

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**



**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**“PROTOTIPO DE REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA PARA  
ASISTENCIA POSTQUIRÚRGICA”**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERÍA EN  
MECATRÓNICA**

**BRYAN PATRICIO RUIZ MÉNDEZ**

**DIRECTOR: ING. DIEGO ORTIZ MSC.**

**Ibarra, 2017**



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

**IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA**

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la Universidad. Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

<b>DATOS DE CONTACTO</b>			
<b>CÉDULA DE IDENTIDAD:</b>	100420290-7		
<b>APELLIDOS Y NOMBRES:</b>	Bryan Patricio Ruiz Méndez		
<b>DIRECCIÓN:</b>	Cotacachi, calles Sucre y Segundo Luis Moreno		
<b>EMAIL:</b>	bryanruizmendez@gmail.com		
<b>TELÉFONO FIJO:</b>	062916077	<b>TELÉFONO MÓVIL:</b>	0996552407

<b>DATOS DE LA OBRA</b>	
<b>TÍTULO:</b>	PROTOTIPO DE REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA PARA ASISTENCIA POSTQUIRÚRGICA
<b>AUTOR:</b>	Bryan Patricio Ruiz Méndez
<b>FECHA:</b>	
<b>PROGRAMA:</b>	PREGRADO
<b>TITULO POR EL QUE OPTA:</b>	Ingeniero en Mecatrónica
<b>DIRECTOR:</b>	Ing. Diego Ortiz

## **AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD.**

Yo, Bryan Patricio Ruiz Méndez con cédula de identidad Nro. 100420290-7, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

## **CONSTANCIAS.**

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo 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 diez días del mes de julio del 2017



Firma

Nombre: Bryan Patricio Ruiz Méndez

Cédula: 100420290-7



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.**

iii

**CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO  
A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.**

Yo, Bryan Patricio Ruiz Méndez, con cédula de identidad Nro. 100420290-7, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor (es) de la obra o trabajo de grado denominado: PROTOTIPO DE REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA PARA ASISTENCIA POSTQUIRÚRGICA, que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, a los diez días del mes de julio del 2017

Firma

Nombre: Bryan Patricio Ruiz Méndez

Cédula: 100420290-7

## DECLARACIÓN.

Yo, **Bryan Patricio Ruiz Méndez**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte - Ibarra, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

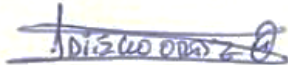


Nombre: Bryan Patricio Ruiz Méndez

Cédula: 100420290-7

## CERTIFICACIÓN.

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: "PROTOTIPO DE REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA PARA ASISTENCIA POSTQUIRÚRGICA", certifico que el presente trabajo fue desarrollado por el señor Bryan Patricio Ruiz Méndez, bajo mi supervisión.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Diego Ortiz", is written over a horizontal line.

DIRECTOR DEL PROYECTO

ING. Diego Ortiz

## **AGRADECIMIENTO.**

A Dios por guiarme y darme fortaleza en cada paso que doy.

A mis padres Patricio Ruiz y Amanda Méndez por su lucha y tenacidad, para formarme como humano y profesional.

A mis hermanos Shoell y Juan Diego compañeros de vida y sueños, por el apoyo incondicional en momentos de declive y cansancio.

A Evelin, por su amor y apoyo incondicional a cada instante.

A todas las personas, profesores, y amigos que formaron parte de mi proceso de formación académica compartiendo conmigo sus conocimientos y sobre todo su amistad.

A los Ingenieros Fernando Valencia, Víctor Erazo, Diego Ortiz, profesionales que con sus conocimientos, experiencias y motivaciones permitieron el desarrollo y culminación de la investigación.

Bryan Ruiz.

## **DEDICATORIA.**

Esta investigación está dedicada en primera instancia a Dios por permitirme alcanzar mis objetivos y metas, a mis padres, por ser mi ejemplo por seguir y sobre todo por entregar su entera confianza en los retos que se me presentaron, creyendo en todo momento en mi capacidad e inteligencia para la culminación de este trabajo.

Bryan Ruiz.



## **RESUMEN.**

Esta investigación trata de la rehabilitación pasiva de la rodilla siendo un proceso largo y complejo para los pacientes que al sufrir un tipo de lesión o traumatismo se produce rigidez articular e inmovilidad en el área afectada. Para lo cual los especialistas les resulta difícil realizar movimientos pasivos continuos con la misma intensidad y continuidad para poder recuperar el rango de movilidad de la rodilla.

Se parte desde un análisis estadístico QFD (casa de la calidad), permitiendo focalizar y entrelazar los requerimientos del usuario y transformarles a variables de ingeniería, en dicho análisis se incluye un informe emitido por el departamento de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte con el fin de potenciar algunas características de un rehabilitador ya existente en el medio. Posteriormente se realiza el análisis del sistema mecánico donde se vinculan las medidas antropométricas de la población ecuatoriana con el movimiento dinámico del mecanismo además se efectúa el cálculo del sistema de posicionamiento lineal, mediante software se valida el análisis estático de la máquina para obtener esfuerzo máximo, desplazamiento y factor de seguridad. Conjuntamente se realiza el diseño electrónico donde se selecciona el actuador, controlador y el HMI (Interfaz Hombre Máquina) que permite un mejor manejo de la información.

El prototipo rehabilitador de rodilla es configurable para las medidas antropométricas de la población ecuatoriana, realiza movimientos de extensión y flexión que son preseleccionados desde una aplicación APK (aplicación empaquetada de Android) donde se selecciona la velocidad, el ángulo entre  $0^{\circ}$  y  $120^{\circ}$ , número de repeticiones además guarda estos datos que necesita el especialista para el manejo de información en un historial médico del paciente, para la construcción del prototipo el material utilizado es aluminio el cual pertenece a la línea hospitalaria por su bajo índice de corrosión y peso liviano, además está recubierto por un estuche fabricado en tela de nailon con una película de plástico con el fin de ser de fácil acceso para la transportación de la máquina, proteger al paciente de los elementos móviles y electrónicos y brindar estética al producto.

## **ABSTRACT.**

This investigation is about the knee's passive rehabilitation being this a long and complex process for the patients who has suffer some type of injury or trauma producing joint stiffness and immobility in the affected area. For the specialist is difficult to make passive and continuous movements with the same intensity and continuity in order to recover the range of mobility in the knee.

Therefore, it starts from a statistic analysis QFD (Quality Function Deployment), allowing to focus and interlace the requirements of the user and to transform them into engineering variables, in the analysis is included a report from the Physical therapy department from the Universidad Técnica del Norte in order to potentiate some of the characteristics of an existent rehabilitator. Later the analysis of the mechanic system will be made where the anthropometric measures of the Ecuadorian population will be included with the dynamic movement of the mechanism, it is also calculated the linear positioning system through a software to valid the static analysis of the machine to obtain the maximum effort, displacement and security factor. Together it is made the electronic design where the actuator, controller and HMI (Human Machine Interface) area chosen to allow a better use of the information.

The knee rehabilitation prototype is configurable for the anthropometric measures of the Ecuadorian population, it makes extension and flexion movements which are preselected from an app APK (Android Application Package) where the speed, the angle between  $0^{\circ}$  and  $120^{\circ}$ , number of repetitions are chosen and also this information is saved for the specialist for him to create an medical history of the patient, the material used in order to build this prototype is aluminum which belongs to the hospital line for its low corrosion rate and its light weight, it is also recovered by a case made of nylon with a plastic film for its transportation, the protection of the patient from the mobile and electronic elements and the esthetic of the product.

## TABLA DE CONTENIDO.

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	i
AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD.....	ii
CONSTANCIAS.....	ii
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO.....	iii
A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	iii
DECLARACIÓN.....	iv
CERTIFICACIÓN.....	v
AGRADECIMIENTO.....	vi
DEDICATORIA.....	vii
RESUMEN.....	viii
ABSTRACT.....	ix
TABLA DE CONTENIDO.....	x
ÍNDICE DE TABLAS.....	xiv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiv
ÍNDICE DE ECUACIONES.....	xvi
INTRODUCCIÓN.....	1
DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	1
OBJETIVO GENERAL.....	2
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
ANTECEDENTES.....	2
JUSTIFICACIÓN.....	3

ALCANCE.....	4
CAPÍTULO I.....	5
MARCO TEÓRICO. ....	5
1.1 CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS DE LA RODILLA.....	5
1.2 LESIONES DE LA ARTICULACIÓN.....	6
1.3 FASE DE TERAPIAS PARA LA REHABILITACIÓN.....	6
1.4 ANTROPOMETRÍA.....	8
1.5 TIPOS DE REHABILITADORES DE RODILLA PASIVOS.....	10
1.5.1 Rehabilitador ortopédico de rodilla.....	10
1.5.2 Dispositivo de terapia y rehabilitación de miembro inferior.....	10
1.5.3 Rehabilitador de los miembros inferiores.....	11
1.5.4 Sistema de rehabilitación para la rotura del ligamento.....	12
1.5.6 Rehabilitador de rodilla de silla reclinable.....	12
1.5.7 Rediseño rehabilitador pasivo de rodilla.....	13
1.5.8 Kinetec Spectra.....	13
1.5.9 Artromotor Optiflex® 3.....	14
1.5.10 Artromot K4.....	14
1.5.11 Knee CPM (Movimiento Pasivo Continuo).....	15
1.5.12 Chattanooga Active-K.....	15
1.5.13 Farmatek L-1.....	16
1.6 MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN.....	16
CAPÍTULO II.....	18
METODOLOGÍA.....	18
2.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....	18
2.2 ANÁLISIS QFD.....	18

2.3 CARACTERÍSTICAS DEL USUARIO.....	19
2.4 PRESENTACIÓN DE POSIBLES SOLUCIONES. ....	19
2.5 DISEÑO MECÁNICO.....	19
2.6 DISEÑO ELECTRÓNICO.....	20
2.7 CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLAJE. ....	20
2.8 PRUEBAS DE VALIDACIÓN.....	20
CAPÍTULO III .....	21
RESULTADOS (PRESENTACIÓN, ANÁLISIS Y VALIDACIÓN). ....	21
3.1 MATRIZ QFD. ....	21
3.2 DEFINICIÓN DEL MODELO. ....	22
3.3 POSICIONES ANGULARES DEL REHABILITADOR. ....	23
3.4 ANÁLISIS DINÁMICO. ....	25
3.5 SISTEMAS DE MOVIMIENTO LINEAL. ....	30
3.5.1 Evaluación y selección del sistema de movimiento lineal. ....	30
3.6 TORNILLO DE POTENCIA. ....	32
3.6.1 Velocidad de giro del tornillo de potencia.....	37
3.6.2 Cálculo de la potencia. ....	37
3.6.3 Cálculo del torque. ....	38
3.6.4 Condición de bloqueo.....	39
3.7 CHUMACERAS.....	39
3.8 ACOPLER BOCA DE ENGANCHE. ....	41
3.9 SELECCIÓN DEL MATERIAL.....	42

3.10 MODELAMIENTO .....	46
3.10.1 Cálculo de reacciones .....	46
3.10.2 Análisis modelo 3D .....	54
3.11 DISEÑO ELECTRÓNICO.....	60
3.11.2 Evaluación y selección del actuador de giro.....	60
3.11.3 Controlador de motor a pasos.....	63
3.11.3.1 Configuración de corriente.....	64
3.11.3.2 Diagrama de conexión del controlador y motor.....	64
3.11.4 Microcontrolador (arduino).....	64
3.11.4.1 Programación del microcontrolador.....	65
3.11.5 Desarrollo Aplicación Empaquetada de Android (APK).....	65
3.11.6 Diagrama de bloques.....	66
3.11.6.1 Flujograma .....	66
3.11.6.2 Posicionamiento y velocidad del prototipo.....	67
3.12 ENSAMBLE DEL PROTOTIPO.....	67
3.12.1 Construcción del sistema mecánico.....	67
3.12.2 Fabricación del sistema electrónico.....	68
3.12.3 Insumos.....	68
3.13 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....	69
CAPÍTULO 4 .....	71
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	71
4.1 CONCLUSIONES .....	71
4.2 RECOMENDACIONES .....	72
GLOSARIO DE TÉRMINOS.....	73
BIBLIOGRAFÍA.....	74

ANEXOS.....	80
-------------	----

## ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1.1.Fase de rehabilitación de la rodilla. ....	7
Tabla 3.1. Comparación de rehabilitadores.....	22
Tabla 3.2. Medidas antropométricas [31]. ....	24
Tabla 3.3. Longitud de las barras. ....	25
Tabla 3.4. Análisis de cálculos dinámicos. ....	29
Tabla 3.5. Características de sistemas de movimiento lineal. ....	30
Tabla 3.6. Análisis de selección de sistemas de posicionamiento lineal.....	32
Tabla 3.7. Especificaciones del tornillo de potencia [35].....	34
Tabla 3.8. Chumacera para el tornillo de potencia. [36]. ....	39
Tabla 3.9. Especificaciones técnicas de la chumacera. [36].....	40
Tabla 3.10.Especificaciones de la boca de enganche. [37].....	41
Tabla 3.11.Características del material. ....	42
Tabla 3.12.Propiedades relevantes del material para construcción del rehabilitador. ....	43
Tabla 3.13.Evaluación del material. ....	44
Tabla 3.14.Especificaciones técnicas del aluminio 6063 t6 (22,3 mm diámetro exterior).....	44
Tabla 3.15.Especificaciones técnicas del aluminio 6063 t6 (19,3 mm diámetro exterior).....	45
Tabla 3.16.Distribución del peso de una pierna de una persona. [39] .....	46
Tabla 3.17.Masa de la pierna para el cálculo del rehabilitador. ....	47
Tabla 3.18. Reacciones a diferentes ángulos. ....	52
Tabla 3.19. Propiedades del material. ....	55
Tabla 3.20.Datos de mallado a 0°. ....	57
Tabla 3.21.Datos de mallado a 120°. ....	57
Tabla 3.22.Características del actuador lineal. ....	61
Tabla 3.23.Análisis de selección del actuador de giro.....	62
Tabla 3.24.Características motor paso a paso. [41] .....	62
Tabla 3.25.Especificaciones técnicas controlador. [42] .....	63
Tabla 3.26.Especificaciones de la configuración del controlador. [42] .....	64
Tabla 3.27.Características técnicas del microcontrolador. [43] .....	65
Tabla 3.28.Validación del prototipo sin carga. ....	69
Tabla 3.29.Usuarios del prototipo rehabilitador. ....	70
Tabla 3.30.Validación del rehabilitador con carga .....	70

## ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1.Rehabilitador isocinético de rodilla [5]. ....	3
Figura 1.1 La rodilla.[8].....	5
Figura 1. 2 Medidas antropométricas del cuerpo [12] .....	8
Figura 1. 3 La ergonomía relacionada con la antropometría. ....	9
Figura 1. 4 Sistema de rehabilitación para la rotura del ligamento. [14] .....	12
Figura 1. 5 Rehabilitador de rodilla [15]. ....	12
Figura 1. 6 Rehabilitador pasivo de rodilla [16]. ....	13
Figura 1. 7 Rehabilitador ortopédico de rodilla [17]. ....	10
Figura 1. 8 Dispositivo de terapia y rehabilitación [18]. ....	11

Figura 1. 9 Rehabilitador de los miembros inferiores [19].....	11
Figura 1. 10 Kinetec spectra [20]. .....	13
Figura 1. 11 Artromotor optiflex 3 [21]. .....	14
Figura 1. 12 Artromot k4 [22].....	15
Figura 1. 13 Knee cpm [23].....	15
Figura 1. 14 Chattanooga active-k [24].....	16
Figura 1. 15 Farmatec 1-1 [25].....	16
Figura 1. 16 Movimientos de la articulación: extensión, flexión [26]. .....	17
Figura 1. 17 Ángulos de flexión de la rodilla [26].....	17
Figura 3. 1 Secciones de la pierna [31]. .....	23
Figura 3. 2 Croquis de dimensiones del rehabilitador 0° en mm. ....	24
Figura 3. 3 Croquis del rehabilitador cuando la rodilla se articula a 120° en mm.....	24
Figura 3. 4 Mecanismo biela-manivela-corredera [32]. .....	25
Figura 3. 5 Modelamiento del rehabilitador en software cae. ....	27
Figura 3. 6 Posición angular del fémur. ....	27
Figura 3. 7 Velocidad angular del fémur. ....	28
Figura 3. 8 Rotación de la tibia. ....	28
Figura 3. 9 Velocidad angular de la tibia. ....	28
Figura 3. 10 Correa de transmisión. ....	30
Figura 3. 11 Piñón- cremallera. ....	31
Figura 3. 12 Tornillo de potencia. ....	31
Figura 3. 13 Tornillo de bolas. ....	31
Figura 3. 14 Roscado del tornillo de potencia [33].....	32
Figura 3. 15 Diagrama de cuerpo libre de la rosca. [33] .....	33
Figura 3. 16 Rosca ACME [34].....	34
Figura 3. 17 Tipos de entrada de roscas [33] .....	36
Figura 3. 18 Boca de enganche. [37].....	41
Figura 3. 19 Gráfica de materiales: límite elástico vs densidad .....	43
Figura 3. 20 Gráfica de materiales: límite elástico vs precio .....	43
Figura 3. 21 Dimensiones esquemáticas aluminio 22 mm [38]. .....	45
Figura 3. 22 Dimensiones esquemáticas aluminio 19 mm [38]. .....	45
Figura 3. 25 Cargas en el rehabilitador .....	47
Figura 3. 24 Cargas en el rehabilitador puntos A y J.....	48
Figura 3. 25 Análisis de cargas en el brazo de acople medidas en mm. ....	49
Figura 3. 26 Análisis de cargas en los elevadores .....	50
Figura 3. 27 Análisis de cargas en la base del fémur.....	50
Figura 3. 28 Análisis de cargas en los elementos que soportan a la tibia .....	51
Figura 3. 29 Reacciones constantes vs ángulo.....	53
Figura 3. 30 Reacciones en A vs ángulo.....	53
Figura 3. 31 Reacciones en J vs ángulo .....	53
Figura 3. 32 Reacciones en E vs ángulo. ....	54
Figura 3. 33 Reacciones en J vs ángulo. ....	54
Figura 3. 34 Condiciones de borde y cargas. ....	55
Figura 3. 35 Mallado de la estructura.....	56
Figura 3. 36 Curva de convergencia rehabilitador de rodilla a 0°.....	57
Figura 3. 37 Curva de convergencia rehabilitador de rodilla a 120°.....	58
Figura 3. 38 Resultado de esfuerzos de von mises a 0°.....	58
Figura 3. 39 Resultado de factor de seguridad.....	59
Figura 3. 40 Resultado de desplazamiento.....	59
Figura 3. 41 Diagrama de conexión. [42] .....	64
Figura 3. 42 Diagrama de bloques.....	66



## ÍNDICE DE ECUACIONES.

Ecuación (3.1) Ecuación biela manivela corredera.....	26
Ecuación (3.2) Ecuación de Euler derivación de posición .....	26
Ecuación (3.3) Velocidad de la barra 1 .....	26
Ecuación (3.4) Ecuación velocidad de la barra parte real.....	26
Ecuación (3.5) Ecuación velocidad de la barra parte imaginaria .....	26
Ecuación (3.6) Cálculo de velocidad angular .....	26
Ecuación (3.7) Velocidad angular de la tibia .....	29
Ecuación (3.8) Par de torsión para elevar la carga rosca cuadrada .....	35
Ecuación (3.9) Par de torsión para descender la carga rosca cuadrada .....	35
Ecuación (3.10) Par de torsión para elevar la carga rosca ACME .....	35
Ecuación (3.11) Par de torsión para descargar la carga rosca ACME .....	35
Ecuación (3.12) Avance del tornillo de potencia.....	35
Ecuación (3.13) Valor par de torsión para elevar la carga rosca ACME .....	36
Ecuación (3.14) Valor par de torsión para elevar la carga rosca ACME .....	36
Ecuación (3.15) Par de torsión del collarín .....	37
Ecuación (3.16) Valor par de torsión del collarín.....	37
Ecuación (3.17) Cálculo de la velocidad del giro del tornillo .....	37
Ecuación (3.18) Cálculo de la potencia.....	37
Ecuación (3.19) Eficiencia del roscado.....	38
Ecuación (3.20) Cálculo del torque .....	38
Ecuación (3.21) Condición de bloqueo .....	39
Ecuación (3.22) Relación duración del cojinete .....	40
Ecuación (3.23) Fuerza ejercida por la tibia .....	47
Ecuación (3.24) Fuerza ejercida por el fémur.....	47
Ecuación (3.25) Sumatoria de fuerzas en $A$ .....	48
Ecuación (3.26) Sumatoria de fuerzas en $J$ .....	49
Ecuación (3.27) Sumatoria de momentos en $F$ .....	49
Ecuación (3.28) Sumatoria de fuerzas en $F$ .....	49
Ecuación (3.29) Sumatoria de fuerzas $x$ en $B$ .....	50
Ecuación (3.30) Sumatoria de fuerzas $y$ en $B$ .....	50
Ecuación (3.31) Sumatoria de fuerzas en $G$ .....	51

## **INTRODUCCIÓN.**

### **DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.**

La rodilla, constituye la articulación más grande en el cuerpo humano, es una de las más importantes al ser la que soporta gran parte de peso del cuerpo, [1]. Por esta razón al ser más expuesta y menos protegida puede sufrir varias lesiones y experimentar múltiples traumatismos, los mismos que pueden ser atendidos mediante terapia de movilización, ya sean activas o pasivas. La movilización pasiva continua de extremidades inferiores es utilizada con frecuencia en pacientes que han sido intervenidos quirúrgicamente a nivel articular, con el propósito de recuperar el rango de movimiento y evitar la rigidez de la articulación comprometida.

En lo que comprende al Ecuador, la adquisición de equipos médicos de rehabilitación es escaso por el valor económico que representa, lo que se expresa en la escasa tecnificación de los procesos fisioterapéuticos, afectando a su etapa de recuperación postquirúrgica.

Con lo anteriormente descrito la investigación se basa en implementar un dispositivo rehabilitador pasivo de rodilla que cumple con aspectos necesarios para la recuperación temprana e integral del paciente luego de la cirugía, provocando: menor estancia hospitalaria, requerimiento analgésico movilizaciones forzadas, mayor rango de movilidad articular [2], y de esta forma, el paciente pueda recuperar totalmente la motricidad de la articulación y desempeñar sus funciones cotidianas, mejorando así su calidad de vida.

**OBJETIVO GENERAL.**

Diseñar y construir un prototipo rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica.

**OBJETIVOS ESPECÍFICOS.**

- Determinar requerimientos de diseño basado en estudios de ergonomía, rangos de movimiento y antropometría.
- Diseñar el sistema mecánico y electrónico que asegure el movimiento uniaxial de la articulación afectada.
- Construir el rehabilitador pasivo de rodilla.
- Validar el funcionamiento del dispositivo.

**ANTECEDENTES.**

La gran mayoría de personas practican algún tipo de actividad física que implica la movilidad de las extremidades inferiores y se ven expuestas a sufrir lesiones traumáticas por movimientos mal realizados ya sea en la marcha o por un choque energético afectando a la articulación. [3] Mismo que puede terminar con la intervención quirúrgica. Según la Organización Mundial de la Salud “en los países de ingresos bajos y medianos carecen de acceso a una atención médica y a servicios de rehabilitación apropiados, que trae como consecuencia, problemas para alcanzar y mantener un nivel óptimo de autonomía y salud de la población”. [4] Por esta razón se ve la necesidad de realizar estudios de movimientos relacionados con la rehabilitación por los beneficios que trae luego de una intervención quirúrgica, con esta técnica se han creado diferentes prototipos de rehabilitadores como, por ejemplo:

En la Universidad Técnica del Norte Ibarra Ecuador Froilán Perugachi, 2015 diseñó un rehabilitador isocinético pasivo de rodilla, en dicha investigación existe una ficha técnica emitida por el Departamento de Terapia Física ver Anexo 1 dónde se establece algunos parámetros a mejorar: El peso del dispositivo no es apropiado, la base tiende a topar la superficie de la camilla causando rozamiento en el tornillo de potencia, no es de fácil transportación; la ergonomía no es la adecuada por producir incomodidad en el paciente al momento de la rehabilitación; los tornillos de sujeción resultan incómodos y peligrosos al llevar la pierna del paciente hacia el dispositivo. [5].



*Figura 1. Rehabilitador isocinético de rodilla [5].*

Con base a estos antecedentes antes expuestos se pretende diseñar un rehabilitador pasivo de rodilla para tratamiento post-quirúrgico, basándose en parámetros de ergonomía y características antropométricas de la población ecuatoriana, para producir movimientos de flexo- extensión en rangos de moviidades de  $0^{\circ}$  a  $120^{\circ}$ , con velocidades y amplitudes seleccionada por un especialista, fácil accesibilidad, versatilidad al momento de ser transportado y el manejo del dispositivo mediante HMI (Interfaz Hombre Máquina).

### **JUSTIFICACIÓN.**

En Ecuador el proceso de rehabilitación de extremidad inferior mediante el acceso a dispositivos terapéuticos es casi nulo debido al alto precio que implica importar este tipo de aparatos, por lo tanto, los centros de estimulación en terapia física y los pacientes que requieren estos equipos deben poseer suficientes recursos económicos para acceder a tratamientos postoperatorios. Se han realizado diferentes prototipos, que se basan en equipos comerciales, pero no se incluye las características antropométricas de la población.

Se pretende mejorar parámetros de un primer prototipo rehabilitador de rodilla existente en la Universidad Técnica del Norte dando énfasis a la ergonomía del dispositivo realizando un análisis de las medidas antropométricas de los pacientes, reducir los costos de fabricación mediante la utilización de materiales presentes en el mercado nacional, permitiendo al paciente y al fisioterapeuta acceder a un programa de rehabilitación temprana mejorando las posibilidades de recuperar la articulación afectada.

**ALCANCE.**

Este dispositivo está destinado para la rehabilitación pasiva postquirúrgica de rodilla realizando únicamente movimientos de flexo-extensión constantes en el plano sagital en un rango de 0° a 120°. La interfaz del usuario es de fácil manejo para el especialista permitiendo seleccionar la velocidad del movimiento, el número de repeticiones y el límite de la amplitud articular por sesión además obtener un historial clínico del usuario mediante el almacenamiento de estos parámetros en una base de datos.

Para el diseño y construcción de esta máquina se consideran características como un adecuado peso de máquina con materiales livianos que permita la transportación, la ergonomía del producto que mejora la comodidad del paciente al momento de la rehabilitación.

Las dimensiones del dispositivo rehabilitador son estandarizadas de acuerdo con las características antropométricas de la población adulta ecuatoriana estableciendo un rango de altura fluctuante entre los 1,55 m hasta 1,80 m [6]. Y hasta un peso máximo de 15 [kg] del miembro inferior.

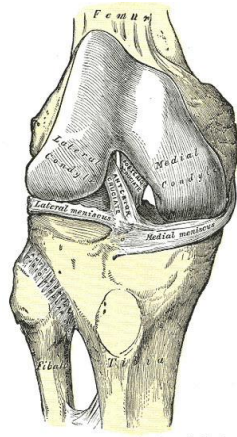
## CAPÍTULO I

### MARCO TEÓRICO.

#### 1.1 CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS DE LA RODILLA.

La rodilla constituye una de las articulaciones más trascendentes para el movimiento del cuerpo y de la misma manera al mantenerse constantemente en movimiento, es una de las que se suele lesionar con mayor frecuencia en el deporte. Tiene la forma de bisagra, permitiendo así realizar los movimientos de extensión y flexión de la pierna [7].

La anatomía de la rodilla tiene mucha complejidad, por causa de la multitud de elementos que la conforman tal y como se observa en la *figura 1.1*.



*Figura 1.1. La rodilla. [8]*

De acuerdo con Miguel López [8], la articulación de la rodilla está conformada por las siguientes partes:

- Epífisis distal del fémur.
- Rótula.
- Epífisis proximal de la tibia.
- Meniscos.
- Ligamentos.

