



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

PROTOTIPO REHABILITADOR ISOCINÉTICO PASIVO DE RODILLA

AUTOR:

JOSÉ FROILÁN PERUGACHI PERUGACHI

DIRECTOR:

ING. FERNANDO VALENCIA

IBARRA - ECUADOR

OCTUBRE 2015



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

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

1. 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:

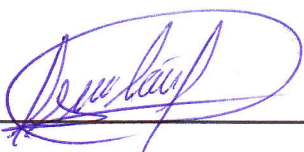
DATOS DEL CONTACTO	
Cédula de Identidad	100377798-2
Apellidos y Nombres	Perugachi Perugachi José Froilán
E-mail	froilanperugachi@gmail.com
Teléfono Fijo	062920292
Teléfono Móvil	0985180807
DATOS DE LA OBRA	
Título	PROTOTIPO REHABILITADOR ISOCINÉTICO PASIVO DE RODILLA
Autor	Perugachi Perugachi José Froilán
Fecha	13 de octubre del 2015
Programa	Pregrado
Título por el que aspira	Ingeniero en Mecatrónica
Director	Ing. Fernando Valencia

2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, José Froilán Perugachi Perugachi, con cédula de identidad N° 100377798-2, 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 forma 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 de material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior, Artículo 144.

Ibarra, a los 13 días del mes de Octubre del 2015

EL AUTOR:



Firma

Nombre: José Froilán Perugachi Perugachi

Cédula: 100377798-2



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

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

Yo, José Froilán Perugachi Perugachi, con cédula de identidad N°. 100377798-2, 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 del trabajo de grado denominado "PROTOTIPO REHABILITADOR ISOCINÉTICO PASIVO DE RODILLA", que ha sido desarrollado para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi calidad de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en el formato impreso y digital a la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

A handwritten signature in blue ink, written over a horizontal line. The signature is stylized and appears to read "José Perugachi".

Firma

Nombre: José Froilán Perugachi Perugachi

Cédula: 100377798-2

Ibarra, a los 13 días de mes de Octubre del 2015



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente Trabajo de Grado "PROTOTIPO REHABILITADOR ISOCINÉTICO PASIVO DE RODILLA", fue desarrollado por el egresado José Froilán Perugachi Perugachi, bajo mi supervisión, lo cual certifico en honor a la verdad.

A handwritten signature in blue ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke, positioned above a solid black horizontal line.

Ing. Fernando Valencia

DIRECTOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CONSTANCIAS

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

Ibarra, a los 13 días del mes de Octubre del 2015

EL AUTOR:

A handwritten signature in blue ink, which appears to be "José Perugachi", is written over a horizontal line.

Firma

Nombre: José Froilán Perugachi Perugachi

Cédula: 100377798-2



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN

Yo, José Froilán Perugachi Perugachi, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que este 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 handwritten signature in blue ink, enclosed in a blue oval, positioned above a horizontal line.

José Froilán Perugachi Perugachi

C.I. 100377798-2



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

A Dios, por haberme brindado salud y las ganas de luchar día a día para lograr mis objetivos y permitirme llegar a esta instancia de mi vida, ser mi guía en cada momento difícil, además de su infinito amor y bondad.

A mi padre Remigio por ser mi inspiración, sus ejemplos de perseverancia, constancia y dedicación. Por mostrarme el valor de salir adelante sin importar las circunstancias y darme las fuerzas para la realización de mis metas.

A mi madre Mercedes, por su apoyo incondicional y fructífero, sus valores, sus consejos, pero sobre todo su amor, que me han permitido ser una persona responsable, ética y de bien.

A mis hermanos Eliza, David, Darwin y Lidia, por estar a mi lado, acompañándome y ayudándome siempre.

Froilán Perugachi



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

Sin tomar en cuenta un orden específico brindo mis más sinceros agradecimientos a las siguientes personas: Fernando Valencia, Marco Ciaccia, David Ojeda, Diego Ortiz, Gabriela Verdezoto, Cosme Mejía, Daniela Zurita, Mónica Maldonado, Alan Proaño, Milton Gavilánez y Washington Mosquera; quienes han tenido la paciencia de explicarme sus conocimientos profesionales y nunca se negaron en lo absoluto al momento de solicitarles ayuda en las situaciones difíciles durante el desarrollo del presente trabajo.

A la Universidad Técnica del Norte y sus maestros quienes marcaron cada etapa de mi camino universitario y compartieron su conocimiento durante mi paso por las aulas. A todos quienes aportaron con sus comentarios, sugerencias, críticas en la realización de este proyecto.

Froilán Perugachi

RESUMEN

El presente trabajo trata sobre la rehabilitación postquirúrgica de rodilla, misma que representa un proceso largo y complejo para los pacientes debido a que presentan rigidez articular y se encuentran en un ciclo traumático, así como también, para el fisioterapeuta que la realiza ya que le resulta difícil proporcionar un movimiento pasivo continuo a la articulación y requiere que esta se efectúe de manera cuidadosa e inmediata a la operación.

Para ello, se plantea tres propuestas de soluciones en base a los parámetros esperados en el dispositivo, posteriormente se selecciona el modelo que cumpla con los requerimientos establecidos. En base al método de elementos finitos se realiza el análisis de esfuerzo y desplazamiento, además se determina el factor de seguridad utilizando el software computacional Solidworks 2015, adicionalmente se efectúa el cálculo del torque necesario en el tornillo de potencia para elevar la carga. Seguido se efectúa la selección del microcontrolador, así como el actuador tomando en cuenta el torque calculado previamente. Además se diseña el controlador adecuado a implementarse, para determinar la estabilidad del sistema se realiza el modelamiento matemático, también se desarrolla el control de posición y velocidad.

El prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla permite realizar movimientos de flexoextensión en amplitudes de ángulo entre 0° y 120° , número de repeticiones en un rango de 1 a 99, velocidad desde $60^\circ/\text{min}$ hasta $110^\circ/\text{min}$ y medidas antropométricas configurables de acuerdo al paciente.

ABSTRACT

The present paper talk about the post surgical knee rehabilitation, it represents a complex and long process for patients, because they are in a traumatic cycle and the knee has joint stiffness, as well as, for the physical therapist who performs, being that it is difficult to provide a continuous passive motion to the knee and requires that this is carried out of careful and immediate way the operation.

To do this, it is proposed three solutions based on the expected parameters in the device, then the model that meets the requirements set is selected. Based on the finite element method, it is made stress analysis and movement, besides is determined the safety factor using computer software SolidWorks 2015, additionally is calculated the torque required in the power screw to raise the load. Followed is made microcontroller selection, as well as the actuator taking into account the previously calculated torque. Furthermore is designed the proper driver to be implemented, to determine the stability of the system is performed mathematical modeling, also is developed the position and speed control.

Isokinetic passive rehabilitation knee prototype allows flexion and extension motions in amplitudes of angle between 0° and 120° , number of repetitions in a range of 1 to 99, speed of $60^{\circ}/\text{min}$ up to $110^{\circ}/\text{min}$ and configurable anthropometric measures according to the patient.

CONTENIDO

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	II
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	IV
CERTIFICACIÓN	V
CONSTANCIAS	VI
DECLARACIÓN	VII
DEDICATORIA.....	VIII
AGRADECIMIENTO.....	IX
RESUMEN	X
ABSTRACT	XI
CONTENIDO.....	XII
ÍNDICE DE TABLAS	XVII
ÍNDICE DE FIGURAS	XVIII
ÍNDICE DE ECUACIONES	XXI
PRESENTACIÓN.....	XXII
CAPÍTULO I	1
1. EL PROBLEMA.....	1
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.2 OBJETIVO GENERAL	2
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.4 JUSTIFICACIÓN	2
1.5 ALCANCE	3
1.6 LIMITACIÓN	3
CAPÍTULO II	5

2. MARCO TEÓRICO.....	5
2.1 ANATOMÍA DE LA RODILLA HUMANA	5
2.1.1 Movimientos de la rodilla.....	6
2.2 MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DEL MIEMBRO INFERIOR	7
2.3 LESIONES DE LA RODILLA	8
2.3.1 Lesiones de menisco	9
2.3.2 Esguince de rodilla.....	10
2.3.3 Distensión de músculos o tendones.....	11
2.3.4 Dislocaciones y fracturas	12
2.3.5 Lesiones de cartílago	13
2.4 TIPOS DE TERAPIA EN LA REHABILITACIÓN DE RODILLA.....	14
2.4.1 Cinesiterapia activa.....	14
2.4.2 Cinesiterapia pasiva.....	14
2.5 ANTECEDENTES	15
2.5.1 Modelos de rehabilitadores basados en CPM.....	16
2.6 MICROCONTROLADORES PIC	18
2.7 MODELAMIENTO MATEMÁTICO	19
CAPÍTULO III	21
3. METODOLOGÍA	21
3.1 INVESTIGACIÓN.....	21
3.2 SOLUCIONES	21
3.3 DISEÑO MECÁNICO DEL REHABILITADOR	21
3.4 DISEÑO ELECTRÓNICO DEL DISPOSITIVO.....	22
3.5 CONSTRUCCIÓN.....	22
3.6 PLANOS	22
CAPÍTULO IV.....	23

4. DISEÑO MECÁNICO DEL PROTOTIPO	23
4.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR	23
4.2 ESQUEMA CINEMÁTICO.....	24
4.3 SISTEMAS DE POSICIONAMIENTO LINEAL.....	25
4.3.1 Sistema de transmisión por correa	25
4.3.2 Mecanismo piñón – cremallera	26
4.3.3 Tornillo de potencia.....	27
4.3.4 Evaluación y selección del sistema de posicionamiento	29
4.4 SELECCIÓN DEL MODELO 3D	30
4.5 SELECCIÓN DE MATERIALES ADECUADOS	32
4.6 ANÁLISIS DEL MODELO 3D.....	33
4.6.1 Curva de convergencia	35
4.6.2 Esfuerzo de Von Mises	37
4.6.4 Factor de seguridad	40
4.7 CARGAS EN EL SISTEMA.....	40
4.7.1 Diagrama de cuerpo libre del mecanismo.....	42
4.8 ANÁLISIS DEL TORNILLO DE POTENCIA.....	44
4.8.1 Roscas cuadradas y Acme	44
4.8.2 DCL del tornillo al elevar la carga	45
4.8.3 DCL del tornillo al bajar la carga	46
4.8.4 Autobloqueo del tornillo de potencia	47
4.8.5 Eficiencia del tornillo	48
4.8.6 Cálculo de potencia.....	48
4.9 COJINETES.....	49
4.9.1 Selección del cojinete	49
4.9.2 Cojinetes de rodillos cónicos.....	50

4.9.3 Cálculo de la vida nominal de los rodamientos	51
CAPÍTULO V	53
5. DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO	53
5.1 TIPOS DE ACTUADORES DE GIRO	53
5.1.1 Servomotores.....	53
5.1.2 Motores de corriente directa	54
5.1.3 Motores Paso A Paso	55
5.1.4 Evaluación y selección del actuador	57
5.2 MOTOR PASO A PASO BIPOLAR.....	58
5.2.1 Características del motor paso a paso bipolar	59
5.2.2 Secuencia para el control de giro de los motores a pasos bipolares	60
5.3 CONTROLADOR DEL MOTOR PASO A PASO.....	61
5.3.1 Descripción de las terminales del controlador.....	62
5.3.2 Secuencia de las señales de control.....	63
5.3.3 Circuito de entrada.....	63
5.3.4 Terminales de alimentación y cableado del motor	64
5.4 FAMILIA DE MICROCONTROLADORES PIC.....	65
5.4.4 Análisis y selección del microcontrolador.....	67
5.5 DESARROLLO DEL SISTEMA EMBEBIDO	68
5.5.1 Diagrama de Bloques.....	68
5.5.2 Diagrama de Flujo.....	69
5.5.3 Ecuación del Potenciómetro	69
5.5.4 Diseño del controlador proporcional.....	71
5.5.5 Modelamiento matemático del sistema	72
5.5.6 Análisis del modelamiento matemático del sistema	73
5.5.7 Control de posición	74

5.5.8 Control de velocidad	76
5.5.9 Programación del microcontrolador	78
CAPÍTULO VI.....	79
6. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	79
6.1 CONSTRUCCIÓN SISTEMA MECÁNICO.....	79
6.1.1 Fabricación del tornillo	79
6.1.2 Fabricación de la base	79
6.1.3 Fabricación del mecanismo	80
6.2 ENSAMBLAJE PRELIMINAR REHABILITADOR.....	81
6.3 FABRICACIÓN DEL SISTEMA ELECTRÓNICO	81
6.4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA CARCASA DE LA PLACA	83
6.5.1 Posicionamiento.....	85
6.5.2 Funcionamiento del posicionamiento inicial	86
6.5.3 Funcionamiento del posicionamiento para calibrar a 60°	87
6.5.4 Funcionamiento del botón pausa/reanudar.....	87
6.5.5 Funcionamiento del dispositivo durante la terapia	88
6.5.6 Velocidad del rehabilitador.....	89
CAPITULO VII.....	91
7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	91
7.1 CONCLUSIONES	91
7.2 RECOMENDACIONES PARA FUTURAS INVESTIGACIONES.....	91
GLOSARIO DE TÉRMINOS.....	93
BIBLIOGRAFÍA	95

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Dimensiones específicas del miembro inferior	8
Tabla 4.1 Análisis de alternativas sistemas de posicionamiento lineal.....	30
Tabla 4.2 Análisis de diseños propuestos	31
Tabla 4.3 Propiedades de los aceros ASTM A36 y A500.....	32
Tabla 4.4 Propiedades Mecánicas del Acero AISI 1020	33
Tabla 4.5 Datos del mallado del rehabilitador a 0°	36
Tabla 4.6 Datos del mallado del rehabilitador a 120°	37
Tabla 4.7 Valores del tornillo de potencia	47
Tabla 4.8 Comparación tipos de rodamientos	50
Tabla 5.1 Características de los actuadores	57
Tabla 5.2 Análisis de alternativas del actuador	58
Tabla 5.3 Disponibilidad de motores paso a paso.....	59
Tabla 5.4 Características del motor a pasos bipolar	60
Tabla 5.5 Secuencia de control del motor a pasos bipolar	60
Tabla 5.6 Características del Driver DP-504	61
Tabla 5.7 Descripción de las terminales de control	62
Tabla 5.8 Terminales de alimentación del driver	64
Tabla 5.9 Familia de microcontroladores PIC.....	67
Tabla 5.10 Análisis alternativas de los microcontroladores PIC	68
Tabla 5.11 Valores experimentales del potenciómetro.....	69
Tabla 5.12 Datos para la ecuación de la recta característica	71
Tabla 6.1 Mediciones del posicionamiento a 110°	86
Tabla 6.2 Funcionamiento de posición inicial en el programa principal.....	87
Tabla 6.3 Funcionamiento del posicionamiento para calibrar.....	87
Tabla 6.4 Funcionamiento del botón pausa/reanudar	88

Tabla 6.5 Datos ingresados para la rehabilitación.....	88
Tabla 6.6 Pruebas de funcionamiento de la rehabilitación	88
Tabla 6.7 Mediciones del ángulo a la velocidad de 100°/min	89

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Partes de la rodilla.....	5
Figura 2.2 Ejes de articulación de la rodilla	6
Figura 2.3 Movimientos de flexión de la rodilla.....	7
Figura 2.4 Medidas del miembro inferior	8
Figura 2.5 Lesiones de menisco.....	9
Figura 2.6 Esguince de rodilla	10
Figura 2.7 Desgarro de músculos	11
Figura 2.8 Dislocación de rótula	12
Figura 2.9 Fractura de rodilla	13
Figura 2.10 Lesiones de cartílago	13
Figura 2.11 CPM rodilla artromot K4	17
Figura 2.12 Kinetec prima advance	17
Figura 2.13 CPM Machine Ortomed 4060	18
Figura 2.14 Estructura del microcontrolador PIC.....	19
Figura 4.1 Esquema cinemático	24
Figura 4.2 Correa de transmisión	25
Figura 4.3 Mecanismo piñón - cremallera	27
Figura 4.4 Tornillo de potencia	28
Figura 4.5 Modelos Propuestos.....	30
Figura 4.6 Modelo CAD seleccionado	31
Figura 4.7 Conectores y conjunto de contactos entre componentes.....	33

Figura 4.8 Ubicación de los conectores	34
Figura 4.9 Sujeciones y cargas externas	34
Figura 4.10 Mallado del mecanismo.....	35
Figura 4.11 Curva de convergencia a 0°	36
Figura 4.12 Curva de convergencia a 120°	37
Figura 4.13 Resultado de los esfuerzos de Von Mises a 0°	38
Figura 4.14 Resultado de los esfuerzos de Von Mises a 120°	38
Figura 4.15 Resultado de los desplazamientos del rehabilitador	39
Figura 4.16 Factor de seguridad del rehabilitador	40
Figura 4.17 Vista lateral del rehabilitador	41
Figura 4.18 Cargas en el sistema.....	41
Figura 4.19 DCL del sistema.....	42
Figura 4.20 DCL del sistema aislado.....	43
Figura 4.21 Tipos de cuerda.....	45
Figura 4.22 DCL del tornillo de potencia al elevar la carga	45
Figura 4.23 Ángulo de inclinación cuerda Acme	46
Figura 4.24 DCL del tornillo de potencia al bajar la carga.....	46
Figura 4.25 Cojinete de bolas.....	49
Figura 4.26 Rodamiento de rodillo cónico	51
Figura 5.1 Servomotor.....	53
Figura 5.2 Motor de corriente continua.....	55
Figura 5.3 Motor paso a paso.....	56
Figura 5.4 Bobinas del motor a pasos bipolar	58
Figura 5.5 Terminales del driver DP - 504.....	62
Figura 5.6 Secuencia de las señales de entrada.....	63
Figura 5.7 Circuito de entrada	64

Figura 5.8 Alimentación del driver y cableado del motor	65
Figura 5.9 PIC gama base.....	65
Figura 5.10 PIC gama media.....	66
Figura 5.11 PIC gama alta.....	67
Figura 5.12 Diagrama de bloques	68
Figura 5.13 Curva aproximada del potenciómetro.....	70
Figura 5.14 Curva característica del potenciómetro	70
Figura 5.15 Diagrama de bloques del sistema retroalimentado	73
Figura 5.16 Control de posición del motor a pasos	74
Figura 5.17 Pulsos del controlador.....	75
Figura 5.18 Dirección de giro del motor	75
Figura 5.19 Posicionamiento del motor	76
Figura 5.20 Control de velocidad del motor a pasos	76
Figura 5.21 Pulsos por segundo.....	77
Figura 5.22 Velocidad del motor.....	77
Figura 6.1 Tornillo de potencia y tuerca maquinadas.....	79
Figura 6.2 Base construida.....	80
Figura 6.3 Piezas del mecanismo construidos	80
Figura 6.4 Ensamblaje preliminar del rehabilitador	81
Figura 6.5 Simulación del sistema electrónico	81
Figura 6.6 Armado del circuito en el protoboard.....	82
Figura 6.7 Fabricación del PCB.....	83
Figura 6.8 Partes de la carcasa.....	83
Figura 6.9 Carcasa de la placa electrónica	84
Figura 6.10 Rehabilitador de rodilla terminado.....	84

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 4.1 Sumatoria de fuerzas en el punto B.....	42
Ecuación 4.2 Sumatoria de fuerzas en el punto C	43
Ecuación 4.3 Torque total para elevar la carga	46
Ecuación 4.4 Torque total para bajar la carga.....	47
Ecuación 4.5 Condición de autobloqueo	47
Ecuación 4.6 Eficiencia del tornillo de potencia.....	48
Ecuación 4.7 Cálculo de potencia	48
Ecuación 4.8 Relación entre la duración del cojinete y la carga.....	51
Ecuación 5.1 Torque del motor	59
Ecuación 5.2 Error del sistema.....	71
Ecuación 5.3 Diseño del controlador proporcional	72
Ecuación 5.4 Función de transferencia	73
Ecuación 5.5 Error del sistema en el dominio s.....	74
Ecuación 6.1 Error absoluto	85
Ecuación 6.2 Error relativo porcentual	85

PRESENTACIÓN

El desarrollo del presente trabajo, el cual trata sobre la construcción de un prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla postquirúrgico, se encuentra estructurado en siete capítulos en los que se hace una explicación detallada del proceso de diseño y fabricación del dispositivo. A continuación se da una breve descripción del contenido de cada capítulo.

En el primer capítulo se presenta el planteamiento del problema de la recuperación postquirúrgica de rodilla, además se detalla los objetivos del proyecto, conjuntamente con la justificación, y las limitaciones presentes en el desarrollo del trabajo.

En el segundo capítulo se presenta una explicación acerca de la rodilla humana en la cual se incluyen los movimientos de la rodilla, medidas antropométricas, las diferentes lesiones, el tratamiento respectivo, antecedentes y los dispositivos de rehabilitación disponibles en el mercado nacional e internacional.

El tercer capítulo explica la metodología, la cual inicia con una investigación previa de la anatomía de la rodilla, para posteriormente diseñar las posibles soluciones. Una vez seleccionado el modelo en base a los requerimientos se desarrolla el sistema mecánico y electrónico, para finalmente construir el rehabilitador.

El capítulo cuarto corresponde al diseño del sistema mecánico del dispositivo, como primer paso se selecciona el sistema de posicionamiento lineal, seguido se realiza el análisis del modelo mediante el método de elementos finitos, así como de las cargas presentes en el mecanismo y en el tornillo de potencia.

El quinto capítulo trata sobre el sistema electrónico del rehabilitador, la selección y análisis del actuador, además se lleva a cabo el diseño del controlador a implementarse, de igual manera se realiza el modelamiento matemático.

En el sexto capítulo se detalla el proceso de fabricación del dispositivo, y se realiza las diferentes pruebas para validar el funcionamiento del dispositivo.

El séptimo capítulo presenta las respectivas conclusiones del desarrollo del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla, y las recomendaciones para futuras investigaciones.

CAPÍTULO I

1. EL PROBLEMA

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la vida cotidiana las personas están expuestas a sufrir accidentes leves o graves los cuales impiden realizar sus labores diarias, tareas y actividades de manera adecuada. También cabe mencionar que existen enfermedades músculo esqueléticas que al no ser tratadas inmediatamente pueden dejar daños permanentes o severos en el ser humano; por otro lado las fracturas o lesiones impiden la movilización parcial o total de la parte afectada provocando un deterioro de las articulaciones y los músculos.

En la actualidad, la rehabilitación postquirúrgica de rodilla asistida por un fisioterapeuta, en ocasiones provoca dolor a los pacientes con movimientos inapropiados (Clark, 2015). La rehabilitación postquirúrgica de rodilla representa un proceso largo y complejo para los pacientes, porque presentan rigidez articular y se encuentran en un ciclo traumático, así como también para el fisioterapeuta que lo realiza, ya que le resulta difícil proporcionar un movimiento pasivo continuo a la articulación por factores externos como el cansancio o distanciamiento, además requiere que ésta se efectúe de manera cuidadosa e inmediata a la operación (Zacharias, Green, Semciw, Kingsley, & Pizzari, 2014).

Por otra parte, existen sistemas que permiten mover los músculos, pero presentan algunas desventajas principalmente los costos elevados sin tomar en cuenta los impuestos de importación. En lo que comprende la región 1 del Ecuador no existen dispositivos adecuados para el tratamiento y rehabilitación postquirúrgica de rodilla por lo que en ocasiones la calidad del servicio se ve disminuida por la demanda, puesto que los fisioterapeutas deben atender un mayor número de pacientes en el mismo lapso de tiempo.

Mediante la construcción y utilización del rehabilitador isocinético pasivo de rodilla el paciente podrá realizar movimientos de flexoextensión que ayuden a fortalecer el músculo y recuperar el rango de movimiento.

1.2 OBJETIVO GENERAL

Construir un prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla que permita realizar movimientos de flexión y extensión en la articulación.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar los movimientos de rehabilitación de rodilla y medidas antropométricas.
- Diseñar el sistema mecánico y electrónico rehabilitador.
- Construir el prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla.
- Validar el prototipo mediante pruebas de funcionamiento.
- Elaborar el manual de usuario y mantenimiento del dispositivo.

1.4 JUSTIFICACIÓN

El prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla se encuentra dentro del proyecto de biomecánica de la Universidad Técnica del Norte que está enfocada en mejorar la calidad de vida de las personas que sufren enfermedades músculo esqueléticas; de esta manera se enlaza al objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir y contribuirá al cambio de la matriz productiva del Ecuador. (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo, 2013)

La construcción del prototipo será de gran utilidad para los pacientes y fisioterapeutas, permitiendo una rehabilitación de calidad a un precio accesible ante la demanda del rehabilitador isocinético pasivo de rodilla en los centros de rehabilitación y hospitales, teniendo presente que en la región 1 del Ecuador no existen dispositivos adecuados para rehabilitación postquirúrgica de rodilla, además, contribuirá al desarrollo tecnológico del país.

Para que una persona que ha sufrido una lesión pueda retomar sus actividades, sin ningún inconveniente ni temor de volver a lastimarse o sufrir alguna herida similar se requiere que un conjunto de ligamentos, músculos y tendones se encuentren totalmente fortalecidos. Si la rehabilitación se lleva a cabo de manera deficiente o el paciente no tiene acceso a la misma, esto puede significar que la recuperación se prolongue más de lo debido o que no se recupere satisfactoriamente.

1.5 ALCANCE

El proyecto se basa en el mejoramiento de la calidad de la rehabilitación postquirúrgica de rodilla postquirúrgica realizando movimientos de flexoextensión adecuados.

La interfaz de usuario estará conformado de una pantalla LCD y un teclado matricial, el terapeuta deberá configurar la amplitud de movimiento y la velocidad dependiendo del paciente. El rehabilitador de rodilla será construido para personas de 1,45 m hasta 1,95 m de estatura, y hasta un máximo de 10 kg de peso de la pierna, será portable, además se podrá utilizar sobre camillas o cualquier superficie plana.

El prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla realizará movimientos articulares en velocidades, amplitudes de ángulo y número de repeticiones por sesión configurables de acuerdo a las necesidades del paciente, tomando en cuenta el tipo de lesión.

1.6 LIMITACIÓN

En Ecuador no existen empresas dedicadas al diseño y construcción de motores paso a paso, por lo que la importación es el medio por el cual se puede tener acceso a estos dispositivos que son muy utilizados tanto en el ámbito académico como en el industrial; manejando motores de tamaños reducidos y costos bajos dentro de las instituciones, a diferencia de las industrias que trabajan con motores de mayor tamaño y torques elevados.

El controlador para motores a pasos consta de un diseño complejo y difícil de implementar cuando dichos motores trabajan a voltajes mayores a 12 V y consumen corrientes superiores a 3 A. Además en el país las tiendas distribuyen generalmente elementos electrónicos Clase B, lo cuales no van a garantizar un circuito de calidad aunque el diseño se encuentre desarrollado correctamente. Por los aspectos descritos, el diseño y construcción del controlador puede ser considerado como un trabajo de titulación.

