotográfico de Anatomía del Cuerpo Humano*, México: Interamericana S.A, 1989.
- [11] H. Rouvière y A. Delmas, «Función de los ligamentos y de los meniscos en los movimientos de la rodilla,» de *Anatomía Humana. Descriptiva, Topográfica y Funcional. Tomo 3. Miembros. Sistema Nervioso Central*, Barcelona, Massan, 1987, pp. 583-584.
- [12] E. Valero, «Antropometría,» Instituto Español de Seguridad e Higiene en el Trabajo , Madrid, 2011.
- [13] A. Kapandji, «La rodilla,» de *Fisiología Articular* , París, Maloine, 2013, pp. 66-155.
- [14] D. Giancoli, «Torca,» de *Física Principios con Aplicaciones*, México, Pearson Education, 2006, pp. 203-204.
- [15] B. Gámez, «Biomecánica del miembro superior,» Universidad de Carabobo, Nagueanagua, 2016.
- [16] R. Mangine, «Biomecánica de la Rodilla,» de *Fisioterapia de la Rodilla*, Barcelona, Instituto Monsa, 2013, pp. 1-12.
- [17] R. Preiffer y B. Mangus, «Lesiones del muslo y la rodilla,» de *Las lesiones deportivas*, Barcelona, Paidotribo, 2000, pp. 189-203.

- [18] M. R., «Miositis osificante traumática: a propósito de un caso,» Diciembre 2015. [En línea]. Available: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1139-76322015000500011&lng=en&nrm=iso&tlng=en](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1139-76322015000500011&lng=en&nrm=iso&tlng=en). [Último acceso: 6 Mayo 2019].
- [19] R. López-Gutiérrez, H. Aguilar-Sierra, S. Salazar y R. Lozano, «Adaptive Control in Passive rehabilitation routines using ELLTIO,» Agosto 2017. [En línea]. Available: [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0188-95322017000200458](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322017000200458). [Último acceso: 6 Mayo 2019].
- [20] B. Ruiz, «Prototipo de rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica,» Universidad Técnica del Norte, Ibarra, 2017.
- [21] Instituto de Automática e Informática Industrial, «Investigadores del ai2 implementan un robot de rehabilitación de tobillo y rodilla para personalizar los tratamiento,» ai2, 1 Octubre 2018. [En línea]. Available: <https://www.ai2.upv.es/investigadores-del-ai2-implementan-un-robot-de-rehabilitacion-de-tobillo-y-rodilla-para-personalizar-los-tratamientos/>. [Último acceso: 24 Abril 2019].
- [22] DJO UK Ltd., «Artromot,» DJO International Headquarters, [En línea]. Available: [https://www.djoglobal.eu/es\\_ES/Artromot-K4-74827.html](https://www.djoglobal.eu/es_ES/Artromot-K4-74827.html). [Último acceso: 1 Mayo 2019].
- [23] New Age, «Farmatek L-1 - Riabilitatore,» New Age, 2019. [En línea]. Available: <http://newageitalia.it/en/product/farmatek-l-1-riabilitatore-en/>. [Último acceso: 24 Abril 2019].
- [24] S. Pheasant, «Principles and Practice of Anthropometries,» de *Body Space: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work*, Philadelphia, Taylor & Francis Ltd, 2003, pp. 4-45.

- [25] El Universo, «Población del país es joven y mestiza, dice censo del INEC,» 2 Septiembre 2011. [En línea]. Available: <https://www.eluniverso.com/2011/09/02/1/1356/poblacion-pais-joven-mestiza-dice-censo-inec.html>. [Último acceso: 1 Mayo 2019].
- [26] D. Lema, «Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afro ecuatorianos de la Región Sierra del Ecuador,» Universidad San Francisco de Quito, Quito, 2013.
- [27] C. M. Müller-Karger, J. Cappelletto, M. Rojas, R. R. Torrealba y B. T. Amador, «Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos.,» Revista Ingeniería Biomédica Universidad CES, Medellín, 2012.
- [28] C. W. Radcliffe, «Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria.,» Prosthetics and Orthotics, 1994.
- [29] C. W. Radcliffe, «Biomechanics of knee stability control with four-bar prosthetic knees.,» ISPO Australia Annual Meeting, Melbourne, 2003.
- [30] R. L. Norton, Diseño de Máquinas, Cuarta ed., vol. IV, México: Pearson Education Inc, 2011, pp. 727-734.
- [31] R. G. Budynas, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Octava ed., México: Mc Graw Hill, 2008.
- [32] M. Riella y C. Martins, Nutrición y Riñón, Buenos Aires: Panamericano, 2007.
- [33] R. Mott, Diseño de elementos de máquinas., Cuarta ed., México: Prentice Hall, 2006.
- [34] Lovejoy, «Samiflex,» [En línea]. Available: <http://www.citsa.com/dwn/PDFes/P3sp/lovejoy.pdf>.