En el momento en que alguno de estos componentes se lastima o adquiere una enfermedad, se suscitan problemas. Los problemas en las rodillas pueden ocasionar dolores y dificultades al caminar.

La rodilla se localiza en la mitad de tres huesos: la tibia, el fémur, y la rótula. La rótula es un hueso que protege la articulación de la rodilla. Los extremos del fémur y la rótula se encuentran cubiertos de cartílago articular. La función del cartílago articular es trabajar como una especie de almohadón, imposibilitando el rozamiento o el contacto directo entre el fémur, la rótula y la tibia. Sobre la tibia se encuentran unas almohadillas adicionales de cartílago, llamadas meniscos, constituyen una ayuda para absorber el peso corporal. Cada rodilla posee dos meniscos: el interno conocido como medial y el externo llamado también lateral. [9]

## **1.2 LESIONES DE LA ARTICULACIÓN.**

Hombres, mujeres y niños pueden sufrir lesiones de articulación en las rodillas sin excepción de razas y grupos étnicos a los que pertenezcan, según el Instituto Nacional de Artritis y enfermedades Musculo esqueléticas y de la Piel [10], las lesiones de las rodillas pueden ser ocasionadas por diversos motivos tales como:

- Varias enfermedades reumáticas, como por ejemplo la artritis o el lupus eritematoso sistémico, pudiendo provocar inconvenientes de inflamación en la rodilla, lo cual puede generar daños permanentes.
- Un impacto o movimiento brusco que produzca un esguince o torcedura.
- Osteoartritis de la rodilla, originada por el uso y deterioro de sus partes.
- Artritis de las rodillas provocando que el cartílago de la rodilla se desgaste progresivamente.
- Choques energéticos al momento de realizar una actividad deportiva.
- Cuando la rodilla se tuerce durante el levantamiento de un objeto pesado, el menisco fácilmente se puede lesionar generando un desgarre parcial o total.

## **1.3 FASE DE TERAPIAS PARA LA REHABILITACIÓN.**

El proceso de rehabilitación puede ser extenso, en ocasiones incluso tedioso, pero cuyo objetivo es recuperar totalmente la funcionalidad de la rodilla. Como es lógico el programa y el tiempo de rehabilitación depende del tipo de lesión que haya indicado

la cirugía, en la siguiente *tabla 1.1* se muestra un cronograma estándar con las fases de terapias para la rehabilitación de la rodilla.

*Tabla 1.1.*

Fase de rehabilitación de la rodilla. [11].

<b>FASE INMEDIATA</b>
Primera semana tras la cirugía
Control del dolor y la inflamación
Ejercicios isométricos
Apoyo sin muletas hacia el 4º día
<b>FASE POSTQUIRÚRGICA I</b>
2 a 4 semanas tras la cirugía
Control del dolor y la inflamación
Ejercicios activos y pasivos para mejorar el arco de movilidad
Extensión completa y flexión a 90º
1ª fase de recuperación de la propiocepción
<b>FASE POSTQUIRÚRGICA II</b>
5 a 10 semanas tras la cirugía
Ejercicios activos y pasivos para mejorar el arco de movilidad
Hiperextensión y flexión completa
Potenciación muscular
Ejercicios concéntricos y excéntricos en CCC
Ejercicios de marcha
2ª fase de recuperación de la propiocepción
<b>FASE POSTQUIRÚRGICA III</b>
2 a 3 meses tras la cirugía
Potenciación muscular
Ejercicios concéntricos y excéntricos en CCC y en CCA
Ejercicios de carrera
Recuperación resistencia aeróbica
Natación, bicicleta
3ª fase de recuperación de la propiocepción
<b>FASE ENTRENAMIENTO FUNCIONAL</b>
4 meses tras la cirugía
Aumento progresivo de la carrera en distancia e intensidad
Ejercicios pliométricos
<b>FASE RETORNO A LA ACTIVIDAD FÍSICA</b>
6 A 12 meses tras la cirugía

CCC: Cadena cinética cerrada ver (Glosario).

CCA: Cadena cinética Abierta ver (Glosario).



#### 1.4 ANTROPOMETRÍA.

La antropometría se divide en dos tipos, la estática y dinámica. Así la antropometría estática que tiene como objetivo la medición de dimensiones del cuerpo humano estáticas, es decir, con el cuerpo en una postura fija y determinada. No obstante, el hombre se halla generalmente en movimiento, es así como se ha desarrollado la antropometría del tipo dinámica o funcional, con el objetivo de determinar las dimensiones realizadas en base al movimiento coligado a ciertas actividades. [12] El conocimiento de las dimensiones estáticas es fundamental en diversos ámbitos como, por ejemplo, la distribución de puestos de trabajo, diseño de máquinas, de medios de transporte, y en este caso, de equipos de rehabilitación para lesiones de rodilla.

En la siguiente *figura 1.2* se puede visualizar las medidas antropométricas del cuerpo humano.

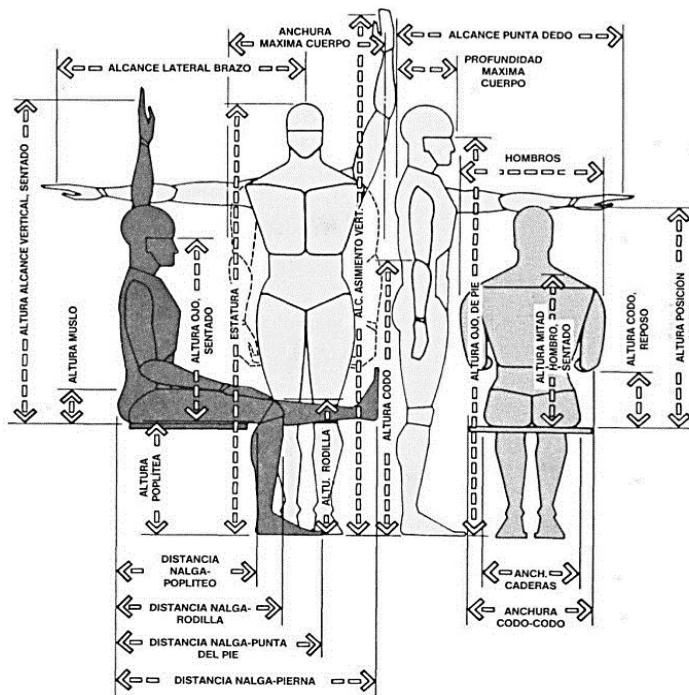
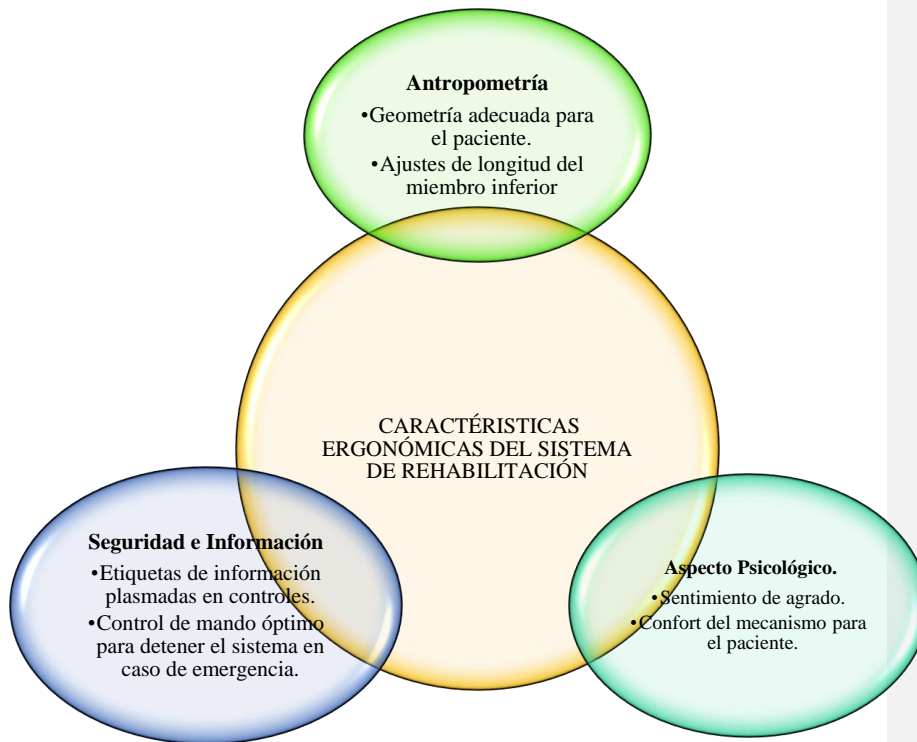


Figura 1.2. Medidas antropométricas del cuerpo [12].

La antropometría se relaciona íntimamente con la ergonomía, que es el conjunto de conocimientos de carácter multidisciplinar aplicados para la adecuación de los productos, sistemas y entornos artificiales a las necesidades, limitaciones y características de sus usuarios, optimizando la eficacia, seguridad y bienestar.

De acuerdo con la Asociación Española de Ergonomía [13], el estudio de ergonomía recopila información necesaria para lograr una relación óptima entre humano-máquina, para lo cual se puede clasificar en tres grupos, los cuales están directamente involucrados con el usuario como muestra la *figura 1.3*.



*Figura 1.3. La ergonomía relacionada con la antropometría.*

## 1.5 TIPOS DE REHABILITADORES DE RODILLA PASIVOS.

En el presente proyecto, se realiza el estudio de diversos ámbitos que con llevan al diseño y construcción de un rehabilitador de movimiento pasivo para la rodilla. En referencia a esto, es importante señalar que se han diseñado variedades de equipos destinados a la rehabilitación a continuación, se describen los modelos más conocidos con sus principales características.

### 1.5.1 Rehabilitador ortopédico de rodilla

El dispositivo para asistencia en la rehabilitación de rodilla, con el número de patente US4982532A, fue creado por Jhon C Morris en 1991, esta invención se refiere acerca de aparatos terapéuticos de miembro inferior, que es un elemento de bisagra mejorada establecida en una abrazadera ortopédica para la rehabilitación de rodilla. Se caracteriza por la configuración fácil al momento de la flexión y extensión bloqueando paradas para el periodo postoperatorio o la recuperación de refuerzo de la rodilla con la restricción de movimiento de la rodilla. [14]

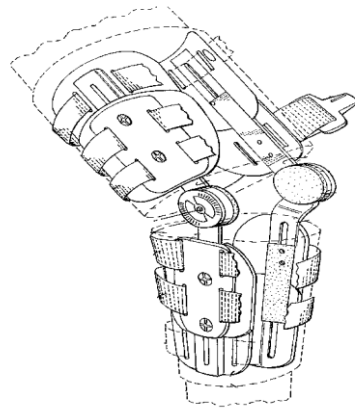
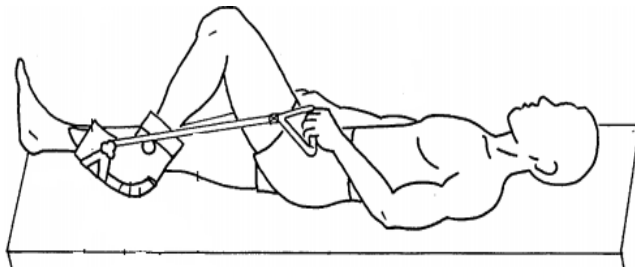


Figura 1.4.Rehabilitador ortopédico de rodilla [14].

### 1.5.2 Dispositivo de terapia y rehabilitación de miembro inferior

El siguiente trabajo fue inventado por Jeffrey K. Chism en el año de 1996, con el patente número US005582579A, esta invención se refiere a un dispositivo para ayudar en la terapia y la rehabilitación de la rodilla, tobillo y articulaciones de la cadera después de la cirugía, y, más concretamente, a un dispositivo de terapia y

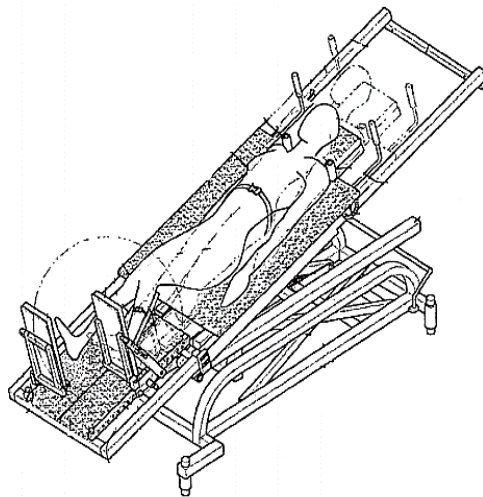
rehabilitación mejorado que tiene una bota de estilo envolvente flexible que soporta sustancialmente con seguridad el pie y el tobillo incluye un par de correas de manipulación ajustables y los mangos de agarre para permitir a un paciente para inducir asistida y movimiento de la articulación activo de una manera segura y controlada. [15]



*Figura 1.5. Dispositivo de terapia y rehabilitación [15].*

### **1.5.3 Rehabilitador de los miembros inferiores.**

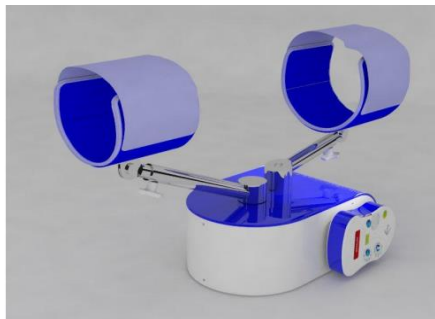
Entre los dispositivos de rehabilitación está el “Aparato y método para la rehabilitación de los miembros inferiores” inventado en el año 2007 por Yang Soo Lee con el número de patente US 20070043308A1, permite al paciente ejercitar ambos miembros inferiores por separado, detectar cambios en el ángulo de la articulación para determinar la condición y la intensidad del ejercicio que necesita la extremidad inferior. [16]



*Figura 1.6. Rehabilitador de los miembros inferiores [19].*

#### 1.5.4 Sistema de rehabilitación para la rotura del ligamento.

En la Universidad Industrial de Santander, Colombia Aura Karina Reyes en el año 2011 diseñó un sistema de rehabilitación de rodilla aplicable al tratamiento post-quirúrgico, con un movimiento de flexo- extensión de  $0^{\circ}$  a  $140^{\circ}$  en el plano sagital, pero dicho diseño provoca incomodidad al momento de realizar la terapia por la posición en la que se debe colocar el miembro a tratar sabiendo que el umbral de dolor es intenso además la interfaz hombre máquina no es de fácil acceso para el terapeuta, por lo que provoca confusión en el funcionamiento del aparato. [17]



*Figura 1.7. Sistema de rehabilitación para la rotura del ligamento. [17]*

#### 1.5.6 Rehabilitador de rodilla de silla reclinable

En la Universidad de Carabobo, Paolo Damo en el año 2012 diseñó un rehabilitador de rodilla que consta de una silla reclinable acoplada a la articulación para generar movimientos activos y pasivos, tomando en cuenta características antropométricas de la población venezolana, no se especifica el peso que soporta la máquina. [18]



*Figura 1.8. Rehabilitador de rodilla [18].*

### 1.5.7 Rediseño rehabilitador pasivo de rodilla

En la Universidad de Querétaro, México Denise Alejandra Hernández Arias en el año 2012 rediseñó un rehabilitador pasivo de rodilla y como resultado el prototipo fue construido en madera, para solo realizar el estudio de los movimientos que tendría la máquina, no proporciona información del peso del miembro a tratar y no existe una etapa de control. [19]



Figura 1.9. Rehabilitador pasivo de rodilla [19].

Cabe mencionar que existen diferentes empresas que se dedican a la construcción y distribución de este tipo de dispositivos por el mundo algunos de ellos son:

### 1.5.8 Kinetec Spectra.

Consiste en un sistema de rehabilitación de rodilla de movimiento continuo pasivo muy completo como muestra la *figura 1.10*. Su peso es de 12 [kg] por lo que lo convierten en un equipo transportable a cualquier punto. Su ángulo inicial de movimiento es de  $10^\circ$  con un límite de  $120^\circ$  de flexión con lo que el paciente puede realizar la articulación correcta de la rodilla para que pueda rehabilitarse. El sistema es muy cómodo para el paciente, reduciendo los puntos de presión. El equipo puede trabajar con pacientes con estaturas comprendidas en un rango de 1,45 a 1,95m [20].

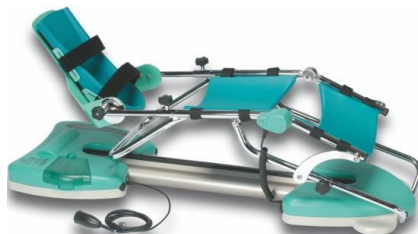


Figura 1.10. Kinetec Spectra [20].

### 1.5.9 Artromotor Optiflex® 3.

Es un equipo diseñado para aportar el movimiento anatómico de la rodilla para personas con un rango de movimiento comprendido entre  $10^\circ$  hasta  $120^\circ$  de flexión como se aprecia en la *figura 1.11*. Las dimensiones referentes a la longitud de la parte inferior de la pierna, es decir la pantorrilla, es de 25,4 hasta 59,7 cm y del muslo es de 30,5 a 48,3 cm. El peso límite máximo de la persona que lo use es de 159 [kg]. El elemento que se encarga de proporcionar el movimiento de los componentes que permiten realizar la rehabilitación es un motor DC brushless con sistema de auto lubricación usando rodamientos. El peso total del equipo es 12 [kg]. [21]



*Figura 1.11. Artromotor Optiflex 3 [21]*

### 1.5.10 Artromot K4.

Es un rehabilitador pasivo de rodilla diseñado y proyectado con la finalidad de proporcionar los movimientos anatómicos con mucha precisión para la rodilla y la cadera brindando mucho confort y seguridad para una buena rehabilitación. El equipo presenta articulaciones con dimensiones reales de cadera y rodilla generando movimientos de alta precisión en un rango de  $10^\circ$  a  $125^\circ$ . Es portátil y permite una programación rápida y sencilla 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. El control electrónico digital es elevadamente fiable, transistorizado permitiendo la comunicación entre el motor y el potenciómetro. [22] el Artromot K4 se lo puede visualizar en la *figura 1.12*.



Figura 1.12. Artromot K4 [22]

#### 1.5.11 Knee CPM (Movimiento Pasivo Continuo).

El rehabilitador pasivo Knee CPM, es un equipo que permite un ángulo de flexión de la rodilla dentro de un rango de  $0^{\circ}$  a  $115^{\circ}$  de manera suave y progresiva en una velocidad que puede ser regulada desde  $30^{\circ}$  a  $160^{\circ}$  por minuto con 6 niveles de fuerza. Los límites de dimensión de la pierna de un paciente se encuentran entre 71 a 101 cm como mínimo y máximo respectivamente. El peso del equipo es de 13 [kg] [23] ver figura 1.13.



Figura 1.13. Knee CPM [23].

#### 1.5.12 Chattanooga Active-K.

Es un equipo motorizado empleado en fisioterapia, que brinda una gama exclusiva de terapias de rehabilitación mediante un único dispositivo, como muestra la figura 1.14. Permite a los pacientes recuperar la movilidad tanto de la cadera como de las rodillas sin dolor, en un corto tiempo posterior a la intervención quirúrgica, estimulando al mismo tiempo la cicatrización. De la misma forma, el componente activo de la unidad está indicado para mejorar rápidamente la fuerza y los movimientos de la rodilla. El peso de este equipo es 17 [kg]. [24]





Figura 1.14. Chattanooga Active-K [24]

### 1.5.13 Farmatek L-1.

Es un dispositivo para la movilización pasiva continuo de la rodilla y el tobillo. Consta con un soporte móvil, que le permite regular la longitud de la extensión, el ángulo y la velocidad de marcha. Es posible escoger entre una sesión de rehabilitación continua y una sesión de tiempo de recuperación, de acuerdo con los requisitos. Permite un ángulo de extensión de la rodilla de entre 0 y 120 °, mide 92 x 27 cm de largo por ancho respectivamente y su peso es de 20 [kg]. [25] el Farmatek L-1 se puede observar en la *figura 1.15*.



Figura 1.15. Farmatek L-1 [25].

## 1.6 MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN.

La rodilla es una articulación del cuerpo humano que permite movimientos de un solo grado de libertad, los movimientos permitidos son la flexión y la extensión que varían la distancia del cuerpo en referencia al suelo [15]. La siguiente *figura 1.16* permite observar los movimientos que realiza la rodilla, en la izquierda el de extensión y a la derecha la flexión.

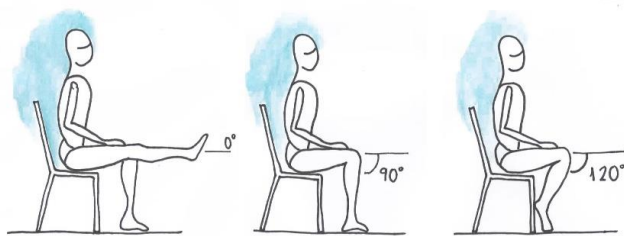


Figura 1.16. Movimientos de la articulación: extensión, flexión [26].

Mecánicamente, la rodilla realiza las funciones de brindar gran estabilidad cuando se extiende al máximo, realizando esfuerzos considerables debido al peso corporal y permitiendo mucha movilidad partiendo de un determinado ángulo de flexión, además proporciona la movilidad que se necesita al correr o caminar y para orientar correctamente el pie con respecto a las irregularidades encontradas en el terreno.

La cadera cumple una misión primordial en lo relacionado a los movimientos de la rodilla debido que la amplitud de flexión de la rodilla depende directamente de la posición de la cadera, es así como se puede afirmar que el ángulo de flexión de la rodilla puede alcanzar un ángulo máximo de 160° [5]. Se pueden visualizar en la siguiente figura 1.17.

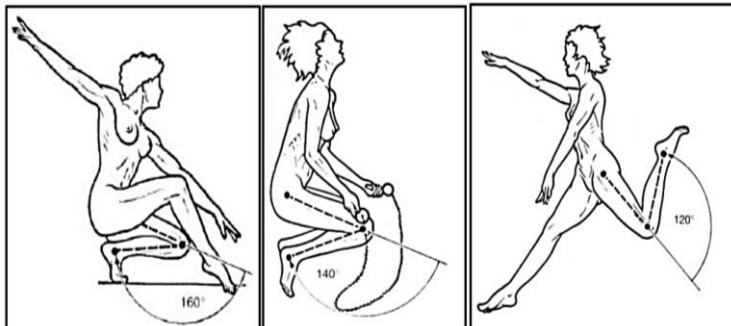


Figura 1.17. Ángulos de flexión de la rodilla [26].

## **CAPÍTULO II**

### **METODOLOGÍA.**

En este capítulo se define y sintetiza el conjunto de fases que se debe seguir durante el desarrollo del prototipo rehabilitador de rodilla, en primera instancia se parte de la investigación teórica, se establece un método de productos y servicios que escoge las demandas y expectativas de los clientes, se presentan soluciones, posteriormente se diseña el sistema mecánico, electrónico y culmina con la construcción del prototipo.

#### **2.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.**

Es primordial realizar una revisión bibliográfica en diversas fuentes de información para conocer acerca de los rehabilitadores de rodilla. Es así como acerca de la fase de rehabilitación posterior a una cirugía de artroscopía se caracteriza por ser un procedimiento que ayuda a la óptima recuperación de la articulación. En la actualidad existen diversos protocolos de rehabilitación de este tipo, y todos ellos coinciden en la importancia que tiene un buen fortalecimiento muscular, una adecuada propiocepción y estabilidad de la rodilla. [27]

La rehabilitación debe realizarse tomando ciertas consideraciones y mediante equipos y técnicas especiales para obtener los resultados esperados que son fundamentalmente la reducción de molestias posteriores a una cirugía de rodilla, mejorar la funcionalidad del paciente, disminuir del período de recuperación e integrar a las actividades cotidianas. [28]

Acerca de los equipos de rehabilitación, la Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación citan que son dispositivos biomecánicos que previenen el deterioro por lesiones del sistema músculo esquelético, para el entrenamiento y terapia, conformados por un sistema de articulación múltiples que brindan muchos beneficios y son de alta tecnología. [29]

#### **2.2 ANÁLISIS QFD.**

Se parte desde el análisis de la casa de la calidad QFD es un método de diseño de productos y servicios para determinar orden de prioridades de selección de los componentes necesarios para su funcionamiento, se escoge las demandas, expectativas

de los clientes transformándolos, en pasos sucesivos y ponderatorios de las características técnicas y operativas satisfactorias. [30].

### **2.3 CARACTERÍSTICAS DEL USUARIO.**

Para el diseño del prototipo de rehabilitación es indispensable entrelazar la antropometría, la cual permite analizar y fundamentar las medidas y volúmenes de las partes corporales de la población ecuatoriana para obtener el dimensionamiento del dispositivo.

### **2.4 PRESENTACIÓN DE POSIBLES SOLUCIONES.**

Para realizar el diseño del rehabilitador, es conveniente en primera instancia ordenar por jerarquía los requisitos que debe poseer el equipo, en función a estos, definir los parámetros de diseño y a continuación un bosquejo del modelo escogido.

La funcionalidad del rehabilitador se determina por el desplazamiento que tengan los elementos mediante un análisis dinámico y las cargas que sean capaces de soportar, esto se conoce a través de un análisis estático y una adecuada selección de materiales. Los movimientos son gobernados con precisión a través de un control conectado al controlador que regule la velocidad de rotación de un motor eléctrico.

Una vez construido y comprobado el sistema, se necesita una cubierta para los elementos tanto de la base como electrónicos. Así se protege la vida útil de los componentes del rehabilitador y al mismo tiempo se le proporciona estética.

### **2.5 DISEÑO MECÁNICO.**

En la fase de diseño mecánico se parte de los parámetros para determinar las características que posee el rehabilitador. Dentro de éstos se encuentran el mecanismo de funcionamiento por ejemplo tornillo sin fin con tuerca o actuadores, la fuente de alimentación, el rango de flexión angular de la tibia con el fémur del paciente, el peso del equipo y los materiales.

A continuación, es necesario realizar un análisis dinámico del sistema empleando fórmulas matemáticas y software que contribuyan a obtener dimensionamiento de los

elementos, ubicar los puntos de acople, conocer la velocidad de funcionamiento del mecanismo para el diseño y la selección de los componentes del sistema electrónico.

Seguido del estudio dinámico, se analiza la estructura estáticamente para obtener las cargas máximas en el mecanismo y seleccionar adecuadamente los materiales. El análisis de cargas se realiza analíticamente con fórmulas y software. Al final se realiza la construcción de la estructura en donde se ubican los componentes electrónicos y se realizan las pruebas de funcionamiento.

## **2.6 DISEÑO ELECTRÓNICO.**

Una vez concluida el diseño mecánico se procede al diseño electrónico empezando con la selección del actuador considerando el torque necesario para el movimiento de la máquina y la selección del controlador, se realiza un flujograma para proceder a la programación del controlador, se implementa un HMI (Interfaz Hombre Máquina) el cual consta de una aplicación en software libre conectada vía bluetooth que permite una mejor presentación de la información y fácil manejo para el especialista. Se realiza el modelamiento matemático y el diseño del controlador si en caso es necesario.

## **2.7 CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLAJE.**

Luego de la culminación de las fases de diseño del dispositivo se procede a la elaboración de los planos, posterior a esto, se adquiere los materiales necesarios para la fabricación del rehabilitador, una vez obtenido el prototipo rehabilitador de rodilla se procede a realizar la etapa electrónica.

## **2.8 PRUEBAS DE VALIDACIÓN.**

Se procede a la calibración de los procesos tanto mecánicos como electrónicos para evaluar las diferentes características que posee la máquina como es el proceso de la transmisión de datos enviados desde el HMI (Interfaz Hombre Máquina) los cuales son preseleccionados por el especialista para cumplir con los ángulos, repeticiones y velocidades que debe efectuar el prototipo, además evaluar la antropometría y peso con una persona estándar sometido al rehabilitador a estas pruebas en un tiempo prolongado de funcionamiento.