Sin embargo, vale mencionar que en Ecuador existen un número reducido de empresas que se dedican a la comercialización de motores paso a paso con torques mayores a 1 Nm, por lo que si la empresa distribuidora no cuenta con el stock del producto solicitado, se debe realizar el proceso respectivo para la

importación del motor lo cual lleva un tiempo estimado de 2 a 3 meses, siendo una gran limitación en el avance del proyecto.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

El capítulo trata sobre el estudio de la base teórica necesaria para generar las propuestas de solución. Inicialmente se realiza el estudio de la rodilla humana y medidas antropométricas, seguido se analiza los tipos de terapia para cada caso de cirugía, también se efectúa una revisión de los dispositivos de rehabilitación presentes en el mercado nacional e internacional.

2.1 ANATOMÍA DE LA RODILLA HUMANA

La rodilla es una articulación que está conformado por la unión de tres huesos que son el extremo superior de la tibia, la rótula y el extremo inferior del fémur. La presencia de meniscos permite la unión entre el fémur y la tibia como se observa en la *figura 2.1*, la rodilla es la articulación de mayor tamaño del esqueleto humano, tiene bastante estabilidad en extensión permitiendo soportar el peso del cuerpo humano sobre un área pequeña, y también movilidad para la marcha por lo que su mecánica articular resulta compleja (Kapandji, 2010).

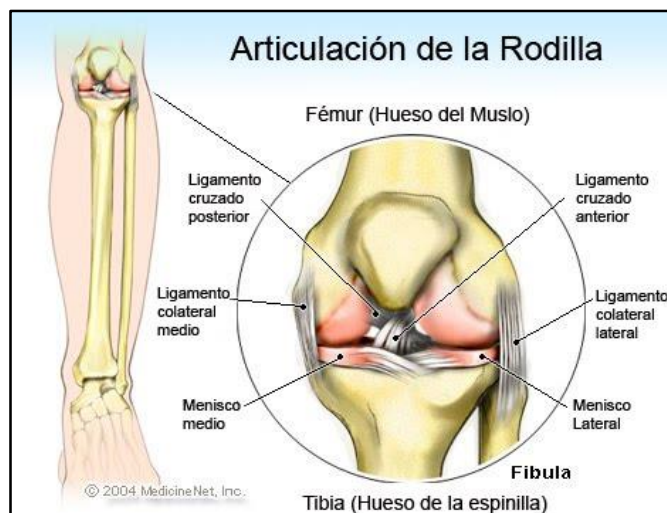


Figura 2.1 Partes de la rodilla

Fuente: <http://www.lasarticulaciones.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Los ligamentos de la rodilla son los encargados de guiar los segmentos esqueléticos al realizar movimientos articulares. Los ligamentos cruzados anterior y posterior junto a los colaterales interno y externo brindan estabilidad a la rodilla, la función del ligamento cruzado anterior es evitar el desplazamiento de la tibia

hacia adelante con relación al fémur mientras que el ligamento cruzado posterior evita el desplazamiento hacia atrás. La estabilidad de esta articulación en una pequeña parte es suministrada de la arquitectura ósea (Kapandji, 2010).

Gracias a los ligamentos laterales la rodilla tiene una estabilidad adicional, el colateral externo o peroneo impide que ésta se desvíe hacia dentro; se encuentra ubicado en el exterior de la rodilla; el colateral interno o tibial cumple la función de impedir la desviación hacia afuera y está ubicado en el interior de la articulación (Góngora, Rosales, Gonzales, & Pujals, 2003).

2.1.1 Movimientos de la rodilla

La rodilla humana tiene un grado de libertad en posición de pie, pero cuando inicia la flexión de la rodilla adquiere un segundo grado de libertad. El primer grado de libertad se encuentra limitado por el eje transversal XX' como muestra la *figura 2.2*, en el cual se realiza el movimiento de flexoextensión permitiendo regular la distancia que existe entre el suelo respecto al cuerpo. Por la acción de la gravedad la rodilla generalmente trabaja en compresión (Góngora et al., 2003).

El segundo grado de libertad es la rotación que se efectúa alrededor del eje YY' cuando la rodilla está flexionada, esta rotación resulta imposible de llevar a cabo cuando la articulación se encuentra en extensión máxima (Kapandji, 2010).

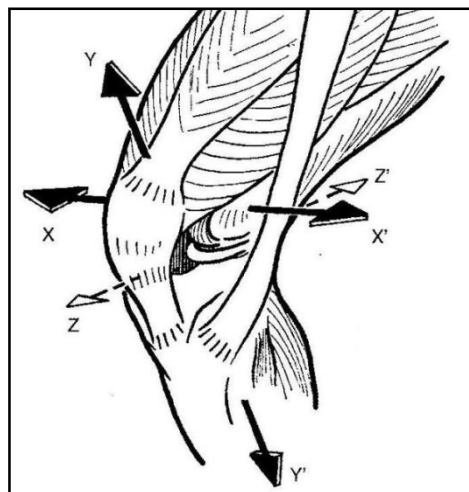
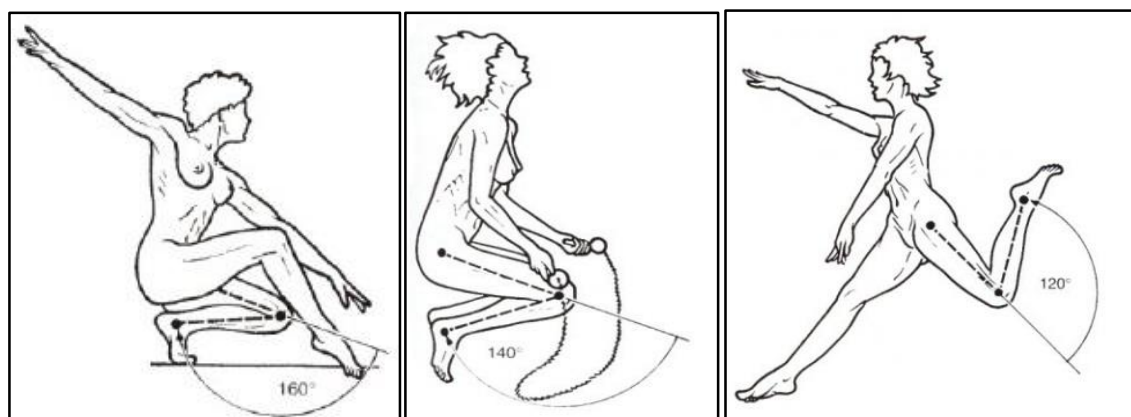


Figura 2.2 Ejes de articulación de la rodilla

Fuente: (Kapandji, 2010)

El principal movimiento que realiza la rodilla es la flexoextensión. Flexión es el movimiento en el cual la cara posterior de la pierna se acerca a la cara posterior del

muslo. La cadera tiene un papel importante en el movimiento de la rodilla, ya que según la posición de la cadera varía la amplitud de flexión de dicha articulación. Cuando el peso corporal se ejerce sobre la rodilla en flexión puede alcanzar una amplitud máxima de 160° como se aprecia en la *figura 2.3 (a)*; por otro lado si la cadera está flexionada, la flexión activa alcanza una amplitud de 140° como en la *figura 2.3 (b)*, y por ultimo si la cadera se encuentra en extensión como se muestra en la *figura 2.3 (c)* la amplitud de la rodilla es de 120° (Kapandji, 2010).



(a)

(b)

(c)

(a) Flexión pasiva 160° (b) Flexión activa cadera flexionada 140° (c) Flexión activa cadera extendida 120°

Figura 2.3 Movimientos de flexión de la rodilla

Fuente: (Kapandji, 2010)

2.2 MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DEL MIEMBRO INFERIOR

La antropometría es la ciencia que se encarga del estudio de las mediciones como son: longitudes, anchos, grosores, circunferencias, volúmenes, centros de gravedad, masas de las diversas partes del cuerpo y características físicas del cuerpo humano. La antropometría trata el aspecto cualitativo, que es una rama fundamental de la antropología física en donde existe un amplio conjunto de teorías y prácticas para definir los métodos de medición de las partes del cuerpo (Panero & Zelnik, 1996).

Para este trabajo se toman en cuenta las medidas antropométricas de personas adultas comprendidas entre 1,45 cm y 1,95 cm de estatura como se observa en la *figura 2.4* y descritas en la *tabla 2.1*, que sirven de base para el diseño y construcción del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla.

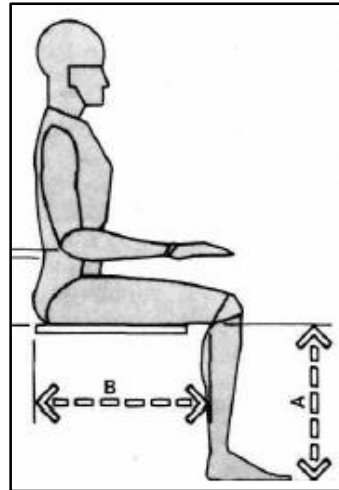


Figura 2.4 Medidas del miembro inferior

Fuente: (Panero & Zelnik, 1996)

Dónde

A: Altura poplíteica

B: Distancia nalga-poplíteica

Tabla 2.1 Dimensiones específicas del miembro inferior

Dimensiones del miembro inferior		
Dimensiones	Distancia nalga - poplíteica (cm)	Altura poplíteica (cm)
Mínima	43,9	40
Máxima	54,9	53

Fuente: (Panero & Zelnik, 1996)

2.3 LESIONES DE LA RODILLA

La rodilla es el punto de contacto entre huesos adyacentes compuesta de tendones, ligamentos, músculo, cartílago y huesos que funcionan como un todo, por lo que una lesión de rodilla representa el daño de cualquiera de estas partes, afectando el funcionamiento sea parcial o total de la articulación. (Morelli, Bright, & Fields, 2013)

En el proyecto solamente se considera el estudio de las fases de rehabilitación postquirúrgica que comprenden el movimiento pasivo de la articulación, mismos que forman parte de los requerimientos para el diseño del dispositivo.

Las lesiones más frecuentes de rodilla se detallan a continuación.

2.3.1 Lesiones de menisco

La lesión de menisco surge generalmente con la intervención de la fuerza de compresión, es decir cuando la rodilla se encuentra en flexión junto con maniobras de rotación forzadas; sean éstas externas o internas; agregando el peso corporal, ya que la pierna se encuentra apoyada en el suelo.

El problema principal en un menisco roto es el dolor acompañado de chasquidos, pseudobloqueos y sensaciones de fallo, además, en los casos de derrame sinovial pueden presentarse sensaciones de presión o hinchazón de la rodilla (Lucas, Accadbled, Violas, Sales de Gauzy, & Knörr, 2015). Generalmente una lesión de menisco trae como consecuencias esguinces leves graves que afectan al ligamento cruzado anterior como se observa en la *figura 2.5*.

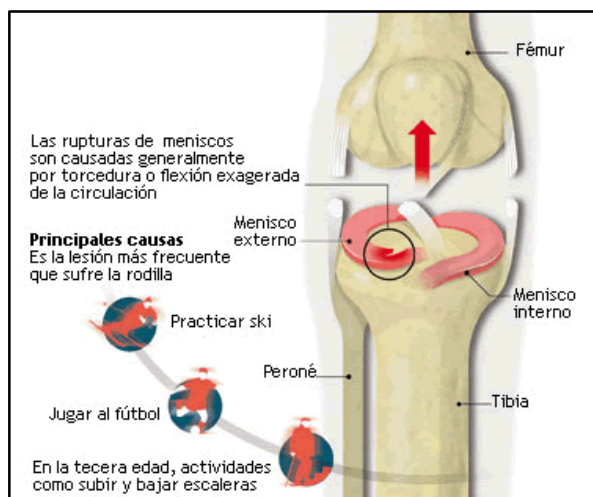


Figura 2.5 Lesiones de menisco

Fuente: <http://drarturomakino.com/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

La solución para este tipo de lesiones es la cirugía mediante una artroscopia que obligatoriamente necesita terapia. En la primera semana el paciente debe realizar el movimiento pasivo de rodilla entre 10 y 20 repeticiones, dos o tres veces al día, la amplitud de movimiento debe estar comprendida entre 0° y 90° de flexión, si el paciente experimenta algún dolor significativo la terapia se detiene, ya que puede retrasar el proceso de recuperación. (The Sports Medicine Specialists, 2015).

2.3.2 Esguince de rodilla

Un esguince sucede cuando uno o más ligamentos de la rodilla se desgarran como se muestra en la *figura 2.6*, tomando en cuenta que la función de los ligamentos es sostener la rodilla y mantener alineados los huesos y la articulación.

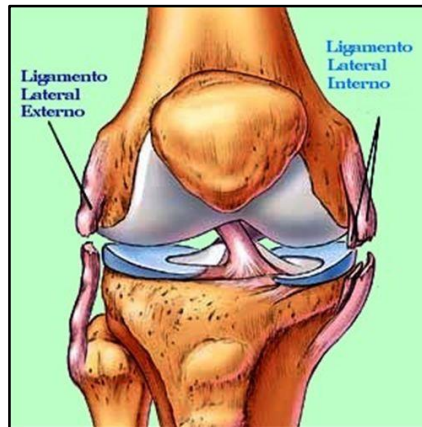


Figura 2.6 Esguince de rodilla

Fuente: <http://www.delgadotrauma.com/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

Síntomas de un esguince de rodilla

- Dolor o sensibilidad.
- Inflamación o moretones.
- Rigidez en el movimiento.

Si los ligamentos se desgarran es necesario una cirugía en el cual los médicos pueden o no reemplazar el ligamento desgarrado dependiendo de la gravedad (Marsh, Somerville, Giffin, & Bryant, 2009). La terapia es similar al protocolo de rehabilitación de meniscos mencionado en la sección anterior, además de incluir ejercicios manteniendo la rodilla recta: isométricos de rodilla, elevación de la pierna recta, elevación lateral de la pierna. Estos ejercicios son importantes para disminuir la inflamación, evitar la rigidez y permitir que la rodilla realice movimientos normales (The Sports Medicine Specialists, 2015).

Mientras la rodilla va mejorando, el paciente aprende una serie de ejercicios que le permitan fortalecer la rodilla y músculos, en los cuales se incluyen dispositivos como pesas, bandas sin fin y bicicletas estacionarias, en consecuencia, fortalecer los músculos ayuda a proteger la rodilla de lesiones (Morelli et al, 2013).

2.3.3 Distensión de músculos o tendones

Este tipo de lesiones ocurren cuando se desgarran de manera parcial, total o se extiende de manera excesiva un tendón o músculo como en la *figura 2.7*, presentan síntomas similares a los del esguince con aparición de moretones en la parte afectada en la mayoría de ocasiones.

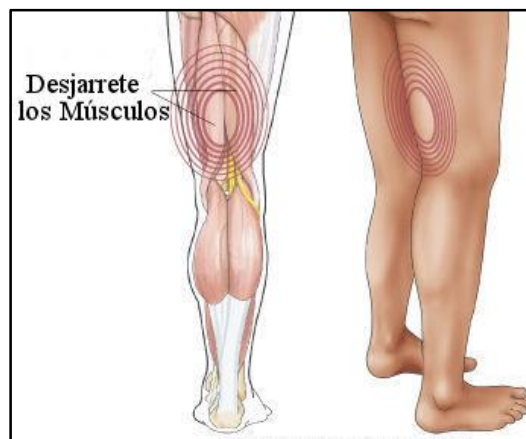


Figura 2.7 Desgarro de músculos

Fuente: <http://www.nursingconsult.com/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

Existen tres niveles de distensiones de los músculos:

- Nivel 1.- Distensión muscular leve.
- Nivel 2.- Desgarro parcial del músculo.
- Nivel 3.- Desgarro muscular completo.

Las lesiones de nivel 3 necesitan obligatoriamente una cirugía seguida de una rehabilitación de cinco fases que comprende un periodo aproximado de cuatro meses. La primera fase del proceso de recuperación inicia tres días después de la cirugía, en la cual se debe realizar el movimiento pasivo de rodilla en un rango comprendido entre 0 y 30° durante dos semanas, en la segunda fase que comprende cuatro semanas se realiza el movimiento pasivo de la articulación entre 0° y 90°, en la tercera fase se efectúan movimientos pasivos o activos entre 0° y 120°, el fisioterapeuta es el encargado de definir el número de repeticiones por sesión dependiendo del paciente (UWHealth, 2015).

2.3.4 Dislocaciones y fracturas

Las dislocaciones se presentan cuando la rótula se desplaza hacia un lado de la rodilla debido a un giro brusco, torcedura o impacto en la zona como ilustra en la *figura 2.8*.

Es necesario la actuación inmediata del médico para que vuelva a colocar en el sitio correcto. Si se presentan daños en el hueso, cartílago, o si la rótula sigue estando inestable es necesario una cirugía artroscópica para estabilizarla y reparar los daños causados al hueso y cartílago. La fisioterapia ayuda notablemente a recuperar la fortaleza muscular, por ende mejorar el rango de movimiento de la rodilla.

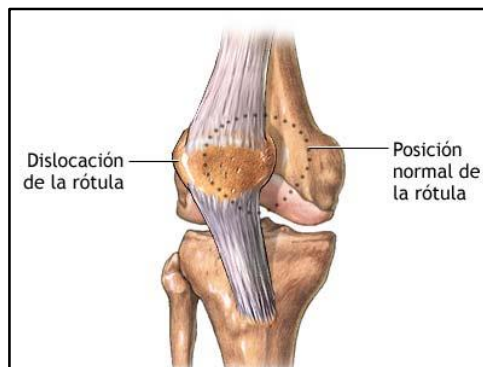


Figura 2.8 Dislocación de rótula

Fuente: <http://www.clinicadam.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Se conoce como fracturas cuando un hueso se encuentra fisurado, roto ya sea en dos o múltiples fragmentos como en la *figura 2.9*. La manera de diagnosticar una fractura es mediante el proceso de radiografías, la fractura de un hueso trae como consecuencia dolores fuertes, además de un periodo largo en la recuperación y la rehabilitación.

El proceso de rehabilitación tanto para las facturas y dislocaciones consta de cinco fases, en la fase inicial se lleva a cabo el movimiento pasivo con una amplitud de 0° a 30°, en la segunda fase el paciente debe aumentar 15° de flexión por semana hasta alcanzar los 90°, la frecuencia de repeticiones es tarea del fisioterapeuta (Brigham and Women´s Hospital, 2014).

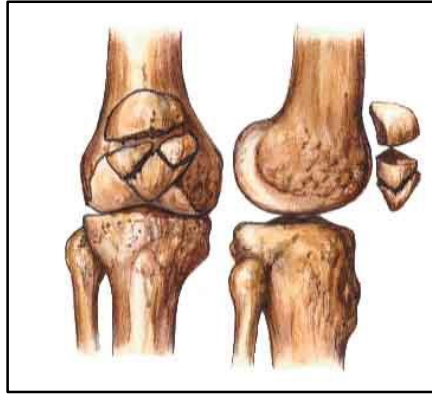


Figura 2.9 Fractura de rodilla

Fuente: <http://www.zonamedica.com.ar/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

2.3.5 Lesiones de cartílago

Las lesiones de cartílago provocan dolores crónicos de rodilla con síntomas como hinchazón, agarrotamiento, capacidad limitada para extender la pierna, y sensación de que la rodilla se ha quedado enganchada al intentar mover. Dependiendo de la gravedad necesitan intervención quirúrgica y el proceso de recuperación lleva como mínimo un par de meses, y ocurre cuando un trocito de hueso o de cartílago se desgasta o se ablanda, provocando el desprendimiento del extremo del hueso como en la *figura 2.10*.

La mayor parte de las lesiones se localizan en el cóndilo femoral o interno que es la zona de mayor carga de la rodilla y frecuentemente está asociado con lesiones de ligamento cruzado anterior y meniscales.

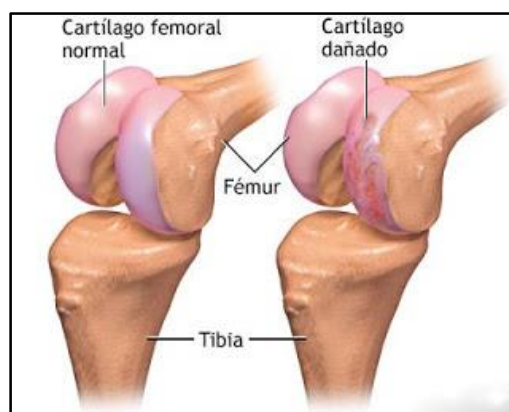


Figura 2.10 Lesiones de cartílago

Fuente: <http://www.surbone.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

La rehabilitación está conformada por tres fases: la primera incluye el movimiento pasivo de rodilla, la amplitud debe incrementarse de manera proporcional desde 0° hasta los 100° de acuerdo al mejoramiento en la recuperación de la articulación. La duración y la frecuencia de rehabilitación lo define el fisioterapeuta (Mithoefer, et al., 2012).

Concluido el estudio, se determina que la amplitud máxima del rehabilitador será de 120°, que corresponde a la flexión activa de la rodilla con la cadera extendida.

2.4 TIPOS DE TERAPIA EN LA REHABILITACIÓN DE RODILLA

En la rehabilitación postquirúrgica de patologías de la rodilla es indispensable y necesario aplicar procedimientos que permitan al paciente tener una recuperación exitosa de la articulación. La cinesiterapia comprende un conjunto de técnicas y procedimientos terapéuticos para el tratamiento de diferentes patologías teniendo como agente principal de la terapia el movimiento.

Tipos de Cinesiterapia:

- Cinesiterapia Activa.
- Cinesiterapia Pasiva.

2.4.1 Cinesiterapia activa

En este tipo de terapia los movimientos se realizan mediante la contracción muscular activa y voluntaria del paciente, lo que requiere la participación del sistema nervioso. La cinesiterapia activa permite recuperar el tono muscular de la parte afectada evitando artrofia muscular y rigidez articular, además de aumentar la potencia y resistencia muscular.

La cinesiterapia activa no se considera en este trabajo ya que el dispositivo a diseñar y construir está basado en el concepto de rehabilitación pasiva en el que la fuerza externa de dicho dispositivo es el encargado de proporcionar los movimientos de flexoextensión.

2.4.2 Cinesiterapia pasiva

Se conoce como cinesiterapia pasiva cuando el movimiento de la articulación se realiza sin ninguna ayuda del paciente, por lo que el movimiento es mediante una fuerza externa. El paciente debe eliminar la resistencia muscular para que la recuperación sea óptima y poder cumplir con los objetivos de la terapia que son:

- Elongar e impedir las contracturas y retracciones musculares.
- Estimular los receptores sensoriales manteniendo el esquema corporal.
- Conservar y aumentar el recorrido articular.
- Conservar el trofismo muscular.

Movimiento pasivo continuo (CPM)

La rehabilitación de rodilla es proporcionada por un fisioterapeuta quien es el encargado de realizar los movimientos articulares. En la actualidad existen dispositivos basados en CPM que realizan la función del terapeuta, el movimiento pasivo continuo es un tratamiento de rehabilitación que puede ser utilizado en una gran variedad de patologías presentes en el sistema músculo esquelético, individuos que se sometieron a la operación de alguna articulación, daño de ligamentos anteriores cruzados, artroplastia total o parcial de la rodilla, entre otros (Herbold, Bonistall, & Blackburn, 2012).

Efectos en el Paciente.

- Previene la adhesión y la rigidez en las articulaciones.
- Acelerar la curación del cartílago articular y estructuras peri-articulares como tendones y ligamentos.
- Mejorar la actividad metabólica y la nutrición de la articulación.

2.5 ANTECEDENTES

Un total de 109 pacientes sometidos a una artroplastia total de rodilla fueron asignados de manera aleatoria a dos grupos: terapia con movimiento pasivo continuo y sin movimiento pasivo continuo. Todos los pacientes recibieron el mismo protocolo de terapia física que comprende 3 sesiones por día, flexión de la rodilla de 115° a las 6 semanas y 120° a los 3 meses. El uso del CPM tuvo beneficios clínicamente relevantes con respecto a la amplitud de movimiento activo (Joshi, et al., 2015).

Se incluyeron 60 artroplastias totales de rodilla correspondientes a 43 pacientes chinos, de los cuales 26 con artroplastia de rodilla unilateral fueron seleccionados de manera aleatoria en dos grupos para recibir el movimiento pasivo continuo (CPM) o inmovilización durante la primera semana. Para todos los pacientes del grupo CPM, el rango de movimiento activo de la rodilla fue

notablemente mejor que el grupo de inmovilización, sin embargo después de cuatro semanas, no hubo diferencias significativas entre los dos grupos (Lau & Chiu, 2001).

Se realizó el estudio y análisis de 62 pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla primaria. En 42 pacientes se utilizó el movimiento pasivo continuo y 20 controles, los grupos fueron comparables con respecto al sexo, peso, edad, diagnóstico, deformidad operatoria, y movimiento de la articulación. El tiempo promedio para alcanzar los 90° de flexión de los pacientes de CPM (9,1 días) fue considerablemente corto en comparación al grupo sometido a control (13,8 días). Pero, es necesario considerar que en el momento del alta del hospital no hubo diferencias relevantes en el rango de movimiento tanto en flexión y extensión. Todos los pacientes habían realizado venogramas después de la artroplastia; la incidencia de los estudios positivos de tromboflebitis indica que fue del 45% en pacientes con CPM y 75% en los controles. Estos datos demuestran que el CPM después de la artroplastia de rodilla permite a los pacientes recuperar el movimiento más rápido que el control y ofrece cierta protección contra la trombosis venosa profunda (Vince, Kelly, Beck, & Insall, 2013).

2.5.1 Modelos de rehabilitadores basados en CPM

A nivel mundial existen compañías que se dedican a la fabricación de dispositivos y equipos médicos especializados en la rehabilitación de diferentes partes del cuerpo humano especialmente la cadera y la rodilla. Cabe mencionar que en Ecuador no existen empresas dedicadas a la construcción de estos dispositivos. A continuación se realiza una explicación general de tres modelos de rehabilitadores basados en el movimiento pasivo continuo (CPM):

- *Artromot K4*
- *Kinetec Prima Advance*
- *Ortomed 4060*

Artromot K4 como se muestra en la *figura 2.11* es un dispositivo de la empresa *Chattanooga Group*, que brindan máquinas de rehabilitación pasiva. Este dispositivo cuenta con un control de mandos que permite configurar el grado de flexoextensión, la fuerza, pausa entre 0 y 30 segundos, tiempo de funcionamiento total del aparato y velocidad desde 18°/minuto hasta 180°/minuto.

La configuración de barras permite la conversión rápida de adulto a pediátrico, cuenta con un sistema embebido sólido y confiable, amplia base deslizante y cable de alimentación extraíble para situaciones de movilidad del aparato.



Figura 2.11 CPM rodilla artromot K4

Fuente: <http://www.ccamusv.cl/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

Kinetec Prima Advance es una máquina que realiza movimientos pasivos continuos como se muestra en la *figura 2.12*, fácil para uso hospitalario u oficina, y tan solo 94cm de largo, cuenta con una palanca de control simplificada de inicio, paro y retroceso, el paciente puede detener la unidad en cualquier momento.