## CAPÍTULO III

### RESULTADOS (PRESENTACIÓN, ANÁLISIS Y VALIDACIÓN).

En este capítulo se describe los resultados obtenidos a lo largo de la investigación con los respectivos análisis del diseño mecánico y electrónico; se parte desde la matriz QFD que permite sintetizar la información obtenida de las revisiones bibliográficas y obtener un orden de prioridad ponderativo de selección de componentes necesarios para el funcionamiento del rehabilitador, posterior a esto se realiza la definición del modelo a construir, analizando la antropometría de la población ecuatoriana, luego en el estudio dinámico se delimita los movimientos y longitudes que tiene el prototipo, se selecciona los sistemas de movimientos lineales, el análisis de cargas, esfuerzos, deformaciones y se determina el factor de seguridad, también se establece el torque y velocidad del motor. Concluida la fase mecánica se procede a la etapa electrónica en la cual se lleva a cabo el análisis y selección del actuador, controlador para determinar y diseñar el sistema electrónico a implementarse en el prototipo. Al finalizar se procede a validar el funcionamiento de la máquina.

#### 3.1 MATRIZ QFD.

La casa de la calidad QFD es un método de diseño de productos y servicios que escoge las demandas y expectativas en orden de prioridades de selección de los componentes necesarios para su funcionamiento. En el *anexo 2*, es posible observar a la matriz QFD empleada en el diseño del rehabilitador pasivo de rodilla cada conclusión obtenida en esta matriz se detalla en cada proceso de diseño y fabricación de la máquina.

El diseño del rehabilitador de rodilla se realiza de acuerdo con la guía presentada por el Departamento de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte ver *anexo 1* la cual es muy importante y ayuda a mejorar características del primer ejemplar optimizando algunos procesos que a la vez se compara con un análisis estadístico QFD relacionando el primer ejemplar antes descrito y dos marcas comerciales de rehabilitadores de rodilla con similitudes en diseño y funciones.

### 3.2 DEFINICIÓN DEL MODELO.

Para iniciar la fase de diseño mecánico y electrónico, es necesario determinar qué tipo de rehabilitador se va a construir en base a características tales como la resistencia de los materiales, peso de la máquina, movimientos dinámicos para cumplir con la flexo- extensión entre otros. Es por ese motivo que se consideran 3 opciones, 2 de estas que corresponden a rehabilitadores de rodilla reconocidos a nivel internacional y otro prototipo que fue diseñado y construido en la ciudad de Ibarra. Las características de estos 3 equipos son mostradas en la siguiente *tabla 3.1*.

*Tabla 3.1.*  
*Comparación de Rehabilitadores.*

<b>Equipos</b>	<b>Artromotor Optiflex® 3</b>	<b>Kinetec Spectra</b>	<b>Rehabilitador de José Perugachi</b>
Estatura del paciente	1,40 - 2 m	1,50 - 2,10 m	1,45 - 1,95 m
Peso máximo del paciente	159 [kg]	130 [kg]	125 [kg]
Desplazamiento angular de la rodilla	10 - 110°	10 - 110°	0-120°
Ergonomía y confort (1-10)	10	10	8
Maniobrabilidad del terapeuta (1-10)	10	10	10
Maniobrabilidad del paciente (1-10)	10	10	10
Materiales	Aluminio	Aluminio	Acero
Peso	12 [kg]	12 [kg]	17 [kg]
Control de velocidad (1-10)	10	10	10
Diseño adecuado (material y estética) (1-10)	10	10	6
Precio	\$3.500	\$4.000	\$1000
Protección de la parte mecánica y eléctrica	Plástico	Plástico	Metálica
Tipo de sujeción	Tornillos pasadores	Tornillos pasadores	Tornillos pasadores
Auto bloqueo	Sí	Sí	Sí
Actuador	Tornillo sin fin y tuerca	Tornillo sin fin y tuerca	Tornillo sin fin y tuerca
Soportes ajustables	Sí	Sí	Sí

Imagen

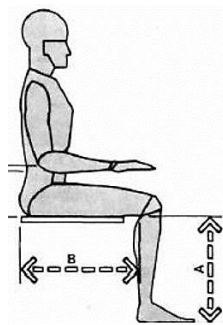


Se han analizado las características más importantes de los 3 modelos obtenidos desde la casa de calidad QFD y se ha considerado diseñar el rehabilitador en base a los siguientes parámetros:

- Antropometría:
  - Estatura del paciente: 1,55 – 1,80 m
  - Peso del paciente: peso promedio de 75 [kg]
- Desplazamiento angular de rodilla: 0-120°.
- Materiales: estructura metálica de aluminio.
- Peso: peso estimado de 13 [kg]
- Protección de la parte eléctrica y mecánica: cubierta de fibra de vidrio.
- Diseño adecuado en materiales y estética: materiales livianos y resistentes, estéticamente agradable.
- Control de velocidad: motor paso a paso y driver
- Maniobrabilidad del terapeuta: liviano y sencillo para apoyar la pierna del paciente.
- Maniobrabilidad del paciente: comodidad del miembro inferior.
- Tipo de sujeción: pasadores.
- Autobloqueo: tornillo autobloqueante.
- Actuador: tornillo de potencia y tuerca.
- Soportes estables: soportes firmes de tubo de aluminio.

### 3.3 POSICIONES ANGULARES DEL REHABILITADOR.

El rehabilitador de rodilla es un equipo que trabaja mediante el desplazamiento de una tuerca en un tornillo de potencia. El desplazamiento angular propuesto se encuentra en un rango de 0 a 120° y las dimensiones del equipo se basan en las medidas antropométricas de la pierna dividida en dos secciones una superior y una inferior como se observa en la *figura 3.1*.



*Figura 3.1. Secciones de la pierna [31].*



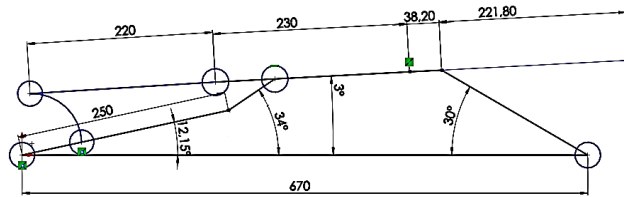
Para la construcción del rehabilitador de rodilla se necesitan de dos medidas antropométricas fundamentales de la población ecuatoriana mismas que se observan en la *tabla 3.2* y en el *anexo 3* para una altura fluctuante de 1,55 m a 1,80 m. [6]

*Tabla 3.2.*

*Medidas Antropométricas [31].*

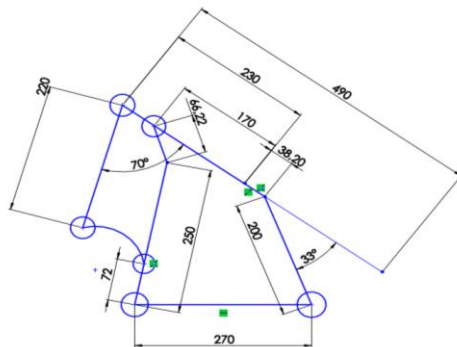
Medidas antropométricas en cm	mínima	máxima
A: Altura poplítea	38	49
B: Longitud glúteo – Poplítea	42	50

De acuerdo con las medidas antropométricas de una persona, se desarrolla un croquis en primera instancia con la pierna extendida como se aprecia en la *figura 3.2*.



*Figura 3.2. Croquis de dimensiones del rehabilitador 0° en mm.*

En el croquis, es posible observar unas circunferencias que indican los puntos de articulación de los elementos del rehabilitador, para comprender cómo se articula la rodilla desde un ángulo 0° hasta 120°, se realiza un croquis mostrado en la *figura 3.3*.



*Figura 3.3. Croquis del rehabilitador cuando la rodilla se articula a 120° en mm.*

Con los datos obtenidos de la matriz QFD y de las medidas antropométricas de la población ecuatoriana se plantean croquis con las longitudes de los elementos que conforman el rehabilitador en primera instancia cuando el miembro inferior está totalmente extendido ver *figura 3.2* y el segundo *en la figura 3.3* cuando la pierna está totalmente flexionada, este análisis permite dimensionar el prototipo para posteriormente llevar a un estudio dinámico de la máquina las dimensiones se las puede visualizar en la *tabla 3.3*.

*Tabla 3.3.*

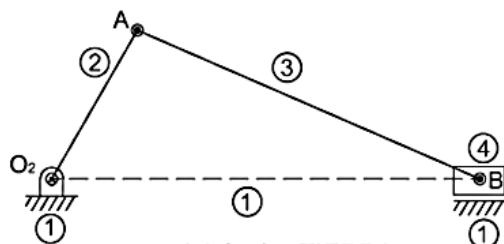
*Longitud de las barras.*

Dimensionamiento del dispositivo en mm	Barra 1	Barra 2	Barra 3
Rehabilitador posición 0°	220	670	490
Rehabilitador posición 120°	220	270	490

Se debe tomar en cuenta que el mecanismo tiene barras telescópicas que permiten ampliar o disminuir el dispositivo de acuerdo con las dimensiones corporales del usuario que haga uso del rehabilitador.

### 3.4 ANÁLISIS DINÁMICO.

El sistema de rehabilitación debe permitir el posicionamiento lineal de un objeto ya sea de manera automática o manual sobre una trayectoria recta permitiendo generar movimientos de flexo extensión, el funcionamiento del rehabilitador de rodilla se basa en el mecanismo biela-manivela-corredera como se aprecia en la *figura 3.4*.



*Figura 3.4. Mecanismo biela-manivela-corredera [32].*

Con la finalidad de determinar las velocidades de los eslabones del mecanismo, es necesario partir de la ecuación de cierre, mostrada a continuación.

$$\vec{r}_1 = \vec{r}_2 + \vec{r}_3 \quad \text{Ecuación (3.1)}$$

De donde:

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

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

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

Para obtener la ecuación de velocidad se deriva los vectores de posición.

$$\frac{\partial \vec{r}_1}{\partial x} = \frac{\partial \vec{r}_2}{\partial x} + \frac{\partial \vec{r}_3}{\partial x}$$

$$\frac{\partial(r_1 e^{i\theta_1})}{\partial x} = \frac{\partial(r_2 e^{i\theta_2})}{\partial x} + \frac{\partial(r_3 e^{i\theta_3})}{\partial x} \quad \text{Ecuación (3.2)}$$

Se obtiene:

$$v_1 = ir_2\omega_2(\cos\theta_2 + isen\theta_2) + ir_3\omega_3(\cos\theta_3 + isen\theta_3) \quad \text{Ecuación (3.3)}$$

A partir de la ecuación 3.3, se obtienen 2 ecuaciones, una real y una imaginaria:

$$v_1 = -r_2\omega_2(sen\theta_2) - r_3\omega_3(sen\theta_3) \quad \text{Parte real} \quad \text{Ecuación (3.4)}$$

$$0 = r_2\omega_2(\cos\theta_2) + r_3\omega_3(\cos\theta_3) \quad \text{Parte imaginaria} \quad \text{Ecuación (3.5)}$$

Despejando  $\omega_3$  de la ecuación 3.5:

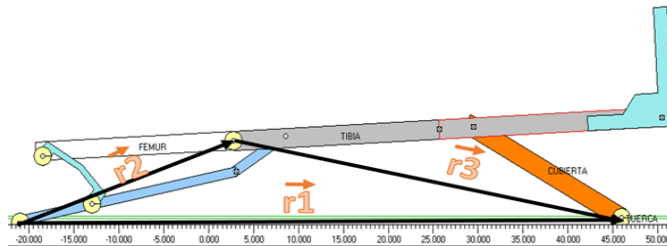
$$\omega_3 = \frac{r_2\omega_2(\cos\theta_2)}{r_3(\cos\theta_3)} \quad \text{Ecuación (3.6)}$$

Se reemplaza la ecuación 3.6 en la parte real de la ecuación 3.4:

$$v_1 = -r_2\omega_2(sen\theta_2) - r_2\omega_2(\cos\theta_2)(tg\theta_3)$$

Con las 2 últimas ecuaciones es posible determinar las velocidades y posiciones de los componentes del mecanismo, sin embargo, debido a la geometría del mecanismo del rehabilitador, se considera los radios y ángulos de los componentes de centro de eje a centro de eje de cada componente.

En la *figura 3.5* se observa el modelamiento del rehabilitador en una herramienta CAE. Sin embargo, el análisis del mecanismo se realiza con los eslabones conformados de acuerdo con las flechas negras.



*Figura 3.5. Modelamiento del rehabilitador en software CAE.*

Así, las magnitudes de los vectores posición son:

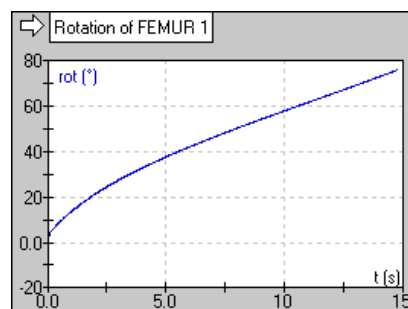
$r_1$  = variable.

$r_2$  = 25,5 cm.

$r_3$  = 44 cm.

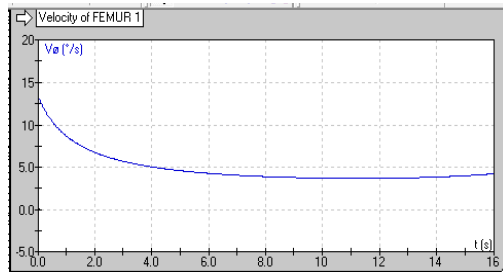
Mediante una herramienta CAE, es posible realizar el análisis dinámico del mecanismo del rehabilitador obteniéndose una tabla en el *anexo 4* donde se observan las posiciones, velocidades de los eslabones y las curvas de cada uno de ellos mostradas a continuación:

La *figura 3.6* de posición angular del fémur, muestra el movimiento de rotación de los eslabones desde un punto inicial hasta generar la articulación de la rodilla en  $120^\circ$ . El fémur del paciente parte de una posición inicial de  $3^\circ$  hasta  $75^\circ$  en un período de 15 segundos.



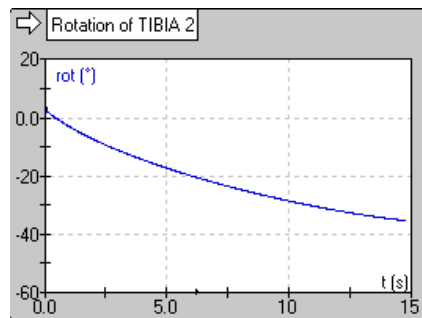
*Figura 3.6. Posición angular del fémur.*

La velocidad angular del fémur inicia de  $12,5^\circ/\text{segundo}$  y desciende progresivamente hasta alcanzar una velocidad de  $4^\circ/\text{segundo}$  en un período de 15 segundos como se puede visualizar en la *figura 3.7*.



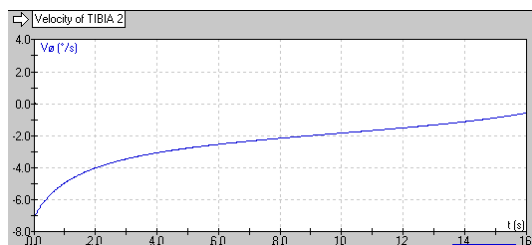
*Figura 3.7. Velocidad angular del fémur.*

La tibia se desplaza angularmente desde una posición de  $3^\circ$  recorriendo  $38^\circ$  en sentido horario hasta llegar a la posición de  $-35^\circ$  en un período de 15 segundos como se aprecia en la *figura 3.8*.



*Figura 3.8. Rotación de la tibia.*

La velocidad angular de la tibia se produce en valor negativo debido a que la rotación es en sentido antihorario. Parte de  $-8^\circ/\text{seg}$  realizando una rotación más lenta hasta alcanzar  $-1^\circ/\text{seg}$  en un tiempo de 15 segundos como se visualiza en la *figura 3.9*.



*Figura 3.9. Velocidad angular de la tibia.*

La tuerca se desplaza guiada por el tornillo de potencia a una velocidad constante de 1,05 cm/segundos.

Es importante verificar analíticamente mediante las fórmulas obtenidas, las velocidades de los elementos con los valores de la tabla generada con el software teniendo en cuenta las siguientes consideraciones:

$\theta_1 =$  no existe porque es lineal el desplazamiento.

$\theta_2 =$  ángulo de la tabla más  $16^\circ$

$\theta_3 =$  ángulo de la tabla menos  $13^\circ$

Esto es debido a la geometría de los componentes del rehabilitador ya que el análisis se realiza considerando los eslabones del mecanismo biela-manivela-corredera en forma de vectores. Así por ejemplo en la tabla exportada del *anexo 4*, se encuentra señalada una fila al azar para realizar el cálculo de la velocidad angular de la tibia en la *ecuación 3.6*:

$$\omega_3 = \frac{-25,5\text{cm}\left(\frac{12,046^\circ}{\text{seg}}\right)(\cos 21,549^\circ)}{44\text{cm}(\cos(-11,356^\circ))}$$

Ecuación (3.7)

$$\omega_3 = -6.8^\circ/\text{seg}$$

Se verifica con el valor de la velocidad angular del eslabón 3 realizado mediante software como se observa en la *tabla 3.4*.

*Tabla 3.4.*  
*Análisis de cálculos dinámicos.*

Análisis Dinámico- Verificación	
Cálculo Analítico	-6.8°/seg
Calculo por software	-6.459°/seg
Error Porcentual	5,42%

En este caso la verificación de los cálculos analíticos con los de software se los acepta por estar en un rango determinativo de validación. Los eslabones restantes se los puede comparar en cualquier posicion dando resultados similares.

### 3.5 SISTEMAS DE MOVIMIENTO LINEAL.

Los sistemas de movimiento lineal permiten desplazar un objeto en una trayectoria recta, permitiendo posicionar dicho objeto en una distancia que se la puede establecer ya en forma manual o automática.

Para establecer el movimiento de flexión y extensión que necesita la rehabilitación de rodilla es necesario recurrir al estudio de estos sistemas ya que permite posicionar un objeto móvil en una trayectoria recta.

#### 3.5.1 Evaluación y selección del sistema de movimiento lineal.

La evaluación del sistema de movimiento lineal se lo obtiene del Anexo 2 correspondiente al análisis QFD.

- Evitar el deslizamiento del miembro inferior.
- Evitar el pandeo del sistema de transmisión.
- Autoenclavante.
- Peso reducido.
- Ocupar menor espacio.
- Estructura sencilla.
- Protección.
- Estabilidad del sistema.

Tabla 3.5.

Características de sistemas de movimiento lineal.

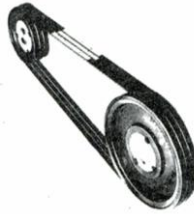
Mecanismo	Ventajas	Desventajas	Figura
<b>Correa de transmisión.</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Mayor eficiencia con bandas dentadas.</li> <li>-Costo reducido.</li> <li>- No necesita lubricación</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Deslizamiento por la banda.</li> <li>-La capacidad de potencia está en relación con el tamaño de las poleas.</li> <li>-La vida útil menor.</li> <li>-Revisión de la tensión de la correa.</li> </ul>	

Figura 3.10. Correa de transmisión.

**Piñón Cremallera.**

-Precisión en el desplazamiento lineal.  
-Conversión debido al movimiento giratorio a lineal y viceversa.

-Necesita de un freno para la carga.  
-Lubricación constante en las partes móviles.  
- Costo Alto de fabricación

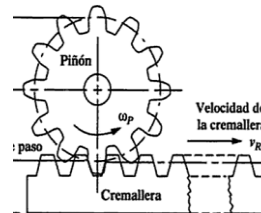


Figura 3.11. Piñón-cremallera.

**Tornillo de Potencia.**

Posicionamiento preciso.  
-Autobloqueo, debido aplicación axial.  
- Sencillo.  
-Disponibilidad en el país.

-Necesita de buena lubricación.  
-Fricción entre la cuerda y el tornillo.

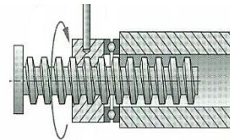


Figura 3.12. Tornillo de potencia.

**Tornillo de potencia de bolas circulantes.**

-Reducción de fricción.  
- Vida útil prolongada.  
- Capacidad de carga alta.  
- Mayor precisión de posición

-No son aptos para autobloqueo.  
-Utilización de un freno de potencia.  
- Precio elevado.  
-Difícil mecanización.

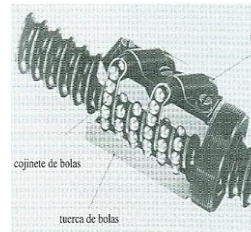


Figura 3.13. Tornillo de bolas.

Al finalizar el estudio de los diferentes sistemas de movimiento se procede a la evaluación de estos mediante los criterios de diseño del dispositivo a construirse como se aprecia en la *tabla 3.6*.



Tabla 3.6.

Análisis de selección de sistemas de posicionamiento lineal.

Sistemas de posicionamiento lineal	Transmisión por correa	Piñón Cremallera	Tornillo de potencia	Tornillo de potencia de bolas circulante
<b>Criterios de evaluación QFD</b>				
Disponibilidad y precio	2	3	5	3
Peso y tamaño	3	3	4	4
Menor ruido	3	3	4	5
Protección y deslizamiento	3	3	4	4
Implementación	3	2	4	3
Mantenimiento	3	3	5	4
Posicionamiento	3	3	4	5
Autobloqueo	1	1	5	2
Precisión	3	4	4	5
<b>TOTAL</b>	24	25	39	35

De estos se selecciona el tornillo de potencia por presentar mayores ventajas frente a los otros sistemas y cumpliendo con los requerimientos de diseño obtenidos de la casa de la calidad.

### 3.6 TORNILLO DE POTENCIA.

El tornillo de potencia es un elemento que en su funcionamiento cumple con la misión principal de transformar el movimiento de su rotación en lineal transmitiendo potencia. Se emplea en tornillos de tornos, tornillos de entenallas. En la *figura 3.14* se observa un tornillo de potencia con sus características principales.

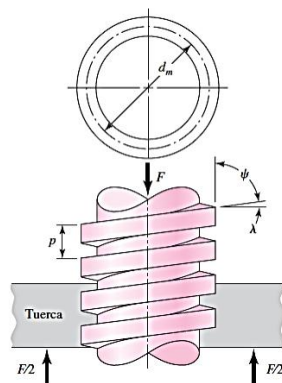


Figura 3.14. Roscado del tornillo de potencia [33].

Donde:

$F$  = fuerza de compresión axial.

$p$  = paso.

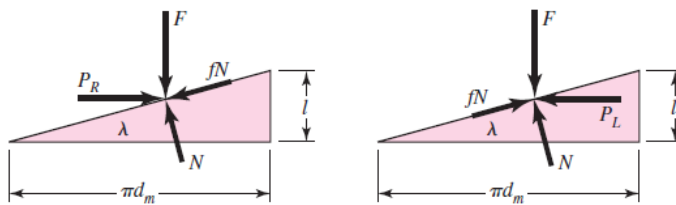
$\lambda$  = ángulo de avance.

$\psi$  = ángulo de hélice.

$d_m$  = paso medio.

Se puede observar la tuerca y las fuerzas de reacción a la fuerza ejercida en la parte superior.

Si la rosca del tornillo de potencia es cuadrada, se puede analizar mediante el siguiente diagrama de cuerpo libre donde se observan las fuerzas que intervienen en el funcionamiento del tornillo de potencia, suponiendo que se desenrolla la rosca exactamente en una vuelta como se aprecia en la *figura 3.15*.



*Figura 3.15. Diagrama de cuerpo libre de la rosca. [33]*

Donde:

$d_m$ : diámetro medio.

$P_R$  y  $P_L$ : fuerza al subir y bajar la carga.

$\lambda$ : ángulo de avance.

$F$ : fuerza de compresión axial.

$l$ : avance.

$fN$ : coeficiente de rozamiento.

El presente proyecto se basa en el tornillo con rosca ACME por los beneficios que tiene este brindando facilidad de maquinarse y sobre todo evitar el desgaste mecánico entre el tornillo y la tuerca. Como se observa en la *figura 3.16*, las especificaciones del tornillo se las puede apreciar en la *tabla 3.6*:

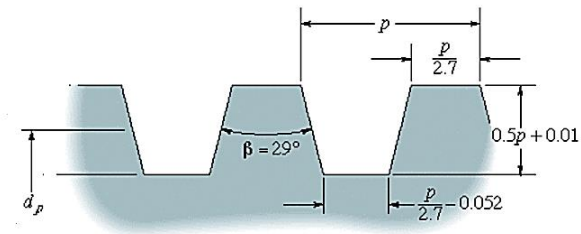


Figura 3.16. Rosca ACME [34].

Tabla 3.7.

Especificaciones del tornillo de potencia [35].

Tornillo de potencia		
Datos	Valor	Nomenclatura
Avance del tornillo	0.2 in	L
Diámetro de paso	0.9 in	dp
Ángulo de rosca	14, 5°	$\alpha$

Conociendo las especificaciones se proceden a realizar los cálculos para conocer más detalles del tornillo, es necesario determinar el peso de la pierna del individuo. Para los cálculos se emplea 20 [kg] para que el diseño sea seguro además cabe notar que también intervienen las masas de los elementos del mecanismo del rehabilitador que se encuentran acoplados a la tuerca.

Los datos conocidos son:

$d_m$ : diámetro medio o de paso (0,9 in).

$\alpha$ : ángulo de rosca Acme (14,5°).

m: masa de la pierna y el mecanismo a utilizar 20 [kg].

Un aspecto importante es calcular el par de torsión existente en la tuerca al elevar la carga. Si la rosca es cuadrada se puede emplear la siguiente ecuación 3.8:

$$T_R = \frac{F \cdot d_m}{2} \left( \frac{l + \pi f d_m}{\pi d_m - f l} \right) \quad \text{Ecuación (3.8)}$$

Para descender la carga existe la siguiente *ecuación 3.9*:

$$T_L = \frac{F \cdot d_m}{2} \left( \frac{\pi f d_m - l}{\pi d_m + f l} \right) \quad \text{Ecuación (3.9)}$$

Donde:

$T_R$ : Torque para elevar la carga.

$T_L$ : Torque para descender la carga.

F: Fuerza aplicada.

f: Coeficiente de fricción.

l: Avance del tornillo.

Sin embargo, para el cálculo del tornillo de potencia del sistema, cabe señalar que las ecuaciones anteriores son desarrolladas para roscas de forma cuadrada en donde las cargas se ubican de forma paralela en referencia al eje del tornillo. Para una rosca de tipo ACME o diferentes, se emplean las ecuaciones detalladas a continuación [33].

Así entonces, para subir una carga en una rosca ACME:

$$T_R = \frac{F \cdot d_m}{2} \left( \frac{l + \pi f d_m \sec \alpha}{\pi d_m - f l \sec \alpha} \right) \quad \text{Ecuación (3.10)}$$

Para descender una carga:

$$T_L = \frac{F \cdot d_m}{2} \left( \frac{\pi f d_m \sec \alpha - l}{\pi d_m + f l \sec \alpha} \right) \quad \text{Ecuación (3.11)}$$

Para realizar el cálculo, se debe conocer la fuerza aplicada, ya que la masa es 20 [kg] se debe multiplicar por la aceleración de la gravedad, de la siguiente manera:

$$20 \text{ kg} * 9,8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 196 \text{ N}$$

La fuerza aplicada es 196 N, otro dato que es necesario conocer es el coeficiente de fricción, para el movimiento de la tuerca y el tornillo es necesario la lubricación por esa razón se selecciona un valor de 0,14. [33]

A continuación, se calcula el avance  $l$ , de la siguiente manera:

$$l = n * p \quad \text{Ecuación (3.12)}$$

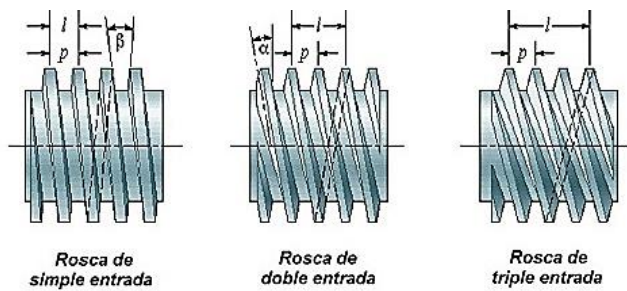
Donde:

$l$ : avance.