El dispositivo cuenta con una pantalla LCD, el rango de movimiento es de -10° a 120° , velocidad entre $45^{\circ}/\text{minuto}$ a $155^{\circ}/\text{minuto}$. El rehabilitador es ligero, 12 kg de peso, compacto y suministra dos agarraderas anchas para el fácil transporte.



Figura 2.12 Kinetec prima advance

Fuente: <https://www.ortoweb.com/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

El ejercitador de movimiento pasivo continuo para miembros inferiores **Ortomed 4060** es cómodo a la vez fácil de usar, el rango de movimiento está comprendido entre -10° y 120° , la velocidad del dispositivo es de 30° a $150^{\circ}/\text{min}$, el dispositivo cuenta con un control digital que incluye pantalla LCD retroiluminada, apoyapiés reversibles, dos microcontroladores, fuente de alimentación con una tensión de red de 110 V – 230 V. La unidad consta de una base estable y un tornillo, sus dimensiones son 120 cm de largo, 30 cm de ancho y 42 cm de alto; pesa 15 kg.

El *Ortomed 4060* incluye funciones comenzar/parar, control de la demora de la extensión y flexión, protocolos de acceso programados en el software *Ortomed Program Maker*, siendo de esta manera, uno de los dispositivos más completos en el mercado internacional. Ver *figura 2.13*.



Figura 2.13 CPM Machine Ortomed 4060

Fuente: <http://www.elhospital.com/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

2.6 MICROCONTROLADORES PIC

Un microcontrolador PIC (*Peripheral Interface Controller*) es un circuito integrado fabricado por Microchip que en su interior incluye tres principales unidades funcionales: CPU (Unidad Central de Proceso), Memoria y Unidades de E/S, por lo tanto, el microcontrolador es un computador completo en un chip integrado programable capaz de ejecutar una sola tarea grabada previamente en su memoria. Los pines de entrada y salida de estos dispositivos permiten la conexión de sensores y actuadores (Palacios, Remiro, & López, 2004).

El microcontrolador está diseñado de manera que todos los componentes se encuentren integrados en el mismo chip como se aprecia en la *figura 2.14*. Así se ahorra tiempo y espacio en la construcción de diferentes sistemas ya que no

Dependiendo del sistema físico a tratarse y de las circunstancias específicas, un modelo matemático puede adoptar diversas formas, y cada uno de ellos puede ser más conveniente que otros. Por ejemplo, es conveniente utilizar variables de estado en problemas de control óptimo, en cambio, para el análisis de la respuesta transitoria, la representación mediante la función de transferencia puede ser la más conveniente; misma que es utilizada en el presente trabajo (Hernández, 2010).

La función de transferencia de un sistema se define como la relación de la señal de salida y la entrada en el dominio de Laplace s , suponiendo las condiciones iniciales nulas (Ogata, 2010).

CAPÍTULO III

3 METODOLOGÍA

En este capítulo se muestra las fases que comprenden el desarrollo del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla. En primera instancia se realiza la investigación sobre la anatomía de la rodilla, se proponen soluciones, luego se elige el modelo que cumpla con los requerimientos, posteriormente se diseña el sistema mecánico y electrónico, culminando con la construcción del dispositivo.

3.1 INVESTIGACIÓN

La fase inicial consta de la revisión de libros, publicaciones y revistas que permitan obtener información acerca de la anatomía de la rodilla, movimientos que realiza, ángulos de flexión y extensión, así como las medidas antropométricas del miembro inferior. También se efectúa entrevistas a fisioterapeutas y médicos especialistas en diferentes centros de rehabilitación sobre los tratamientos postquirúrgicos de rodilla aplicados en los diferentes casos. Además de contar con el asesoramiento oportuno de los docentes de la carrera de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte, los cuales compartieron su conocimiento y experiencias en el área de la cinesiterapia.

3.2 SOLUCIONES

Se plantea una serie de requerimientos que debe cumplir la solución, tomando en cuenta el rango de movimiento (ángulo de flexoextensión) necesario para la rehabilitación postquirúrgica de rodilla, las medidas antropométricas del miembro inferior de personas adultas, igualmente considerando que el equipo se utilizará en camilla. Luego se elabora un esquema cinemático que permita identificar el movimiento que realizará el rehabilitador y las partes que la constituyen.

3.3 DISEÑO MECÁNICO DEL REHABILITADOR

Se genera tres soluciones, de las cuales se selecciona la mejor alternativa luego de una evaluación de las especificaciones del diseño. Seguido se selecciona los materiales adecuados y se establece las condiciones de contorno del sistema como son las restricciones de movimiento, las cargas presentes, posteriormente se realiza el análisis de elementos finitos que permite obtener la concentración de esfuerzos, desplazamientos, y el factor de seguridad. Con la finalidad de reducir el

error computacional en el análisis se elabora la curva de convergencia. Finalmente se realiza el cálculo del torque necesario en el tornillo para elevar la carga y la selección de cojinetes.

3.4 DISEÑO ELECTRÓNICO DEL DISPOSITIVO

Concluido el diseño mecánico se inicia con el diseño electrónico, mismo que cumpla los requerimientos del equipo. Se empieza con la selección del actuador considerando el torque necesario, además la selección del microcontrolador.

Se elabora el diagrama de bloques, que permita desarrollar el flujograma para proceder con la programación del microcontrolador. Adicionalmente es necesario el diseño del controlador adecuado a implementarse y realizar el modelamiento matemático. Por ultimo se desarrolla el control de posición y velocidad en Matlab.

3.5 CONSTRUCCIÓN

Culminado las fases del diseño, se procede a la construcción y ensamblaje del sistema mecanismo, así como la elaboración de la placa electrónica de control, para posteriormente exhibir el funcionamiento del rehabilitador terminado.

3.6 PLANOS

Finalmente se elaboran los planos del dispositivo correspondientes al sistema mecánico y electrónico, de tal manera que a partir de dichos planos sea posible construir el rehabilitador.

CAPÍTULO IV

4 DISEÑO MECÁNICO DEL PROTOTIPO

El presente capítulo corresponde al diseño del sistema mecánico del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla. De acuerdo a las medidas antropométricas, movimientos de la rodilla y en base a equipos similares se detalla los requerimientos del rehabilitador. Se plantea tres soluciones, de las cuales se selecciona un modelo, seguido se realiza el análisis de esfuerzo, deformación y se determina el factor de seguridad del diseño mediante el método de elementos finitos con la ayuda del software Solidworks 2015, también se efectúa el análisis de las cargas presentes en el mecanismo que permitan determinar el torque necesario en el tornillo para elevar la pierna del paciente.

4.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR

Antes de efectuar el diseño del rehabilitador, se realiza una revisión bibliográfica que permita obtener información acerca de los movimientos de la rodilla, amplitudes de movimiento y medidas antropométricas del miembro inferior de personas adultas. De igual manera se procedió a realizar entrevistas a profesionales en el área de la fisioterapia acerca de los tratamientos postquirúrgicos de rodilla que se aplican en los diferentes casos.

A continuación se presentan las características que debe tener la solución del dispositivo para cumplir con los requerimientos de la terapia postquirúrgica de las diferentes lesiones rodilla estudiados en el capítulo anterior, además analizando las especificaciones de equipos similares existentes en el mercado internacional.

- Brindar un rango de movimiento entre 0° a 120° .
- Velocidad comprendida entre $60^{\circ}/\text{minuto}$ a $110^{\circ}/\text{minuto}$.
- Adaptarse a diferentes medidas antropométricas del miembro inferior
- La longitud del dispositivo no debe superar los 1,15 m.
- El material deber ser resistente a la carga aplicada, tomando en cuenta la disponibilidad en el mercado nacional.
- Pesar como máximo 16 kg, ya que se trata de un dispositivo medico utilizado generalmente en camillas.

- Interfaz para el usuario que permita ingresar y visualizar los datos durante la terapia.
- Función pausa/reanudar exclusivo para que el paciente pueda detener el rehabilitador a cualquier instante.

En base a la *tabla 1.1* se definen las dimensiones del paciente con una estatura comprendida entre 1,45 m y 1,95 m.

- Fémur: 32 cm a 45cm.
- Tibia: 40 cm a 53 cm.
- El peso máximo de la pierna debe ser de 10 kg.

4.2 ESQUEMA CINEMÁTICO

La *figura 4.1* representa el esquema cinemático el cual permite identificar las partes que conformarán el rehabilitador. El dispositivo constará de las siguientes partes:

- Base (1)
- Sistema de posicionamiento lineal (2)
- Soporte de barras (3)
- Mecanismo para el apoyo de la pierna (4, 5)
- Posapiés (6)

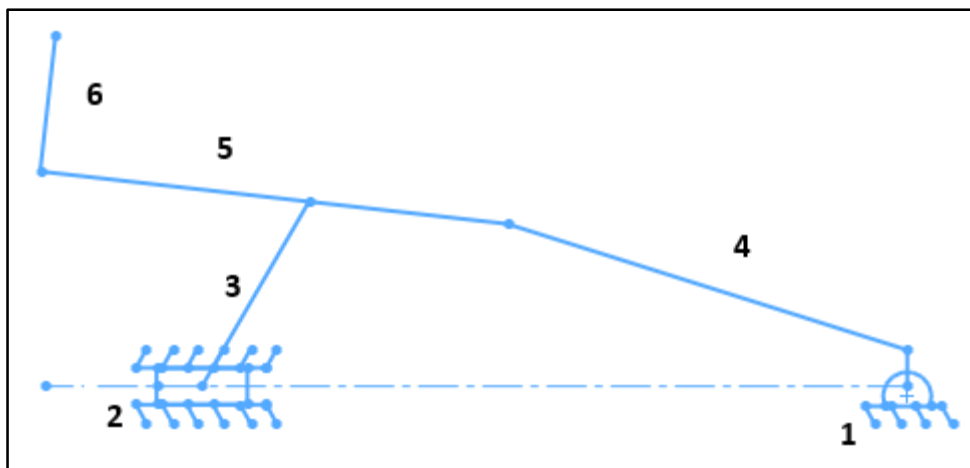


Figura 4.1 Esquema cinemático

El sistema de posicionamiento lineal es el primero en definirse, de acuerdo a la selección de dicho sistema se efectúa el diseño del modelo 3D.

4.3 SISTEMAS DE POSICIONAMIENTO LINEAL

Los sistemas de posicionamiento lineal mecánicos permiten mover objetos de manera manual o automática sobre una trayectoria recta. Son utilizados a menudo en las industrias ya que permiten controlar el sistema en lazo abierto o cerrado.

El sistema esquemático permite apreciar la necesidad de implementar un sistema que posicione al elemento móvil a lo largo de la trayectoria del eje horizontal con la finalidad de realizar movimientos de flexión y extensión en la pierna del paciente.

Para el posicionamiento lineal, existen algunos mecanismos que se detallan a continuación.

4.3.1 Sistema de transmisión por correa

El sistema de transmisión por correa está constituido de dos o más poleas y una banda montada sobre éstas; cuyo objetivo es transmitir velocidades angulares y fuerzas entre ejes paralelos que se encuentran separados a una determinada distancia como se observa en la *figura 4.2*.

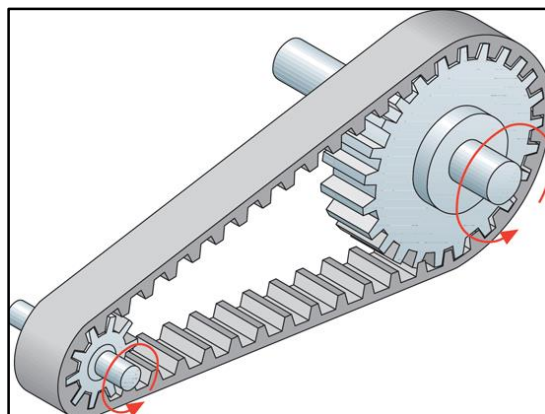


Figura 4.2 Correa de transmisión

Fuente: <http://skat.ihmc.us/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

Las correas de transmisión son elementos de potencia que se acoplan sobre las poleas y su funcionamiento se basa principalmente en las fuerzas de fricción. La flexibilidad de las correas permite que la fabricación se lleve a cabo con una cierta incertidumbre mecánica para su posterior montaje (Budynas & Nisbett, 2008).

La utilización de correas de transmisión es una opción de costo reducido, pero, dado que pueden producirse pequeños deslizamientos de la banda sobre la canaladura de la polea no garantizan una relación de transmisión constante entre los

ejes, por lo tanto la precisión de posicionamiento axial varía con el desgaste de las bandas.

Ventajas.

- Facilidad de absorber choques en la transmisión.
- Transmitir potencia entre ejes a grandes distancias.
- Coste de implementación bajo.
- Funcionamiento silencioso en comparación con la transmisión por cadenas o engranajes.
- Proceso de montaje y desmontaje fácil.
- Velocidades elevadas en comparación con las cadenas.
- Cuando el eje de algún árbol se bloquea, se produce un deslizamiento en la banda; de esta manera se asegura que la falla no produzca daños en la máquina.
- Costo de mantenimiento bajo.
- No necesitan lubricación.

Desventajas.

- Alto esfuerzo de pretensado inicial; lo cual produce problemas de fatiga en el eje por la sobrecarga inicial.
- Deslizamiento en la transmisión.
- Es necesario controlar periódicamente el tensado de la correa, ya que una correa destensada puede disminuir su rendimiento hasta en un 5%, o no ser capaz de transmitir potencia.
- Pérdidas de potencia elevadas.
- Deterioro más rápido que los engranajes o las cadenas.
- El contacto con humedad, polvo, luz solar o lubricantes genera pérdidas de potencia considerables.
- Las bandas al estar elaboradas de elastómeros no son capaces de soportar temperaturas elevadas.

4.3.2 Mecanismo piñón – cremallera

El mecanismo está conformado por dos elementos que son el piñón y la cremallera. El piñón es una rueda dentada que describe un movimiento circular alrededor de su eje, que engrana perfectamente en la cremallera. La cremallera se asimila a una

rueda dentada de diámetro primitivo infinito y describe un movimiento rectilíneo en uno u otro sentido dependiendo de la rotación del piñón como se observa en la *figura 4.3*.

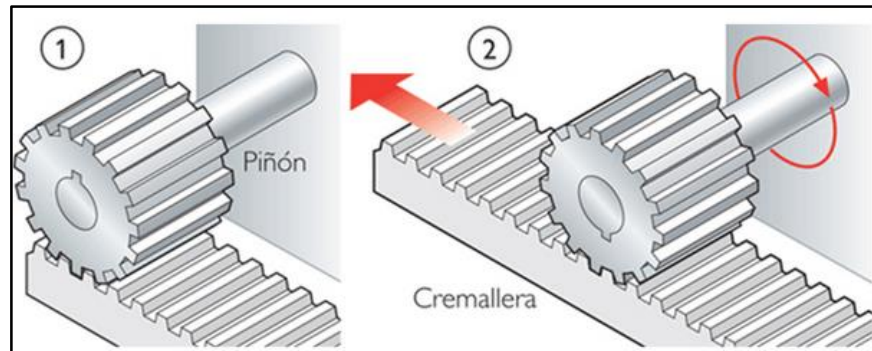


Figura 4.3 Mecanismo piñón - cremallera

Fuente: <http://e-educativa.catedu.es/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

El mecanismo tiene como finalidad la conversión del movimiento circular de un piñón en lineal continuo por parte de la cremallera, o viceversa, ya que el mecanismo es completamente reversible.

Ventajas:

- Transformar el movimiento giratorio en lineal o viceversa.
- Soporta grandes cargas con deformaciones mínimas o en ocasiones hasta despreciables.
- Alta precisión en el desplazamiento lineal.
- Transmite potencias elevadas.

Desventajas:

- Si bien el mecanismo es reversible, la utilidad práctica se centra solamente en la transformación de movimiento giratorio en lineal continuo.
- Alto coste de fabricación.
- Requiere lubricación constante.

4.3.3 Tornillo de potencia

El tornillo de potencia es un elemento de máquina que cambia el movimiento angular por lineal, consta de un eje roscado que proporciona el camino del movimiento lineal y la tuerca que representa en la mayoría de casos al elemento móvil, como se muestra en la *figura 4.4*.



Figura 4.4 Tornillo de potencia

Fuente: <http://es.made-in-china.com/> Acceso: 25 de septiembre, 2015

Cuando se requiere una eficiencia alta, a la vez una precisión mejorada en comparación con el tornillo de rosca ACME, cuadrada o trapezoidal se puede optar por otras alternativas como son los husillos de bolas los cuales pueden alcanzar una eficiencia del 90%, por la baja fricción entre los componentes (Norton, 2011).

Ventajas.

- Ejercer fuerzas de gran magnitud.
- Posicionamiento preciso de un movimiento axial.
- Sencillez en la estructura.
- Autobloqueo del elemento móvil.
- Facilidad de posicionamiento.
- Elevada precisión en el posicionamiento al utilizar husillo de bolas.

Desventajas.

- Alto coste de fabricación de un husillo de bolas.
- Elevada fricción entre el tornillo y la tuerca especialmente en las roscas cuadradas.
- Eficiencia reducida en husillos cuadrados y trapezoidales.
- Complejidad en el maquinado.
- Requieren buena lubricación.
- El tornillo al estar expuesto a polvo puede aumentar considerablemente la fricción.
- Disponibilidad escasa del husillo de bolas en el país.

- Dependiendo del ángulo de avance, los tornillos de bolas pueden retroceder al estar con cargas axiales altas debido a su bajo rozamiento interno.

4.3.4 Evaluación y selección del sistema de posicionamiento

La evaluación de cada uno de los sistemas de posicionamiento se realiza basándose en los requerimientos del diseño del dispositivo a construirse.

Requisitos del diseño

- El sistema debe procurar la ausencia de deslizamientos.
- El sistema debe ser autobloqueante.
- El desplazamiento lineal será de 70 cm aproximadamente.
- Considerar que el sistema tenga un peso reducido y ocupe el menor espacio posible.
- Que el sistema no requiera un mantenimiento complejo.
- El accionamiento debe ser simple para disminuir el proceso de fabricación del dispositivo.
- Debe constar de una estructura sencilla y fácil montaje.

Criterios de evaluación

- Precisión en el posicionamiento.
- Espacio de montaje.
- Mantenimiento.
- Costo de manufactura e implementación.
- Disponibilidad de repuestos.
- Robustez.
- Peso.

Al finalizar el estudio de las diferentes alternativas de los sistemas de posicionamiento lineal se procede a la elaboración de la *tabla comparativa 4.1*, que permita seleccionar el mecanismo óptimo y adecuado a implementarse en el rehabilitador.

Los parámetros establecidos permiten valorar en una escala de 1 al 10 cada uno de los mecanismos, siendo 10 el valor más conveniente.

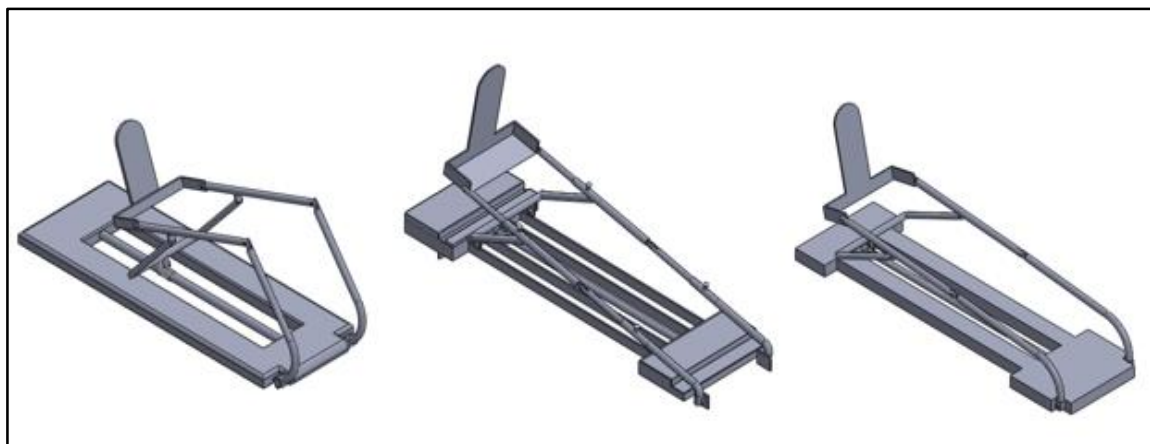
Tabla 4.1 Análisis de alternativas sistemas de posicionamiento lineal

Sistemas de posicionamiento lineal			
Características	Transmisión por correa	Mecanismo piñón-cremallera	Tornillo de Potencia
Precisión	7	9	9
Disponibilidad Repuestos	7	6	9
Mantenimiento	7	8	8
Robustez	8	8	9
Espacio de montaje	8	7	9
Peso	9	8	8
Coste de manufactura e implementación	9	7	8
TOTAL	55	53	60

Por lo tanto el sistema de posicionamiento lineal mecánico a utilizarse en el prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla es el tornillo de potencia.

4.4 SELECCIÓN DEL MODELO 3D

Se plantea tres alternativas de solución como ilustra la *figura 4.5* de acuerdo a las medidas del miembro inferior de personas entre 1,45 m y 1,95 m de estatura.



(a) Modelo 1

(b) Modelo 2

(c) Modelo 3

Figura 4.5 Modelos Propuestos

El software utilizado para el diseño es Solidworks 2015, la herramienta computacional cubre la totalidad del proceso de productividad, desde el diseño preliminar hasta la validación del modelo. Las soluciones de diseño 3D se

implementan de manera rápida, brindando una mayor eficiencia; además la tecnología Simulation acelera los ciclos de prototipado y verifica el diseño.

En la selección del modelo 3D adecuado se consideró los siguientes aspectos: peso, longitud del dispositivo, estabilidad sobre superficies planas y grado de dificultad de manufactura, como se muestra en la *tabla 4.2*.

Tabla 4.2 Análisis de diseños propuestos

Diseños propuestos			
Características	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Peso	16,5 kg	15,5 kg	16 kg
Longitud	1,18 m	1,10 m	1,17m
Estabilidad en superficies planas	Bueno	Excelente	Excelente
Dificultad de manufactura	Medio	Bajo	Bajo

En la *figura 4.6* se muestra la solución de diseño seleccionado para el prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla.

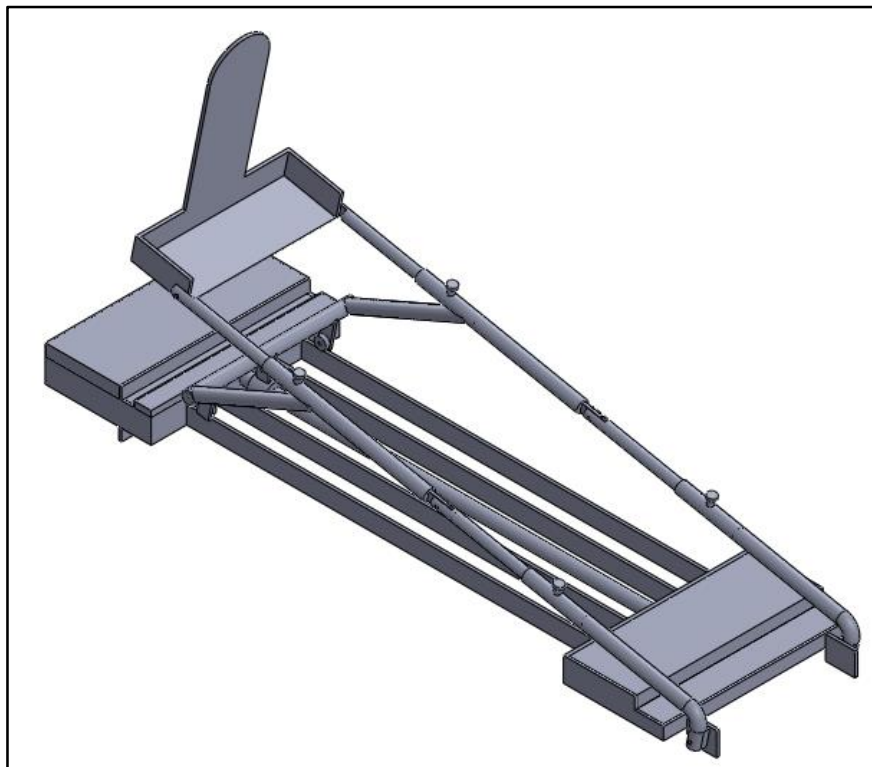


Figura 4.6 Modelo CAD seleccionado

El anexo 16 muestra de manera detallada cada una de las partes del modelo incluyendo las dimensiones correspondientes.

4.5 SELECCIÓN DE MATERIALES ADECUADOS

Tomando en cuenta los requerimientos del diseño mencionados anteriormente, se selecciona los siguientes materiales:

- Acero de bajo carbono ASTM A36
- Acero de bajo carbono ASTM A500
- Acero al carbono AISI 1020

La base del rehabilitador está diseñada a partir del acero ASTM A36, que posee menor contenido de carbono, por lo tanto, es un acero dulce estructural de buena soldabilidad. De los aceros al carbono el A36 es una de las variedades más comunes, por su bajo costo, disponibilidad y excelente resistencia, de esta manera cumpliendo con el requerimiento del prototipo.

El mecanismo móvil está diseñado con tubería estructural de acero ASTM A500. Los beneficios del acero son: la durabilidad; asegura que el producto tenga una vida útil superior a los materiales de construcción convencionales; económico, y disponible en el mercado nacional. El valor del límite de fluencia garantiza la confiabilidad del rehabilitador.

La *tabla 4.3* muestra las especificaciones de los aceros.

Tabla 4.3 Propiedades de los aceros ASTM A36 y A500

Aceros				
Designación del material	Espesor	Resistencia a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Ductilidad (% de elongación en 2 pulgadas)
ASTM A36	$t \leq 8$ pulg	400	250	21
ASTM A500	$t \leq 8$ pulg	310	228	25

Fuente: (Mott, 2006)

El tornillo y la tuerca están elaborados a partir del acero AISI 1020, mismo que pertenece a la gama de aceros que son comerciales para la elaboración de ejes de transmisión. La selección del acero se debe a la condición de resistencia al desgaste, particularidad de tener un núcleo tenaz, facilidad en el maquinado entre otras características mecánicas que se detallan en la *Tabla 4.4*.

Tabla 4.4 Propiedades Mecánicas del Acero AISI 1020

Acero AISI 1020					
Resistencia a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Elongación en 2 pulgadas (%)	Módulo de elasticidad (GPa)	Maquina_bilidad (%)	Dureza (HB)
	400	250	21	72	255

Fuente: (Norton, 2011)

4.6 ANÁLISIS DEL MODELO 3D

Para el análisis del modelo se emplea el método de elementos finitos, que es un método numérico empleado en la resolución de diferentes problemas de ingeniería con un alto grado de complejidad, ya que la gran parte de estos, generalmente involucran cargas no distribuidas y geometrías complejas, por lo que no es posible obtener alguna solución analítica directamente. Se realiza un análisis estático con las cargas presentes en el rehabilitador utilizando el complemento Solidworks Simulation 2015, este análisis permite determinar el factor de seguridad, deformación y la concentración de esfuerzos.

Como primer paso se coloca los materiales a cada una de las partes que conforman el rehabilitador. De igual manera se realiza la configuración de los conectores entre las partes del mecanismo, debido a que el análisis se efectúa con el dispositivo ensamblado. Además es necesario crear contactos globales y locales sin penetraciones entre componentes como muestra la *figura 4.7*.

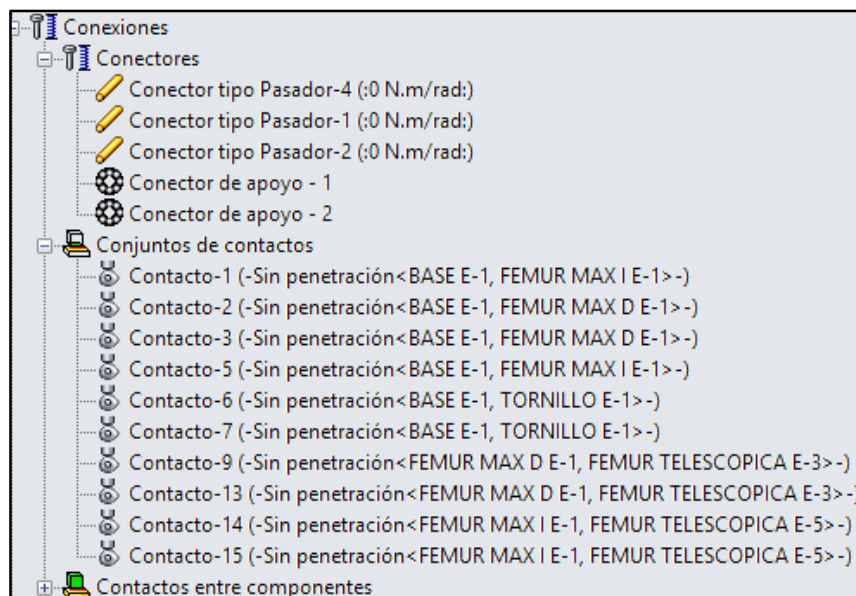


Figura 4.7 Conectores y conjunto de contactos entre componentes

La *figura 4.8* muestra la ubicación de los conectores tipo pasador (1) y conectores de apoyo o rodamientos (2) del modelo.

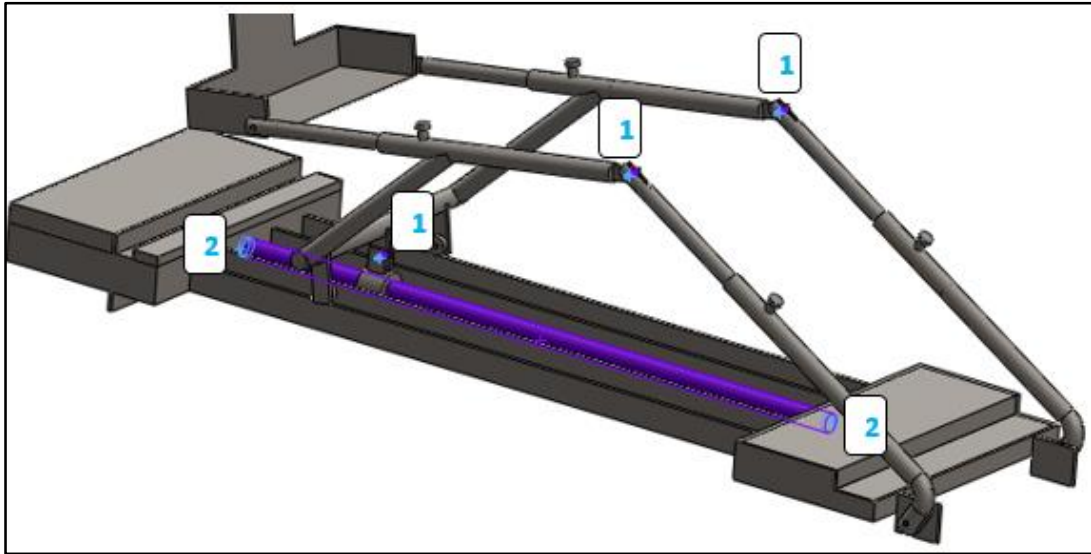


Figura 4.8 Ubicación de los conectores

Seguido, se aplica las respectivas sujeciones que restringen el movimiento del mecanismo en relación al plano o las partes, entre la barra fémur y tibia se coloca una sujeción fija con referencia a la cara cilíndrica de pasador de la tibia, entre la barra fémur y la base: bisagra fija y, en la base: geometría fija. También se coloca la carga distribuida de 12 kg (10 kg de la pierna del paciente y 2 kg asumiendo el peso del mecanismo que soporta la pierna) como ilustra la *figura 4.9*.

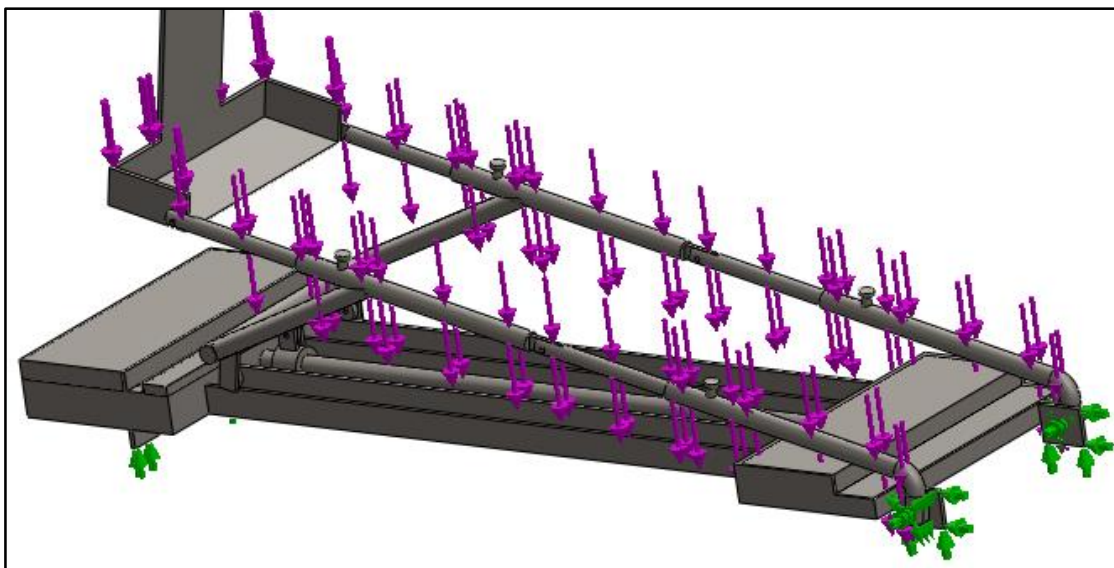


Figura 4.9 Sujeciones y cargas externas

A continuación se realiza el mallado con elementos tetraédricos de 4 nodos, ya que éstos son utilizados para estructuras sólidas, placas gruesas y se adaptan fácilmente a geometrías complejas (Budynas & Nisbett, 2008). Ver *figura 4.10*

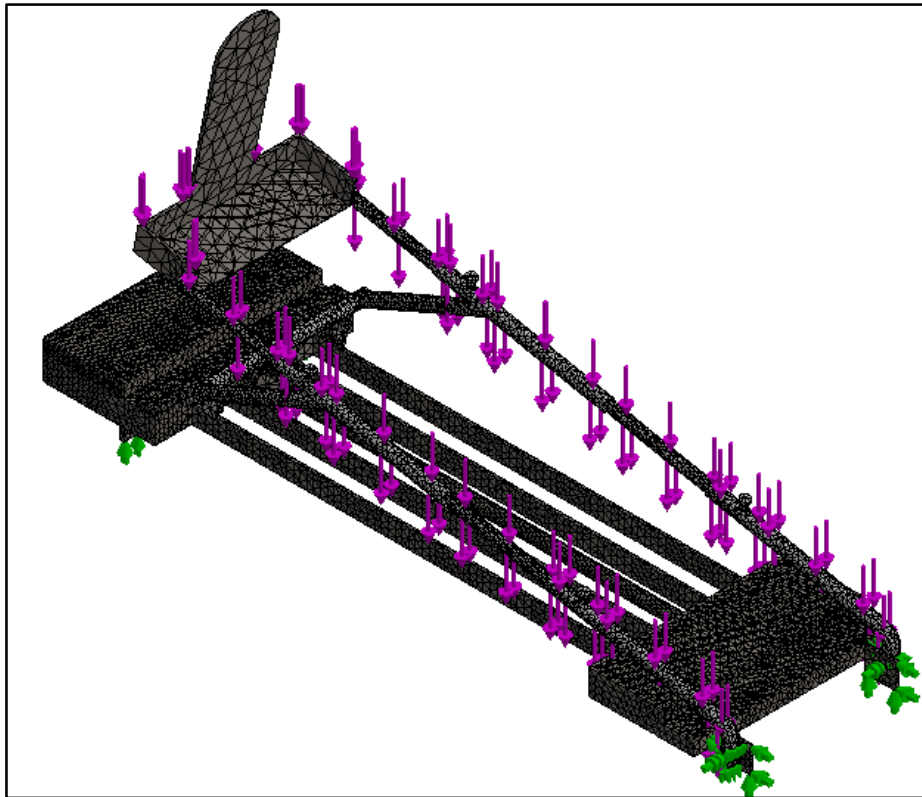


Figura 4.10 Mallado del mecanismo

4.6.1 Curva de convergencia

Debido a que el método de elementos finitos es una técnica numérica que transforma el dominio de una estructura continua en valores discretos, los errores son inevitables (Budynas & Nisbett, 2008). Por ello es necesario obtener la curva de convergencia que permita reducir el error de los cálculos.

El análisis de convergencia del modelo se efectúa en dos posiciones que son en extensión a 0° y flexión de 120° . La *tabla 4.5* muestra el esfuerzo máximo de Von Mises obtenido mediante la variación del número de elementos del mallado cuando el dispositivo se encuentra en extensión es decir a 0° .

Tabla 4.5 Datos del mallado del rehabilitador a 0°

Datos del mallado (0°)					
N° de mallado	N° de elementos	Tamaño máx. del elemento (mm)	Tamaño mín. del elemento (mm)	Von Mises (MPa)	Error (%)
1	38479	86,8	17,36	48,15	
2	39085	78,12	15,62	52,28	8,58
3	40558	69,44	13,89	54,50	4,25
4	41054	60,76	12,15	53,24	2,31
5	45930	47,74	9,55	50,54	5,07
6	48894	43,4	8,7	51,04	0,99
7	57020	30,38	6,08	52,31	2,49
8	61554	23,87	4,77	51,54	1,47
9	62424	21,7	4,33	51,27	0,52

De igual manera en la *figura 4.11* se aprecia la curva de convergencia respectiva.

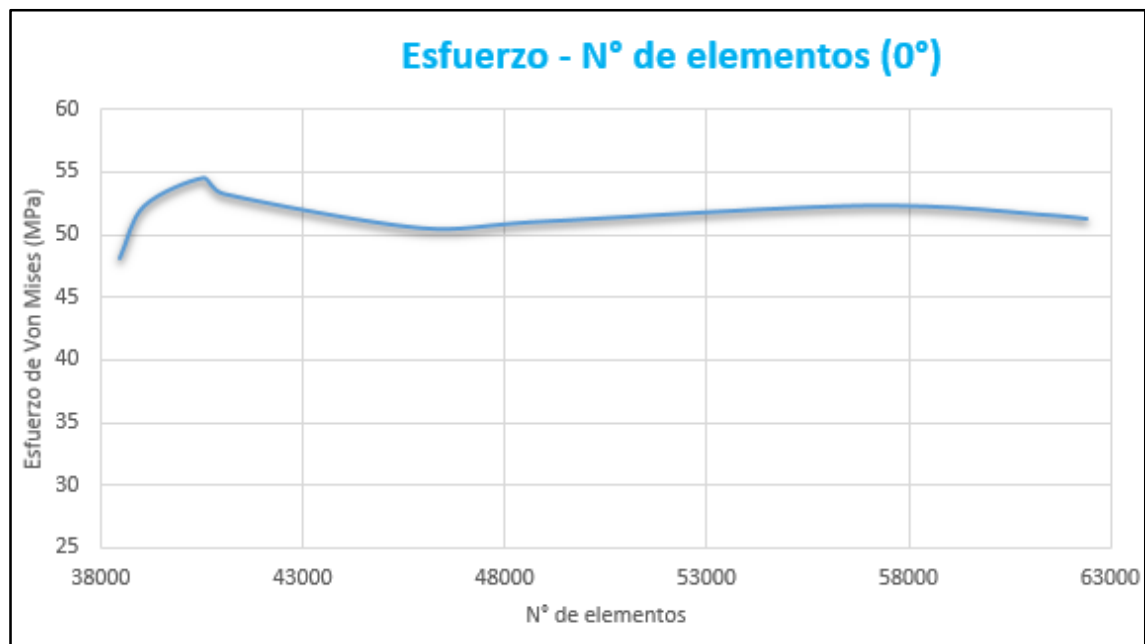


Figura 4.11 Curva de convergencia a 0°

La *tabla 4.6* muestra los datos del esfuerzo de Von Mises cuando el rehabilitador está en flexión de 120°.

Tabla 4.6 Datos del mallado del rehabilitador a 120°

Datos del mallado (120° de flexión)					
N° de mallado	N° de elementos	Tamaño máx. del elemento (mm)	Tamaño mín. del elemento (mm)	Von Mises (MPa)	Error %
1	38978	86,8	17,36	44,01	
2	39263	78,12	15,62	44,71	1,59
3	41517	69,44	13,89	43,99	1,61
4	42005	60,76	12,15	44,06	0,16
5	46276	47,74	9,55	46,14	4,72
6	51704	43,4	8,7	46,67	1,15
7	56565	40,67	8,13	44,11	5,49
8	61609	23,87	4,77	44,12	0,02
9	62354	21,7	4,33	44,36	0,54

La figura 4.12 muestra la curva de convergencia correspondiente a la tabla 4.6.

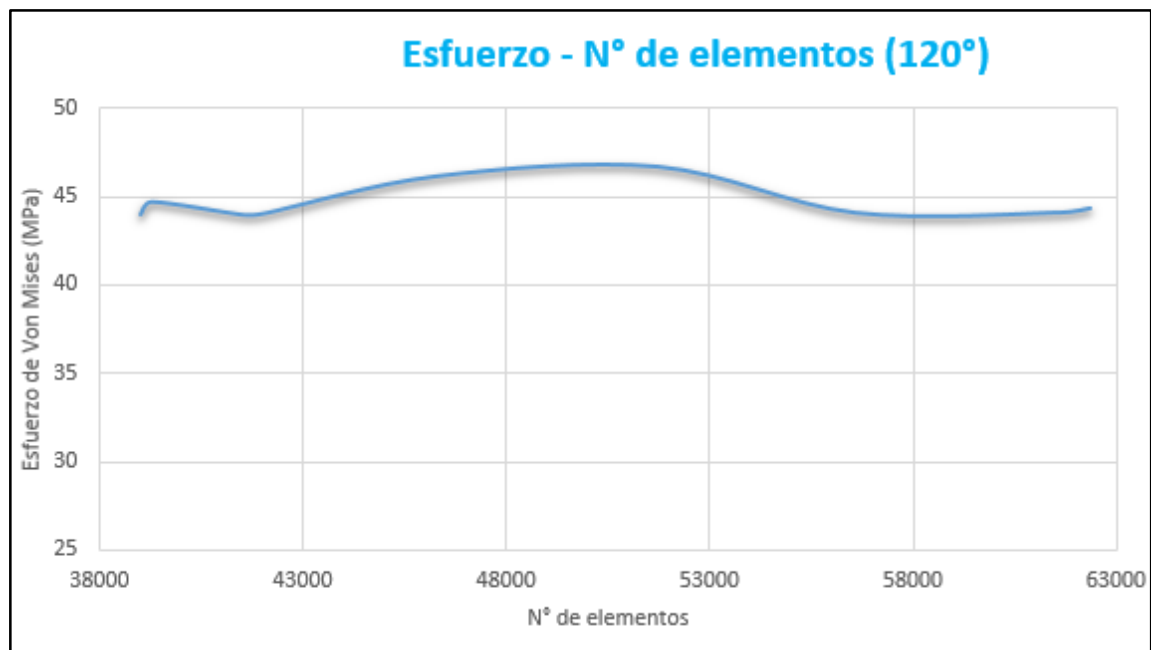


Figura 4.12 Curva de convergencia a 120°

4.6.2 Esfuerzo de Von Mises

Antes de construir el rehabilitador es indispensable e importante comprobar que los valores de esfuerzos obtenidos en la simulación sean inferiores al valor del límite de fluencia de los materiales que conforman las partes del diseño, la verificación de esta condición permite la validación del modelo para su construcción. Si no se cumple dicha condición es necesario realizar nuevamente el rediseño del modelo

de manera iterativa. La *figura 4.13* y *4.14* muestran los resultados del esfuerzo de Von Mises en los dos casos mencionados anteriormente, extensión a 0° y flexión de 120° respectivamente.

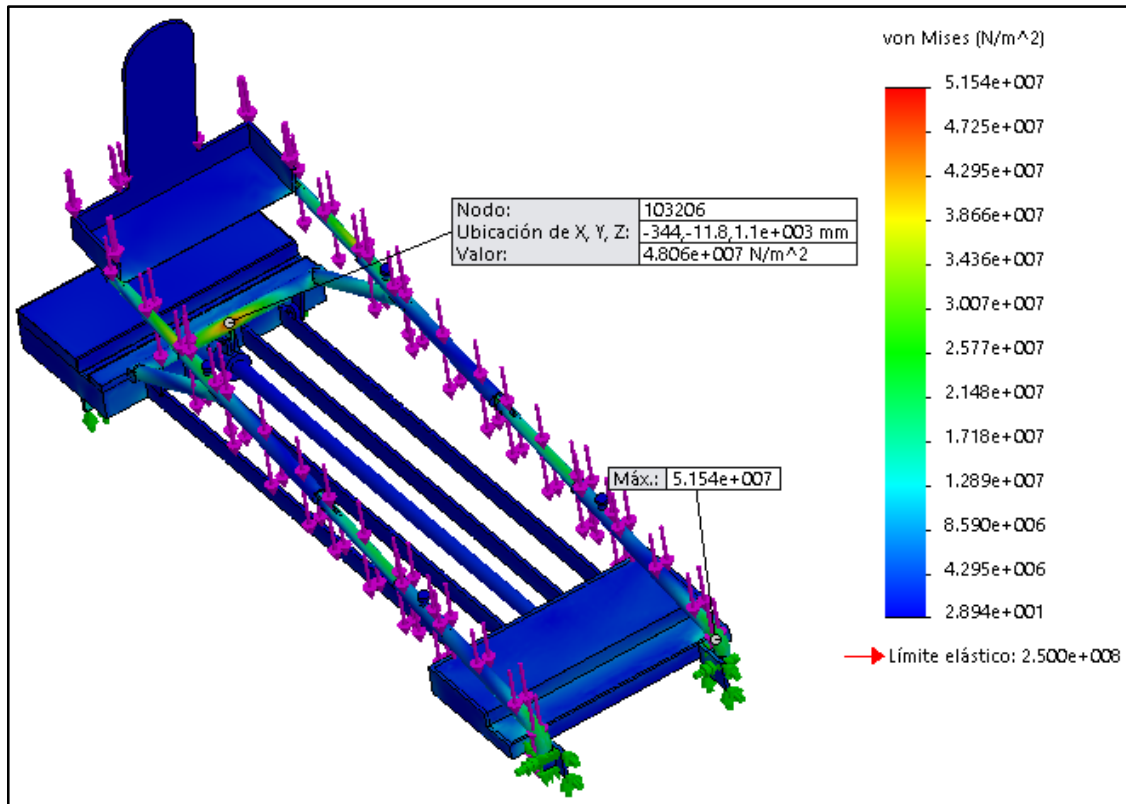


Figura 4.13 Resultado de los esfuerzos de Von Mises a 0°

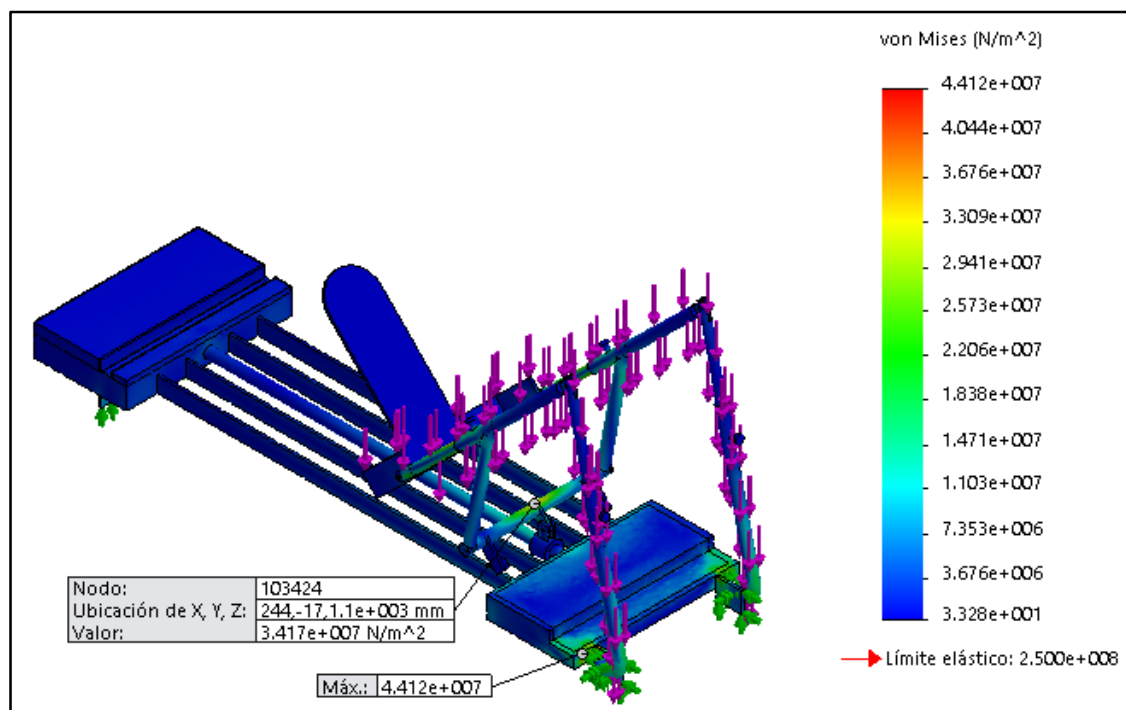


Figura 4.14 Resultado de los esfuerzos de Von Mises a 120°

Las *tablas 4.6 y 4.7* permiten identificar que el dispositivo alcanza los mayores esfuerzos en la posición de extensión a 0° . Partiendo de las *figuras 4.13 y 4.14* se determina que la posición más esforzada es cuando el rehabilitador está totalmente extendida con un esfuerzo máximo de 51,54 MPa localizado en la curvatura interna de la barra fémur. Adicionalmente se observa que el mayor esfuerzo en el soporte de barras que se conecta a la tuerca del tornillo de potencia, es en la posición de extensión (0°) con un valor de 48,06 MPa, por lo tanto el análisis de cargas que permita calcular el torque necesario para elevar la pierna del paciente se realizará en dicha posición.

Los gráficos siguientes del desplazamiento y factor de seguridad corresponden a la posición más esforzada del rehabilitador que es en extensión total.

4.6.3 Desplazamiento

El mayor desplazamiento se encuentra en el posapiés ubicado en el extremo del rehabilitador, *ver figura 4.15*, el cual tiene un valor de 1,18 mm, lo importante de este valor es que se encuentra en una zona no crítica, por lo tanto no afecta el buen desempeño del dispositivo.

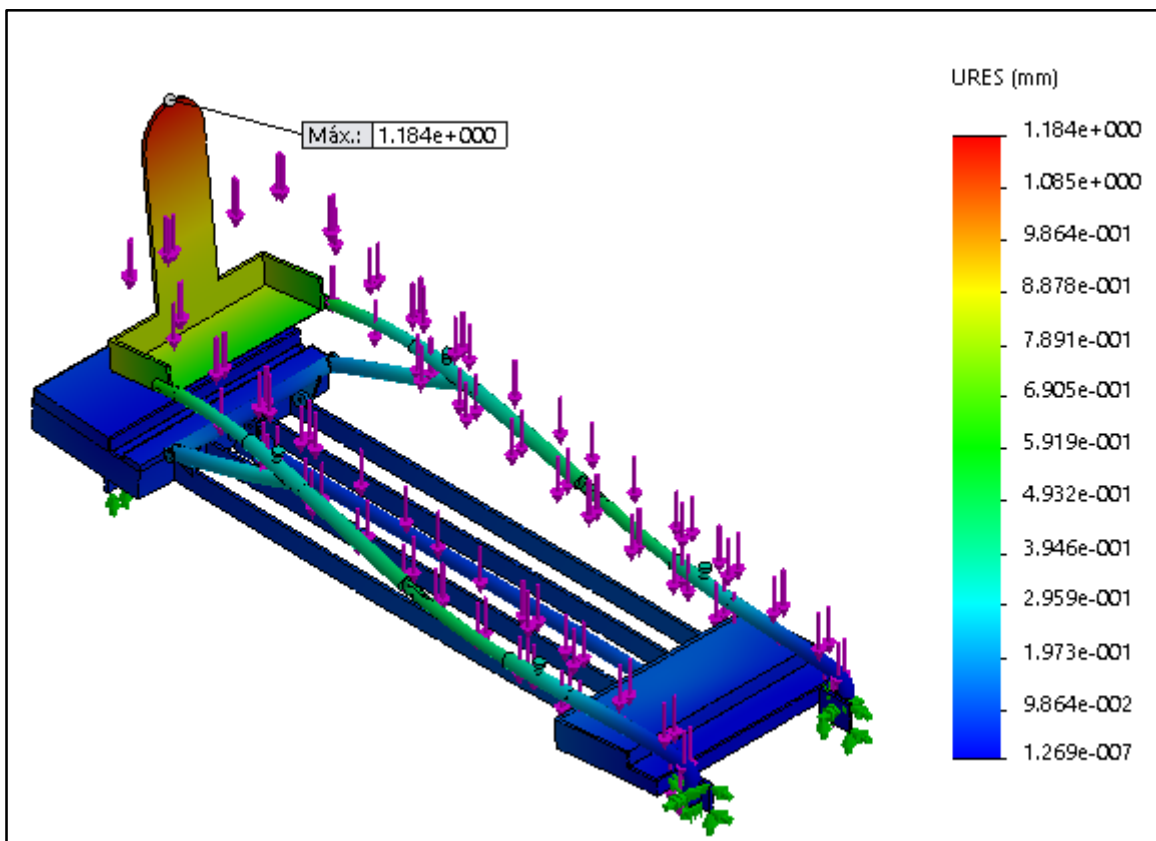


Figura 4.15 Resultado de los desplazamientos del rehabilitador

4.6.4 Factor de seguridad

El factor de seguridad es de 4,85, de esta manera garantizando el funcionamiento del equipo. Ver *figura 4.16*.