$n$ : número de entradas.

$p$ : paso de la rosca.

Es una rosca con una entrada simple, para comprender lo que es el avance, se explican en la siguiente *figura 3.17* los tipos.



*Figura 3.17. Tipos de entrada de roscas [33].*

Para el cálculo primero se procede a la conversión de unidades ya que el paso conocido es 0,2 pulgadas, siendo su equivalente de 0,0058 m.

Reemplazando en la *ecuación 3.12*:

$$l = 0,0058 \text{ m}$$

También se transforma el diámetro medio a metros antes de calcular el par de torsión:

$$0,9 \text{ in} * 0,0254 \text{ m} = 0,02286 \text{ m}$$

Se reemplazan los datos en la *ecuación 3.10* del par de torsión para subir una carga y se obtiene:

$$T_R = 0,51 \text{ Nm} \quad \text{Ecuación (3.13)}$$

Para bajar una carga se reemplaza en la *ecuación 3.11* se obtiene:

$$T_L = 0,14 \text{ Nm} \quad \text{Ecuación (3.14)}$$

Cuando el tornillo de potencia trabaja con un collarín o cojinete, el par de torsión del collarín se calcula de la siguiente manera:

$$T_c = \frac{F f_c d_m}{2} \quad \text{Ecuación (3.15)}$$

Donde:

$T_c$ : Par de torsión del collarín.

F: Fuerza aplicada.

$f_c$ : Coeficiente de fricción del collarín.

$d_m$ : Diámetro medio del collarín.

La fuerza aplicada es 196 N, el diámetro medio es 0,2286 m, el coeficiente de fricción, se selecciona el valor de 0,10 de aluminio. [33] Reemplazando los valores en la *ecuación (3.15)* se obtiene:

$$T_c = 0,448 \text{ Nm} \quad \text{Ecuación (3.16)}$$

### 3.6.1 Velocidad de giro del tornillo de potencia.

La velocidad lineal de la tuerca del tornillo de potencia es de 1,05 cm/ segundo, en base a este dato se calcula las RPM a las que debe girar el motor para conseguir dicha velocidad lineal.

Donde:

v: 1,05 cm/seg.

p: 0,2 in (0,508 cm).

T:  $T_R + T_C$ .

En una revolución del tornillo de potencia, la tuerca se desplaza la distancia del paso de la rosca.

Para calcular las RPM se hace la siguiente relación:

$$n = \frac{1,05 \text{ cm}}{1 \text{ segundo}} * \frac{1 \text{ rev}}{0,508 \text{ cm}} * \frac{60 \text{ seg}}{1 \text{ min}} \quad \text{Ecuación (3.17)}$$

$$n = 124,01 \text{ rev/min}$$

### 3.6.2 Cálculo de la potencia.

La potencia que se necesita para que el tornillo de potencia rote se utiliza la siguiente ecuación:

$$\text{Potencia requerida} = \frac{\text{Torque [lb.in]} * n[\text{RPM}]}{63025} \text{ [HP]} \quad \text{Ecuación (3.18)}$$

Donde se suman las *ecuaciones (3.13)* y *(3.16)*:

$$T = 0,51 \text{ Nm} + 0,448 \text{ Nm} = 0,958 \text{ Nm} = 8,47 \text{ lb. in}$$

Remplazando en la *ecuación (3.18)* se obtiene:

$$\text{Potencia requerida} = 0,016 \text{ [HP]}$$

Es la potencia que debe entregar el motor para hacer girar al tornillo sin fin.

### 3.6.3 Cálculo del torque.

El tornillo de potencia necesita un torque determinado que debe ser proporcionado por el motor, para esto primero se calcula la eficiencia del roscado.

$$e = \frac{\cos\alpha - f \tan\lambda}{\cos\alpha + f \cot\lambda} \quad \text{Ecuación (3.19)}$$

Donde:

$\alpha$ : ángulo de la rosca (14,5° para rosca ACME).

$\lambda$ : ángulo de avance (4,05° para esta rosca).

f: coeficiente de fricción.

Remplazando:

$$e = \frac{\cos 14,5 - 0,14 * \tan 4,05}{\cos 14,5 + 0,14 * \cot 4,05}$$

$$e = 0,32$$

Para calcular el torque del motor se realiza la suma de la *ecuación (3.13)* y *(3.16)* correspondientes al torque necesario de subida y el torque del collarín y se los divide para la *ecuación (3.19)* la eficiencia del tornillo.

$$T_{motor} = \frac{T}{e} \quad \text{Ecuación (3.20)}$$

Se obtiene

$$T_{motor} = 2,99 \text{ Nm}$$

El torque que el motor debe proporcionar es de 2,99 Nm, por limitación de este tipo de motores en el país se selecciona un actuador con torque inmediato superior de 4 Nm.

### 3.6.4 Condición de bloqueo.

Una vez calculados los pares de torsión, se procede a calcular la condición de bloqueo. En ocasiones, puede resultar que el avance sea elevado y la fricción muy baja y entonces, la tuerca tiende a desplazarse sin realizar una fuerza mayor, por esa razón se determina que si cumple con la condición de bloqueo que se calcula de la siguiente manera:

$$\pi f d_m > l \quad \text{Ecuación (3.21)}$$

Donde:

dm= Diámetro medio.

f= Coeficiente de fricción.

l= Avance.

Reemplazando los datos:

$$\pi * 0,15 * 0,02286 > 0,00508$$

$$0,0107 > 0,00508$$

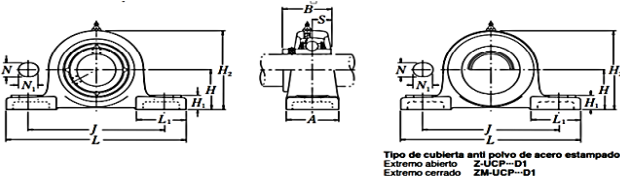
La condición se cumple, es una rosca autobloquante.

### 3.7 CHUMACERAS.

Un elemento importante por considerar son las chumaceras. Se seleccionan en función del diámetro y la disposición del eje ver *anexo 5*. El seleccionado en este caso es el UCP 203 con un diámetro interior del rodamiento de 17 mm, tal como se observa en la siguiente *tabla 3.8*.

Tabla 3.8.

Chumacera para el tornillo de potencia. [36].



Díam. Eje	Designación soporte (*)	Dimensiones nominales											Tamaño tamaño	Número de rodamiento
		mm pulgadas												
mm		H	L	J	A	N	N <sub>1</sub>	H <sub>1</sub>	H <sub>2</sub>	L <sub>1</sub>	B	S	mm	
pulgadas													pulgadas	
12	UCP201D1	30.2	127	95	38	13	16	14	62	42	31	12.7	M10	UC201D1
1/2	UCP201-008D1	3/16	5	33/4	1 1/2	1/2	5/8	9/16	2 7/16	1 7/32	1.2205	0.500	3/8	UC201-008D1
15	UCP202D1	30.2	127	95	38	13	16	14	62	42	31	12.7	M10	UC202D1
9/16	UCP202-009D1	13/16	5	33/4	1 1/2	1/2	5/8	9/16	2 7/16	1 7/32	1.2205	0.500	3/8	UC202-009D1
7/8	UCP202-010D1	13/16	5	33/4	1 1/2	1/2	5/8	9/16	2 7/16	1 7/32	1.2205	0.500	3/8	UC202-010D1
17	UCP203D1	30.2	127	95	38	13	16	14	62	42	31	12.7	M10	UC203D1
1 1/16	UCP203-011D1	13/16	5	33/4	1 1/2	1/2	5/8	9/16	2 7/16	1 7/32	1.2205	0.500	3/8	UC203-011D1



Un aspecto importante en las chumaceras es su ciclo de vida útil de los rodamientos ya que después de haber sido utilizados por un tiempo prolongado, el material se fatiga. Es así como la duración del rodamiento de la chumacera se calcula de la siguiente manera:

$$\frac{L_2}{L_1} = \left(\frac{P_1}{P_2}\right)^k \quad \text{Ecuación (3.22)}$$

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 para rodamiento de bolas.

La capacidad dinámica del cojinete de la chumacera viene dada de acuerdo con la siguiente *tabla 3.9*.

*Tabla 3.9.*

*Especificaciones técnicas de la chumacera. [36]*

d (mm)	Designación	L (mm)	H (mm)	C (kN)	Co (kN)	Peso (kg)
12	UCP201	127	33.3	12.8	6.65	0.7
15	UCP202	127	33.3	12.8	6.65	0.7
17	UCP203	127	33.3	12.8	6.65	0.7

La carga dinámica para la chumacera seleccionada es 12,8 kN. Por otra parte, el dato de la carga de diseño del rehabilitador será el peso de la reacción en la tuerca, es decir, 0,22 kN reemplazando en la *ecuación (3.22)*.

$$\frac{L_2}{10^6} = \left(\frac{12800}{220}\right)^3$$

$$L_2 = 174,55 \times 10^6$$

El rodamiento de la chumacera resiste  $174,55 \times 10^6$  revoluciones.

Uno de los aspectos a mejorar y potenciar del primer ejemplar era la estabilidad del mecanismo tuerca tornillo de potencia, es por esta razón que en esta investigación se implementa las chumaceras por los beneficios que traen como son su facilidad de montaje sobre el eje, se mantienen fijadas en posición, el rodamiento está totalmente

protegido de contaminación durante el funcionamiento y montaje, su rendimiento es fiable y duradero a comparación de los rodamientos sin protección, absorben las cargas elevadas adecuadamente, en el caso de ser necesario son fácilmente reemplazables.

### 3.8 ACOUPLE BOCA DE ENGANCHE.

Para acoplar el eje del tornillo de potencia con el motor eléctrico, es necesario utilizar una boca de enganche, mostrada en la siguiente *figura 3.18*.



*Figura 3.18. Boca de enganche. [37]*

La especificación técnica de la boca de enganche se observa en la siguiente tabla, en donde el aspecto más importante es el taladro en el cubo, ya que para el lado del motor se requiere una perforación de 12,5 mm y para el tornillo de potencia 17 mm por esa razón se selecciona el modelo L070 que permite una perforación máxima de 19 mm.

*Tabla 3.10.*

*Especificaciones de la boca de enganche. [37]*

Tamaño	El acoplamiento Longitud Total		El acoplamiento diámetro exterior		Taladro del cubo Max	
	in	mm	in	mm	in	mm
L030	0,81	20.6	0.63	16.0	0,375	10
L050	1.71	43.5	1.08	27.4	0,625	16
L070	1.98	50.3	1.36	34.5	0.750	19

Un aspecto importante en este elemento mecánico son los beneficios que trae a la investigación permitiendo potenciar algunas características del primer ejemplar reemplazando totalmente la unión directa entre el eje del tornillo y del motor implementando este acople flexible el cual permite asegurar la transmisión del movimiento y absorber las vibraciones en la unión entre los dos elementos, permite alinear los dos elementos por poseer en la mitad un elemento elástico. Es de fácil instalación y en caso de ser necesario son fácilmente reemplazables las manzanas y el acople elástico.

### 3.9 SELECCIÓN DEL MATERIAL.

Con la finalidad de realizar un diseño de rehabilitador de rodilla que entre sus características se encuentren un peso estándar, resistente e inoxidable. Además, se debe tomar en cuenta que pertenece a la línea hospitalaria por lo cual debe cumplir con varios parámetros como se puede ver en la *tabla 3.11*.

*Tabla 3.11.*  
*Características del material.*

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

Se hace uso de software aplicando mapas Ashby de selección materiales que contiene una amplia variedad de estos con sus propiedades y facilita la selección del material más adecuado, haciendo uso de estas propiedades se procede a delimitar el universo de materiales de acuerdo con la *tabla 3.12*.

Tabla 3.12.

Propiedades relevantes del material para construcción del rehabilitador.

Propiedad	Valor mínimo	Valor máximo	Relación
Densidad	2600	6000	kg/m <sup>3</sup>
Precio	1	50	USD/kg
Límite elástico	200	500	MPa

Los materiales que cumplen con las limitaciones de la *tabla 3.12* son aleaciones de titanio, acero aleado, carburo de silicio, alúmina, aleaciones de zinc y aleaciones de aluminio. Para seleccionar el material más adecuado se hace uso de las demás propiedades limitantes de los materiales, como se muestra a continuación:

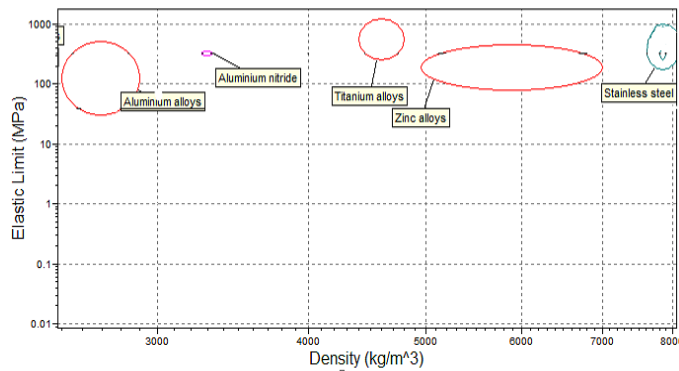


Figura 3.19. Gráfica de materiales: límite elástico vs densidad.

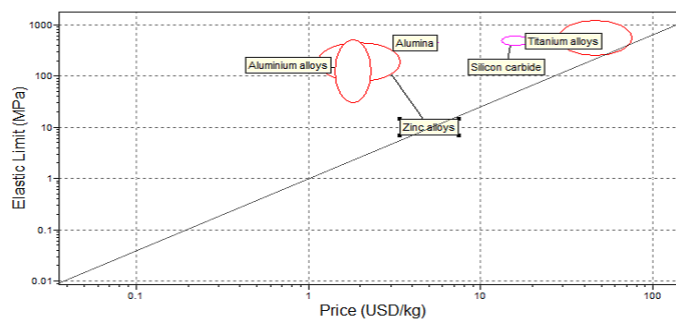


Figura 3.20. Gráfica de materiales: límite elástico vs precio.

Las gráficas de materiales de las *figuras 3.19 y 3.20* se las evalúa en la *tabla 3.13* en orden ascendente de acuerdo con lo siguiente: el material con mejores características se ubica en la posición 1 y a continuación los materiales restantes.

*Tabla 3.13.*  
*Evaluación del material.*

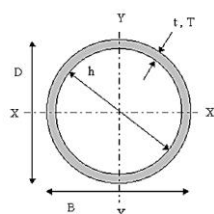
<b>Material</b>	<b>límite elástico vs densidad</b>	<b>límite elástico vs precio</b>
Aleaciones de Aluminio	1	1
Alúmina	2	2
Aleaciones de titanio	3	3
Aleaciones de Zinc	4	4
Acero inoxidable	5	5

De acuerdo con los parámetros antes mencionados, el material más adecuado es aluminio por la relación alto límite elástico – densidad y relación bajo límite elástico – precio, en nuestro país existe disponibilidad de este elemento y se encuentra diferentes aleaciones como 6061, 6063 T6, en esta investigación se utiliza la última por existir en el mercado nacional disponibilidad tanto en barras sólidas y tubería necesarias para la construcción del prototipo.

La *tabla 3.14* y la *figura 3.21* muestra las especificaciones técnicas del aluminio con el que se van a construir los elementos del rehabilitador. El diámetro exterior del tubo es 22,3 mm y un espesor de 2 mm.

*Tabla 3.14.*  
*Especificaciones técnicas del aluminio 6063 T6 (22,3 mm diámetro exterior).*

<b>Designación</b>			
Designación	23x1.6		
<b>General</b>	<b>valor1</b>	<b>valor 2</b>	<b>unidad</b>
Producción de energía	184	203	MJ/kg
Precio	0.8	5.448	USD/kg
Densidad	2680	2720	Kg/m <sup>3</sup>
Módulo de Young	68	69	GPa
Límite elástico	250	260	MPa



Profundidad máxima, D	0.0223 - 0.0229	m
Anchura máxima, B	0.0223 - 0.0229	m
Espesor interior, t	1.29 e-3 - 1.81 e-3	m
Espesor exterior, T	1.29 e-3 - 1.81 e-3	m
Profundidad entre bridas, h	0.0187 - 0.0197	m

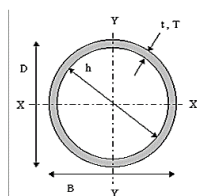
Figura 3.21. Dimensiones esquemáticas aluminio 22 mm [38].

Para la base del rehabilitador se considera utilizar un diámetro de 19,3 mm y un diámetro de 2 mm. Las especificaciones técnicas se observan en la tabla 3.15 y la figura 3.22.

Tabla 3.15.

Especificaciones técnicas del aluminio 6063 T6 (19,3 mm diámetro exterior).

<b>Designación</b>			
Designación	19x1.6		
<b>General</b>			
Producción de energía	184	203	MJ/kg
Precio	4.5	5.4	USD/kg
Densidad	2680	2720	Kg/m <sup>3</sup>
Módulo de Young	68	70	GPa
Límite elástico	250	270	MPa



Profundidad máxima, D	0.0187 - 0.0194	m
Anchura máxima, B	0.0187 - 0.0194	m
Espesor interior, t	1.75 e-3 - 2.31 e-3	m
Espesor exterior, T	1.75 e-3 - 2.31 e-3	m
Profundidad entre bridas, h	0.0141 - 0.0152	m

Figura 3.22. Dimensiones esquemáticas aluminio 19 mm [38].

El módulo de Young de este material se encuentra entre los 68 y 70 GPa. Es un dato muy importante ya que sirve para comparar con otros materiales como el acero estructural que es un material empleado para resistir cargas más fuertes y posee un valor de 250 MPa, en este caso el rehabilitador soporta el peso de la pierna de un paciente, es decir, un peso que se encuentra dentro del rango de los 20 [kg] y se estima que resiste sin inconvenientes. Los cálculos se muestran posteriormente en el documento.

Otro dato importante que permite conocer el software es el precio del material. De acuerdo con la tabla de los tubos de aluminio 6063 T6, el precio se encuentra entre los \$ 4,92 y \$ 5,448 por kilogramo. Considerando un valor de \$ 5,5/[kg] y estimando un peso total del rehabilitador de 11 [kg], restando el peso de 5 [kg] correspondiente al motor, controlador, cables, cubierta protectora, tornillo de potencia, chumaceras y otros elementos, el costo de la estructura del rehabilitador se calcula de la siguiente manera:

$$6kg * \frac{\$5,5}{kg} = \$33$$

El costo del material empleado en la estructura es \$33, que representa un valor razonable debido a las ventajas que brinda.

### 3.10 MODELAMIENTO

#### 3.10.1 Cálculo de reacciones

Para realizar el modelamiento del rehabilitador se requiere analizar las cargas presentes, para iniciar dicho análisis se parte conociendo la distribución de pesos en la pierna de una persona. La siguiente *tabla 3.16* muestra la distribución del peso de una pierna en porcentajes.

*Tabla 3.16.*

*Distribución del peso de una pierna de una persona. [39]*

Miembro	Porcentaje del peso total de una persona (%)
Pierna debajo de la rodilla	7
Pierna arriba de la rodilla	11

El análisis se va a efectuar considerando el peso corporal de una persona de 75 [kg], realizando la relación se obtienen los pesos mostrados en la siguiente *tabla 3.17*.

Tabla 3.17.

Masa de la pierna para el cálculo del rehabilitador.

Miembro amputado	Masa [kg]
Pierna debajo de la rodilla	5,6
Pierna arriba de la rodilla	8,8

La fuerza ejercida por acción del peso en la parte inferior de la rodilla se calcula de la siguiente manera:

$$F_{tibia} = m_{tibia} * a \quad \text{Ecuación (3.23)}$$

$$F_{tibia} = 54,88 \text{ N}$$

$F_{tibia}$ : fuerza de la parte inferior de la rodilla (N)

$m_{tibia}$ : masa de la parte inferior de la rodilla ([kg])

$a$ : aceleración de la gravedad ( $m/s^2$ )

Para la parte superior de la rodilla:

$$F_{fémur} = m_{fémur} * a \quad \text{Ecuación (3.24)}$$

$$F_{fémur} = 86,24 \text{ N}$$

$F_{fémur}$ : fuerza de la parte superior de la rodilla (N)

$m_{fémur}$ : masa de la parte superior de la rodilla ([kg])

$a$ : aceleración de la gravedad ( $m/s^2$ )

Conociendo la distribución de los pesos en la pierna, se analizan las cargas en los componentes del rehabilitador, en la *figura 3.25* se observa las fuerzas que intervienen por la parte inferior de la rodilla.

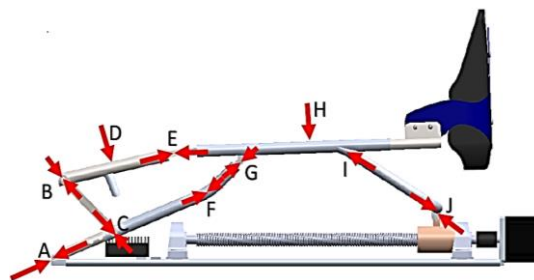


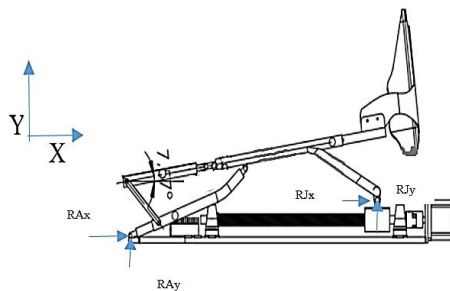
Figura 3.23. Cargas en el rehabilitador.



Donde:

- |                              |                              |
|------------------------------|------------------------------|
| A: Reacción base-fémur.      | F: Reacción en el soporte    |
| B: Reacción brazo y fémur.   | G: reacción soporte y tibia. |
| C: Reacción brazo y soporte. | H: Peso tibia y pie.         |
| D: Peso del fémur.           | I: Reacción tibia            |
| E: Reacción fémur- tibia.    | J: Reacción tibia-tuerca     |

Según el estudio realizado por un software CAD/CAE, el mayor esfuerzo y el factor de seguridad menor es en la posición  $0^\circ$  por lo que en este punto se realiza el análisis de cargas y reacciones de todos los componentes que forman parte del rehabilitador, en la *figura 3.24* se aprecia el rehabilitador en posición  $0^\circ$  cabe recalcar que existe un ángulo de  $7.57^\circ$  que se forma entre la barra del fémur y barra estabilizadora por lo que se procede hacer el análisis incluyendo dicho ángulo.



*Figura 3.24. Cargas en el rehabilitador puntos A y J*  
 $\alpha = 7,57^\circ$

El análisis de cargas se la realiza en forma de estructura trasladando las fuerzas por los eslabones que forman parte del prototipo, se realiza una sumatoria de fuerzas para determinar las reacciones en los puntos A y J correspondientes a la base y a la tuerca.

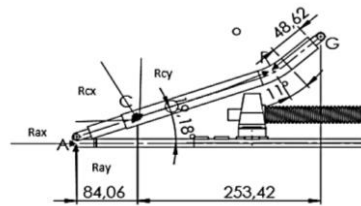
$$\begin{aligned}
 (\uparrow +) \Sigma F_y &= 0 \\
 R_{Ay} + R_{Jy} - R_{Dy} - R_{Hy} &= 0 \\
 R_{Ay} + R_{Jy} &= 85,5 + 67,62 \\
 R_{Ay} + R_{Jy} &= 153,12N
 \end{aligned}
 \tag{3.25}$$

$$\begin{aligned}
 (\rightarrow +) \Sigma F_x &= 0 \\
 R_{Ax} - R_{Jx} + R_{Dx} + R_{Hx} &= 0 \\
 R_{Ax} - R_{Jx} &= -18,59 \text{ N}
 \end{aligned}
 \tag{Ecuación (3.26)}$$

Resolviendo las reacciones en la *ecuación (3.25)* y *(3.26)* para obtener los valores de  $R_A$  y  $R_J$ , se consiguen los siguientes valores:

$$\begin{aligned}
 R_A &= 162,396 \text{ N} \\
 R_{Ax} &= 153,36 \text{ N} & R_{Ay} &= 53,41 \text{ N} \\
 R_J &= 192,48 \text{ N} \\
 R_{Jx} &= 171,95 \text{ N} & R_{Jy} &= 86,48 \text{ N}
 \end{aligned}$$

A continuación, se realiza el análisis de cada elemento del sistema mediante el método de nodos comenzando en el brazo de acople como se observa en la *figura 3.25*, así se obtiene:



*Figura 3.25. Análisis de cargas en el brazo de acople medidas en mm.*

Se procede a calcular el momento con respecto al punto  $F$ :

$$\begin{aligned}
 (\curvearrowright +) \Sigma M_F &= 0 \\
 0,195 R_{Cy} - 0,28 R_{Ay} &= 0
 \end{aligned}
 \tag{Ecuación (3.27)}$$

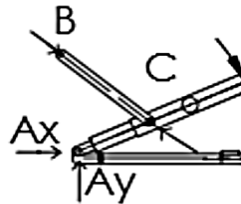
Despejando y reemplazando  $R_{Ay}$ :

$$\begin{aligned}
 R_{Cy} &= 76,9 \text{ N} \\
 R_C &= 108,7 \text{ N} \\
 R_{Cx} &= 102,7 \text{ N}
 \end{aligned}$$

Reemplazando las reacciones se obtiene:

$$\begin{aligned}
 (+\nearrow) \Sigma F_x &= 0 \\
 R_A - R_F + R_{Cx} &= 0 \\
 162,4 \text{ N} - R_F + R_{Cx} &= 0 \\
 R_F &= 256,1 \text{ N}
 \end{aligned}
 \tag{Ecuación (3.28)}$$

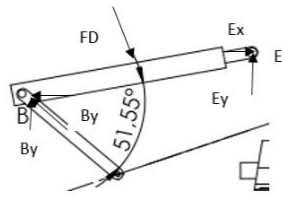
En las reacciones de las barras elevadoras, la reacción en el punto  $C$  es la misma que en el punto  $B$  como se aprecia en la *figura 3.26*.



*Figura 3.26. Análisis de cargas en los elevadores.*

$$R_B = R_C = 118,37 \text{ N}$$

Se analiza el tubo del fémur con las reacciones que le afectan como se muestra en la *figura 3.27*:



*Figura 3.27. Análisis de cargas en la base del fémur.*

Sumatoria de fuerzas:

$$(\rightarrow +) \Sigma F_x = 0$$

$$R_{Bx} - R_{Ex} - R_{Dx} = 0 \quad \text{Ecuación (3.29)}$$

$$R_B \cdot \cos(51,5^\circ) - R_{Ex} - R_{Dx} = 0$$

$$R_{Ex} = 56,36 \text{ N}$$

$$(\uparrow +) \Sigma F_y = 0$$

$$R_{Bx} + R_{Ex} - R_{Dx} = 0 \quad \text{Ecuación (3.30)}$$

$$R_B \cdot \sin(51,5) + R_{Ey} = 86,24 \text{ N}$$

$$R_{Ey} = 170,6 \text{ N}$$

Análisis de las cargas que se encuentran presentes en el soporte de la tibia como se observa en la *figura 3.28*.

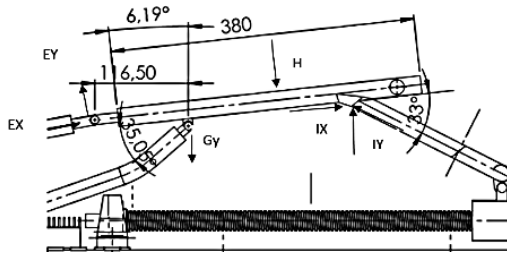


Figura 3.28. Análisis de cargas en los elementos que soportan a la tibia.