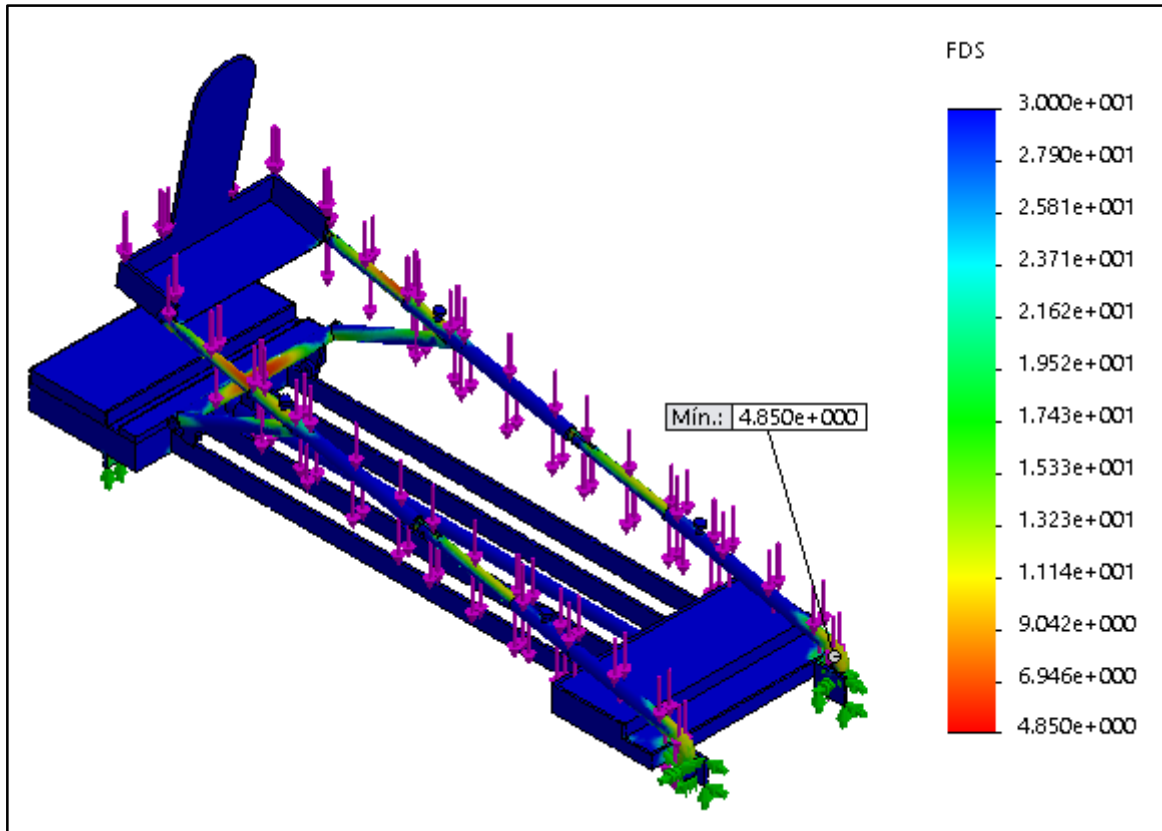


Figura 4.16 Factor de seguridad del rehabilitador

4.7 CARGAS EN EL SISTEMA

Para obtener la carga que existe en las barras y que es transmitido al tornillo de potencia se realiza un análisis estático del sistema cuando el mecanismo se encuentra totalmente extendido, como se observa en la *figura 4.17*, ya que en este instante el tornillo necesita el mayor torque del motor para poner en marcha el rehabilitador.

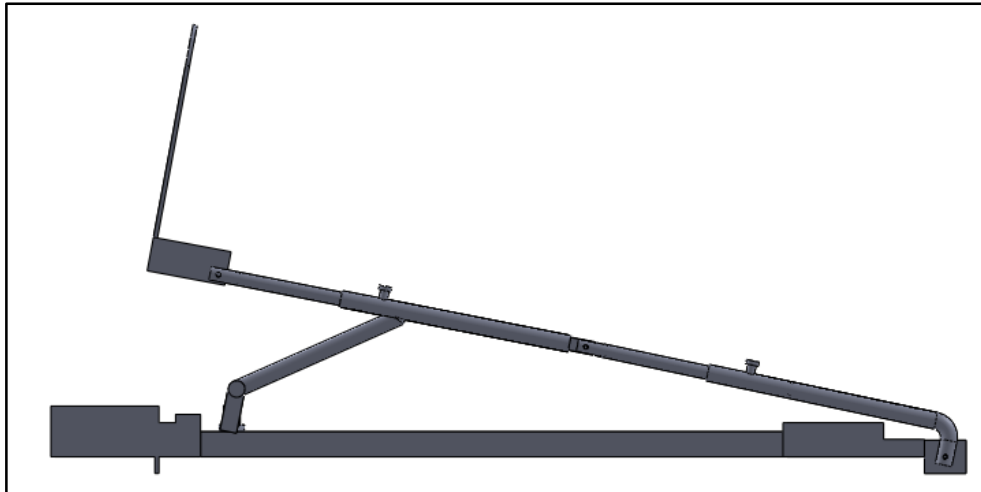


Figura 4.17 Vista lateral del rehabilitador

El ángulo de recorrido del dispositivo varía entre 0° hasta 120° realizando de esta manera movimientos de flexoextensión. La pierna del paciente puede tener un peso máximo de 10 kg; 40% correspondiente a la tibia y 60% al fémur (Kapandji, 2010), además para efectos de análisis se toma en cuenta el peso del mecanismo de soporte de la pierna, asumiendo un valor de 2 kg, teniendo así un peso total de 12 kg. Entonces la fuerza externa ejercida sobre el rehabilitador en el Sistema Internacional es de 47 N y 70,6 N respectivamente, como muestra la *figura 4.18*.

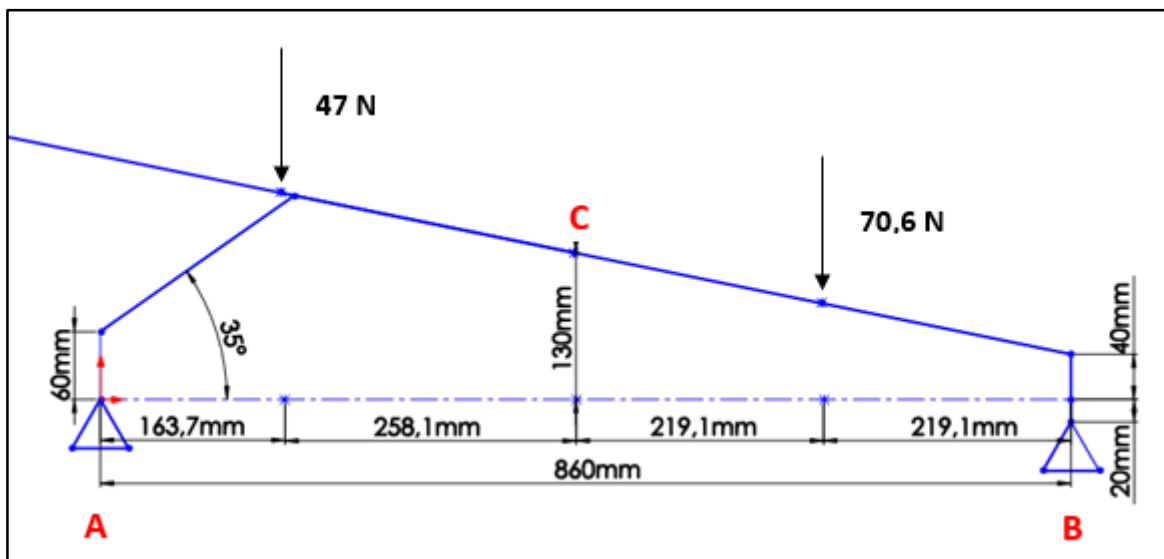


Figura 4.18 Cargas en el sistema

4.7.1 Diagrama de cuerpo libre del mecanismo

El diagrama de cuerpo libre consiste en ubicar el cuerpo en el origen de un plano de coordenadas y realizar la representación de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo como se aprecia en la *figura 4.19*.

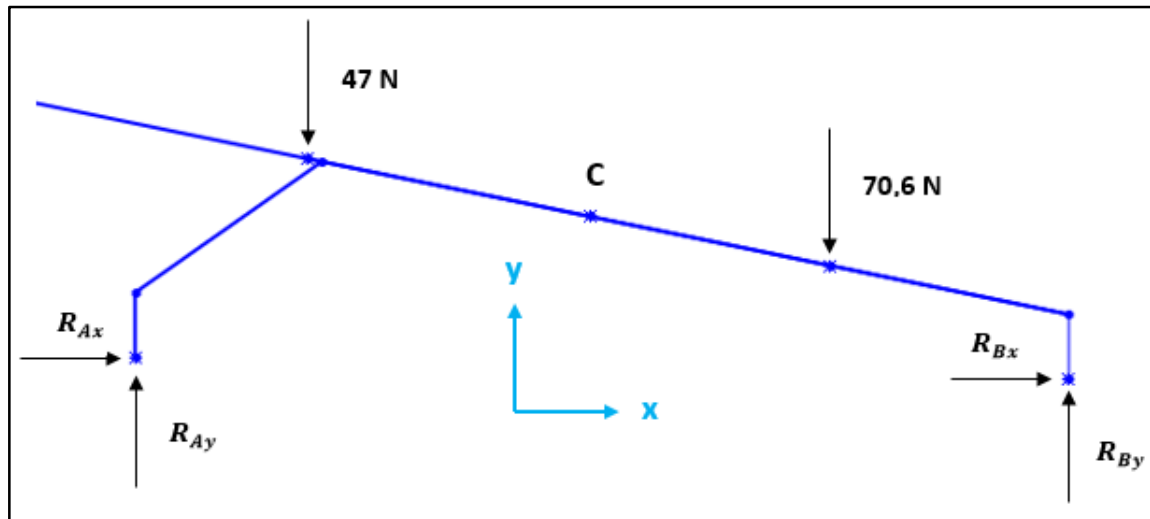


Figura 4.19 DCL del sistema

Partiendo de la *figura 4.18* se realiza la sumatoria de fuerzas.

$$(\rightarrow +) \Sigma F_x = 0 \Rightarrow R_{Ax} + R_{Bx} = 0$$

$$(\uparrow +) \Sigma F_y = 0 \Rightarrow R_{Ay} + R_{By} - 117,6 \text{ N} = 0$$

Se procede a realizar la sumatoria de momentos respecto al punto B

$$(\curvearrow +) \Sigma M_B = 0$$

$$70,6 \text{ N}(0,219 \text{ m}) + 47 \text{ N}(0,696 \text{ m}) - R_{Ay}(0,86 \text{ m}) - R_{Ax}(0,02 \text{ m}) = 0$$

$$0,02R_{Ax} + 0,86R_{Ay} = 48,17$$

Ecuación 4.1

El sistema es una estructura hiperestática ya que no es posible obtener las reacciones mediante las ecuaciones de la estática, por lo que es necesario aislar, como muestra la *figura 4.20*

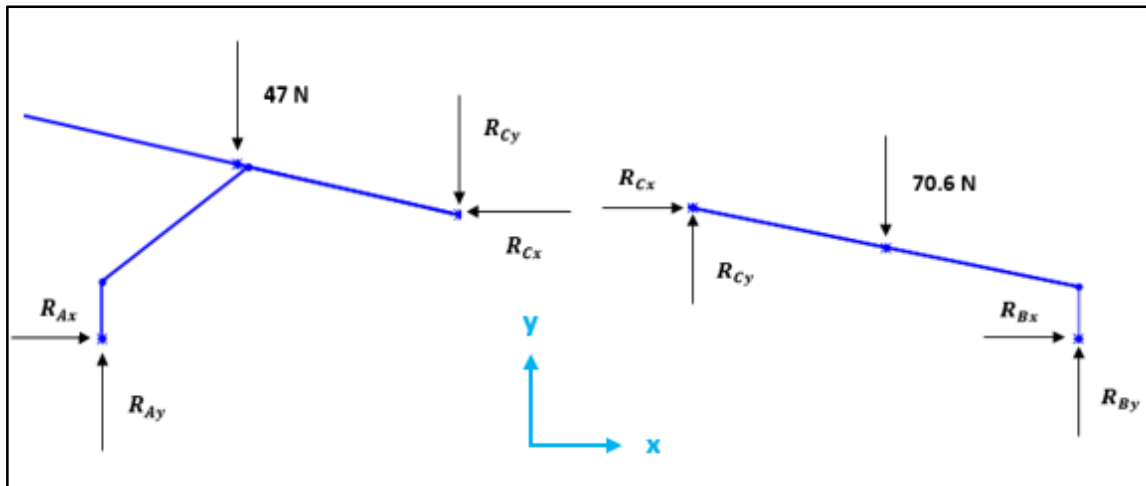


Figura 4.20 DCL del sistema aislado

Una vez aislado el sistema se procede a realizar la sumatoria de momentos respecto al punto C.

$$(\curvearrowright +) \Sigma M_C = 0$$

$$47 \text{ N}(0,258 \text{ m}) + R_{Ax}(0,13 \text{ m}) - R_{Ay}(0,422 \text{ m}) = 0$$

$$0,13R_{Ax} - 0,422R_{Ay} = -12,12 \quad \text{Ecuación 4.2}$$

Utilizando las expresiones 4.1 y 4.2 se realiza un sistema de ecuaciones (la ecuación 1 se multiplica por -6,5) para hallar los valores de las reacciones en el punto A.

$$-0,13R_{Ax} - 5,59R_{Ay} = -313,11$$

$$0,13R_{Ax} - 0,422R_{Ay} = -12,12$$

De donde se obtiene:

$$R_{Ay} = 58,14 \text{ N}$$

Reemplazando el valor de la expresión R_{Ay} en la ecuación 4.2 se tiene:

$$R_{Ax} = 95,5 \text{ N}$$

Para transformar al sistema anglosajón, se parte de la igualdad:

$$1 \text{ lbf} = 4.4482216 \text{ newton}$$

Obteniendo como resultado:

$$(\rightarrow +) R_{Ax} = 95,5 \text{ N} = 21,47 \text{ lbf}$$

$$(\uparrow +) R_{Ay} = 58,14 \text{ N} = 13,07 \text{ lbf}$$

4.8 ANÁLISIS DEL TORNILLO DE POTENCIA

Para calcular el torque necesario que permita mover la carga total, que está conformada por el mecanismo de barras y el peso de la pierna del paciente, es indispensable realizar un análisis de cuerpo libre.

Los tornillos de potencia poseen la característica de transformar el movimiento giratorio en un movimiento lineal como en los gatos mecánicos, máquinas de producción y precisión, entre otras aplicaciones presentes en las industrias. A diferencia de los tornillos de sujeción, los tornillos de potencia son utilizados para mover o elevar grandes cargas, siendo así su principal ventaja mecánica.

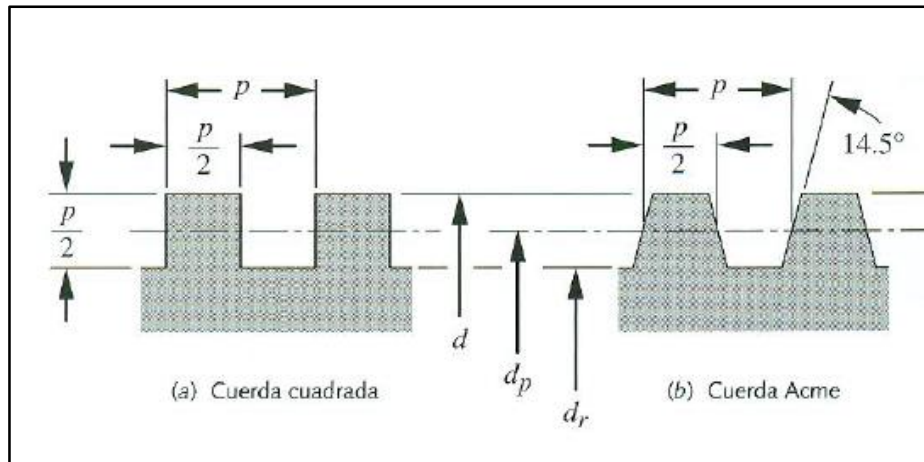
Otra aplicación de los tornillos son los actuadores lineales que operan motorizando el giro de la tuerca para trasladar el tornillo o viceversa. El giro de entrada es generalmente suministrado por un servomotor o motor paso a paso, que permiten un posicionamiento más preciso en comparación con los motores de corriente continua (Norton, 2011).

4.8.1 Roscas cuadradas y Acme

Las rosca cuadrada como se muestra en la *figura 4.20 (a)* tiene como principal ventaja la exclusión de los componentes radiales de fuerza entre la tuerca y el tornillo; de igual forma brinda mayores resistencias y eficiencias. Su desventaja radica en el maquinado ya que por la perpendicular de su cara el corte resulta difícil de realizarlo. Para evitar este inconveniente y facilitar su fabricación se puede modificar la rosca con un ángulo incluido de 10° .

La cuerda Acme permite transportar cargas en ambas direcciones por lo que es una selección común para tornillos de potencia, la rosca mostrada en la *figura 4.21 (b)* tiene un ángulo de 29° incluido, brindando así la facilidad de maquinar y evitar el desgaste entre el tornillo y la tuerca durante el movimiento.

Por las particularidades mencionadas, la cuerda Acme es la elección adecuada para la fabricación del tornillo de potencia.



(a) Cuerda cuadrada

(b) Cuerda Acme

Figura 4.21 Tipos de cuerda

Fuente: (Norton, 2011)

4.8.2 DCL del tornillo al elevar la carga

La *figura 4.22* muestra el DCL con las fuerzas que actúan sobre el tornillo para elevar la carga.

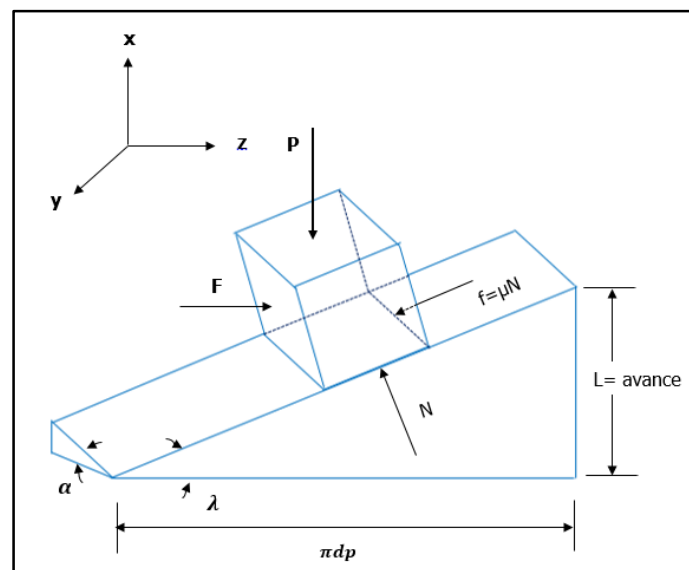


Figura 4.22 DCL del tornillo de potencia al elevar la carga

Fuente: (Norton, 2011)

Partiendo del análisis de rosca cuadrada se procede a la adaptación de las ecuaciones para una cuerda Acme ya que éste introduce un factor adicional en las ecuaciones de torque. La fuerza normal entre el tornillo y la tuerca está angulada en dos planos, en el ángulo de avance λ y el ángulo $\alpha = 14,5^\circ$ de la cuerda Acme (Norton, 2011). Ver en la *figura 4.23*.

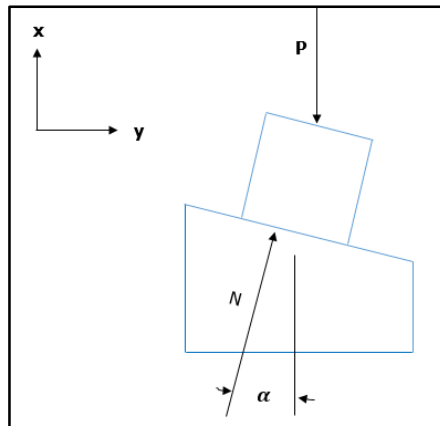


Figura 4.23 Ángulo de inclinación cuerda Acme

Fuente: (Norton, 2011)

El torque total T_u para elevar la carga es:

$$T_u = T_{sd} + T_c$$

Donde T_{sd} es el torque requerido para elevar la carga y, T_c el torque requerido para girar el cojinete (Norton, 2011).

$$T_u = \frac{Pd_p(\mu\pi d_p + L\cos\alpha)}{2(\pi d_p \cos\alpha - \mu L)} + \mu_c P \frac{d_c}{2} \quad \text{Ecuación 4.3}$$

4.8.3 DCL del tornillo al bajar la carga

Realizando un análisis similar al anterior, se obtiene el Torque T_d necesario para bajar la carga. La *figura 4.24* muestra el DCL respectivo.

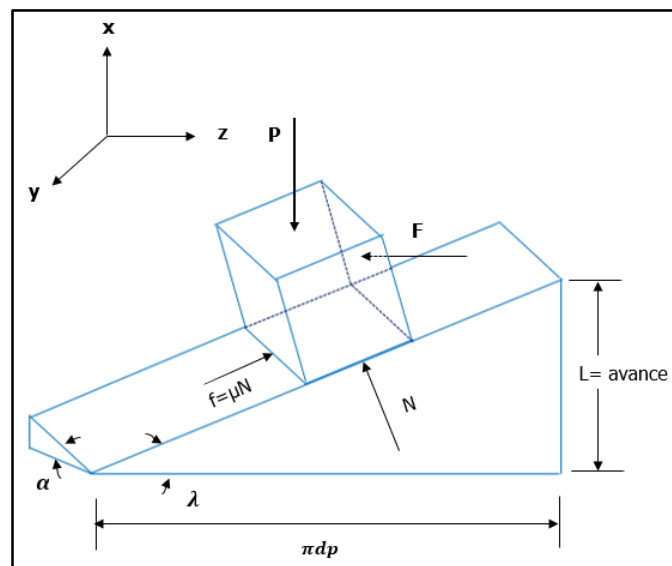


Figura 4.24 DCL del tornillo de potencia al bajar la carga

Fuente: (Norton, 2011)

Considerando que los signos de la fuerza aplicada y de fricción cambian, obteniendo como resultado la siguiente ecuación.

$$T_d = \frac{Pd_p (\mu\pi d_p - L\cos\alpha)}{2 (\pi d_p \cos\alpha + \mu L)} + \mu_c P \frac{d_c}{2} \quad \text{Ecuación 4.4}$$

La *tabla 4.7* muestra los valores correspondientes al tornillo de potencia que se utiliza en el rehabilitador.

Tabla 4.7 Valores del tornillo de potencia

TORNILLO DE POTENCIA		
Descripción	Nomenclatura	Valor
Avance del tornillo	L	0.2 pulg
Diámetro de paso	d_p	0.9 pulg
Ángulo de rosca Acme	α	14,5°
Carga axial	P	21,47 lbf
Coefficiente de fricción entre la tuerca y el tornillo	μ	0,15
Coefficiente de fricción entre el rodamiento y el tornillo	μ_c	0,01
Diámetro promedio del rodamiento	d_c	0,8 pulg

Reemplazando los datos de la *tabla 4.7* en las *ecuaciones 4.3* y *4.4* se obtienen los torques necesarios para levantar y bajar la carga respetivamente.

$$T_u = 2,29 \text{ lb pulg} = 0,3 \text{ Nm}$$

$$T_d = 0,89 \text{ lb pulg} = 0,1 \text{ Nm}$$

4.8.4 Autobloqueo del tornillo de potencia

El autobloqueo se refiere a una condición donde el tornillo no se pueda regresar debido a la carga axial de una fuerza de cualquier magnitud en la tuerca, es decir un tornillo autobloqueante mantendrá la carga en la misma posición sin necesidad de un torque de entrada, por lo que resulta una condición muy útil en los sistemas de levantamiento de carga.

La relación que existe entre el coeficiente de fricción y el ángulo de avance del tornillo determina dicha condición; por lo tanto el tornillo se autobloqueará si:

$$\mu \geq \frac{L}{\pi d_p} \cos\alpha \quad \text{Ecuación 4.5}$$

Reemplazando datos se obtiene:

$$0,15 \geq \frac{0,2}{\pi * 0,9} \cos(14,5^\circ)$$

$$0,15 \geq 0,0685$$

Se demuestra que el tornillo de potencia cumple con la condición de autobloqueo.

4.8.5 Eficiencia del tornillo

La eficiencia del tornillo en cualquier sistema se define como el trabajo saliente sobre el trabajo entrante, el trabajo realizado en un tornillo de potencia es el producto del torque por el desplazamiento angular en radianes (Norton, 2011), entonces la ecuación de la eficiencia es:

$$e = \frac{\cos\alpha - \mu \tan\lambda}{\cos\alpha + \mu \cot\lambda} \quad \text{Ecuación 4.6}$$

Reemplazando los valores de $\alpha = 14,5^\circ$ y $\lambda = 4,05^\circ$ se obtiene la eficiencia del tornillo de potencia.

$$e = \frac{\cos(14,5) - 0,15 * \tan(4,05)}{\cos(14,5) + 0,15 * \cot(4,05)}$$

Resolviendo la ecuacion anterior:

$$e = 29\%$$

4.8.6 Cálculo de potencia

Concluido el análisis de cargas se procede a realizar el cálculo de potencia tomando en cuenta la situación más crítica del mecanismo; es decir cuando está totalmente extendida.

La fórmula que permite calcular la potencia es:

$$P = \frac{T * n}{63025} \quad \text{Ecuación 4.7}$$

Donde:

P = Potencia (hp)

T = Torque (lb - pulg)

n = Velocidad de giro (rpm)

Reemplazando el valor del torque de subida T_u en la ecuación 4.7 se obtiene:

$$P = \frac{(2,29 \text{ lb pulg}) * 140 \text{ rpm}}{63025}$$

$$P = 0,0051 \text{ hp} = 3,8 \text{ W}$$

4.9 COJINETES

El cojinete es un elemento mecánico cuya función principal es soportar cargas puramente radiales, axiales o combinacionales, a la vez permitir el movimiento entre dos elementos de máquina; el tipo más común de cojinetes resiste la carga de un eje rotatorio. La *figura 4.25* muestra un cojinete de bolas.



Figura 4.25 Cojinete de bolas

Fuente: <http://www.directindustry.es/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Dependiendo de la aplicación existen diferentes tipos de rodamientos, cada una con características especiales que lo hacen adecuado para el tipo de aplicación en específico. Las bolas o rodillos sustituyen el rozamiento por fricción por el de rodadura que es mucho menor; siendo una característica importante. Las ventajas principales de estos elementos además de la baja fricción, son el desgaste y calentamiento mínimo, admiten velocidades altas.

4.9.1 Selección del cojinete

La cantidad de aplicaciones en los que se encuentran presentes los rodamientos son prácticamente incontables, de igual manera cada rodamiento se encuentra en diversas condiciones y entornos de trabajo. El avance de la tecnología, junto al crecimiento industrial exigen una demanda mayor de rodamientos que tengan características diferentes dependiendo del entorno en el que se va usar.

Generalmente la selección de cierto tipo de rodamiento se lleva a cabo de forma provisional en función de las condiciones de trabajo, facilidad de montaje en la

máquina, espacio disponible, disposición en la instalación, disponibilidad, coste, así como otros factores. La *tabla 4.8* muestra la comparación de funcionamiento de los cojinetes con contacto de rodadura.

Tabla 4.8 Comparación tipos de rodamientos

Rodamientos de contacto de rodadura			
Tipo de rodamiento	Capacidad de carga radial	Capacidad de carga de empuje	Capacidad de desalineación
Una hilera de bolas con ranura profunda	Buena	Regular	Regular
Doble hilera de bolas, ranura profunda	Excelente	Buena	Regular
Contacto angular	Buena	Excelente	Mala
Rodillos cilíndricos	Excelente	Mala	Regular
Agujas	Excelente	Mala	Mala
Rodillos esféricos	Excelente	Regular a buena	Excelente
Rodillos cónicos	Excelente	Excelente	Mala

Fuente: (Mott, 2006)

Posteriormente se selecciona el tamaño del rodamiento de manera que pueda cumplir con la duración esperada. Además de la vida del elemento frente a la fatiga, es necesario tomar en consideración la duración de la grasa, el desgaste, las vibraciones, entre otros constituyentes (Mott, 2006).

4.9.2 Cojinetes de rodillos cónicos

El tipo de cargas presentes en el sistema; analizados en el *apartado 4.7.1*; permiten realizar la selección del cojinete adecuado: rodamientos de rodillos cónicos.

Este tipo de rodamientos constan de dos aros, interior y exterior, entre cuyas pistas son guiados los rodillos cónicos. La característica principal es soportar cargas mixtas, la capacidad de carga axial está definido por el ángulo de la pista del aro exterior, cuando mayor es el ángulo mayor es la capacidad de carga axial del rodamiento. Son utilizados en rodamientos de rueda, equipos móviles y en diferentes maquinarias con grandes cargas inherentes de empuje.

Los rodamientos de rodillos cónicos de una hilera son desmontables como muestra la *figura 4.26*, por lo tanto el aro exterior y el aro interior con la corona de rodillos se pueden montar por separado.

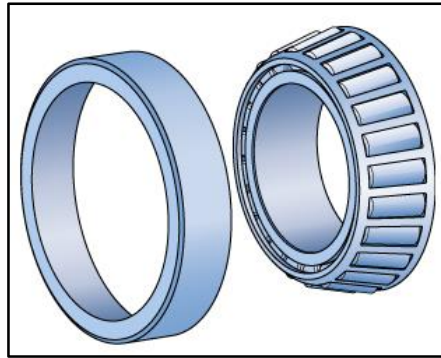


Figura 4.26 Rodamiento de rodillo cónico

Fuente: Catálogo rodamientos NSK

El anexo 7 muestra los cojinetes seleccionados para el tornillo de potencia:

- Rodamiento SKF 32005 X/Q
- Rodamiento SKF 32004 X/Q

4.9.3 Cálculo de la vida nominal de los rodamientos

Los rodamientos tienen una vida útil finita a pesar de que han sido fabricados a base de aceros con resistencias muy elevadas y generalmente terminan fallando debido a la fatiga causada por los altos esfuerzo de contacto, mientras mayor es la carga la duración disminuye y viceversa. La relación entre la duración del cojinete L y la carga P , se determina mediante la siguiente ecuación (Mott, 2006).

$$\frac{L_2}{L_1} = \left(\frac{P_1}{P_2}\right)^k \quad \text{Ecuación 4.8}$$

Donde

$L_2 = L_d$ duración del diseño

$L_1 = 10^6$ revoluciones

$P_1 = C$ capacidad de carga dinámica básica

$P_2 = P_d$ carga del diseño

$k = 3,00$ para rodamientos de bolas

$k = 3,33$ para rodamientos de rodillos cónicos

Tomando los valores del anexo 7 de las cargas dinámicas de los cojinetes 32005 y 32004 respectivamente y, conociendo que la carga axial del diseño $C = 95,5 N$, se procede al cálculo de la vida nominal.

$$L_{d\ 32005} = 10^6 \left(\frac{27000 N}{95,5 N} \right)^{3,33}$$

$$L_{d\ 32004} = 10^6 \left(\frac{24200 N}{95,5 N} \right)^{3,33}$$

Resolviendo las expresiones se obtiene:

$$L_{d\ 32005} = 1,45 \times 10^{14} \text{ rev}$$

$$L_{d\ 32004} = 1,01 \times 10^{14} \text{ rev}$$

CAPÍTULO V

5 DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO

Este capítulo trata del diseño y la construcción de sistema electrónico, en el cual se lleva a cabo el análisis y selección del actuador a utilizarse en el desarrollo del trabajo, simultáneamente con el circuito de potencia respectivo. Luego se determina y se diseña el sistema de control a implementarse, posteriormente se efectúa el modelamiento matemático, conjuntamente con el control de posición y velocidad utilizando el software Matlab.

5.1 TIPOS DE ACTUADORES DE GIRO

El actuador giratorio transforma algún tipo de energía ya sea eléctrica o combustible en energía mecánica capaz de realizar un trabajo.

Se realiza un estudio previo de los actuadores giratorios para posteriormente seleccionar el adecuado de acuerdo a las especificaciones del diseño. El actuador es el encargado del accionamiento del sistema de posicionamiento lineal seleccionado en el capítulo anterior.

5.1.1 Servomotores

El servomotor es un actuador giratorio como muestra la *figura 5.1* formado de un motor eléctrico y una retroalimentación, que posee la capacidad de controlar la velocidad y posición dentro de su rango de operación.



Figura 5.1 Servomotor

Fuente: <http://www.mectrol.com.br/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Este dispositivo electrónico consta de un motor, potenciómetro, y una tarjeta de control entre sus principales componentes. La circuitería de control se encarga de supervisar la posición del eje del motor mediante el potenciómetro. Cuando el eje se encuentra en una posición diferente a la establecida, el motor gira en una dirección específica hasta llegar al ángulo de referencia (Hughes, 2006).

Cuando se requiere controlar la velocidad y posición de manera simultánea en un control de lazo cerrado, el servomotor puede necesitar un driver adicional dependiendo del fabricante. Generalmente estos dispositivos tienen tres cables de conexión eléctrica: Vcc, GND y la entrada de control.

Ventajas

- Sistema de retroalimentación incorporado.
- Control de posición y velocidad.
- Manejo fácil.
- Bajas vibraciones.
- Potencia proporcional para las cargas mecánicas.
- Altos torques.

Desventajas

- Disponibilidad limitada en Ecuador.
- Tamaño mayor en comparación con un motor paso a paso.
- Costo de adquisición elevado.
- Consumo de energía relativamente alto.
- Debido a que no se pueden operar directamente necesitan un servo controlador.
- El posicionamiento es limitado, únicamente puede variar entre 0° y 180° .

5.1.2 Motores de corriente directa

El motor de corriente directa es una máquina que transforma la energía eléctrica en trabajo mecánico mediante campos electromagnéticos. El principio de funcionamiento de estos dispositivos eléctricos se basa en la Ley de Lorentz, la repulsión que ejercen los polos magnéticos de un imán permanente cuando interactúan con los polos magnéticos del rotor que se encuentra montado sobre un eje (Chapman, 2005). El eje es el encargado de permitir el giro del rotor entre los polos magnéticos norte y sur del imán permanente.

Se puede encontrar una gran cantidad de motores de corriente directa de gran tamaño o pequeños en muchos aparatos eléctricos, electrodomésticos, mecanismos de vehículos y máquinas herramientas. La *figura 5.2* muestra un motor de corriente directa de tamaño reducido.

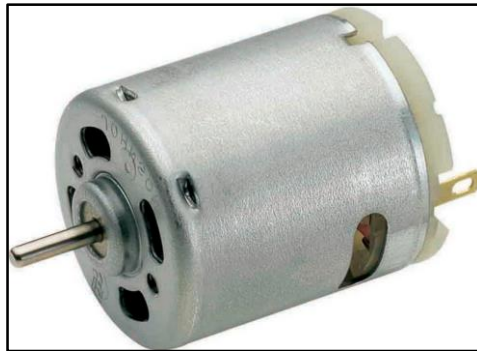


Figura 5.2 Motor de corriente continua

Fuente: <http://www.directindustry.es/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Ventajas:

- Velocidad ajustable.
- El cambio de polaridad del voltaje de entrada permite que la rotación sea reversible.
- Permite el control del par torsional variando la corriente aplicada al motor.
- Respuesta rápida.
- Disponibilidad en el país.
- Aumento de torque utilizando cajas reductoras.
- Costo de adquisición bajo.

Desventajas:

- Velocidades considerablemente altas comprendidas entre 2000 y 7000 rpm.
- Torque bajo en comparación a los motores paso a paso y servomotores.
- Dificultad para el control de posición y velocidad.
- Disponibilidad limitada de motores de corriente directa con cajas reductoras.

5.1.3 Motores Paso A Paso

Estos dispositivos eléctricos poseen la particularidad de poder controlar cada paso del motor por cada pulso aplicado (Hughes, 2006). Dependiendo del fabricante el paso puede variar entre $1,8^\circ$ y 90° , es decir, en el primer caso son necesarios 200

pulsos para un giro completo, mientras que en el segundo solo se aplican 4 pulsos. La *figura 5.3* ilustra un motor a pasos.

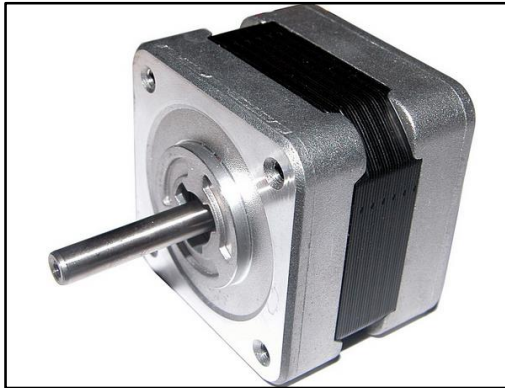


Figura 5.3 Motor paso a paso

Fuente: <http://www.superrobotica.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Existen dos tipos de motores a pasos de imán permanente: unipolares y bipolares. La diferencia entre estos motores radica en el número de cables de salida que posee cada motor, así como también en el control ya que los motores unipolares son más simples de controlar.

Ventajas:

- Precisión en el posicionamiento.
- Consumo bajo de energía.
- Control en lazo abierto.
- Soporta cargas considerablemente grandes.
- Costo de adquisición moderada.
- Mantenimiento reducido.
- No presentan desgaste en sus componentes.

Desventajas:

- Disponibilidad limitada en el país.
- Necesitan un controlador para su funcionamiento.
- Pérdida de torque a altas velocidades.
- Sufren resonancias cuando el control no es el adecuado.
- Dificultad de operación a altas frecuencias.
- Diseño y construcción del controlador complejo.

5.1.4 Evaluación y selección del actuador

Los requerimientos del diseño permiten evaluar los actuadores estudiados, mismos que se detallan a continuación.

Requisitos del actuador

- Considerar que el actuador tenga tamaño y peso reducido en relación al torque, ya que el peso total del rehabilitador no debe sobrepasar los 16 kg.
- Ciclo de trabajo alto.
- Facilidad para controlar la posición.
- Precisión en el posicionamiento.
- La velocidad debe ser relativamente baja y controlable.
- El producto debe estar disponible en el país.

Se elabora un cuadro comparativo de las características de cada actuador estudiado previamente. Ver *tabla 5.1*

Tabla 5.1 Características de los actuadores

Actuadores			
Características	Servomotores	Motores CC	Motores a pasos
Precisión	Alta	Media	Alta
Control de variables	Permite controlar la velocidad y posición.	Para el control de la velocidad es necesario implementar un sistema de retroalimentación	Facilidad para controlar la velocidad, posición y cambio de giro en lazo abierto
Torque	Torques altos	Es necesario acoplar un caja reductora si se requiere un torque considerable	Torques altos
Bajas vibraciones	Si	Si	Si
Disponibilidad	Limitada	Limitada	Limitada
Costo	Elevado	Moderado	Moderado

La *tabla 5.2* muestra el análisis de las alternativas de acuerdo a los requerimientos del diseño. Los parametros establecidos permiten valorar en una escala de 1 al 10 cada uno de los actuadores previamente estudiados; siendo 10 el valor mas conveniente, en base al estudio previamente realizado para cada tipo.

Tabla 5.2 Análisis de alternativas del actuador

Actuadores			
Características	Servomotores	Motores CC	Motores a pasos
Precisión	9	6	9
Control de variables	8	7	9
Bajas vibraciones	8	8	8
Disponibilidad	7	7	7
Costo	7	8	9
Total	39	36	42

De la tabla anterior se define el actuador a utilizarse en el prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla: motor a pasos.

5.2 MOTOR PASO A PASO BIPOLAR

Los motores paso a paso bipolares habitualmente poseen cuatro cables de salida como muestra la *figura 5.4*, por lo que es conveniente identificar los cables 1a, 1b, 2a, y 2b que corresponden a cada una de las bobinas respectivamente. Con la ayuda de un multímetro se puede realizar dicho trabajo, los extremos 1a y 1b deben tener el mismo valor de resistencia que los extremos 2a y 2b (Hughes, 2006).

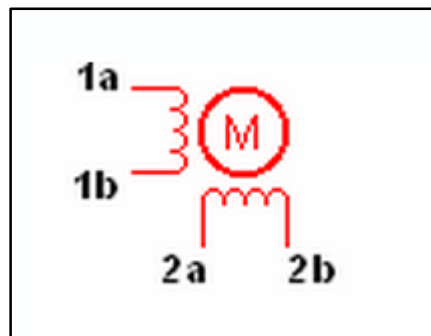


Figura 5.4 Bobinas del motor a pasos bipolar

Fuente: <http://www.todorobot.com.ar/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Los motores bipolares se caracterizan por su complejidad para ser controlados en comparación con los unipolares, debido a que requieren una secuencia apropiada del cambio de dirección del flujo de corriente a través de las bobinas para poder realizar el giro (Khalilian, Abedi, & Zadeh, 2012).

5.2.1 Características del motor paso a paso bipolar

Para definir las especificaciones del motor es necesario llevar a cabo el cálculo del torque de entrada para el tornillo de potencia, como una característica fundamental, misma que permita la adquisición del dispositivo eléctrico adecuado sin sobredimensionamientos.

Como sabemos el torque de subida es mayor que el de bajada, con un valor $T_u = 0,3 N$, por otro lado la eficiencia del tornillo es $e = 29\%$, entonces:

$$Torque_{motor} = \frac{T_u}{e} \quad \text{Ecuación 5.1}$$

$$Torque_{motor} = \frac{0,3 N}{0,29}$$

Por lo tanto el torque del motor es:

$$Torque_{motor} = 1,04 Nm$$

Por limitaciones de este tipo motores en el país en cuanto al torque específico calculado, se selecciona un motor con un torque inmediato superior. La *tabla 5.3* muestra los motores disponibles en el mercado nacional.

Tabla 5.3 Disponibilidad de motores paso a paso

Disponibilidad Motores			
Modelo	Dimensiones	Corriente/fase	Torque
1	86mm x 86mm x 158mm	4,2 A	12 Nm
2	86mm x 86mm x 70mm	4,2 A	3 Nm
3	56mm x 56mm x 56mm	2,0 A	0,8 Nm

Siendo la elección, el motor con el siguiente torque:

$$Torque_{motor} = 3 Nm$$

El motor a pasos seleccionado cuenta con las especificaciones detalladas a continuación en la *tabla 5.4*.

Tabla 5.4 Características del motor a pasos bipolar

Motor paso a paso bipolar	
Marca	Xinje
Modelo	8GBYGH158
Ángulo de paso	1.8°
Precisión de paso	±5%
Torque	3 Nm
Corriente nominal/fase	4,2 A
Voltaje de funcionamiento	24 V – 80 V
Resistencia de fase	0,4 ohmios
Inductancia	3,5mH ± 20% (1 kHz)
Dimensiones	86mm x 86mm x 80mm
Peso	2,3 kg

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

5.2.2 Secuencia para el control de giro de los motores a pasos bipolares

A razón de que estos motores requieren la inversión de corriente que circula en sus bobinas en una secuencia determinada, es necesario que cada inversión de la polaridad provoque el movimiento del eje en un paso, cuyo sentido de giro está definido por la secuencia que continúa.

La *tabla 5.5* muestra la secuencia necesaria para controlar motores paso a paso tipo bipolares. Cabe mencionar que 1a y 1b son las terminales de la misma bobina, mientras que 2a y 2b corresponden a la otra.

Tabla 5.5 Secuencia de control del motor a pasos bipolar

Secuencia de Pasos				
N° de Pasos	1a	1b	2a	2b
Paso 1	+Vcc	GND	+Vcc	GND
Paso 2	+Vcc	GND	GND	+Vcc
Paso 3	GND	+Vcc	GND	+Vcc
Paso 4	GND	+Vcc	+Vcc	GND

Fuente: <http://diymakers.es/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

5.3 CONTROLADOR DEL MOTOR PASO A PASO

Para enviar la secuencia de pulsos a las bobinas del motor a pasos, mismos que permitan el movimiento, es necesario utilizar un controlador o *driver* adecuado dependiendo del tipo de motor. Para este proyecto se utiliza el driver DP-504.

DP-504 es un controlador de la marca XINJE con la subdivisión 40 VDC / 80 VDC de entrada y 5 A de salida para todo motor a pasos de corriente nominal por debajo de 5 A. El dispositivo está basado en la tecnología de control de corriente de onda sinusoidal pura. El funcionamiento óptimo, sin problemas y buen desempeño del *driver* se ve reflejado con un bajo nivel de ruido; brindando alta resolución, aparte de cumplir con las exigencias de los equipos de control numérico o maquinas CNC.

Características

- Bajo nivel de ruido cuando el motor está en marcha.
- Valor eficaz de la corriente de salida hasta 5 A.
- Selección dinámica en la subdivisión con valor máximo de 200.
- Señal de entrada con optoaislador.
- Protección exceso de voltaje y corriente.
- Fácil configuración de selección de corriente por el usuario.

La *tabla 5.6* muestra las características eléctricas del dispositivo:

Tabla 5.6 Características del Driver DP-504

Driver DP - 504			
Ítem	Valor Mínimo	Valor Típico	Valor Máximo
Fuente de alimentación	20	36	40
Corriente de salida eficaz (A)	0	-	5
Corriente de entrada lógica (mA)	4	7	16
Frecuencia de pulso (KHz)	0	-	200
Resistencia de aislamiento (MΩ)	500	-	-
Temperatura ambiente	0°C – 50°C		
Temperatura máxima de trabajo	70°C		
Humedad	40% - 90% RH (sin condensación)		
Vibración	5.9 m/s ² máximo		
Temperatura de almacenamiento	-20°C – 65°C		
Dimensiones	138mm x 85mm x 38mm		

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

5.3.1 Descripción de las terminales del controlador

La *figura 5.5* ilustra los diferentes terminales correspondientes al *driver DP – 504*, organizados por bloques: alimentación, control y conexión del motor.

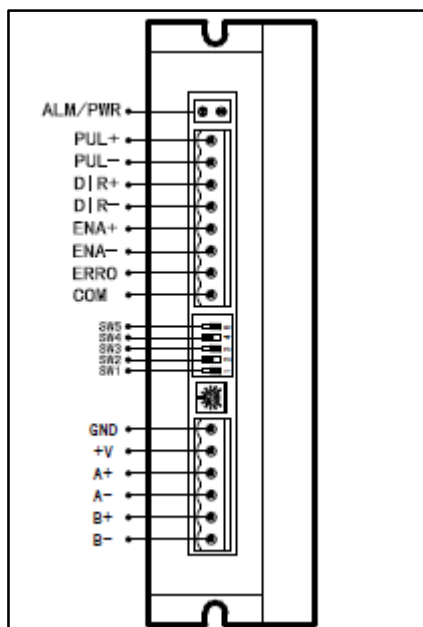


Figura 5.5 Terminales del driver DP - 504

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

La *tabla 5.7* muestra la descripción detallada de las terminales del dispositivo.

Tabla 5.7 Descripción de las terminales de control

SEÑALES DE CONTROL		
SEÑAL	FUNCIÓN	DESCRIPCIÓN
PUL+	Señales de control de pulso	Se dispone de un flanco de subida, el motor se mueve un paso en el flanco ascendente del pulso, es decir pasando de un nivel bajo a un nivel alto.
PUL-		
DIR+	Señales de control de dirección	La dirección del motor rotatorio cambia cuando el pulso se encuentra entre el nivel bajo o el nivel alto. Una vez que el pulso ha cambiado de estado, la dirección se invierte correspondientemente. La dirección original del motor depende del cableado, lo cual significa la conexión de fase.
DIR-		
ENA+	Señal activar/lanzar	El motor a pasos no estará activado cuando el terminal ENA+ se conecta a 24V y ENA- a 0V; en este caso, el driver corta la corriente de todas las fases, por lo tanto el motor se encuentre en estado libre y el controlador disminuye su temperatura. De lo contrario significa que el motor está activado todo el tiempo.
ENA-		
ERRO	Señal de salida de mal funcionamiento	La señal de mal funcionamiento del dispositivo se transfiere por los terminales ERRO y COM cuando existe un voltaje bajo o una sobrecarga.
COM		

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

5.3.2 Secuencia de las señales de control

Para garantizar la fiabilidad de la respuesta del sistema es indispensable tomar en cuenta lo siguiente:

- La señal de nivel alto es eficaz cuando el voltaje es de 24 V; mientras que la señal de nivel bajo lo es en el rango comprendido entre 0 V a 0,5 V.
- La señal del terminal ENA (habilitar) debería cambiar al estado alto mínimo 3 segundos antes que la señal DIR (dirección).
- Asegurarse que la señal del terminal DIR (dirección) debe cambiar del estado bajo al alto 3 μs (microsegundos) antes que la señal PUL (pulso) como mínimo.
- El ancho de pulso en alto debe ser mayor a 1,2 μs .
- La duración del pulso de nivel bajo debe ser superior a 1,2 μs .

La *figura 5.6* muestra el diagrama secuencial del controlador DP – 504.

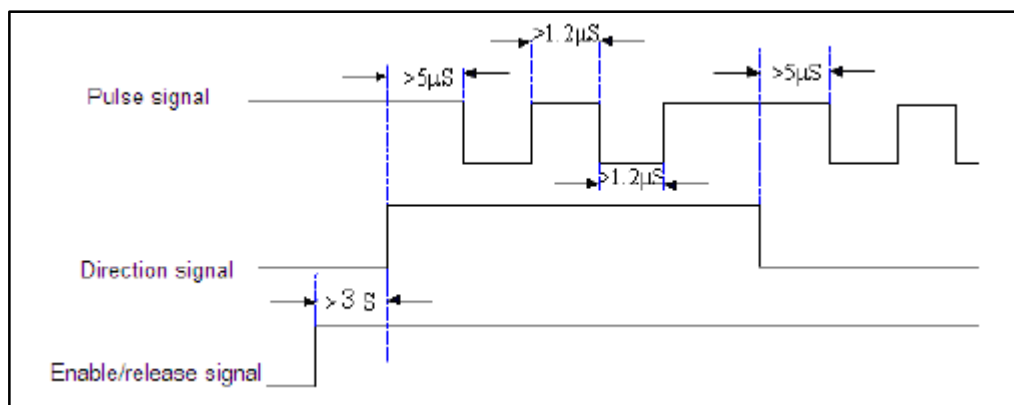


Figura 5.6 Secuencia de las señales de entrada

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

5.3.3 Circuito de entrada

La señal de entrada se transfiere al controlador a través de un aislamiento fotoeléctrico, por lo tanto se debe asegurar que la corriente impulsada a las entradas del dispositivo sea superior a 8 mA para mantener la buena conducción interna de la luz – acoplador de alta velocidad.

La *figura 5.7* muestra la conexión de entrada del driver de la forma ánodo común.

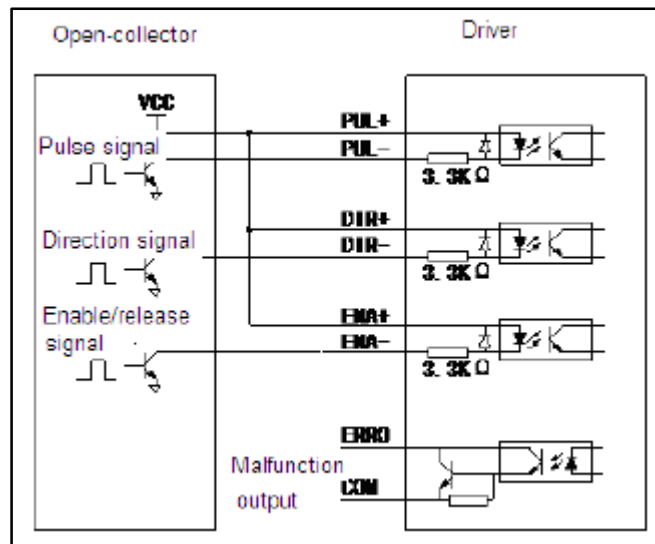


Figura 5.7 Circuito de entrada

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

En la gráfica anterior se puede apreciar que la señal de entrada es mediante transistores en colector abierto. Para fines del rehabilitador, considerando la corriente del motor (4,2 A), se utilizan transistores tipo NPN TIP 41C, conectados de la misma manera como se ilustra en el diagrama.

5.3.4 Terminales de alimentación y cableado del motor

La *tabla 5.8* presenta la descripción de las terminales de alimentación.

Tabla 5.8 Terminales de alimentación del driver

Terminales de Alimentación del Driver		
Terminal	Función	Descripción
GND	Terminal tierra DC	Terminal tierra DC
+V	Terminal ánodo DC	Valor comprendido entre los valores máximo y mínimo de voltajes establecidos.
A+, A-	Fase del motor A	La inversión de los terminales A+ y A- permite cambiar la dirección del motor.
B+, B-	Fase del motor B	La inversión de los terminales B+ y B- permite cambiar la dirección del motor.

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

La información detallada en la *tabla 5.8* se visualiza en la *figura 5.8*, el cual presenta la conexión de las terminales de la fuente y la conexión del motor paso a paso bipolar.

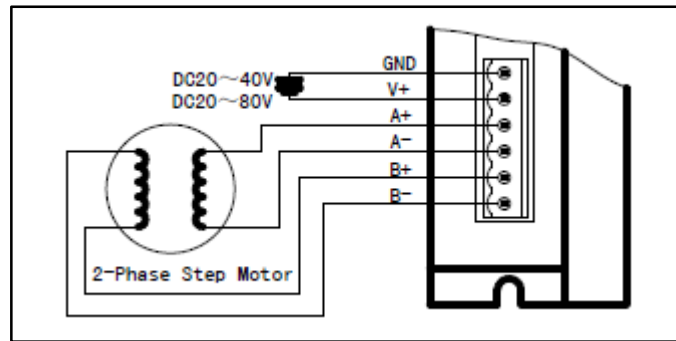


Figura 5.8 Alimentación del driver y cableado del motor

Fuente: <http://www.xinje.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

La corriente de la fuente de alimentación debe ser superior a la de la corriente de trabajo del motor para un rendimiento favorable; además hay que considerar que la corriente de salida de la fuente de poder debe ser 60% superior que la configuración actual del controlador.