Se realiza la sumatoria de fuerzas con las cargas presentes:

$$(\downarrow +)\Sigma F_y = 0$$

$$R_{Ey} + R_{Gy} + R_{Iy} - R_{Hy} = 0 \quad \text{Ecuación (3.31)}$$

$$170,6 \text{ N} + R_G * \text{sen}(35^\circ) + R_{Iy} = 68,2 \text{ N}$$

Se procede a realizar la sumatoria de momentos en el punto G.

$$\Sigma M_G = 0$$

$$-0,116R_{Ey} - 68,21(0,17) + 0,22R_{Iy} = 0$$

Se adquiere la reacción  $I_y$ :

$$R_{Iy} = 130,8 \text{ N}$$

Se reemplaza en la ecuación 3.33 para obtener:

$$R_{Gy} = 247,1 \text{ N}$$

Las reacciones en cada punto analizado del rehabilitador son diferentes, ya que altera en función de la posición en que se encuentren la máquina. Es por esa razón que se ha considerado realizar una tabla que muestre el comportamiento de las reacciones en diferentes puntos que se encuentre el rehabilitador como se aprecia en la *tabla 3.18*.

Tabla 3.18.  
Reacciones a diferentes ángulos.

(°)	Reacciones (Newtons)									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
7.57	162.4	108.7	108.79	86.2	170.63	256.1	141.72	54.8	130.8	192.5
10	157.5	108.7	108.79	86.2	167.53	256.1	139.25	54.8	130.8	193.9
15	146.7	108.7	108.79	86.2	160.22	256.1	133.52	54.8	130.8	195.98
20	134.7	108.7	108.79	86.2	151.7	256.1	126.96	54.8	130.8	196.49
25	121.7	108.7	108.79	86.2	142.01	256.1	119.64	54.8	130.8	196
30	107.8	108.7	108.79	86.2	131.25	256.1	111.58	54.8	130.8	193
35	93.1	108.7	108.79	86.2	119.48	256.1	102.88	54.8	130.8	189
40	77.7	108.7	108.79	86.2	106.82	256.1	93.59	54.8	130.8	183.7
45	61.7	108.7	108.79	86.2	93.31	256.1	83.77	54.8	130.8	177
50	45.2	108.7	108.79	86.2	79.13	256.1	72.52	54.8	130.8	168.79
55	28.3	108.7	108.79	86.2 4	64.33	256.1	62.88	54.8	130.8	159
60	11.3	108.7	108.79	86.2	49.05	256.1	51.97	54.8	130.8	148.75
65	10.	108.7	108.79	86.2	33.39	256.1	40.86	54.8	130.8	137
70	9.92	108.7	108.79	86.2	17.47	256.1	29.62	54.8	130.8	124
75	8.9	108.7	108.79	86.2	10.53	256.1	18.35	54.8	130.8	110
80	8.71	108.7	108.79	86.2	7.56	256.1	7.13	54.8	130.8	95.87
85	7.35	108.7	108.79	86.2	1.41	256.1	3.94	54.8	130.8	81

A excepción de los puntos A, E, G y J las reacciones se mantienen constantes debido a la rigidez de los elementos como se observa en la *figura 3.29*.

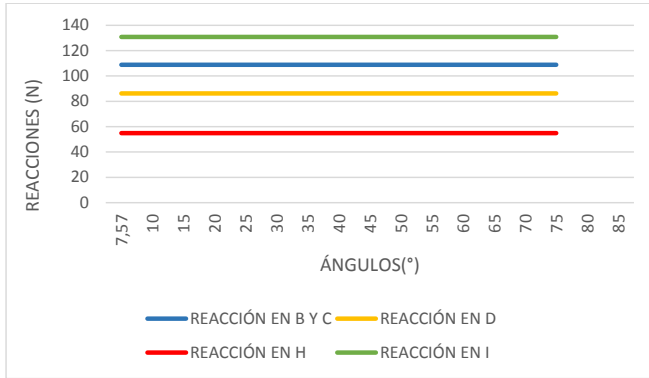


Figura 3.29. Reacciones constantes vs ángulo.

Las curvas de las reacciones en función del ángulo del fémur en el punto A se observan en la figura 3.30.

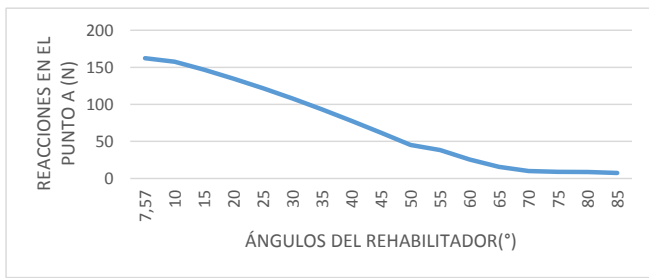


Figura 3.30. Reacciones en A vs ángulo.

La curva de las reacciones en el punto J se lo aprecia en la figura 3.31:

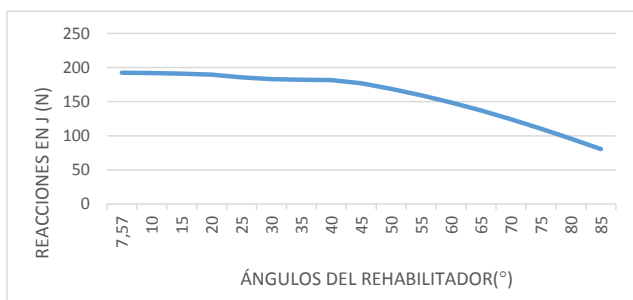
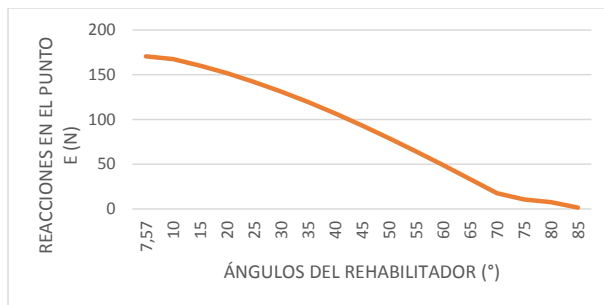
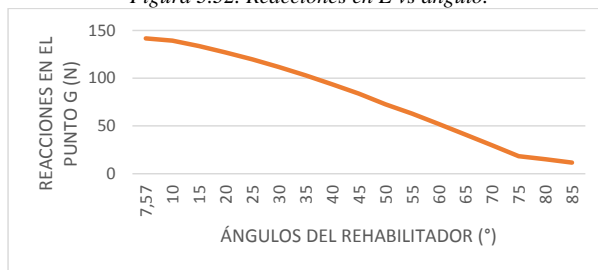


Figura 3.31. Reacciones en J vs ángulo.

Los otros dos puntos de las reacciones que varían en función del ángulo del rehabilitador son E y G en donde se articula el mecanismo para producir la flexión se lo puede apreciar en las *figuras 3.32 y 3.33*.



*Figura 3.32. Reacciones en E vs ángulo.*



*Figura 3.33. Reacciones en J vs ángulo.*


Como se menciona anteriormente, el esfuerzo mayor en el rehabilitador se produce en la posición inicial, es por ese motivo que en las curvas de reacciones de los puntos A, E, G y J se observa un descenso del valor de los esfuerzos a medida que los soportes del fémur rotan.

### **3.10.2 Análisis modelo 3D.**

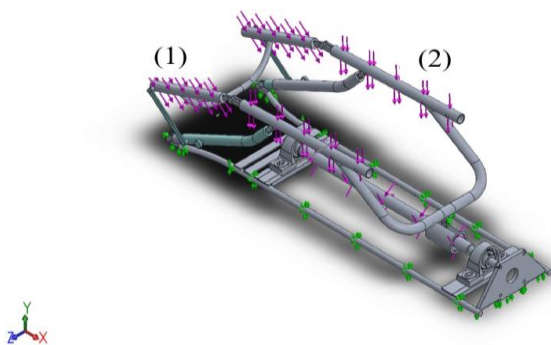
Para el análisis del prototipo se usa el método de elementos finitos que emplea un método numérico para la resolución y diagnóstico de problemas ya que la gran mayoría de problemas a nivel de ingeniería involucran geometrías complejas, cargas no distribuidas y determinación de propiedades de materiales, por lo que es difícil obtener una solución analítica directa, por lo que en esta investigación se realiza un análisis estático estructural para la obtención de desplazamientos, esfuerzos, factor de seguridad permitiendo evaluar el rendimiento del producto con aplicación de criterios de resistencia.

En primera instancia se carga los materiales correspondientes a cada elemento del rehabilitador en este caso el material a estudiar es el aluminio 6063 T6, como se aprecia en la *tabla 3.19*.

*Tabla 3.19.*  
*Propiedades del material.*

Referencia de modelo	Propiedades
	Nombre: 6063-T6 Criterio de error predeterminado: Tensión de Von Mises máx. Límite elástico: 2.15e+008 N/m <sup>2</sup> Límite de tracción: 2.4e+008 N/m <sup>2</sup> Módulo elástico: 6.9e+010 N/m <sup>2</sup> Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m <sup>3</sup> Módulo cortante: 2.58e+010 N/m <sup>2</sup> Coeficiente de dilatación térmica: 2.34e-005 /Kelvin

Posteriormente es necesario aplicar las sujeciones que permiten restringir el movimiento del mecanismo en relación a los plano o partes móviles, por lo que en la base se aplica geometrías de referencia fija homogéneas que son las que comúnmente ocurren en lugares fijos o en las caras donde está asentado el mecanismo, también se colocan las cargas distribuidas a la que está sometido el dispositivo en este caso para el soporte del fémur (1) (86 N) y para la tibia (2) (60 N) como se aprecia en la *figura 3.34*.



*Figura 3.34. Condiciones de borde y cargas.*



Seguidamente, se realiza el mallado de la estructura es así como la forma geométrica del mecanismo es fundamental en la selección del tipo de elemento a ser utilizado, se opta por usar elementos tetraédricos de primer orden como se observa en la *figura 3.35*.



*Figura 3. 35.Mallado de la estructura.*

“Un mallado óptimo es aquel que permite obtener un resultado aproximado al real en conjunción con un rápido cálculo computacional”. [40] Para tal fin se hace un análisis de sensibilidad de esfuerzos de Von Mises.

#### **3.10.2.1 Curvas de convergencia.**

Puesto que el método del elemento finito es una técnica numérica que convierte el dominio de una estructura continua en valores discretos, los errores son inevitables. [33] como, por ejemplo: Errores computacionales. Éstos se deben a errores de redondeo provenientes de los cálculos de punto flotante de la computadora y de las formulaciones de los esquemas de integración numérica que se utilizan.

Po lo tanto para tener un mejor resultado necesariamente, hay que encontrar un mallado óptimo que haga converger los esfuerzos en función de los elementos. La *tabla 3.20* muestra los números de elementos del mallado y esfuerzos del mecanismo cuando este se encuentra a 0°.

Tabla 3.20.  
Datos de mallado a 0°.

Mallado	Número de elementos	Esfuerzo de Von mises (MPa)	Error porcentual%
1	100177	67.7	
2	101472	67.98	6.87
3	110519	68.18	2.21
4	102806	69.83	2.72
5	110988	70.28	0.84
6	114579	72.38	5.35
7	116276	72.68	4.33
8	118253	73.56	14.35
9	121083	73.7	7,27
10	122113	75.44	9.81

La figura 3.36 muestra la curva de convergencia respectiva:



Figura 3.36. Curva de convergencia rehabilitador de rodilla a 0°.

La tabla 3.21 muestra los números de elementos y esfuerzo de Von Mises cuando el rehabilitador se encuentra en 120°.

Tabla 3.21.  
Datos de mallado a 120°.

Mallado	Número total de elementos	Esfuerzo de Von mises (MPa)	Error porcentual %
1	80459	48.24	
2	80192	48.64	0.10
3	79973	48.78	0.19
4	82799	49.35	1.59
5	103070	49.58	1.87
6	103636	49.82	2.37
7	103624	49.85	2.22
8	103842	49.95	2.31
9	107461	50.24	3.25
10	109608	50.74	4.30

La figura 3.37 muestra la curva de convergencia respectiva a la tabla 3.20:

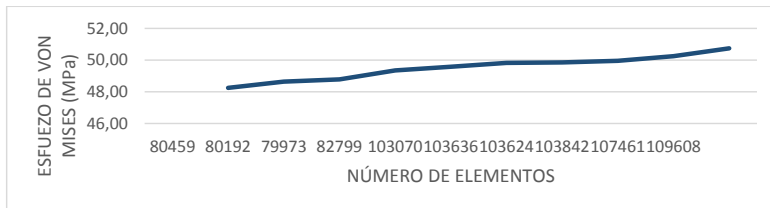


Figura 3.37. Curva de convergencia rehabilitador de rodilla a 120°.

Analizada las dos posiciones en las que se encuentra el rehabilitador se obtiene que el mayor esfuerzo se encuentra cuando el dispositivo está totalmente extendido es decir en posición 0° por lo que los análisis posteriores se los realiza en dicha posición.

### 3.10.2.2 Esfuerzo de Von Mises.

Al ejecutar la simulación del prototipo rehabilitador de rodilla se determinan los esfuerzos combinados de Von Mises, El modelo falla cuando el esfuerzo supera el límite de fluencia del material y se lo puede comprobar a través del factor de seguridad.

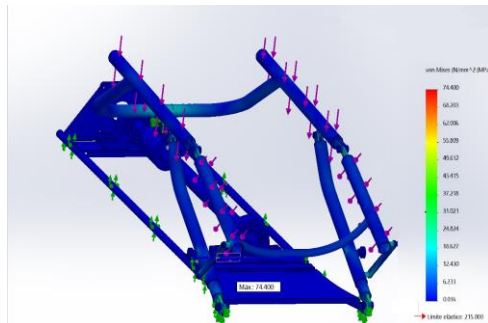


Figura 3.38. Resultado de esfuerzos de Von Mises a 0°

Al realizar el análisis de esfuerzos del mecanismo, se usa un análisis estático aplicando cargas de compresión correspondiente a la acción de la masa del miembro inferior en dos secciones en el fémur por la gravedad (1) (86 N) y en la tibia por la gravedad (2) (60 N) donde el máximo esfuerzo se encuentra entre la curvatura de la base y el soporte del brazo de acople del fémur con 74.40 MPa el límite de fluencia del aluminio es de 215 MPa por lo que se encuentra en un rango aceptable, la verificación de esta condición permite la validación del modelo para su construcción.

### 3.10.2.3 Factor de seguridad.

Para evitar una falla estructural, la resistencia real del mecanismo debe ser mayor a la resistencia requerida, esta relación toma el nombre de coeficiente o factor de seguridad. El factor de seguridad es determinante en la comprobación de la resistencia de la estructura, generalmente debe ser superior a 1, lo que significa que la estructura no sufrirá rupturas ni sus elementos llegarán a fatigarse por el trabajo.

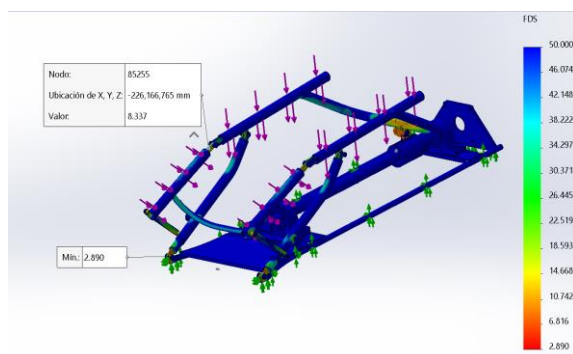


Figura 3.39. Resultado de factor de seguridad.

La figura 3.39 muestra el valor del factor de seguridad que reflejan cuantitativamente si el modelo puede fallar bajo las condiciones de contorno a las cuales fue sometido, como se puede apreciar el factor es de 2,89 y de esta manera se garantiza el funcionamiento del equipo.

### 3.10.2.4 Desplazamiento.

La figura 3.40 indica el desplazamiento del prototipo que se origina en el soporte del fémur con la tibia con un valor de 0,594 mm, lo importante de este valor es mínimo y no interfiere en el desempeño funcional de la máquina.

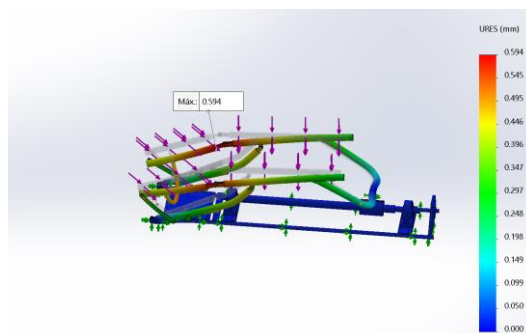


Figura 3.40 Resultado de Desplazamiento.

### 3.11 DISEÑO ELECTRÓNICO

Este capítulo contiene todo lo referente al diseño y construcción del sistema electrónico implementado en el prototipo, en el cual se lleva a cabo el análisis y selección del actuador, el controlador y el HMI (Interfaz Hombre Máquina), simultáneamente se realiza los circuitos necesarios para generar el movimiento al sistema mecánico. Posterior se determina y diseña el control a implementarse y se efectúa el modelamiento matemático.

#### 3.11.1 Actuadores de giro.

Los actuadores de giro son los encargados del accionamiento del sistema de posicionamiento lineal, permiten transformar energía ya sea eléctrica o combustible en energía mecánica para realizar trabajo proporcionando movimientos angulares. En esta investigación se debe realizar una evaluación y selección del actuador de giro más adecuado.




#### 3.11.2 Evaluación y selección del actuador de giro.

Requerimientos del Proyecto (Actuador de giro) Análisis QFD.

- Trabajo permanente
- Adquisición
- Precisión con relación al sistema de posicionamiento lineal.
- Peso
- Acople.
- Mantenimiento.
- Control de velocidades bajas.
- Control de posicionamiento.
- stock de repuestos-

La *tabla 3.22* muestra las características de algunos actuadores lineales con las ventajas y desventajas frente a los requerimientos del análisis estadístico que permite posteriormente evaluarlos para optar por la mejor opción para la construcción del rehabilitador pasivo de rodilla.

Tabla 3.22.  
Características del actuador lineal.

Actuador	Ventajas	Desventajas	
<b>Servomotores</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Precisión.</li> <li>-fácil manejo.</li> <li>-Buena resolución (10000 pasos por revolución).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Costo Elevado.</li> <li>-Importar.</li> <li>- Variación de 0° a 180°.</li> <li>-Implementar un Servo drive.</li> <li>-Encoder para control de velocidad precisa.</li> </ul>	
<b>Motor DC (imán Permanente)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Disponibilidad.</li> <li>-las cajas reductoras permiten que el torque aumente.</li> <li>-Pueden ser pequeños ya que no necesitan devanados de campo.</li> <li>- Costo reducido.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tiene un par inducido menor a los otros actuadores de giro.</li> <li>-Riesgo de desmagnetización.</li> <li>-Trabaja con altas velocidades.</li> <li>-Dificultad para controlar el motor al estar con caja reductora.</li> <li>- poca disponibilidad de cajas reductoras con motores DC.</li> </ul>	
<b>Motor Paso a Paso</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Precisión ya que se mueve un paso a la vez por cada pulso que se le aplique.</li> <li>-Costo moderado.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Importar.</li> <li>- Necesito Drive.</li> <li>-el giro en reversa se lo hace bajando la velocidad.</li> <li>-Sufre resonancia.</li> </ul>	

La tabla 3.23 permite analizar y seleccionar el actuador de giro el que mayor puntuación obtiene es el motor paso a paso por presentar las mejores características para ser acoplado al sistema de posicionamiento lineal cabe mencionar que al existir este motor en disponibilidad en la Universidad Técnica de Norte no es un limitante para poner en marcha.

Tabla 3.23.  
Análisis de selección del actuador de giro.

Actuador de giro	Servomotor	Motor DC	Motor a paso
<b>Criterios QFD</b>			
Disponibilidad y precio	2	3	5
Peso y tamaño	2	5	4
Ruido	5	5	4
Control de velocidades bajas	3	3	5
Precisión	3	4	4
Trabajo permanente	4	3	4
<b>Total</b>	19	23	26

### 3.11.2.1 Características del motor paso a paso bipolar.

Los motores a paso son dispositivos electromecánicos que giran una cantidad de grados dependiendo de las entradas de control que son enviadas desde un controlador los comportamientos de estos motores pueden ser gobernados por impulsos procedentes del sistema digital.

Un dato importante para la selección del motor es el torque necesario para elevar la carga como se puede apreciar en la ecuación (3.20). El torque que el motor debe proporcionar es de 2,99 Nm, se debe acoplar un actuador con estas características por limitaciones de estos motores en el país en cuanto al torque nominal calculado se selecciona un motor con torque inmediato superior de 4 Nm. El motor a pasos seleccionado tiene las siguientes características y se puede apreciar en el anexo 6.

Tabla 3.24.  
Características Motor Paso A Paso. [41]

Marca	XINJE
Modelo	8GBYGH158
Angulo de paso	1.8°
Precisión del paso	5%
Torque	4 Nm
Corriente nominal	4.2 A
Voltaje de funcionamiento	24 V- 80 V
Peso	3.5 kg
Dimensiones	86 mm x 86 mm x 80 mm

### 3.11.3 Controlador de motor a pasos.

El controlador de motor a pasos permite generar pulsos necesarios para el movimiento de las bobinas del motor. Para este proyecto se va utilizar el drive TB6560 que es un módulo controlador de motor paso a paso de tipo bipolar que permite varios modos micro-paso. Compatible con motores de 2 y 4 fases de 12V a 48V de tensión, la corriente de excitación máxima es de 3A apto para el funcionamiento del actuador antes seleccionado.

Esta unidad utiliza el control de la subdivisión del bucle de corriente, el rizado del par de torque del motor es muy pequeño, baja velocidad de funcionamiento muy suave. El torque de alta velocidad es mucho mayor que otras unidades de dos fases, de alta precisión de posicionamiento Las características de este controlador:

- Alta eficiencia
- Excelente rendimiento a alta velocidad Max DC32V
- Rendimiento máximo 3.0A
- Función de autoajuste
- Frecuencia máxima de entrada de pulso de 20KHz
- 7 opciones de corriente de salida, máximo 3200 pasos / Rev.
- Protección de corto voltaje,
- Protección contra sobretensión,
- Protección contra sobrecorriente.

Las especificaciones técnicas se las puede apreciar en la *tabla 3.25*.

*Tabla 3.25.*

*Especificaciones Técnicas Controlador. [42]*

Driver Motor Paso a Paso – TB6560	
Voltaje de entrada DC:	12 ~ 36V
Corriente de salida:	0.5A-3.5A
Tipo de controlador	Pulso + Dirección + Control de señal (Salida de PWM de corriente constante bipolar)
Motor adecuado	Nema17, Nema23, Nema24, Nema34 (corriente clasificada: 0,5A-3,5A)
Peso:	390 gramos
Dimensiones	174*142*38mm



### 3.11.3.1 Configuración de corriente.

En el *anexo 7* con la *tabla 3.26* se puede apreciar los terminales del controlador.

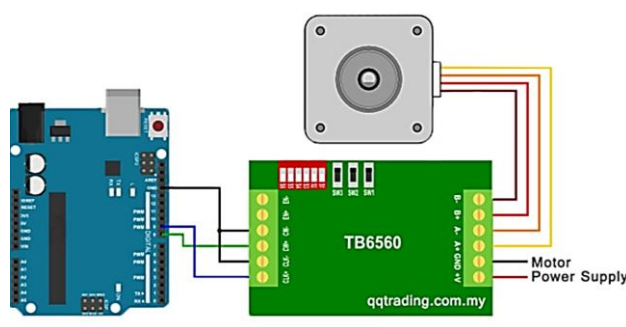
*Tabla 3.26.*

*Especificaciones de la configuración del controlador. [42]*

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

### 3.11.3.2 Diagrama de conexión del controlador y motor

La *figura 3.41* muestra las conexiones necesarias para el funcionamiento del motor desde un controlador hacia el drive y la disposición de las bobinas del motor paso a paso bipolar. En el *anexo 7* se puede apreciar las conexiones y la placa electrónica.



*Figura 3.41. Diagrama de conexión. [42]*

### 3.11.4 Microcontrolador (arduino)

Arduino es una plataforma de código abierto de hardware y software flexibles y fáciles de utilizar, algunas de las características de este tipo de microcontroladores es el bajo costo de las placas y los módulos adaptables a la placa madre, la disponibilidad y la información existente el medio hace que sean muy cotizados en el mercado.

Para esta investigación por las características que ofrece se utiliza la placa Arduino Uno el cual posee las librerías establecidas para el motor a pasos y los módulos externos necesarios para la comunicación entre la APK (Aplicación Empaquetada de Android) y el microcontrolador. Las especificaciones técnicas de la placa se las puede apreciar en la *tabla 3.27*.

Tabla 3.27.  
Características técnicas del microcontrolador. [43]

Microcontrolador	Atmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7 – 12V
Voltaje de entrada (Limite)	6 – 20V
Pines para entrada- salida digital.	14 (6 pueden usarse como salida de PWM)
Pines de entrada analógica.	6
Corriente continua por pin IO	40 mA
Corriente continua en el pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (0,5 KB ocupados por el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz

#### 3.11.4.1 Programación del microcontrolador.

El lenguaje de programación a utilizarse en el desarrollo del sistema es una adaptación que proviene de una librería de C (avr-libc), el cual permite el uso de cualquier microcontrolador de ATMEL. Tiene librerías y conversiones establecidas dentro del programa Arduino, tales como: el motor a Pasos, comunicación serial, conversión de magnitudes, etc. En el *anexo 8* se encuentra el código implementado en el microcontrolador, mismo que fue desarrollado en el software Arduino 1.8.1.

#### 3.11.5 Desarrollo Aplicación Empaquetada de Android (APK)

Para el funcionamiento electrónico el HMI (Interfaz Hombre Máquina) se realiza mediante una aplicación APK (Aplicación Empaquetada de Android) como se puede observar en el *anexo 9*, con comunicación bluetooth evitando el uso de cables. En esta aplicación se tiene una base de datos que permite guardar el historial del paciente y seguir con el programa de rehabilitación que sea necesario. Para lo cual es necesario los siguientes componentes.

1. Dispositivo Android (Tablet o Celular).
2. Arduino Uno.
3. Potenciómetro
4. Módulo Bluetooth HC-06.
5. Motor a Pasos
6. Driver TB6560 (controlador) de Motor a Pasos.
7. Fuente de alimentación 5 y 24 V.

### 3.11.6 Diagrama de bloques.

Los diagramas de bloques representan la estructura de un sistema de acuerdo con la función de cada una de sus partes en donde se enlazan una con otra todas las variables del sistema, mediante bloques funcionales.

La *figura 3.42* muestra el diagrama de bloques correspondiente al prototipo rehabilitador de rodilla.



*Figura 3.42. Diagrama de bloques*

Como se puede observar en el diagrama de bloques el sistema rehabilitador de rodilla dispone de un sistema de control a lazo abierto en los cuales la salida no tiene efecto sobre la acción de control, ya que todo lo realiza el controlador, hacia el motor a pasos, donde se realiza la selección de velocidades, repeticiones y en el caso de la selección de ángulos se lo hace mediante programación haciendo que el controlador regule el número de pasos que da el motor para situarse en un ángulo deseado.

Como resultado, los motores paso a paso poseen una elevada capacidad de posicionamiento. Esta característica los hace ideales para sistemas que requieran un control exacto de dirección, velocidad y posición de un movimiento. El único error del tipo sistemático que tiene un motor paso a paso es su propio error de paso valga la redundancia, que es en el orden del 5% aproximadamente. Este error no se acumula, no depende del ángulo total girado ni del número de veces que se repita la posición final. [44]

#### 3.11.6.1 Flujograma.

Los flujogramas son una forma esquemática de representación de varios procesos consecutivos cada proceso es representado por un símbolo permitiendo ser un paso primordial para luego transformar a lenguaje de programación del comportamiento que va a tener el rehabilitador esto se lo puede apreciar en el *anexo 10*.