5.4 FAMILIA DE MICROCONTROLADORES PIC

La diferencia entre las gamas radica en el número de instrucciones, longitud, número de funciones y puertos, lo cual se refleja en la complejidad interna, encapsulado y número de aplicaciones.

Se realiza el estudio de los microcontroladores PIC de 8 bits para su posterior análisis y selección del chip. En este grupo desarrollado por Microchip se encuentran tres gamas que se detallan a continuación.

5.4.1 Familia gama baja

También conocida como gama base, generalmente son de tamaño reducido al disponer solo 8 pines. Funcionan con un voltaje de corriente directa comprendida entre 2,5 V y 5,5 V. Ver *figura 5.9*.

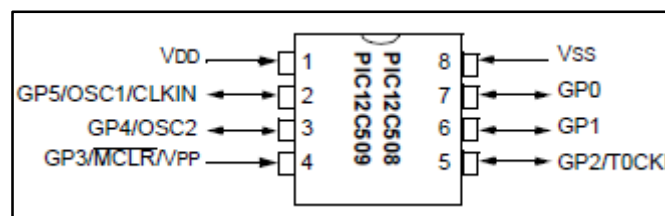


Figura 5.9 PIC gama base

Fuente: <http://www.microchip.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

De los 8 pines disponibles se pueden destinar hasta 6 como líneas de salida o entrada para la conexión de periféricos. Los modelos que comprenden esta gama son 12C5xx, 12C6xx y 12F6xx, mismos que poseen una memoria EEPROM para los datos y memoria flash para el programa.

5.4.2 Familia gama media

Los circuitos integrados pertenecientes a la gama media constituyen una gran variedad de PICs con mayores recursos y funciones en comparación con la gama baja. Los modelos de esta gama poseen encapsulados desde los 18 pines como muestra la *figura 5.10* hasta los 68, de esta forma cumplen varias opciones al integrar diversos periféricos.

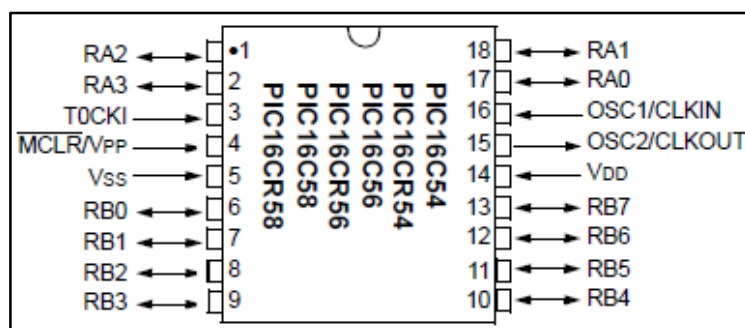


Figura 5.10 PIC gama media

Fuente: <http://www.microchip.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Las nuevas prestaciones que ofrecen estos dispositivos son adecuados para aplicaciones complejas ya que poseen comparadores analógicos, temporizadores, puerto serie y admiten interrupciones.

5.4.3 Familia gama alta

La gama mejorada como se le conoce en la actualidad se identifica con la nomenclatura 18xxxxx, los cuales incluyen un mayor número de recursos que las otras gamas, esta característica hace que los circuitos integrados generalmente tengan un número elevado de pines comprendido entre 40 y 44 como ilustra la *figura 5.11*. Pueden alcanzar 58 instrucciones de 16 bits, cuentan con un sistema de gestión de interrupciones vectorizadas muy potente y varios controladores de periféricos.

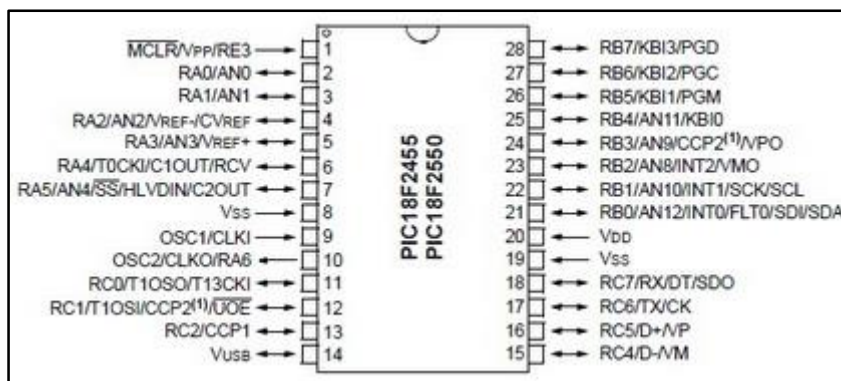


Figura 5.11 PIC gama alta

Fuente: <http://www.microchip.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

5.4.4 Análisis y selección del microcontrolador

Concluido el estudio de las familias de microcontroladores, se procede a la selección del chip en base a los requerimientos.

Requerimientos del microcontrolador

- Permitir conexiones de periféricos externos.
- Disponer de un módulo análogo – digital.
- Contar con al menos dos vectores de interrupción.
- Frecuencia de reloj relativamente alta, que permita mostrar las variables por pantalla y al mismo tiempo enviar las señales al controlador del motor.
- Contar con al menos con 4 puertos.

En la *tabla 5.9* se desarrolla el cuadro comparativo de los recursos que ofrece cada gama de los microcontroladores PIC de Microchip.

Tabla 5.9 Familia de microcontroladores PIC

Microcontroladores PIC			
Recursos	Gama baja	Gama media	Gama alta
N° de instrucciones	33 instrucciones	35 instrucciones	77 instrucciones
Longitud de bits	12 bits	12 y 14 bits	16 bits
Pila	Pila de 2 niveles	Pila de 2 a 8 niveles	Pila de 31 niveles
Convertidor AD	8 bits	10 bits	10 bits
Frecuencia de reloj	4Mhz	Hasta 20Mhz	Hasta 48Mhz
Interrupciones	No	Un vector	2 vectores
Pines	6 a 12 pines	14 a 64 pines	14 a 64 pines

Fuente: <http://www.microchip.com/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

A continuación se realiza la valoración de las diferentes características como muestra la *tabla 5.10*, además de incluir el costo y disponibilidad del chip en el mercado nacional, en la escala de 1 al 10; siendo 10 la mejor alternativa y la opción más accesible.

Tabla 5.10 Análisis alternativas de los microcontroladores PIC

Microcontroladores PIC			
Recursos	Gama baja	Gama media	Gama alta
N° de instrucciones	7	8	10
Longitud de bits	7	7	9
Pila	8	8	10
Convertidor AD	8	9	9
Frecuencia de reloj	8	9	10
Interrupciones	5	7	9
Pines	7	9	9
Costo	10	9	8
Disponibilidad	8	10	10
Total	68	76	84

Culminado el análisis y la valoración se determina el microcontrolador a utilizarse: PIC de gama alta 18F4550.

5.5 DESARROLLO DEL SISTEMA EMBEBIDO

5.5.1 Diagrama de Bloques

El diagrama de bloques es una representación esquemática del funcionamiento interno de un sistema, define la organización de todo un proceso, sus entradas y salidas, además permite entender el comportamiento. La figura 5.12 muestra el diagrama de bloques del rehabilitador de rodilla.

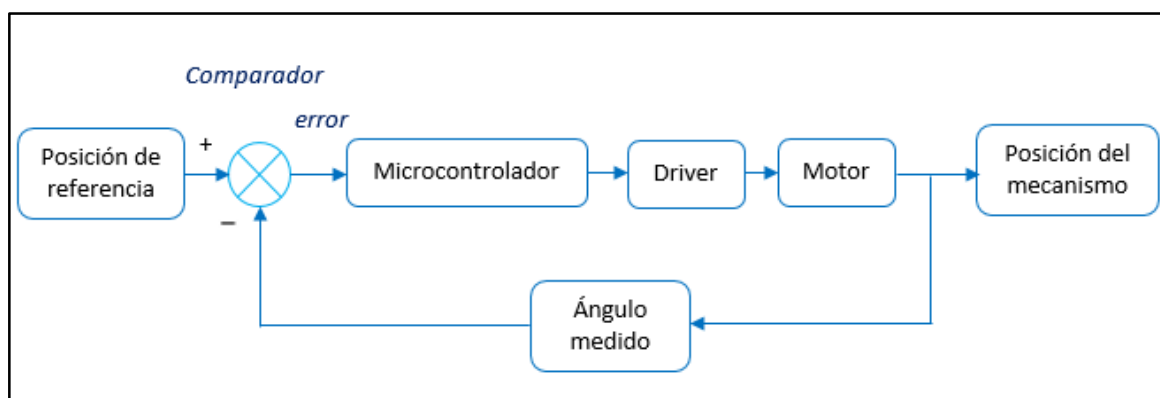


Figura 5.12 Diagrama de bloques

5.5.2 Diagrama de Flujo

El diagrama de flujo es una representación gráfica de la secuencia de pasos a seguir en un proceso determinado, es decir se puede visualizar la acción a realizarse en cada etapa, variables que entran y salen del proceso, las decisiones que deben ser tomadas y los objetos involucrados. El anexo 8 muestra el diagrama de flujo del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla.

5.5.3 Ecuación del Potenciómetro

El rehabilitador consta de un potenciómetro rotatorio para la retroalimentación del ángulo que va desde 0° hasta 120°, el incremento del voltaje en el terminal de salida es proporcional al incremento de la posición del potenciómetro. Se procede a la toma de datos experimentales del ángulo en el mecanismo del rehabilitador y del voltaje de salida del potenciómetro, mismos que se muestran en la *tabla 5.11*.

Tabla 5.11 Valores experimentales del potenciómetro

DATOS EXPERIMENTALES		
N°	VOLTAJE (V)	ANGULO (°)
1	0	0
2	0,25	5
3	0,47	13
4	0,64	21
5	0,78	25
6	0,92	30
7	1,05	35
8	1,18	41
9	1,34	47
10	1,44	52
11	1,61	59
12	1,76	65
13	1,9	73
14	2,04	78
15	2,18	84
16	2,32	91
17	2,46	98
18	2,61	104
19	2,75	112
20	2,82	117

Utilizando los datos de la tabla anterior, la *figura 5.13* muestra la curva del potenciómetro rotatorio, además se aprecia la ecuación de la recta correspondiente.

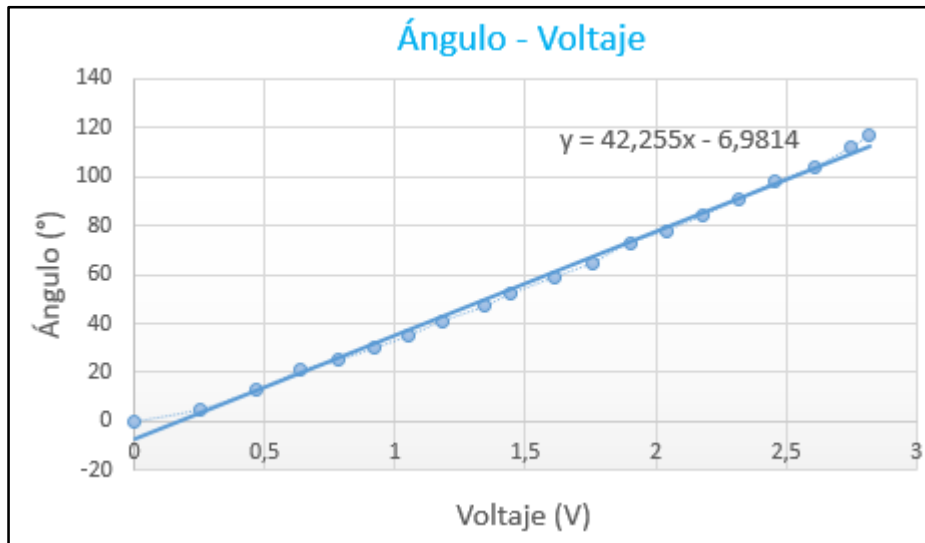


Figura 5.13 Curva aproximada del potenciómetro

Culminado la parte experimental y obtenido la ecuación de la recta aproximada, se procede con el análisis de la gráfica ideal del potenciómetro, para luego realizar una comparación de las ecuaciones obtenidas en cada caso. La *grafica 5.14* ilustra la curva del potenciómetro rotatorio.

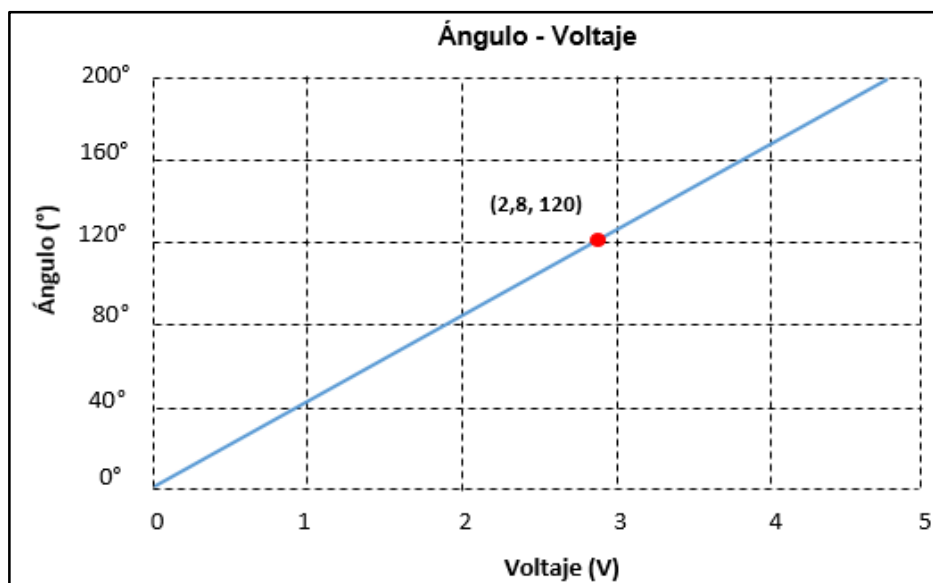


Figura 5.14 Curva característica del potenciómetro

Fuente: <http://www.automatas.org/> Acceso: 20 de septiembre, 2015

Para calcular la ecuación de la recta se toma dos puntos de referencia que son: la posición inicial y cuando el potenciómetro ha girado 120°. Partiendo de la figura 5.14 se obtiene los datos descritos en la *tabla 5.12*

Tabla 5.12 Datos para la ecuación de la recta característica

DATOS PARA LA ECUACIÓN		
N°	VOLTAJE (V)	ANGULO (°)
1	0	0
2	2,8	120

Utilizando los datos de la tabla anterior se determina la pendiente m de la recta:

$$m = \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1}$$

$$m = \frac{120 - 0}{2,8 - 0}$$

De donde se obtiene:

$$m = 42,86$$

Cuando la recta pasa por el origen la ecuación de la recta tiene la forma:

$$y = mx$$

Entonces la ecuación del potenciómetro es:

$$y = 42,86x$$

Siendo x el voltaje de la señal de salida del potenciómetro y y la posición del mecanismo en grados.

Luego de realizar las pruebas de posicionamiento utilizando las dos ecuaciones, se determina la ecuación de la curva característica como válida.

5.5.4 Diseño del controlador proporcional

La figura 5.14 permite determinar que el controlador proporcional es el adecuado para el sistema ya que este tipo de controladores se utilizan únicamente cuando la retroalimentación es lineal.

El error se define como la diferencia entre el valor real y el valor de consigna o *set point* correspondientes a la variable del proceso que se está controlando.

$$E = M - SP$$

Ecuación 5.2

Donde:

E = Error

M = Medición (valor real)

SP = Valor de consigna (*Set point*)

La fórmula mostrada en la *ecuación 5.3* es el control de acción proporcional que se implementará mediante software en el prototipo rehabilitador de rodilla.

$$Sp = kp * E$$

En el cual:

Sp = Salida Proporcional

Kp = Ganancia Proporcional

E = Error

Reemplazando el valor de $kp = 42,86$ obtenido de la curva característica de la recta, el controlador proporcional queda de la siguiente manera:

$$Sp = 42,86 * E \quad \text{Ecuación 5.3}$$

5.5.5 Modelamiento matemático del sistema

Basándose en la definición de función de transferencia, se aplica una señal escalón al sistema que permita graficar la salida, encontrar las ecuaciones de cada variable en el dominio del tiempo, transformar al dominio de Laplace y finalmente obtener el modelo matemático que es la relación salida - entrada.

La salida proporcional del posicionamiento corresponde a una señal rampa de pendiente m :

$$y \approx mt$$

Donde la transformada de Laplace de la señal de salida o rampa es:

$$Y(S) \approx \frac{m}{S^2}$$

Por otro lado la señal de entrada (valor de consigna) corresponde a la señal escalón, cuya amplitud es igual al del voltaje en corriente directa, entonces:

$$u(t) \approx V$$

La transformada de Laplace de la señal de entrada es:

$$U(s) \approx \frac{V}{s}$$

La función de transferencia es el modelo matemático del sistema, dicho de otra manera:

$$G(s) \approx \frac{Y(s)}{U(s)} \approx \frac{\frac{m}{s^2}}{\frac{V}{s}}$$

Simplificando la expresión se obtiene:

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{m/V}{s} \quad \text{Ecuación 5.4}$$

5.5.6 Análisis del modelamiento matemático del sistema

El modelo de la *ecuación 5.4* solo tiene un polo en el origen y no tiene ceros. Un polo en el origen representa un sistema de primer orden, además mediante el criterio de estabilidad de Routh - Hurwitz se determina que el sistema es estable (Ogata, 2010). En la *figura 5.15* se aprecia el sistema en lazo cerrado, donde $H(s)$ representa la función de transferencia del lazo de retroalimentación y $G(s)$ la función de transferencia del conjunto motor – potenciómetro. La salida del sistema $y(t)$ es la señal de voltaje del potenciómetro, en cambio, la señal de referencia $r(t)$ debe ser una señal de voltaje comprendido entre 0 y 5 voltios. Por lo tanto si se desea posicionar el mecanismo a 120° la referencia de voltaje es de 2,8 voltios.

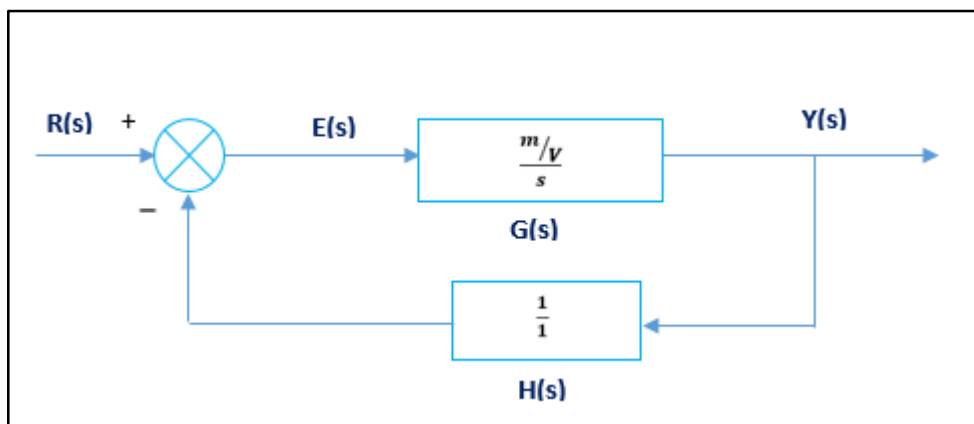


Figura 5.15 Diagrama de bloques del sistema retroalimentado

Partiendo del *diagrama 5.15*, la ecuación del error es:

$$E(s) \approx \frac{1}{[1 + G(s)H(s)]} R(s) \quad \text{Ecuación 5.5}$$

Reemplazando la *expresión 5.4* y $H(s) \approx 1$ en 5.5 se tiene:

$$E(s) \approx \frac{1}{1 + \frac{m/V}{s}} R(s)$$

Para encontrar el error en estado estacionario e_{ee} se aplica el teorema de valor final

$$e_{ee} = \lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = \lim_{s \rightarrow 0} \{sE(s)\}$$

Tomando en cuenta, la entrada $r(t)$ es un escalón de amplitud V ; la transformada de Laplace de la función escalón es:

$$R(s) = \frac{V}{s}$$

Por lo tanto el error en estado estacionario es:

$$e_{ee} = \lim_{s \rightarrow 0} s \frac{1}{1 + \frac{m/V}{s}} \frac{V}{s}$$

Resolviendo se obtiene,

$$e_{ee} \approx 0$$

5.5.7 Control de posición

La *figura 5.16* representa el control de posición del motor paso a paso bipolar, desarrollado en el entorno simulink de Matlab.

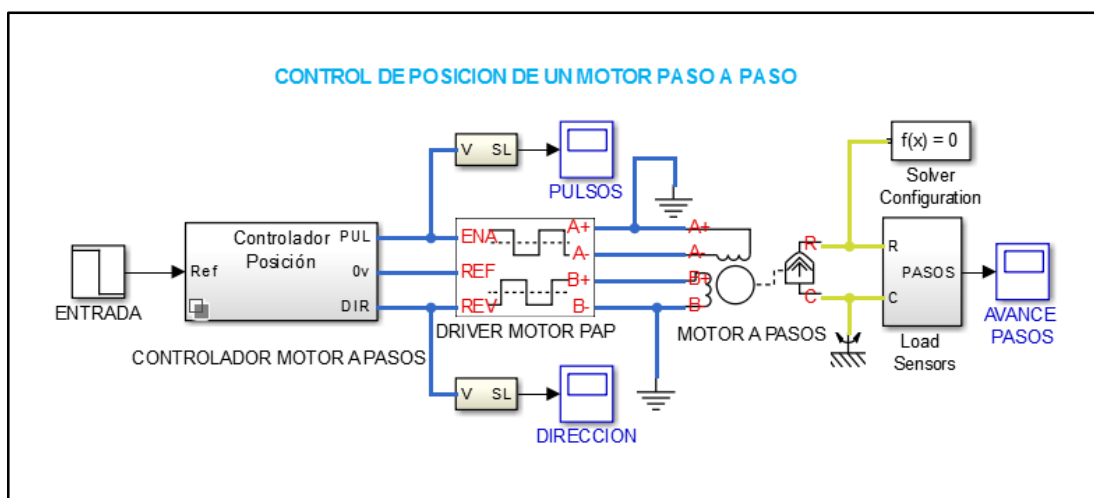


Figura 5.16 Control de posición del motor a pasos

La entrada permite ingresar el número de pasos, mismos que para el efecto del modelo son 12; el controlador corresponde a la implementación de un algoritmo en el microcontrolador 18f4550. El microcontrolador genera los pasos que ingresan al *driver* del motor, y también la dirección de giro como se aprecian en la *figura 5.17* y *5.18* respectivamente.

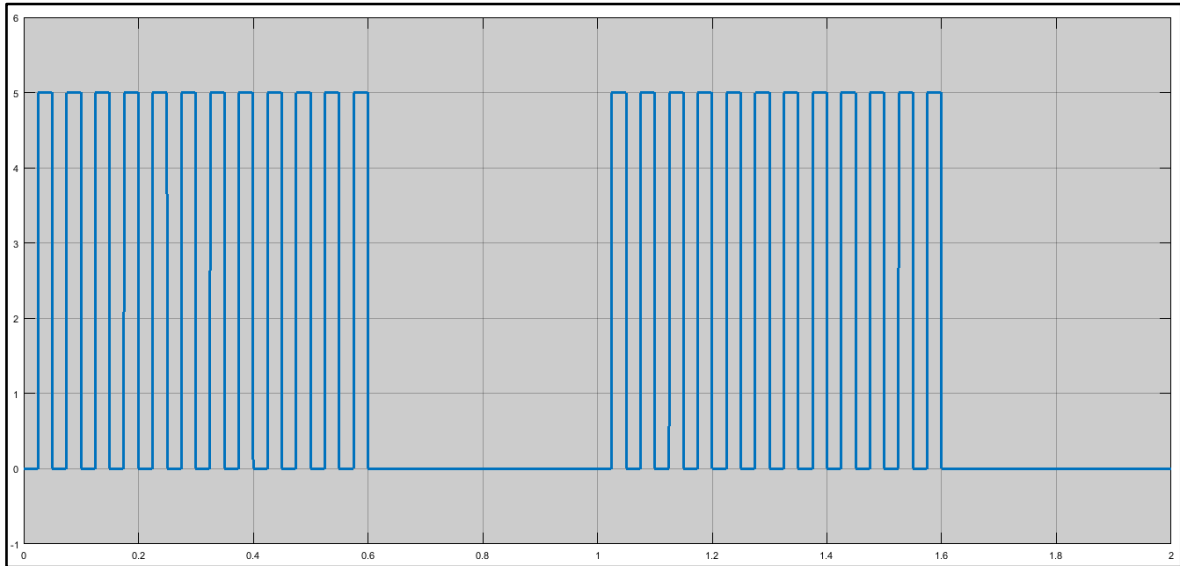


Figura 5.17 Pulsos del controlador

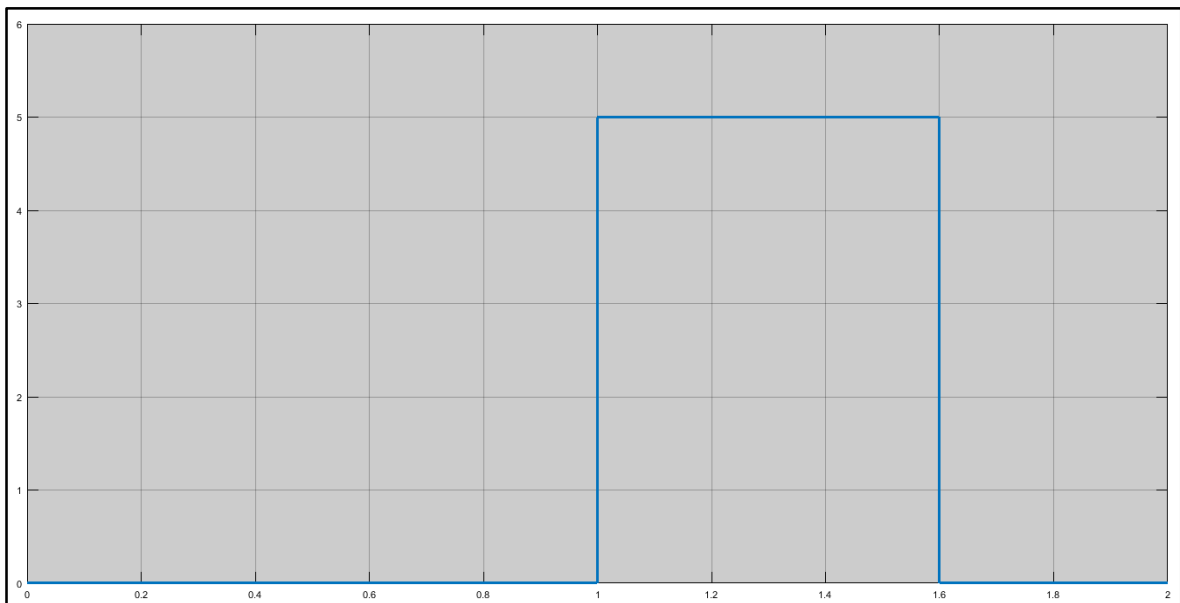


Figura 5.18 Dirección de giro del motor

El *driver* del motor a pasos bipolar se encarga de generar la secuencia de pulsos para que éste avance 12 pasos, luego cambie de dirección y regrese a la posición inicial como en la *figura 5.19*.