### **3.11.6.2 Posicionamiento y velocidad del prototipo.**

Para el posicionamiento inicial del rehabilitador se lo hace con la ayuda de un sensor final de carrera ubicado en el extremo del tornillo de potencia este permite situar al motor a pasos en una condición inicial para recibir el conteo de pulsos de acuerdo con la información emitida desde la aplicación y traducida en el microcontrolador. Mediante la evaluación experimental se establece un bucle de pasos que debe cumplir el motor a pasos para posicionar al rehabilitador en sus dos estados  $0^\circ$  y  $120^\circ$  luego se realiza un mapeo dentro de estos ángulos permitiendo posicionar la máquina dentro de un ángulo mínimo y máximo de trabajo, para el conteo de los ángulos el microcontrolador envía estos en intervalos de  $10^\circ$ , para que sean visualizados por el especialista por medio de la aplicación.

Se establece cinco velocidades de trabajo del motor a pasos que son escogidas por el especialista desde la aplicación. La flexoextensión completa que va desde los  $0^\circ$  hasta los  $120^\circ$  lo cumple en un rango de 17 segundos a una velocidad media, traducida en repeticiones por minuto tiene un equivalente a 3,5 repeticiones por minuto aproximadamente, bastante válido ya que este rehabilitador está destinado para un paciente postquirúrgico.

### **3.12 ENSAMBLE DEL PROTOTIPO.**

En esta sección se muestra el proceso de construcción y ensamblaje mecánico de las partes del rehabilitador. Luego de haber culminado las fases del diseño, construcción y ensamblaje total del dispositivo se procede a la implementación de la parte electrónica para posterior realizar el funcionamiento del prototipo.

#### **3.12.1 Construcción del sistema mecánico.**

Para la construcción del sistema mecánico se procede a la fabricación de las piezas en forma independiente para luego ser ensamblado en su totalidad. Para lo cual se inicia con los cortes necesarios de las barras de acuerdo con los planos de construcción, luego se procede a la fabricación del tornillo de potencia y tuerca con la ayuda de un torno, este consta de un cuello a cada extremo para la colocación de los cojinetes y el acoplamiento del motor. La base del rehabilitador está construida a partir de tubos de aluminio antes seleccionados y soldados con placas del mismo material para ubicar el motor y la parte electrónica. La construcción de las barras telescópicas se lo hace a partir de barras redondas de aluminio las cuales al tener un diámetro menor

permite que se las pueda acoplar dentro de los tubos que forman el rehabilitador toda esta información se las puede visualizar en el *anexo 11*.

### **3.12.2 Fabricación del sistema electrónico.**

Con la selección del motor, controlador y microcontrolador se procede a implementar la simulación la cual permite verificar el funcionamiento total del sistema electrónico que incluye la conexión entre el microcontrolador, con el controlador, se obtiene, la secuencia de pulsos para la velocidad, repeticiones que dará el motor, la lectura de canales análogo-digitales, interrupciones entre otros se lo puede visualizar en el *anexo 7*. Se debe tomar en cuenta que es necesario realizar la simulación antes del armado para evitar en todo momento daños en los elementos electrónicos, motor y controlador.

Luego de la simulación se emplea la construcción de la placa electrónica la cual se la puede visualizar en el *anexo 7 sección 3* la que permite enlazar al microcontrolador con el controlador para generar los comandos de movimiento, al igual que las protecciones necesarias para el cuidado de todos los elementos. Finalmente se realiza el enlace del HMI desarrollado dentro de una aplicación APK con el microcontrolador mediante comunicación bluetooth para el ingreso de los parámetros de rehabilitación y ejecución del programa principal que corresponde a la terapia.

### **3.12.3 Insumos.**

Para la utilización del rehabilitador es necesario el uso de insumos que permiten ubicar el miembro y generar comodidad durante la rehabilitación, es así como se implementó dos valvas de tela nailon de tipo hipoalergénicas y correas de velcro que permiten la sujeción de la pierna del paciente.

La carcasa está recubierta por un estuche fabricado en tela de nailon con una película de plástico con el fin de ser de fácil acceso para la transportación de la máquina, proteger al paciente de los elementos móviles y electrónicos y brindar estética al producto se lo puede visualizar en el *anexo 11*.

### 3.13 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.

La validación del prototipo rehabilitador de rodilla se lo hizo con evaluadores del departamento de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte quienes luego de comprobar el funcionamiento de la máquina emitieron un informe que se lo puede apreciar en el *anexo 13*. Para las pruebas de funcionamiento se la realizó durante el transcurso de 5 días en los dos primeros días se evaluó de manera individual los componentes electrónicos, motor, controlador, microcontrolador, en los días posteriores se ensambló el mecanismo con el fin de efectuar diferentes experimentos en cuanto a la tarea específica del dispositivo, verificando la funcionalidad de la posición, velocidad y repeticiones, los parámetros seleccionados para las pruebas de funcionamiento fueron tomados al azar con el fin de corregir los máximos errores posibles estas pruebas se las puede visualizar en la *tabla 3.28*.

*Tabla 3.28.*

*Validación del prototipo sin carga.*

Validación Rehabilitador pasivo de rodilla					
<b>Pruebas sin carga (movimiento)</b>					
N°.	Tiempo de trabajo (min)	Ángulos	Velocidad	Repeticiones	Valoración
1	10	0°-60°	media	7	Funciona correctamente
2	30	10°-70°	baja	15	Funciona correctamente
3	40	20°-80°	baja	3	Funciona correctamente (calentamiento normal del motor)
4	60	30°-90°	alta	14	Funciona correctamente
5	90	40-100°	alta	3	Funciona correctamente (salto de aplicación)
6	120	0°-120	baja	10	Funciona correctamente (calentamiento normal del motor)

Para la evaluación del prototipo con carga se lo realizó durante cinco días a cinco usuarios del rehabilitador con diferentes estatura y pesos ver *anexo 15* los parámetros de funcionamiento del rehabilitador fueron tomados de forma arbitraria con el fin de corregir errores si estos existieran durante el tiempo de trabajo.

Tabla 3.29.

Usuarios del prototipo rehabilitador.

Usuarios del rehabilitador de rodilla			
N°.	Estatura (m)	Peso (kg)	Género
1	1,70	65	femenino
2	1,68	60	masculino
3	1,68	57	femenino
4	1,75	80	masculino
5	1,66	74	masculino

Tabla 3.30.

Validación del rehabilitador con carga.

Validación Rehabilitador pasivo de rodilla					
Pruebas con carga					
N°.	Tiempo de trabajo (min)	Ángulos	Velocidad	Repeticiones	Valoración
1	20	0°-60°	media	7	Funciona correctamente.
2	10	10°-70°	baja	15	Funciona correctamente.
3	30	20°-80°	baja	15	Funciona correctamente.
4	5	30°-90°	alta	15	Funciona correctamente.
5	20	0°-100°	alta	15	Funciona correctamente.

El prototipo rehabilitador de rodilla funciona de manera correcta al cumplir con todos los parámetros que son seleccionados desde la aplicación además se realizaron pruebas del diseño mecánico obteniendo resultados satisfactorios, cabe recalcar que este prototipo se encuentra en un proceso de investigación y evaluación en un centro de salud de la zona 1 del Ecuador donde forma parte de un programa de rehabilitación integral en pacientes postquirúrgicos.

## CAPÍTULO 4

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 4.1 CONCLUSIONES

La revisión bibliográfica permiten determinar los requerimientos de diseño mecánico como electrónico los cuales son evaluados mediante el análisis QFD, estableciendo el desplazamiento angular mínimo 0° y máximo de 120 ° ajustable a las diferentes medidas antropométricas dentro de un rango de estatura mínimo de 1.55 m y máximo de 1.80m, utilización de la Interfaz Hombre Máquina que permite ingresar, parámetros básicos de rehabilitación: velocidad, repeticiones, ángulos, con su respectiva base de datos que permite registrar al usuario en una hoja de cálculo para la disposición de un historial médico.

Se obtiene varios materiales aptos para la fabricación del prototipo de los cuales el más destacado es el aluminio 6063 T6, por su mayor disponibilidad, y por cumplir con los requerimientos de la línea hospitalaria, que comparado con el anterior prototipo tiene una reducción del 25% en el peso total del rehabilitador, la cinemática del prototipo permite el movimiento uniaxial en el plano sagital, dentro de un rango que es limitado gracias a la utilización de una herramienta CAE, además se establece cinco velocidades de trabajo del motor a pasos. La flexoextensión completa cumple en un rango de 17 segundos a una velocidad media, traducida en repeticiones por minuto tiene un equivalente a 3,5 repeticiones por minuto aproximadamente.

La construcción del prototipo se lo hace mediante mecánica de precisión que permite obtener piezas de alta precisión y buen acabado mejorando el acople de estas al momento ensamblaje de la máquina y así asegurando la generación del movimiento uniaxial de las barras.

Con la ayuda del departamento de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte se realizó las pruebas de funcionamiento con usuarios de peso y estatura estándar, estableciendo un rango de velocidad constante, un número de repeticiones y ángulos de manera arbitraria, cumpliendo en todo momento con los requerimientos establecidos en el HMI.

**Comentado [BR1]:** Se obtiene varios materiales de los cuales el más destacado y fácil adquisición es el al 6063 t6...



## 4.2 RECOMENDACIONES

Se debe estudiar la posibilidad de implementar un actuador lineal que cumpla el movimiento de las barras involucradas en la rehabilitación y remplazar al mecanismo tuerca y tornillo para reducir aún más el peso de la máquina.

Se debería aplicar otro tipo de sistema de transmisión que permita mitigar el ruido emitido entre la tuerca y el tornillo, como por ejemplo incorporar un tornillo de rodamientos, tomando en cuenta que el precio de adquisición y fabricación aumentaría en un 40%.

Se recomienda La utilización del manual de usuario y mantenimiento ya que se detalla de forma cronológica el funcionamiento total del rehabilitador, en caso de dar mal uso el prototipo no cumplirá con lo que se establece en esta investigación y como consecuencia puede ocurrir daños tanto al usuario como en los componentes que conforman el dispositivo.

Para la realización de un nuevo dispositivo o similar al que se tiene, se deberá tomar en cuenta el informe técnico de evaluación emitido por el Departamento de Terapia Fisca de la Universidad Técnica del Norte que se detalla en la sección de anexos.

## GLOSARIO DE TÉRMINOS

**Epífisis:** Cada uno de los extremos ensanchados de los huesos largos, situados a ambos lados de la parte larga central.

**Cuádriceps:** Músculo voluminoso que se encuentra entre la cadera y rodilla. Recibe este nombre porque está compuesto por cuatro cabezas musculares.

**Isquiotibiales:** Grupo muscular con inserciones en la pelvis y en la tibia que juega un papel importante en la extensión de la cadera y la flexión de la rodilla.

**Lupus eritematoso sistémico:** Enfermedad autoinmunitaria. ataca por error el tejido sano de las articulaciones.

**Osteoartritis:** Enfermedad caracterizada por la pérdida gradual del cartílago articular dado por el uso y desgaste de la articulación.

**Cadena cinética cerrada (ccc):** Ejercicios en los que las manos o los pies (dependiendo de qué parte del cuerpo esté realizando el movimiento) están fijos y no se pueden mover.

**Cadena cinética abierta (cca):** Ejercicios en los que las manos o los pies (dependiendo de qué parte del cuerpo esté realizando el movimiento) se pueden mover libremente.

**HMI (Interfaz Hombre-Máquina):** es el punto de acción en que un hombre entra en contacto con una máquina adaptando sus requisitos y capacidades para el control del aparato.

**APK (Aplicación Empaquetada de Android):** Compilación de un programa para Android, con todas sus partes se empaquetadas en un solo archivo.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] L. Gongora García, C. Rosales Garcia, I. Gonzalez Fuentes y P. Naira, «Articulación De La Rodilla Y Su Mecánica Articular,» *Medisan*, pp. 100-109, 2003.
- [2] B. Sánchez Mayo, J. Rodríguez Mansilla y B. González Sánchez, «Recuperación de la artroplastia de rodilla a través de la movilización pasiva continua,» 13 Abril 2015. [En línea]. Available: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S1137-66272015000200014&script=sci\\_arttext&tlng=en](http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S1137-66272015000200014&script=sci_arttext&tlng=en).
- [3] R. Bahr y S. Maehlum, «"Lesiones deportivas: diagnóstico, tratamiento y rehabilitación",» Madrid, España, Panamericana, 2007, p. 446.
- [4] Organización Mundial de la Salud, «"Atención Medica y Rehabilitación",» 2016. [En línea]. Available: [www.who.int/disabilities/care/es/](http://www.who.int/disabilities/care/es/). [Último acceso: 21 junio 2016].
- [5] J. F. Perugachi Perugachi, «"Prototipo Rehabilitador isocinético pasivo de rodilla Tesis de Pregrado Universidad Tecnica del Norte",» Octubre 2015. [En línea]. Available: <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/4608/1/04%20MEC%20086%20TESIS.pdf>.
- [6] D. Lema, «Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afro ecuatorianos Tesis de Pregrado Universidad San Francisco De Quito,» julio 2013. [En línea]. Available: <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/2631/1/107724.pdf>.
- [7] I. Mendieta, «"Articulación de la rodilla",» Panamá, 2012.

- [8] M. López, «"Todo sobre la rodilla (I): Anatomía",» 2016. [En línea]. Available: <http://www.vitonica.com/anatomia/todo-sobre-la-rodilla-i-anatomia>. [Último acceso: 10 enero 2017].
- [9] Nemours, «¿Qué hay dentro de la rodilla?,» 2016. [En línea]. Available: <http://kidshealth.org/es/teens/knee-injuries-esp.html>.
- [10] Instituto Nacional de Artritis y enfermedades Musculoesqueléticas y de la Piel, «¿Cuáles son los problemas de las rodillas?,» 2014. [En línea]. Available: [http://www.niams.nih.gov/Portal\\_en\\_espanol/informacion\\_de\\_salud/Problemas\\_de\\_rodillas/default.asp](http://www.niams.nih.gov/Portal_en_espanol/informacion_de_salud/Problemas_de_rodillas/default.asp).
- [11] J. Ramos, F. López, J. Segovia, H. Martínez y J. Legido, «rehabilitación del paciente con lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla (lca). Revisión,» 2016.[Enlínea]Available:<http://cdeporte.rediris.es/revista/revista29/art%20LCA66.htm>.
- [12] E. Valero, «"Antropometría",» Madrid, 2011.
- [13] Asociación Española de Ergonomía, «"Asociación Española de Ergonomía",» 2016. [En línea]. Available: <http://www.ergonomos.es/ergonomia.php>.
- [14] J. C. Morris y V. Castro, «"Orthopedic rehabilitation knee brace"». Estados Unidos Patente US4982532A, 1991.
- [15] J. Chism, «Dispositivo de terapia y rehabilitación». Estados Unidos Patente US005582579A, 1996.
- [16] Y. S. Lee, «"Rehabilitador de miembros inferiores"». USA Patente US20070043308A1, 2007.

- [17] A. K. Reyes Echeverría, Diseño de un sistema de rehabilitación mecatrónico, basado en el estudio biomecánico de la rodilla, aplicable al tratamiento post-quirúrgico por rotura de rodilla , proyecto de grado para optar al título de diseñadora industrial, Bucaramanga, 2011.
- [18] P. Damo, «Diseño de un rehabilitador de rodilla, Tesis de pregrado para obtener el título de ingeniero mecánico, Universidad de Carabobo,» 12 Noviembre 2012.[En línea].Available:<http://mriuc.bc.uc.edu.ve/bitstream/handle/123456789/1690/pdamo.pdf?sequence=1>.
- [19] D. A. Hernandez Arias, Rediseño De Aparato Para Rehabilitacion De Rodilla, Que como parte de los requisitos para obtener el título de Técnico Superior Universitario En Mecatrónica, Universidad de Querétaro, Queretaro , Mexico , 2012.
- [20] PRIM Fisioterapia y Reahabilitación, «"Accesorios CPM de rodilla",» 2016. [En línea].Available:[http://www.enraf.es/productos/accesorios\\_cpm\\_de\\_rodilla/](http://www.enraf.es/productos/accesorios_cpm_de_rodilla/).
- [21] Medical Expo, «Artromotor rodilla,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.medicalexpo.es/prod/chattanooga-international/product-96097-600147.html>.
- [22] Cristián Camus, «"Equipos Médicos",» 2016. [En línea]. Available: <http://www.ccamusv.cl/kinesiologia/rehabilitacion/MovimientoPasivoContinuo.html>.
- [23] Kinex, «"Kinex K4X-tend Knee",» 2016. [En línea]. Available: <http://www.kinexmedical.com/knee.html>.
- [24] Chattanooga, «Chattanooga Active-K,» 2012. [En línea]. Available: <http://international.chattgroup.com/es/productos/chattanooga-active-k>.

- [25] Fisaude, «Farmatek L-1: Rehabilitador de la Articulación de Rodilla y Tobillo (Ref. PF1001024),» 2016. [En línea]. Available: <http://tienda.fisaude.com/farmatek-l1-rehabilitador-articulacion-rodilla-tobillo-p-45448.html>.
- [26] A. Kapandji, «Fisiología Articular,» sexta edición ed., vol. II, Madrid, Panamericana, 2012, p. 400.
- [27] S. Roig, «Influencia del entrenamiento del equilibrio con plataforma dinamométrica en artroplastia total de rodilla,» Valencia, 2015.
- [28] P. Loeza, «Rehabilitación en artroplastia de rodilla: modelo de 3 fases,» México, 2015.
- [29] Y. Govantes, P. Pazo y V. Cisneros, «Efectividad del equipo Con-Trex MJ en la rehabilitación de afecciones postquirúrgicas de rodillas. Presentación de un caso,» Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación , p. 101, 2016.
- [30] E. Yacuzzi y F. Martin, «"Qfd: conceptos, aplicaciones y nuevos desarrollos, ucema",» Buenos Aires, 2009.
- [31] R. Ávila, L. Prado y E. González, Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, México, 2007.
- [32] J. García, C. Castejón, H. Rubio y J. Meneses, Teoría de máquinas y mecanismos, Madrid: Paraninfo, 2014.
- [33] R. Budynas y K. Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, México: Mc Graw Hill, 2008.
- [34] R. Mott, Diseño de elementos de máquinas, Cuarta ed., México: Pearson Education, 2006.

- [35] R. Norton, «Diseño de Máquinas un enfoque integrado,» México, Prentice Hall, 2011.
- [36] NSK, «Soportes con rodamientos,» 2016. [En línea]. Available: [http://www.mx.nsk.com/cps/rde/dtr/mx\\_es/Rodamientos\\_-\\_Soportes\\_con\\_Rod.\\_\(B276-B299\).LR.pdf](http://www.mx.nsk.com/cps/rde/dtr/mx_es/Rodamientos_-_Soportes_con_Rod._(B276-B299).LR.pdf). [Último acceso: 14 Diciembre 2016].
- [37] Lovejoy, «L Tipo - Standard boca de enganche,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.lovejoy-inc.com/products/jaw-type-couplings/l-type.aspx>.
- [38] CES EduPack, 2016.
- [39] M. Riella y C. Martins, Nutrición y riñón, Buenos Aires: Editorial médica Panamericana, 2007.
- [40] O. Zienkiewicz y T. R.L., «The Finite Element Method,» Mc Graw-Hill, 2005, p. 752.
- [41] XINJE, Septiembre 2015. [En línea]. Available: <http://www.xinje.com/>. [Último acceso: 20 Enero 2017].
- [42] QQtrading, «Driver Microstepper Motor Paso a Paso – TB6560,» [En línea]. Available: <http://qqtrading.com.my/stepper-motor-driver-single-axis-3amp-tb6560>. [Último acceso: 20 Enero 2017].
- [43] Arduino , «Arduino Uno,» [En línea]. Available: <http://arduino.cl/arduino-uno/>. [Último acceso: 18 Enero 2017].
- [44] R. J. P. H. Meier C.F, «"Manual Czerweny, Motores Paso a Paso",» Santa Fe, 1980.

- [45] MaquinariaPro, «MaquinariaPro\_Fibra de Vidrio,» 2005. [En línea]. Available: <http://www.maquinariapro.com/materiales/fibra-de-vidrio.html>. [Último acceso: 3 Enero 2017].
- [46] Massachusetts Institute of Technology, «MIT APP INVENTOR,» 12 01 2017. [En línea]. Available: <http://appinventor.mit.edu/explore/>.
- [47] Discovery, «"El fundamental rol del estiramiento antes y después del ejercicio",» 2016. [En línea]. Available: <http://www.latam.discovery.com/noticias/el-fundamental-rol-del-estiramiento-antes-y-despues-del-ejercicio/>.
- [48] D. Czekaj, «maquinaria hidraulica en embarcaciones pequeñas,» de Aplicaciones a la ingeniería, Roma, 1998, p. 187.
- [49] Universidad Autonoma de Nuevo León, «Diagramas de bloques,» [En línea]. Available:[https://coscomantauni.files.wordpress.com/2014/11/diagramas\\_de\\_bloques.pdf](https://coscomantauni.files.wordpress.com/2014/11/diagramas_de_bloques.pdf). [Último acceso: 04 abril 2017].



## ANEXOS.

## Anexo 1.- Informe del departamento de Terapia Física UTN.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE  
FICA  
CARRERA EN MECATRÓNICA

Ibarra, 25 de abril del 2016

ACTA DE CONSTANCIA  
DISPOSITIVOS MÉDICOS

Antecedentes:

La Universidad Técnica del Norte en el área de Biomecatrónica posee una investigación acerca de un prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla el mismo que se realizó un informe analizado por parte del equipo de Terapia Física Médica de la Universidad Técnica del Norte en los siguientes aspectos:

1.- Tornillos de Sujeción	Deben estar colocados de manera que no resulte incómodo y peligroso al llevar la pierna del paciente hacia el dispositivo. Puede ser de otro material o ubicados por debajo del tubo para evitar golpes.
2.- Guías de Estabilidad	Las guías dedicadas a la estabilidad complementarias al tornillo sin fin no están correctamente diseñadas ya que generan movimientos laterales y eso puede causar dolor a los pacientes, tomando en cuenta que son pacientes postquirúrgicos.
3.- Tornillo sin fin	No está centrado por cuanto produce oscilamiento.
4.- Medidas de regulación	Las medidas de regulación de tamaño debe estar ubicadas a los dos lados para poder tener mayor precisión en la regulación.
5.- Guías de Ajuste	Se salen de la base al realizar flexión entre 100° siendo esto muy importante ya que si pasara esto en la terapia en un paciente postquirúrgico puede causar una lesión grave en él.
6.- Repeticiones	El número de repeticiones no cumple con lo programado.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE  
FICA  
CARRERA EN MECATRÓNICA

7.- Peso	Es muy pesado para ser manejado por un terapeuta en la parte hospitalaria. Por su peso en una camilla o cama hospitalaria su base tiende a topar la superficie de la camilla causando rozamiento, se recomienda hacer una base plana en todo el equipo.
8.- Control del dispositivo	Se necesita que el potenciómetro sea por medio de botones digitales y no analógicos para que puedan ir con más fácil acceso. Indicadores en cada botón de acceso.
9.- Calibración	Falla la calibración de grados y de igual forma en las repeticiones, no es lo que se marco al inicio.
10.- Botón de paro	El botón de paro debe ser de fácil acceso.
11.- Sistema de sujeción	El sistema de sujeción de pie es inestable y necesita un sujetador para asegurar el pie al tope.
12.- Ergonomía	Se debe colocar una valva forrada de corosil para poder garantizar la comodidad del paciente.

Conclusión:

- 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 ensamble como lo que sucedió en las pruebas, el paciente puede tener complicaciones.
- El rehabilitador es un gran paso en la fabricación de dispositivos ya que se puede realizar este tipo de adecuaciones según la experiencia de los profesionales buscando así mejorar la atención a nivel de rehabilitación postquirúrgica.

Nota:

Para mayor detalle se adjunta "INFORME SOBRE EL REHABILITADOR ISOCINÉTICO DE RODILLA" elaboradora por Terapia Física Médica de la Universidad Técnica del Norte.



UNIVERSIDAD TECNICA DEL NORTE  
FICA  
CARRERA EN MECATRÓNICA

Para constancia firman las partes.



Sr. Bryan Rujiz Mendez  
Estudiante



Msc. Daniela Zurita  
Docente Terapia Física



Ing. Fernando Valencia.  
Técnico Docente

## Anexo 2. Casa de la Calidad

CASA DE LA CALIDAD (QFD)									
REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA Bryan Patricio Ruz Méndez									
	1	3	4	5	7	8	9		
	1	3	4	5	7	8	9		
ANTROPOMETRIA	9	10	0	5	10	0	0	0	0
DESPLAZAMIENTO	10	10	4	3	0	5	0	3	0
MATERIALES RESISTENTES Y ADECUADOS	3	3	0	10	5	0	0	0	0
PESO DE LA MÁQUINA	0	0	3	10	8	3	0	4	0
PROTECCIÓN	0	5	0	0	0	5	0	3	0
PORTABLE Y ERGONÓMICO	0	0	5	0	5	3	6	0	0
COMODIDAD	0	0	0	4	4	0	5	0	0
DISEÑO ESTÉTICO	0	2	0	0	3	0	6	0	0
CONTROL DE VELOCIDAD/ANGULO	7	0	9	0	0	10	6	10	8
CONTROL DE POSICIONAMIENTO	0	0	5	0	0	5	10	5	10
FÁCIL MANEJO DE SOFTWARE/HARDWARE	9	0	0	0	0	0	10	10	0
INALÁMBRICO	0	0	0	0	0	0	0	3	2
BUENA SINCRONIZACIÓN	5	0	4	0	0	0	5	0	2
BOTÓN PARO DE EMERGENCIA	3	4	0	0	0	0	0	3	8
AUTOBLOQUEO	3	4	0	0	0	0	0	3	5
PRECIO ACCESIBLE	1	3	2	0	3	3	0	0	5
Ponderación abs	412.00563	419.648135	185.109	351.86488	400.5	227.9	173.4	169.5	169.2
Ponderación rel	10.351534	10.5435501	4.65082	8.8405136	10.06	5.726	4.357	4.258	4.262
Orden de importancia	2	1	6	3	3	6	7	7	8
VALORACIÓN TÉCNICA	°grados	cm	(°/min)	kg	cm3	N*m	si/no	dolares	1 a 10
rehabilitador isocinético de rodilla	0°-120°	110-32	60-110	43,9'-53		3 no	si	si	4
OPTIFLEX modelo 3000Ts	-10°-120°	94 x 33	30-150	48,3-59,7		si	si	si	8
CHATTANOOGA ACTIVE K	-10°-120°	96 x 38	60-180	49-58		si	si	si	8
BRR2 REHABILITADOR DE RODILLA	0°-120°	92x32	60-110			3 si	si	si	9
Importancia para el usuario (1 a 5)	1	3	4	5	7	8	9		
REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA BRR2 (1 a 5)	1	3	4	5	7	8	9		
OPTIFLEX modelo 3000Ts (1 a 5)	1	3	4	5	7	8	9		
CHATTANOOGA ACTIVE K (1 a 5)	1	3	4	5	7	8	9		
objetivo (1 a 5) mucho = es importante	1	3	4	5	7	8	9		
Ratio de mejora = (7)/(8)	0,875	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75
Argumento de venta (1, 1'2, 1'5)	1	1,2	1,5	2	2,5	3	4	5	6
ponderación absoluta = (7)/(8)/(9)	0,0005	0,0004	0,0004	0,0004	0,0004	0,0004	0,0004	0,0004	0,0004
ponderación relativa (%)	16,89	14,07	11,26	9,01	5,40	4,50	4,05	3,38	3,17
orden de importancia	1	2	3	4	5	6	7	8	9

Conclusión:

- 1.- Medidas Antropométricas Adecuadas.
- 2.-Desplazamiento adecuado 0 a 120
- 3.- Materiales linea hospitaloria y resistentes
- 4.-Peso estándar de la máquina
- 5.-Protección parte mecánica y electrónica
- 6.-portable, ergonómico y comodo para el paciente.
- 7.- control de velocidad y ángulo del mecanismo.
- 8.- fácil manejo de software y hardware pacientes y terapeuta
- 9.- Paro de emergencia y autobloqueo de la tuerca
- 10.- Precio accesible

### Anexo 3.- Medidas Antropométricas Población Ecuatoriana. [12]

N.	Medidas Antropométricas	Hombres – Medias y (Desviaciones estándar)		
		Mestizos	Indígenas	Afroecuatorianos
1	Altura Normal	172,4 (6,162)	163,3 (8,313)	177,6 (5,223)
2	Altura posición sentado normal	89,81 (3,095)	89,07 (3,555)	95,02 (2,719)
3	Altura posición sentado relajado	88,09 (3,025)	88,49 (2,352)	93,45 (2,915)
4	Altura de la rodilla	52,39 (3,015)	52,08 (3,591)	58,69 (2,468)
5	Altura a la poplitea	41,45 (3,039)	41,50 (3,450)	48,58 (2,790)
6	Altura del codo en posición sentado	23,22 (2,958)	22,01 (2,615)	20,9 (1,972)
7	Grosor del muslo	13,20 (1,974)	13,08 (2,050)	15,29 (1,279)
8	Longitud Glúteo – Rodilla	57,11 (3,595)	55,17 (3,172)	58,38 (2,676)
9	Longitud Glúteo – Poplitea	46,36 (3,860)	46,10 (1,561)	49,29 (2,477)
10	Longitud Codo a posición sentado	44,70 (4,062)	44,84 (6,277)	49,85 (2,135)
11	Ancho de caderas posición sentado	35,62 (2,506)	37,89 (3,015)	40,63 (1,888)
12	Longitud Hombro – Codo	36,32 (1,700)	37,10 (3,464)	38,99 (2,587)
13	Longitud Codo – Mano	46,08 (2,385)	45,00 (3,229)	47,76 (2,801)

Datos Antropométricos - Hombres

N.	Medidas Antropométricas	Mujeres – Medias y (Desviaciones estándar)		
		Mestizas	Indígenas	Afroecuatorianas
1	Altura Normal	159,2 (6,000)	155,3 (6,209)	165,9 (6,086)
2	Altura posición sentado normal	84,76 (2,677)	81,74 (3,295)	87,83 (2,815)
3	Altura posición sentado relajado	83,29 (2,755)	80,24 (3,922)	86,27 (3,552)
4	Altura de la rodilla	48,50 (3,088)	48,32 (4,777)	50,73 (2,947)
5	Altura a la poplitea	38,56 (3,021)	39,60 (4,163)	40,35 (2,854)
6	Altura del codo en posición sentado	23,51 (2,785)	23,14 (2,564)	22,49 (2,072)
7	Grosor del muslo	12,42 (1,735)	12,29 (1,959)	12,22 (0,967)
8	Longitud Glúteo – Rodilla	54,06 (3,160)	52,71 (3,424)	53,11 (2,732)
9	Longitud Glúteo – Poplitea	43,68 (2,740)	43,27 (3,367)	42,85 (2,948)
10	Longitud Codo a posición sentado	40,00 (4,033)	45,60 (3,067)	38,83 (3,457)
11	Ancho de caderas posición sentado	35,63 (2,631)	39,12 (3,201)	36,06 (2,572)
12	Longitud Hombro – Codo	34,65 (2,747)	32,98 (2,338)	34,08 (2,650)
13	Longitud Codo – Mano	41,6 (3,060)	39,84 (3,037)	43,83 (2,316)

Datos Antropométricos - Mujeres

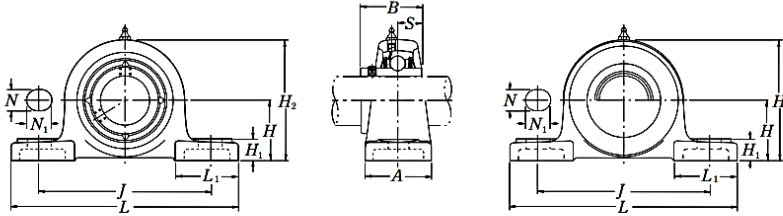
**Anexo 4.- Exportación de datos dinámicos.**

EXPORTACIÓN DE DATOS ANÁLISIS DINÁMICO.												
BRYAN RUIZ MENDEZ												
REHABILITADOR PASIVO DE RODILLA												
ROTACIÓN DEL FEMUR			VELOCIDAD FEMUR			ROTACIÓN DE LA TIBIA			Velocity of TIBIA 2		X-Position of TUERCA 58	
t	rot		t	V°		t	rot	t	V°	t	x	
0.000		3,000	0.000	0.000		0.000		2,999	0.000	0.000	0.000	45,955
0.025		3,335	0.025	13,304	0.025			2,822	0.025	-7,024	0.025	45,892
0.050		3,665	0.050	13,104	0.050			2,647	0.050	-6,934	0.050	45,830
0.075		3,990	0.075	12,911	0.075			2,475	0.075	-6,847	0.075	45,767
0.100		4,311	0.100	12,725	0.100			2,305	0.100	-6,764	0.100	45,705
0.125		4,627	0.125	12,546	0.125			2,137	0.125	-6,684	0.125	45,642
0.150		4,938	0.150	12,374	0.150			1,971	0.150	-6,606	0.150	45,580
0.175		5,245	0.175	12,207	0.175			1,807	0.175	-6,531	0.175	45,517
0.200		5,549	0.200	12,046	0.200			1,644	0.200	-6,459	0.200	45,455
0.225		5,848	0.225	11,890	0.225			1,484	0.225	-6,389	0.225	45,392
0.250		6,143	0.250	11,739	0.250			1,325	0.250	-6,321	0.250	45,330
0.275		6,435	0.275	11,593	0.275			1,168	0.275	-6,255	0.275	45,267
0.300		6,723	0.300	11,452	0.300			1,012	0.300	-6,191	0.300	45,205
0.325		7,007	0.325	11,315	0.325		0.858		0.325	-6,130	0.325	45,142
0.350		7,289	0.350	11,182	0.350		0.705		0.350	-6,070	0.350	45,080
0.375		7,567	0.375	11,053	0.375		0.554		0.375	-6,011	0.375	45,017
0.400		7,841	0.400	10,928	0.400		0.405		0.400	-5,954	0.400	44,955
0.425		8,113	0.425	10,806	0.425		0.257		0.425	-5,899	0.425	44,892
0.450		8,382	0.450	10,688	0.450		0.110		0.450	-5,846	0.450	44,830
0.475		8,647	0.475	10,573	0.475		-0.036		0.475	-5,793	0.475	44,767
0.500		8,910	0.500	10,461	0.500		-0.180		0.500	-5,743	0.500	44,705
0.525		9,170	0.525	10,352	0.525		-0.323		0.525	-5,693	0.525	44,642
0.550		9,428	0.550	10,246	0.550		-0.464		0.550	-5,645	0.550	44,580
0.575		9,683	0.575	10,143	0.575		-0.605		0.575	-5,598	0.575	44,517
0.600		9,935	0.600	10,042	0.600		-0.744		0.600	-5,552	0.600	44,455

Anexo 5. Hoja de fabricación chumaceras NSK. [36]

**UCP2**

Soportes tipo sileta  
con tornillos de apriete

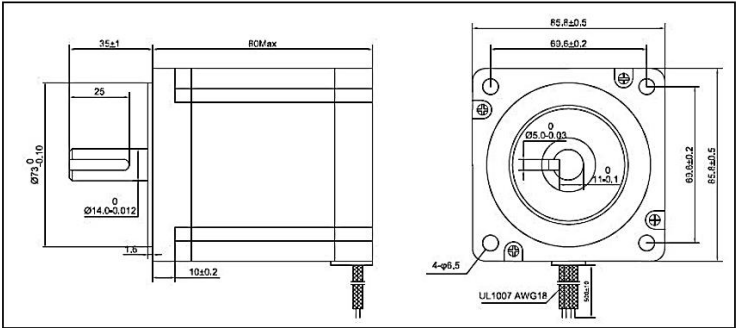


Tipo de cubierta anti polvo de acero estampado  
Extremo abierto Z-UCP--D1  
Extremo cerrado ZM-UCP--D1

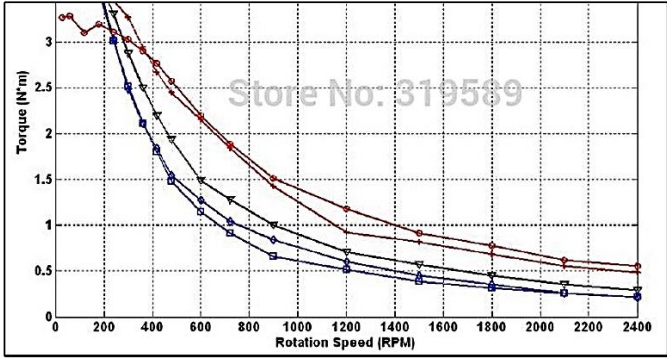
Diám. Eje mm pulgadas	Designación soporte (1)	Dimensiones nominales											Tamaño tornillo mm pulgadas	Número de rodamiento
		H	L	J	A	N	N <sub>1</sub>	H <sub>1</sub>	H <sub>2</sub>	L <sub>1</sub>	B	S		
12 1/2	UCP201D1 UCP201-008D1	30.2 1 3/16	127 5	95 3 3/4	38 1 1/2	13 1/2	16 5/8	14 9/16	62 2 7/16	42 1 21/32	31 1.2205	12.7 0.500	M10 3/8	UC201D1 UC201-008D1
15 9/16 5/8	UCP202D1 UCP202-009D1 UCP202-010D1	30.2 1 3/16	127 5	95 3 3/4	38 1 1/2	13 1/2	16 5/8	14 9/16	62 2 7/16	42 1 21/32	31 1.2205	12.7 0.500	M10 3/8	UC202D1 UC202-009D1 UC202-010D1
17 1 1/16	UCP203D1 UCP203-011D1	30.2 1 3/16	127 5	95 3 3/4	38 1 1/2	13 1/2	16 5/8	14 9/16	62 2 7/16	42 1 21/32	31 1.2205	12.7 0.500	M10 3/8	UC203D1 UC203-011D1
20 3/4	UCP204D1 UCP204-012D1	33.3 1 5/16	127 5	95 3 3/4	38 1 1/2	13 1/2	16 5/8	14 9/16	65 2 9/16	42 1 21/32	31 1.2205	12.7 0.500	M10 3/8	UC204D1 UC204-012D1
25 1 3/16 7/8 1 5/16	UCP205D1 UCP205-013D1 UCP205-014D1 UCP205-015D1 UCP205-100D1	36.5 1 7/16	140 5 1/2	105 4 1/8	38 1 1/2	13 1/2	16 5/8	15 19/32	71 2 25/32	42 1 21/32	34.1 1.3425	14.3 0.563	M10 3/8	UC205D1 UC205-013D1 UC205-014D1 UC205-015D1 UC205-100D1
30 1 1/16 1 1/8 1 3/16 1 1/4	UCP206D1 UCP206-101D1 UCP206-102D1 UCP206-103D1 UCP206-104D1	42.9 1 11/16	165 6 1/2	121 4 3/4	48 1 7/8	17 2 1/32	20 2 5/32	17 2 1/32	83 3 9/32	54 2 1/8	38.1 1.5000	15.9 0.626	M14 1/2	UC206D1 UC206-101D1 UC206-102D1 UC206-103D1 UC206-104D1
35 1 1/4 1 5/16 1 3/8 1 7/16	UCP207D1 UCP207-104D1 UCP207-105D1 UCP207-106D1 UCP207-107D1	47.6 1 7/8	167 6 9/16	127 5	48 1 7/8	17 2 1/32	20 2 5/32	18 2 3/32	93 3 21/32	54 2 1/8	42.9 1.6890	17.5 0.689	M14 1/2	UC207D1 UC207-104D1 UC207-105D1 UC207-106D1 UC207-107D1
40 1 1/2 1 9/16	UCP208D1 UCP208-108D1 UCP208-109D1	49.2 1 15/16	184 7 1/4	137 5 13/32	54 2 1/8	17 2 1/32	20 2 5/32	18 2 3/32	98 3 27/32	52 2 1/16	49.2 1.9370	19 0.748	M14 1/2	UC208D1 UC208-108D1 UC208-109D1
45 1 5/8 1 11/16 1 3/4	UCP209D1 UCP209-110D1 UCP209-111D1 UCP209-112D1	54 2 1/8	190 7 15/32	146 5 3/4	54 2 1/8	17 2 1/32	20 2 5/32	20 2 5/32	106 4 3/16	60 2 3/8	49.2 1.9370	19 0.748	M14 1/2	UC209D1 UC209-110D1 UC209-111D1 UC209-112D1

Nota (1) Estas designaciones de soporte indican que son de tipo relubricable. Si se necesita el tipo sin mantenimiento, selecciona los tipos sin el sufijo "D1"

Anexo 6.- Especificaciones del motor a pasos. [41]

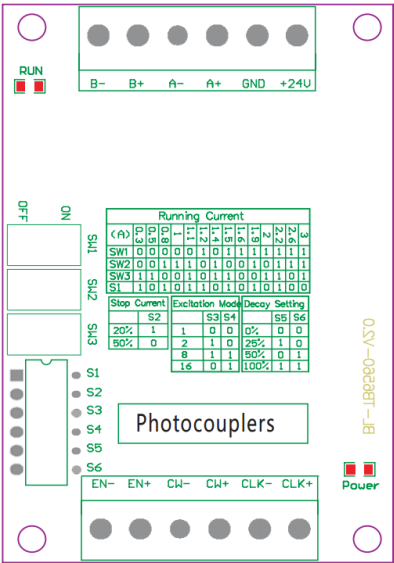
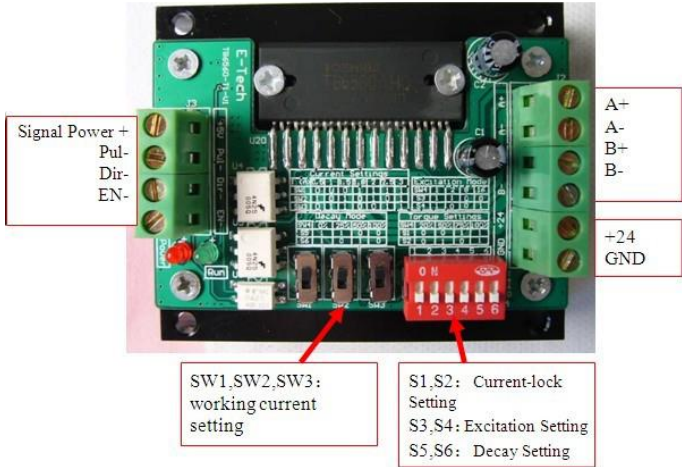


Grafica Torque - Velocidad





**Anexo 7.** Especificaciones de los terminales y configuración de corriente. [42]



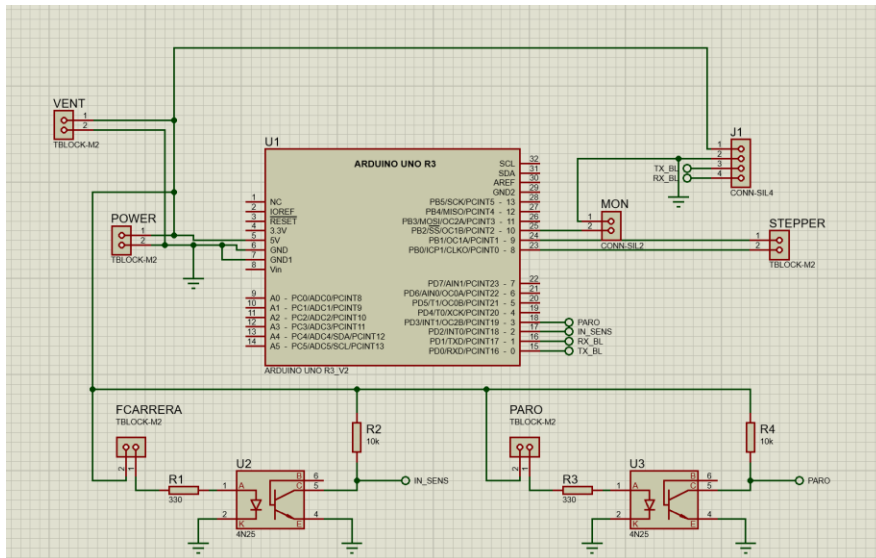
Corriente de Trabajo														
(A)	0.3	0.5	0.8	1.0	1.1	1.2	1.4	1.5	1.6	1.9	2.0	2.2	2.6	3.0
SW1	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON
SW2	OFF	OFF	ON	ON	ON	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	OFF	ON	ON	ON
SW3	ON	ON	OFF	OFF	ON	OFF	ON	ON	OFF	ON	ON	ON	OFF	ON
S1	ON	OFF	ON	OFF	ON	ON	OFF	ON	OFF	OFF	OFF	ON	OFF	OFF

Corriente Max	
	S2
20%	ON
50%	OFF

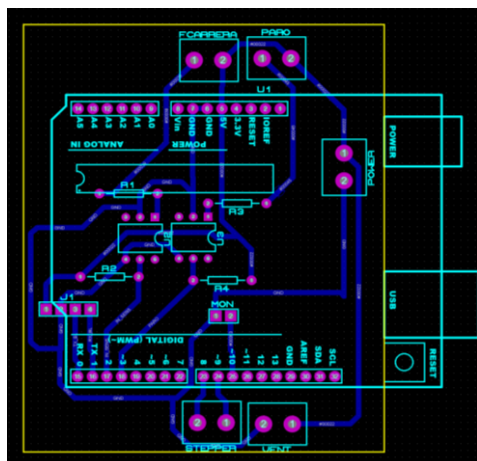
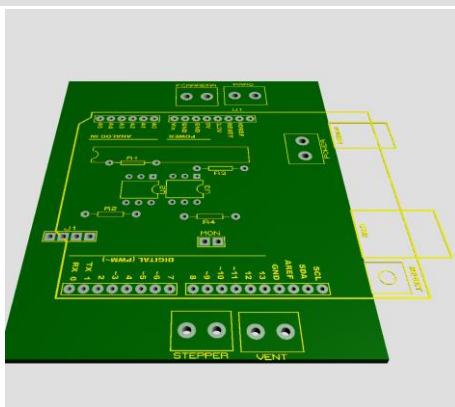
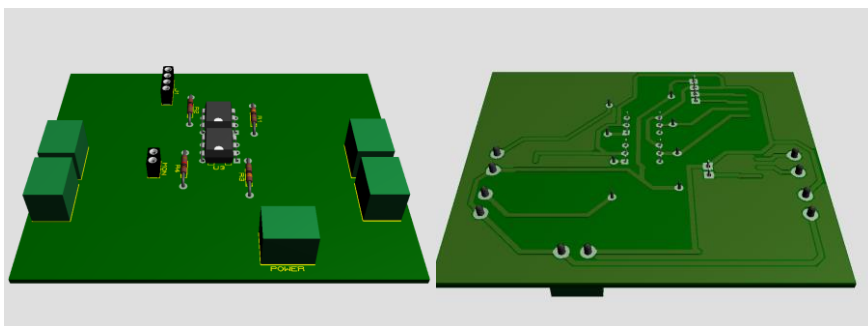
Control de Pasos		
STEP	S3	S4
Completo	OFF	OFF
Medio	ON	OFF
1/8	ON	ON
1/16	OFF	ON

Control de Decline		
	S5	S6
0%	OFF	OFF
25%	ON	OFF
50%	OFF	ON
100%	ON	ON

### Diagrama electrónico



Placa electrónica



## Anexo 8. Código del microcontrolador.

```
#include <AccelStepper.h>
#include <Streaming.h>
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial mon (11, 10);
AccelStepper stepper (1, 9, 8); // step pin, dir pin
static int finCarrera = 2;
static int paro = 3;
long posiAlta [] = {-15200, 0};
long posiBaja [] = {-12500, 0};
long velocidades [] = {0,700,800,900,1000,1250};
String inputString;
boolean stringComplete=false;
int contador=0;
long nowPosicion;
int lastangle=0;
int numrep=0;
String comando = "";
String angleMax = "";
String angleMin = "";
String velocidad = "";
String repeticion = "";
String posAlta = "";
boolean salida = false;
void setup ()
{
  Serial.begin(9600);
  mon. begin (9600);
  pinMode (finCarrera, INPUT);
  pinMode (paro, INPUT);
  stepper. setAcceleration (1300);
  stepper. setMinPulseWidth (380);
  while (digitalRead(finCarrera))
  {
    stepper. moveTo (20000) //Posicionamiento Inicial
    stepper.run ();
  }
  stepper. setCurrentPosition (0);
  delay (500);
  while (stepper. currentPosition () != -11000)
  {
    stepper. moveTo (-11000) //Posicionamiento
    stepper.run ();
  }
}
void loop ()
{
  void serialEvent () { //statements
  while (Serial.available()) {
  char inChar = (char)Serial.read();
  inputString += inChar;
  if (int(inChar) == ',') {
  contador++;
  if (contador>=6)
  {
  stringComplete = true;
  contador = 0;}}
  if (stringComplete) {
  int pos1 = inputString.indexOf(",") //comandos
  int pos2 = inputString.indexOf(", ", pos1 + 1)
  //angulo maximo
  int pos3 = inputString.indexOf(", ", pos2 + 1)
  //angulo minimo
```

```
int pos4 =inputString.indexOf(", ", pos3+1)
//velocidad
int pos5=inputString.indexOf(", ", pos4+1)
//repeticion
intpos6=inputString.indexOf(", ", pos5+1)
//posicionAl
comando = inputString.substring(0, pos1);
angleMax = inputString.substring(pos1+1, pos2);
angleMin = inputString.substring(pos2 + 1, pos3);
velocidad = inputString.substring(pos3 + 1, pos4);
repeticion = inputString.substring(pos4 + 1, pos5);
posAlta = inputString.substring(pos5 + 1, pos6);
mon << "Com " << comando << " Ang Max " <<
angleMax << " Ang min " << angleMin << "
velocidad " << velocidad << " repeticion " <<
repeticion << " posAlta " << posAlta<<endl;
if (comando=="iniciar")
{if (posAlta == "0") {movimiento (posiBaja [0],
posiBaja [1]);}
if (posAlta == "1") {movimiento (posiAlta [0],
posiAlta [1]);}}
if (comando == "paro")
{
  stepper. stop ();
}
stringComplete = false;
inputString = "";}
void movimiento (long posi1, long posi2) {
long angmaxi = map (angleMin.toInt(), 0, 120, posi1,
posi2);
while (stepper. currentPosition () != angmaxi)
{stepper. moveTo(angmaxi);//Posicionamiento
stepper.run ();}
for (int i = 0; i < repeticion. toInt (); i++)
{numrep = repeticion. toInt () + 1;
stepper. setMaxSpeed (velocidades [velocidad. ToInt
()]);
if (salida)
{salida = false;
while (stepper. currentPosition ()!= nowPosicion +
200)
{stepper. moveTo (nowPosicion + 200);
stepper.run ();}
break;}
else
{
long angmax = map (angleMax.toInt(), 0, 120, posi1,
posi2);
long anglmax = map (stepper. currentPosition (),
posi1, posi2, 0, 120);
lastangle = anglmax;
while (stepper. currentPosition () != angmax)
{
anglmax = map (stepper. currentPosition (), posi1,
posi2, 0, 120);

if (anglmax == lastangle + 10)
{
Serial << ", " << anglmax << ", " << i + 1;
lastangle = anglmax;
}
}
stepper. moveTo(angmax);
```

```

if (! digitalRead(paro)) {
stepper. stop ();
salida = true;
nowPosicion = stepper. currentPosition ();
break;
}
while (Serial.available()) {
char inChar = (char)Serial.read();
inputString += inChar;
if (int(inChar) == ',') {
contador++;
if (contador >= 6)
{stringComplete = true;
contador = 0;
}}}
if (stringComplete) {
if (inputString.indexOf("p") > 0) {
stepper. stop ();
salida = true;
nowPosicion = stepper. currentPosition ();
break;}}}
//////////SALIDA WHILE DE POSICION
anglmax = map (stepper. currentPosition (), posi1,
posi2, 0, 120);
Serial << ", " << anglmax << ", " << i + 1;
if (salida)
{salida = false;
while (stepper. currentPosition () != nowPosicion -
200) {
stepper. moveTo (nowPosicion - 200);
stepper.run ();}
break;
}
else
{
long angmin = map (angleMin.toInt(), 0, 120, posi1,
posi2);
while (stepper. currentPosition () != angmin)
{if (! digitalRead(paro)) {
stepper. stop ();
salida = true;
nowPosicion = stepper. currentPosition ();
break;}
//Serial << ", " << numrep:// << ", " << "4";
stepper. moveTo(angmin);
stepper.run ();
long anglmax = map (stepper. currentPosition (),
posi1, posi2, 0, 120);

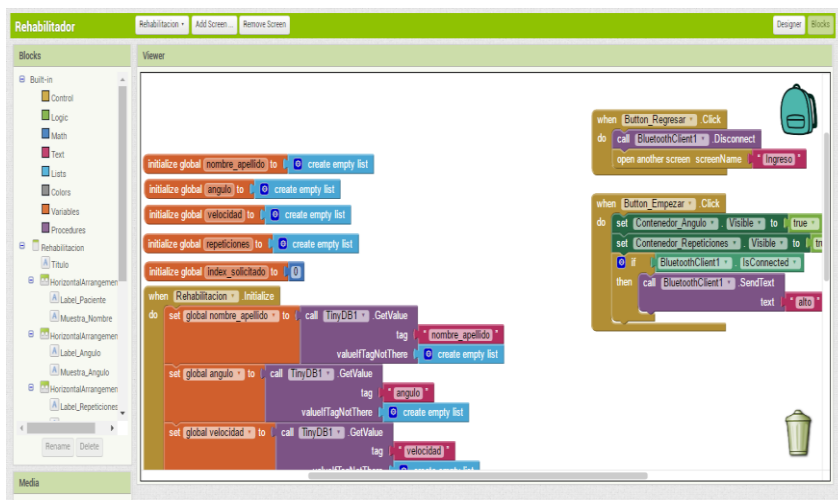
```

```

if (anglmax == lastangle - 10)
{
Serial << ", " << anglmax << ", " << i + 1; lastangle =
anglmax;}
while (Serial.available()) {
char inChar = (char)Serial.read();
inputString += inChar;
if (int(inChar) == ',') {
contador++;
if (contador >= 6) {
stringComplete = true;
contador = 0;
}}}
if (stringComplete) {
if (inputString.indexOf("p") > 0) {
stepper. stop ();
salida = true;
nowPosicion = stepper. currentPosition ();
break;
}
}
}
//SALIDA DE WHILE POSICION
long anglmax = map (stepper. currentPosition (),
posi1, posi2, 0, 120);
Serial << ", " << anglmax << ", " << i + 1;
}
mon << "SALIDA DE FOR" << endl;
lastangle = 0;
//////////fin posicion alta

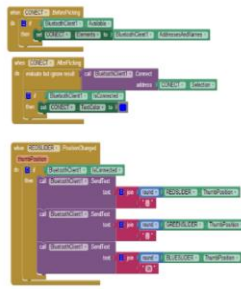
```

## Anexo 9. APK (aplicación empaquetada de Android)





App Inventor Designer



App Inventor Blocks Editor

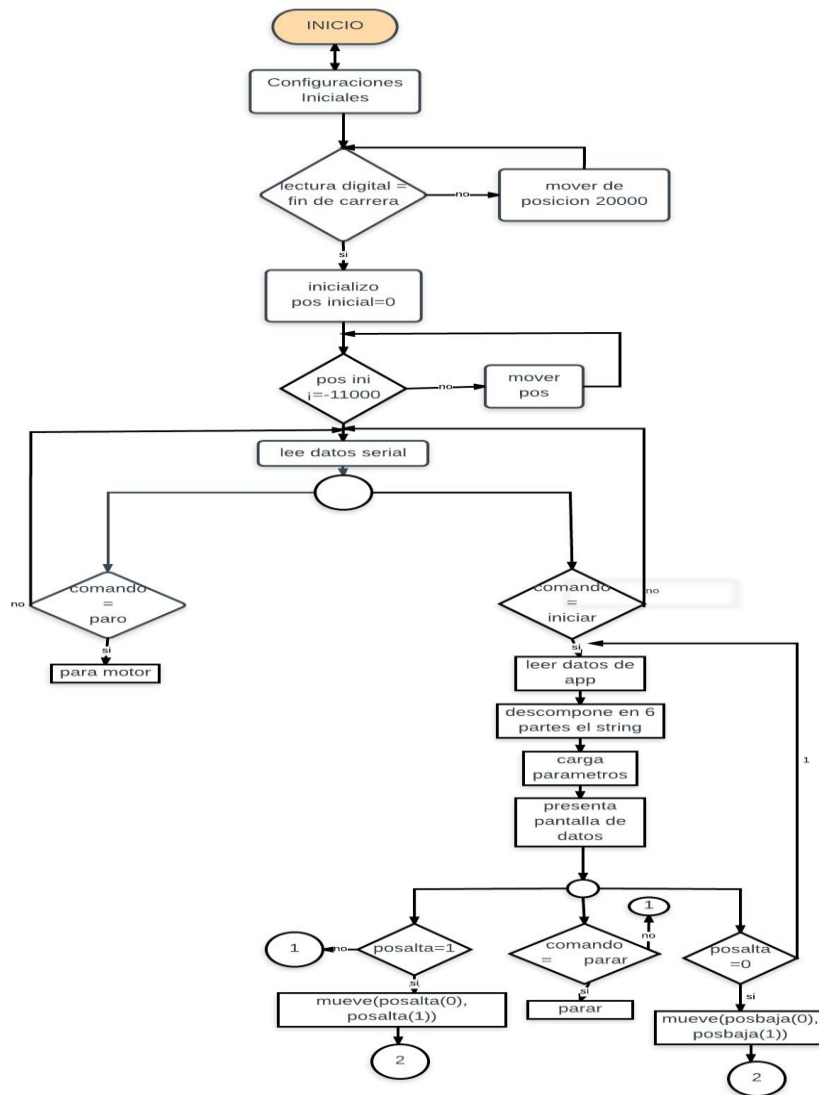


App Inventor Emulator

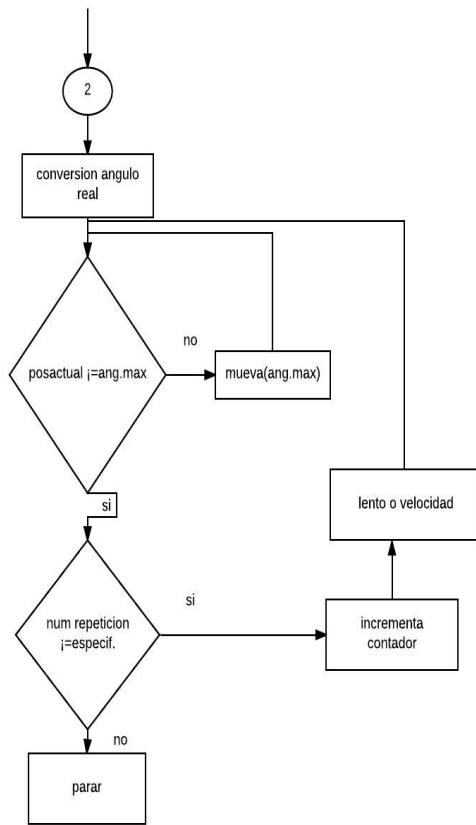


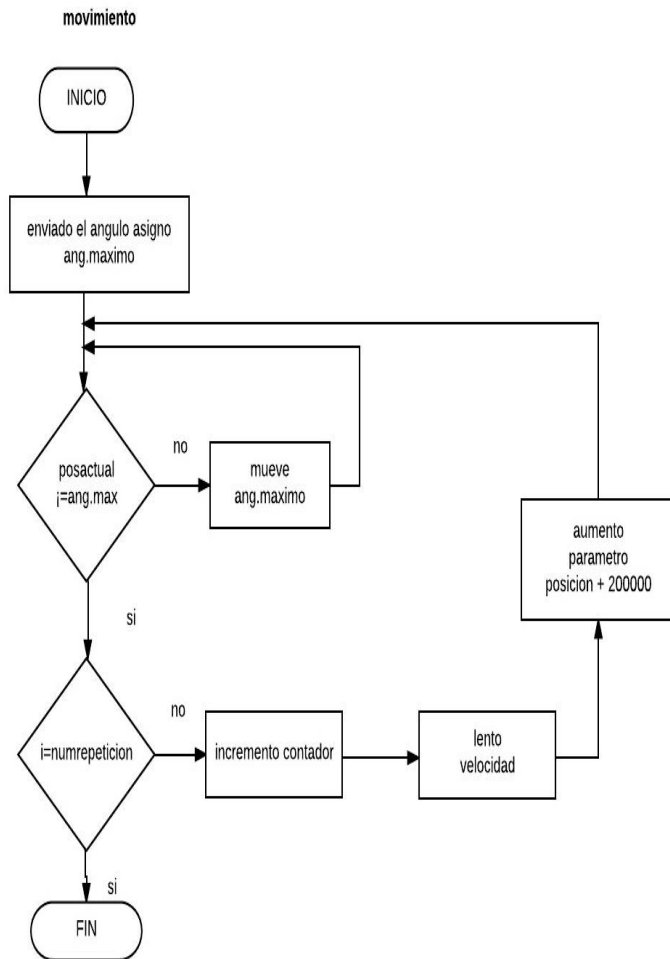
Android Phone/Tablet

Anexo 10. Flujograma

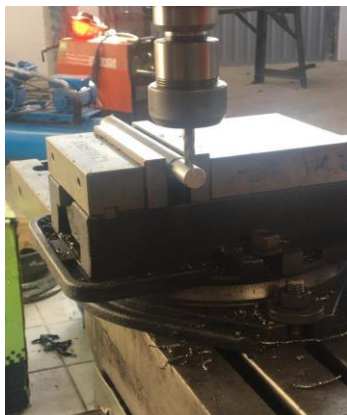


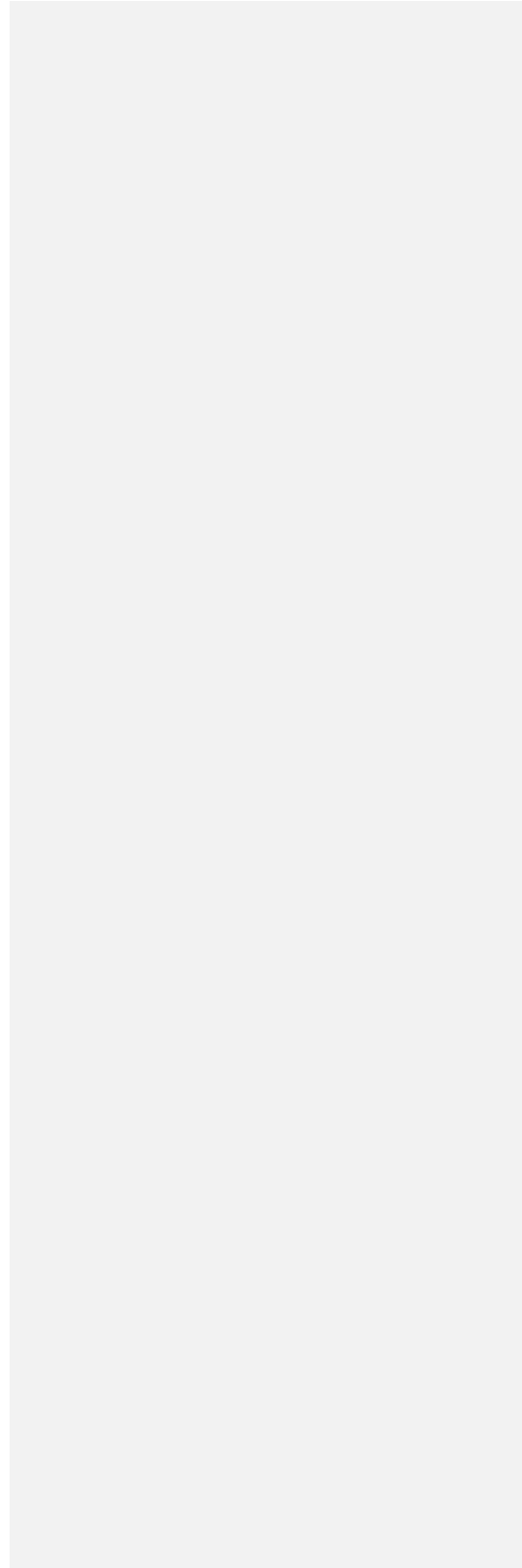
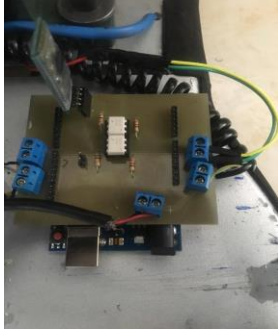


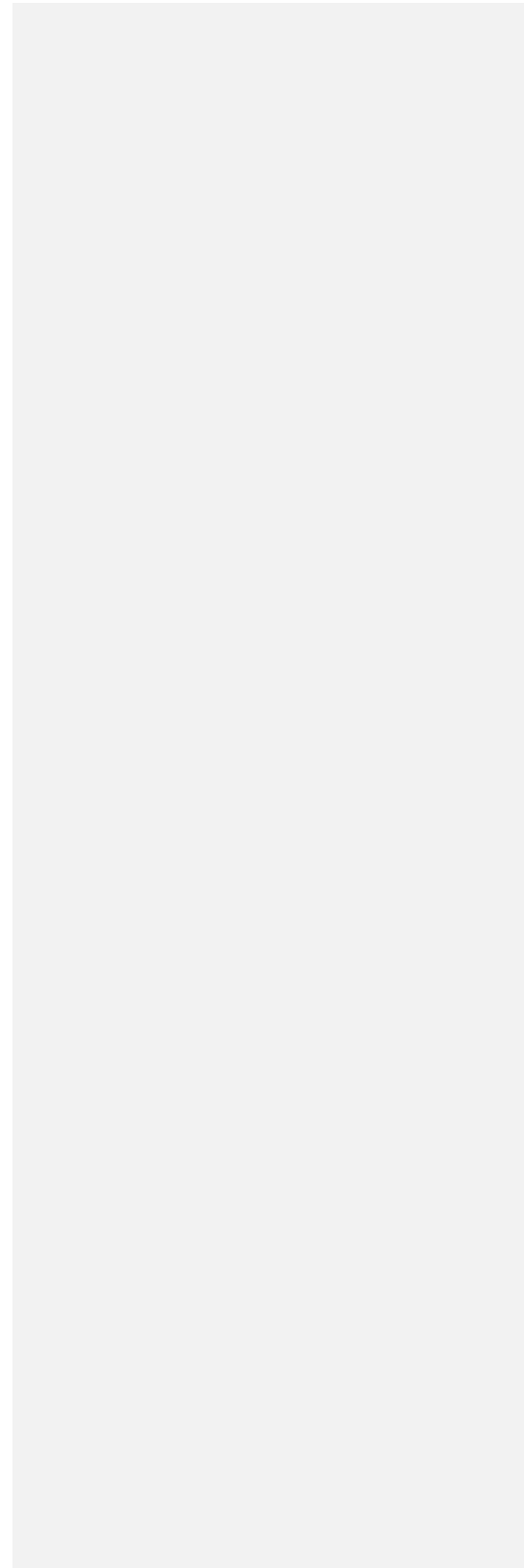




**Anexo 11. Construcción y validación del rehabilitador.**

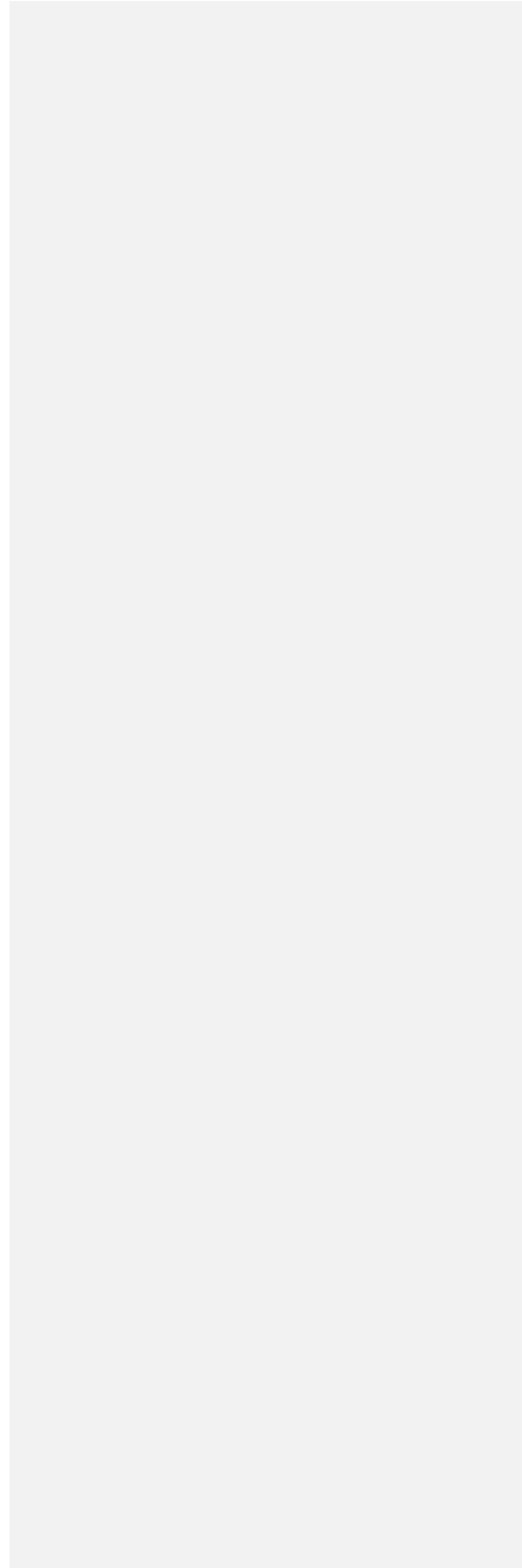




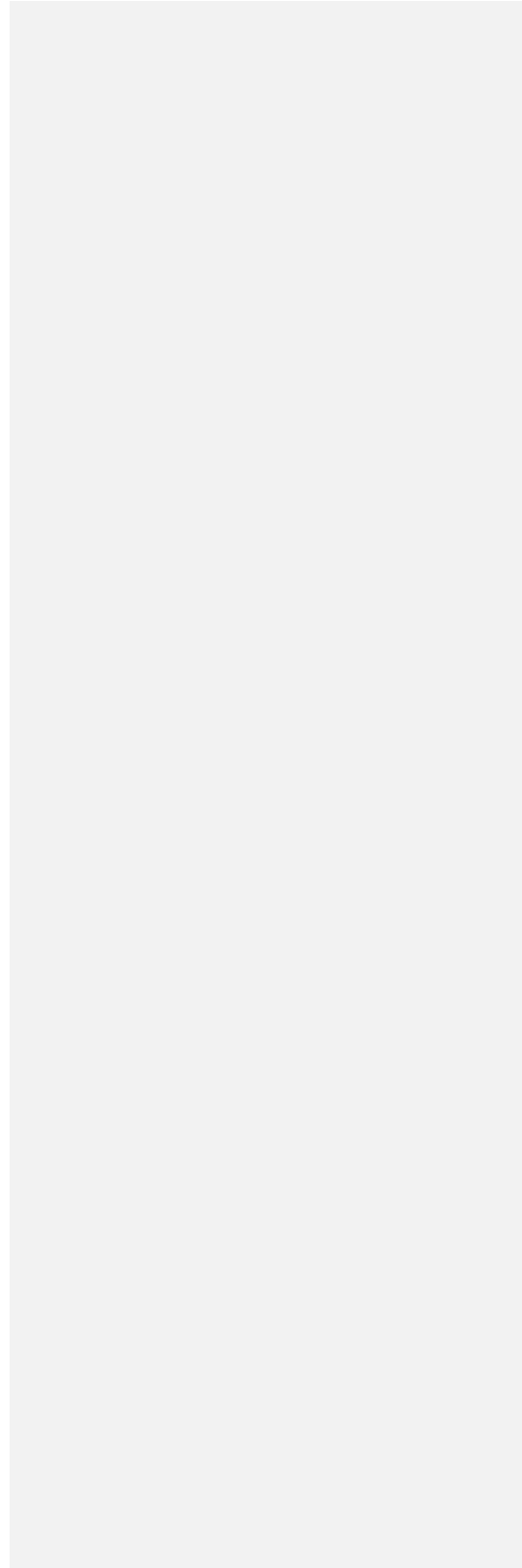


**Anexo 12. Pruebas de validación.**











## Anexo 13.- Acta Constancia.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE  
FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD  
TERAPIA FÍSICA MÉDICA

Ibarra, 19 de Mayo del 2017

### ACTA DE CONSTANCIA REHABILITADOR DE RODILLA

La Universidad Técnica del Norte, en el área de Mecatrónica posee una investigación acerca de un prototipo rehabilitador pasivo de rodilla, en el cual, un grupo especializado de la carrera de terapia física y medicina realizó la evaluación para posteriormente emitir un informe en donde se menciona varios aspectos:

1. Soporte de pie	Se recomienda que la articulación de pie sea móvil, evitando de esta manera que en la extensión completa el pie del paciente quede fuera del soporte.
2. Soporte de pierna	Colocar esponjas sujecoras en las partes laterales, para que el muslo que completamente estabilizado.

#### Conclusiones:

-El prototipo se encuentra muy bien elaborado y mejorado bajo las observaciones realizadas en anteriores evaluaciones.

-El diseño es de fácil manejo en la parte técnica para cualquier profesional y permite la autonomía en la rehabilitación del paciente, considerando que debe estar siempre bajo la supervisión del fisioterapeuta.

#### Recomendaciones:

-Una vez realizadas las pruebas necesarias al rehabilitador de rodilla, considerar la utilización del mismo, realizando tratamientos a un grupo de pacientes postquirúrgicos, en una casa de salud que nos permita su aplicación.

Para constancia firman las partes del comité evaluador:



MGS. KATHERINE ESPARZA E.

EVALUADORA



DRA. SALOME GORDILLO

EVALUADORA



LIC. VERONICA POTOSÍ

EVALUADORA



LIC. JUAN CARLOS VÁSQUEZ

EVALUADOR

**Anexo 14. Costo de construcción del rehabilitador.**

**CUADRO AUXILIAR DE COSTOS INDIRECTOS FABRICACION NACIONAL**

<b>CANT.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
2	resistencias 330Ω	0.05	0.1
2	optoacopladores 4n25	0.5	1
5	borneras	0.2	1
1	espadines hembra	0.5	0.5
1	espadines machos	0.5	0.5
2	resistencias 10Ω	0.05	0.1
1	cable de teléfono	0.75	0.75
4	pasadores	1	4
4	tornillos ALEN 5"	0.1	0.4
4	tornillos ALEN 6"	0.2	0.8
8	rodela	0.3	2.4
8	rodela de presión	0.25	2
8	rodela de caucho	0.3	2.4
1	pintura	15	15
1	estampado	6.5	6.5
1	pulsador	0.5	0.5
1	cables (paquete de 40 unidades)	3	3
1	aceite 3 en 1	1	1
1	baquelita	3	3
1	ácido	0.65	0.65
			45.6

**CUADRO AUXILIAR DE ENERGIA ELECTRICA**

<b>CANT.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
3	Tarifa básica	7	21

**CUADRO AUXILIAR DE AGUA POTABLE**

<b>CANT.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
3	Tarifa básica	3	9

**CUADRO AUXILIAR DE TEL CELULAR**

<b>CANT.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
2	Tarifa básica	10	20

**CONSOLIDADO SERVICIOS BASICOS**

CANT.	DESCRIPCIÓN	V.UNITARIO	V.TOTAL
3	Energía eléctrica	7	21
3	Agua potable	3	9
2	Tel celular	10	20
	Total, servicios básicos		50

DESCRIPCION	OPERACIONAL
Mano de Obra indirecta	30.00
Materiales Indirectos	45.60
Servicios Básicos	50.00
<b>TOTAL, CIF</b>	<b>125.60</b>

**CUADRO AUXILIAR DE MATERIA PRIMA PRINCIPAL**

CANT.	DESCRIPCIÓN	V.UNITARIO	V.TOTAL
1	motor paso a paso 4N	200	200
1	drive tb6560	35	35
1	tela nylon	30	30
1	tubo aluminio 7/8"	25	25
1	tubo aluminio 3/4"	48	48
1	barra de aluminio 6061(metro)	50	50
1	barra de aluminio 6063 (metro)	40	40
1	tela hipo alergénica (metro)	20	20
1	bota bunker	60	60
1	arduino uno	21	21
2	chumaceras	15	30
1	lona en metros	10	10
1	acople Lovejoy	25	25
1	batería 24v / 5v	20	20
1	Posapie fibra de vidrio	200	200
1	plástico	1.5	1.5
			<b>815.5</b>

<b>Fase</b>	
<b>Nivel de producción</b>	
COSTOS DIRECTOS DE FABRICACIÓN -CIF	125.60
<b>1. Costo de producción</b>	1,124.10
<b>2. Gastos administrativo</b>	-
<b>Total, costos operación</b>	<b>1,249.70</b>

## Anexo 15. Manual de operación del rehabilitador de rodilla

El prototipo consta de una aplicación APK la cual puede ser cargada a cualquier dispositivo Android y de módulos electrónicos (motor a pasos, driver, placa arduino uno, pulsadores y fuente de alimentación) que hacen mover el rehabilitador de rodilla vistos en la *figura 1*.



*Figura 1. Módulos de Control del Sistema*

Para un correcto funcionamiento del prototipo se debe seguir los siguientes pasos:

1. Verificar que esté conectado la fuente de alimentación (110 v) hacia el Rehabilitador. Luego, se visualiza un led rojo que indica está encendido la placa Arduino Uno, el driver TB 6560 (controlador) de Motor a Pasos y el módulo Bluetooth HC-06.

2. Verificar si el dispositivo Android esté conectado al módulo Bluetooth HC-06

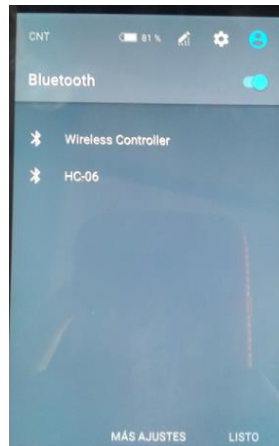


Figura 2. Conexión Celular y Bluetooth

3. Abrir la aplicación App Android, visto en la figura 1. Dar clic en el botón Ingresar Datos.
  - a. Dentro de la aplicación se tiene una ventana donde se ingresa el nombre del paciente



Figura 3. Nombre del paciente

- b. Ingreso de ángulos mínimo y máximo, visto en la Figura 5, el rango de dicho ángulo está entre de 0 a 120°.



Figura 4. Ingreso de Ángulos Mínimo y Máximo.

- c. Existen 5 velocidades, varían entre el #1 (más lenta) hasta la #5 (más rápido).

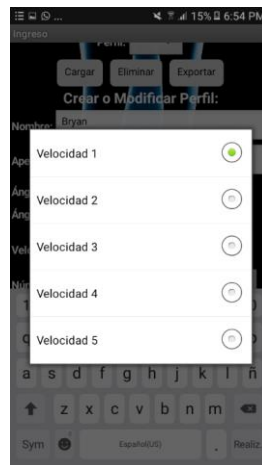


Figura 5. Ingreso de Velocidad

- d. Ingreso de número de repeticiones, posee un rango de 1 a 15 repeticiones.



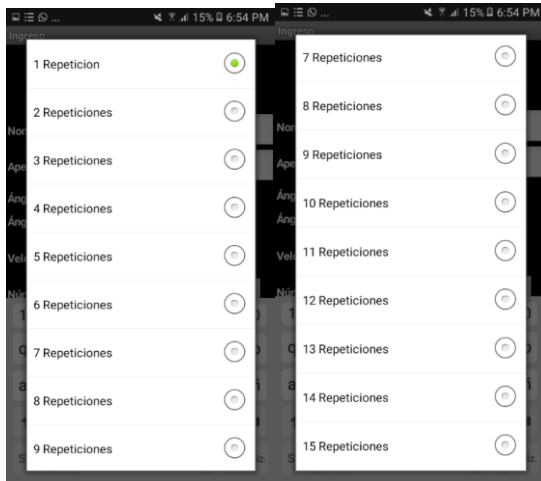


Figura 6. Rango de Repeticiones

- e. Al haber llenado los datos (Figura 3), dar clic en aceptar para que quede guardado los datos y se dirija a la siguiente pantalla donde empieza el rehabilitador a seguir las órdenes dichas.



Figura 7. Visualización de Datos a ser llenados

4. Dentro de la pantalla de rehabilitación, se visualizan los datos cargados y un ícono para definir la posición que se va a realizar; como este es un mecanismo de cambio mecánico, es fundamental colocar lo siguiente:
  - a. Si no se da clic en el cuadro de Posición Alta, indica que está en la posición original (Figura a).
  - b. Pero si se extiende los brazos del rehabilitador, se debe colocar en posición alta (Figura b).

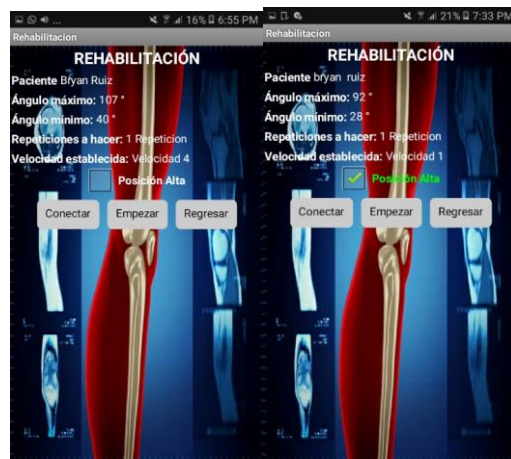


Figura 8. Posición del Rehabilitador

5. Dar clic en el botón conectar, para establecer la conexión entre el dispositivo Android y el módulo bluetooth (posee una luz que deja de parpadear, indicando que está sincronizado). Y, por último, dar clic en empezar para que el rehabilitador comience a desarrollar las indicaciones dadas.
6. Cuando se acaben las repeticiones podemos cargar más datos de pacientes y luego exportarlas a un archivo Excel que se guardará en el dispositivo Android.



Figura 9. Exportar datos

#### OBSERVACIONES:

El Rehabilitador de Rodilla puede presentar las siguientes novedades sino se siguen los pasos en un orden establecido.

- Cuando no está conectado el dispositivo Android al módulo bluetooth HC-06.



Figura 10. Error de conexión del módulo bluetooth

- Cuando el usuario se equivoca con los ángulos ingresados a la aplicación.



Figura 11. Mensaje de los ángulos mínimo y máximo

- Cuando da clic en botón empezar sin estar conectado aún.



Figura 12. Error al empezar con el funcionamiento del Rehabilitador

- En caso de subir algún programa al Arduino Uno, primero debe desacoplar el módulo HC-06 para que no choquen las comunicaciones del computador – arduino y módulo bluetooth - arduino. Cuando esté pasado el programa, conectar nuevamente el módulo HC-06 al rehabilitador.

#### RECOMENDACIONES:

La lubricación de la tuerca y el tornillo se la debe realizar cada quince días para evitar la fricción de los componentes ya que se produce desgaste de material produciendo daños en la cuerda tanto de tuerca y el tornillo.

En el caso de la base de datos después de cada sesión se debe realizar la exportación de los datos hacia una hoja de cálculo para evitar la saturación de información dentro de la aplicación.