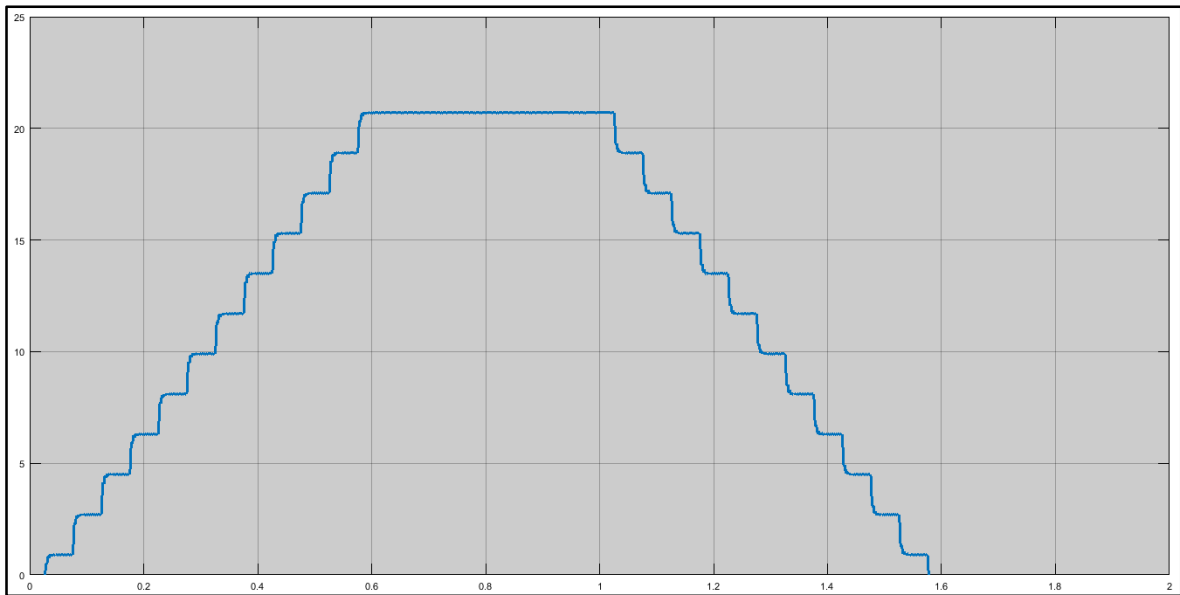


Figura 5.19 Posicionamiento del motor

El paso del motor Xinje es de 1,8 grados por pulso, por lo tanto al aplicar los 12 pulsos el motor tiene que avanzar:

$$\text{Avance ángulo} = 12 \text{ pasos} * 1.8^\circ$$

$$\text{Avance ángulo} = 21,6^\circ$$

La figura 5.19 permite verificar dicho cálculo.

5.5.8 Control de velocidad

La figura 5.20 ilustra el modelo del control de velocidad; la entrada de velocidad pertenece al número de pasos por segundo.

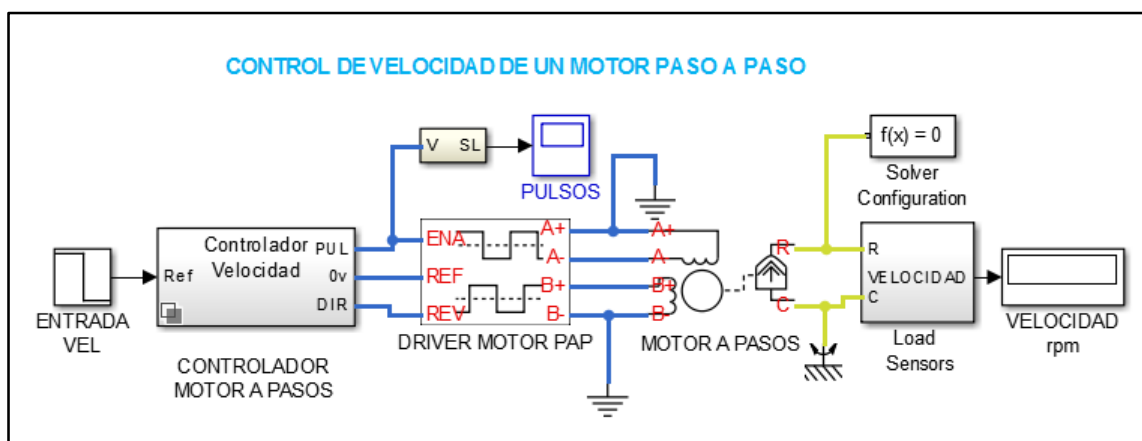


Figura 5.20 Control de velocidad del motor a pasos

Los pulsos generados por el controlador que son 12 pasos/segundo se aprecian en la figura 5.21

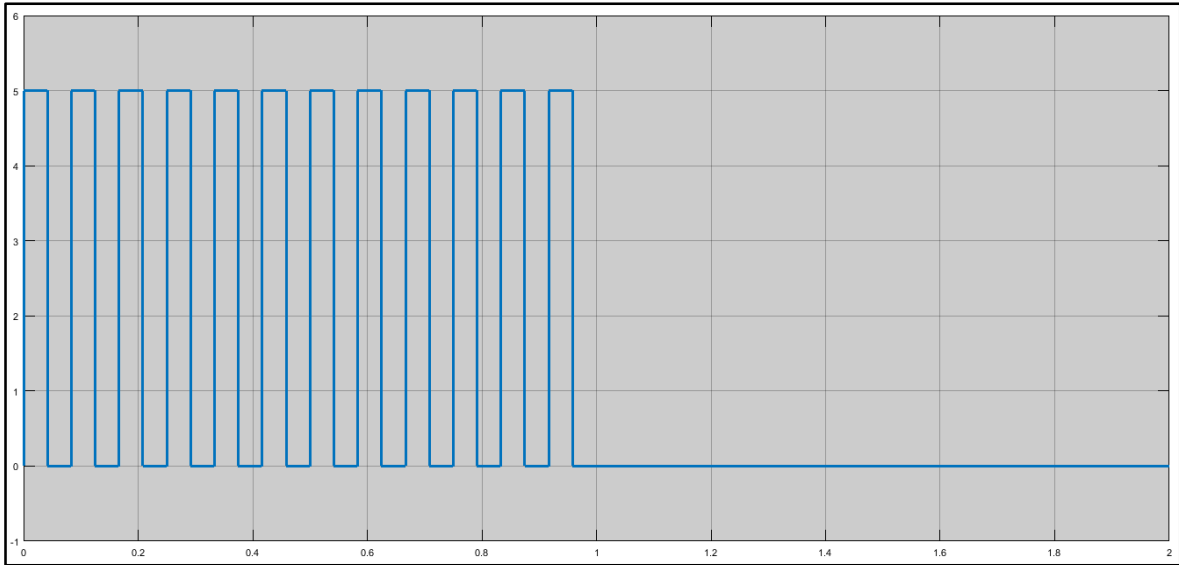


Figura 5.21 Pulsos por segundo

El driver nuevamente genera la secuencia de pulsos, y por último se puede observar la velocidad del motor paso a paso en revoluciones por minuto (rpm), tal como muestra la *figura 5.22*.

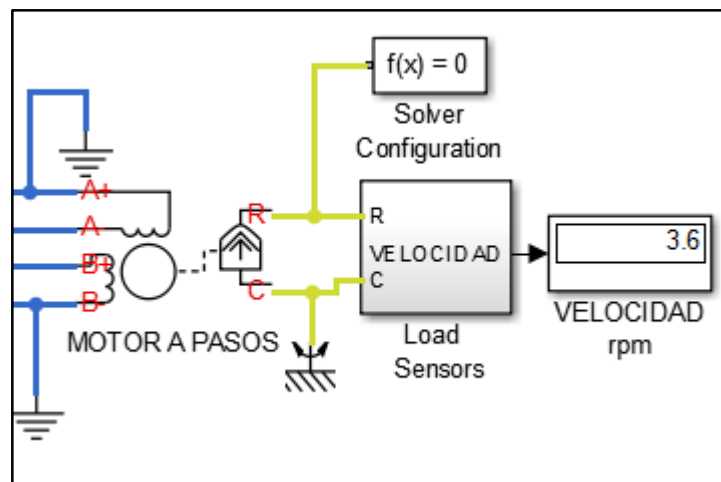


Figura 5.22 Velocidad del motor

Para comprobar la velocidad obtenida se toma en cuenta los pulsos de entrada y el paso del motor, por lo tanto:

$$velocidad\ motor = \frac{12\ pasos}{segundo} * \frac{60\ seg}{1min} * \frac{1rev}{200\ pasos}$$

Entonces:

$$velocidad\ motor = 3,6\ rpm$$

5.5.9 Programación del microcontrolador

El lenguaje de programación a utilizarse en el desarrollo de sistema embebido es C, por ser un lenguaje de alto nivel, versátil, además, incorpora una biblioteca completa de funciones precompiladas para el acceso al hardware del PIC, incluye drivers para dispositivos externos tales como pantallas LCD, teclados numéricos, conversores A/D, memorias EEPROM. Se integra perfectamente con PROTEUS, y otros emuladores/simuladores para el proceso de depuración, aparte de generar un código máquina muy eficiente y compacto al compilar.

En el anexo 9 se encuentra el código implementado en el microcontrolador, mismo que fue desarrollado en el software CCS C Compiler.

CAPÍTULO VI

6 CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

En el presente capítulo se muestra el proceso de construcción y ensamblaje mecánico de las partes del rehabilitador. Es importante recalcar que las piezas han sido fabricadas conjuntamente con personal técnicamente capacitado en el manejo de máquinas herramientas tales como el torno, fresadora, taladro de columna, entre otros.

Luego de haber culminado las fases de diseño, construcción y ensamblaje del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla se procede a su implementación, dicho de otra manera, poner en funcionamiento el dispositivo.

6.1 CONSTRUCCIÓN SISTEMA MECÁNICO

En primera instancia se construye las partes del rehabilitador de manera independiente para su posterior ensamblaje.

6.1.1 Fabricación del tornillo

La *figura 6.1* muestra el tornillo de potencia y la tuerca correspondiente, fabricado mediante la utilización de un torno. Consta de un cuello en cada extremo para la colocación de cojinetes y el acoplamiento del motor.



Figura 6.1 Tornillo de potencia y tuerca maquinadas

6.1.2 Fabricación de la base

La base del rehabilitador mostrada en la *figura 6.2* se asienta sobre cualquier superficie plana y está construida a partir de pletina.



Figura 6.2 Base construida

6.1.3 Fabricación del mecanismo

El mecanismo del rehabilitador es el encargado de brindar movilidad a la pierna del paciente. La *figura 6.3* y *6.4* muestran las piezas pertenecientes al mecanismo del dispositivo.



(a) Soporte de barras



(b) Barras tibia



(b) Barras fémur

Figura 6.3 Piezas del mecanismo construidos

6.2 ENSAMBLAJE PRELIMINAR REHABILITADOR

Terminado con la construcción de las piezas que conforman el rehabilitador, se procede al ensamblaje como ilustra la *figura 6.4*.



Figura 6.4 Ensamblaje preliminar del rehabilitador

6.3 FABRICACIÓN DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

6.3.1 Simulación

La simulación desarrollada mediante el software *Proteus 8 Professional* se ilustra en la *figura 6.5*.

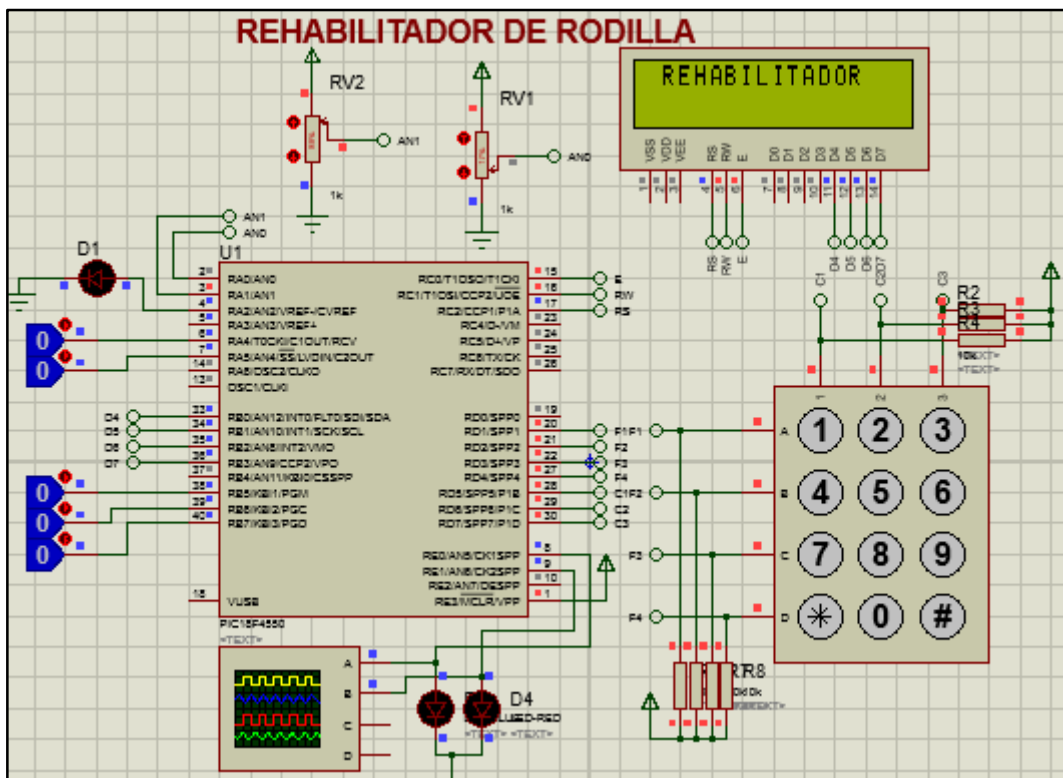


Figura 6.5 Simulación del sistema electrónico

Mediante la simulación se verifica el funcionamiento total del sistema electrónico que incluye: el ingreso de datos por teclado, visualización de variables en la pantalla LCD, secuencia de pulsos del motor a pasos, control de giro, lectura de canales analógicos, interrupciones, velocidad, posicionamiento y ejecución del programa principal que corresponde a la terapia.

Cabe recalcar que es indispensable realizar la simulación antes del armado para evitar daños en los elementos electrónicos, principalmente en el motor y el *driver*.

6.3.2 Armado en el protoboard

Luego de haber comprobado el funcionamiento de todas las subrutinas del programa mediante la simulación en Proteus se realiza el armado real en el protoboard como muestra la *figura 6.6*.

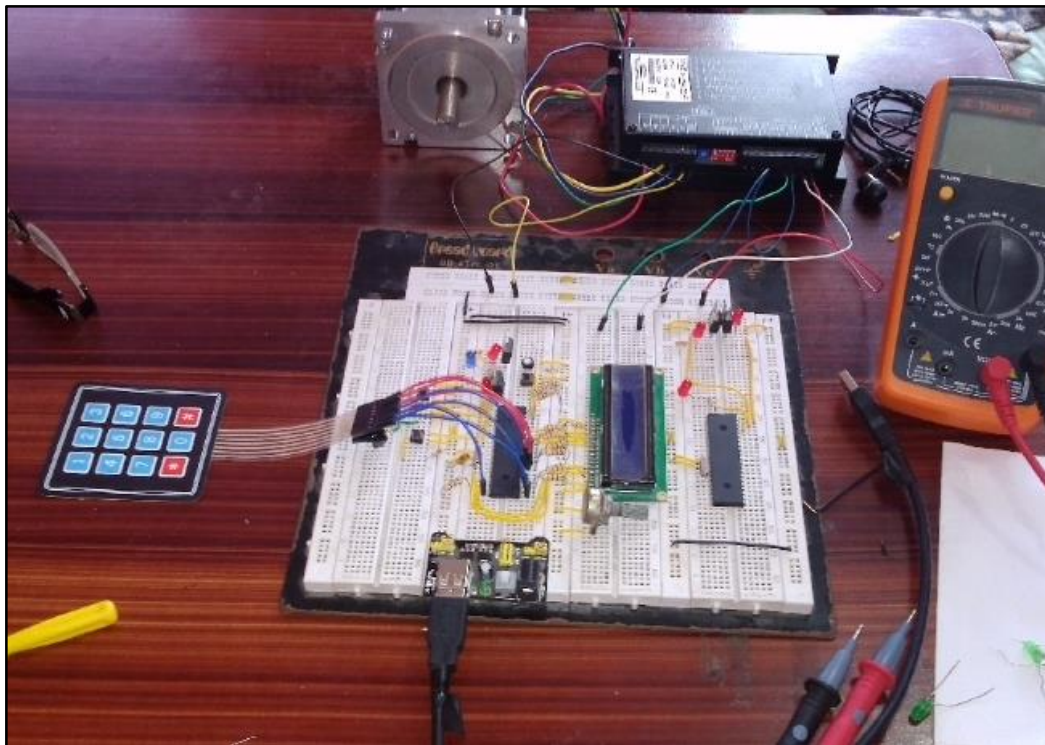
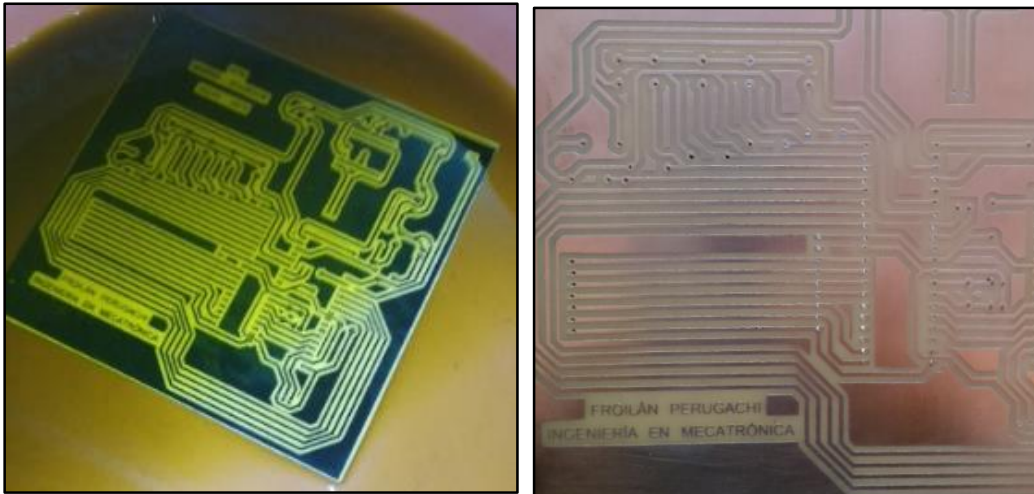


Figura 6.6 Armado del circuito en el protoboard

6.3.3 Diseño del circuito impreso (PCB)

Una vez realizado las respectivas pruebas de funcionamiento en el protoboard, el siguiente paso es el diseño y la elaboración del circuito impreso como muestra la *figura 6.7*.



(a) PCB en ácido

(b) PCB terminado

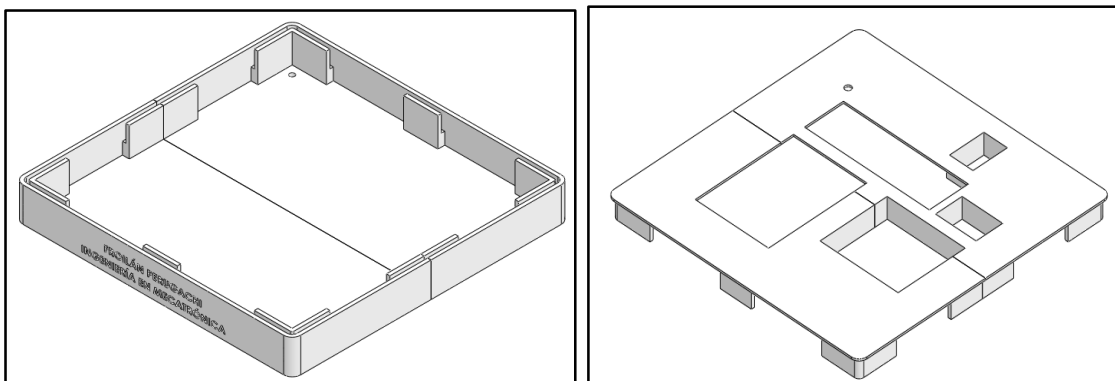
Figura 6.7 Fabricación del PCB

Para terminar el proceso de este apartado, se procede a soldar el conjunto de componentes electrónicos que conforman la interfaz de visualización y el circuito de control.

6.4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA CARCASA DE LA PLACA

La construcción de la carcasa comprende un recurso adicional en el presente proyecto. La finalidad es aprovechar la tecnología de impresiones 3D, aunque en el norte del país existen limitadas empresas que ofrecen este tipo de prestaciones.

Por limitaciones del área de impresión, se realizó la carcasa en cuatro partes, dos corresponden a la base y dos a la tapa superior, como se aprecia en la *figura 6.8 (a) y (b)* respectivamente.



(a) Base

(b) Tapa

Figura 6.8 Partes de la carcasa

La *figura 6.9* muestra la carcasa ensamblada, lista para la impresión. Vale mencionar que se debe transformar al formato *.stl* (STereo Lithography) para que el software de la impresora reconozca el diseño CAD. La impresión de la pieza es base al plástico ABS.

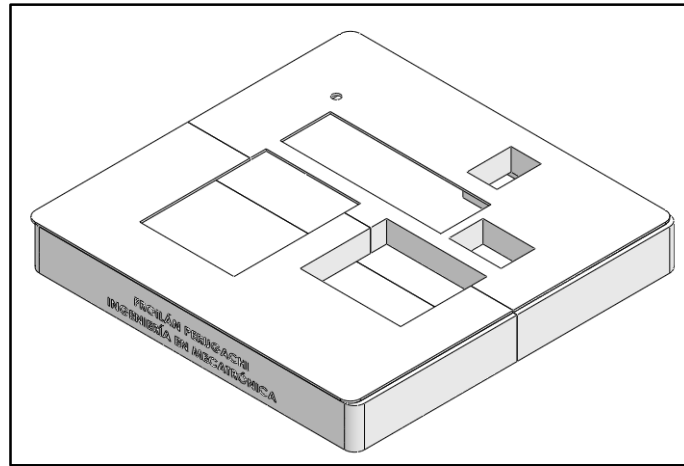


Figura 6.9 Carcasa de la placa electrónica

6.5 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Teniendo ensamblado el prototipo, tanto la parte mecánica y electrónica, como se observa en la *figura 6.10* se inicia con las respectivas pruebas que permitan verificar el funcionamiento del dispositivo.



Figura 6.10 Rehabilitador de rodilla terminado

Las pruebas a realizarse son:

- Posicionamiento.
- Funcionamiento del posicionamiento inicial a 5°.
- Funcionamiento del posicionamiento calibrar a 60°.
- Funcionamiento del botón de pausa / reanudar.
- Funcionamiento durante la terapia.
- Velocidad.

Las pruebas de funcionamiento mencionadas se realizan en dos condiciones de manera arbitraria:

- Con carga, cuando el paciente coloca la pierna en el rehabilitador.
- Sin carga, cuando ninguna fuerza externa actúa sobre el dispositivo.

6.5.1 Posicionamiento

La *ecuación 6.1* corresponde al cálculo del error absoluto, mientras que el error relativo porcentual se obtiene mediante la *ecuación 6.2*.

$$\Delta x = |x - x_0| \quad \text{Ecuación 6.1}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta x}{x} * 100\% \quad \text{Ecuación 6.2}$$

Donde:

Δx = Error absoluto

ε = Error relativo porcentual

x = Valor deseado

x_0 = Valor medido

La *tabla 6.1* muestra el error absoluto y porcentual de 20 datos tomados de manera arbitraria cuando el dispositivo se posiciona a 110° de flexión, en las condiciones anteriormente mencionadas, con carga y sin carga.

Tabla 6.1 Mediciones del posicionamiento a 110°

Datos del posicionamiento a 110°			
N°	Angulo (°)	Error Absoluto	Error relativo
1	112	2	1,8%
2	110	0	0,0%
3	113	3	2,7%
4	108	2	1,8%
5	107	3	2,7%
6	110	0	0,0%
7	111	1	0,9%
8	109	1	0,9%
9	112	2	1,8%
10	108	2	1,8%
11	109	1	0,9%
12	107	3	2,7%
13	110	0	0,0%
14	111	1	0,9%
15	112	2	1,8%
16	112	2	1,8%
17	113	3	2,7%
18	109	1	0,9%
19	108	2	1,8%
20	111	1	0,9%

Partiendo de la *tabla 6.1* se obtiene el error relativo porcentual del posicionamiento.

$$\varepsilon_{\text{posicionamiento}} = 2,7\%$$

6.5.2 Funcionamiento del posicionamiento inicial

El posicionamiento inicial ubica el mecanismo del rehabilitador a 0°, esto permite que el paciente coloque la pierna antes de empezar la terapia.

Las pruebas de funcionamiento del posicionamiento inicial deben realizarse cuando el rehabilitador se encuentra en el programa principal, es decir, la pantalla LCD muestra el mensaje "Rehabilitador de Rodilla" La *tabla 6.2* muestra los resultados obtenidos.

Tabla 6.2 Funcionamiento de posición inicial en el programa principal

Posicionamiento Inicial Programa Principal		
N° de Pruebas	Estado	
	Sin carga	Con carga
1	Funciona correctamente	Funciona correctamente
2	Funciona correctamente	Funciona correctamente
3	Funciona correctamente	Funciona correctamente
4	Funciona correctamente	Funciona correctamente
5	Funciona correctamente	Funciona correctamente

6.5.3 Funcionamiento del posicionamiento para calibrar a 60°

La función calibrar posiciona el mecanismo del rehabilitador a un ángulo de 60° para que el fisioterapeuta pueda regular las barras telescópicas de acuerdo a las medidas antropométricas del paciente. El rehabilitador debe calibrarse cuando la LCD muestra el mensaje principal, dicho de otra manera cuando éste no se encuentra realizando la terapia. La *tabla 6.3* muestra las pruebas pertinentes realizadas.

Tabla 6.3 Funcionamiento del posicionamiento para calibrar

Posicionamiento para calibrar		
N° de Pruebas	Estado	
	Sin carga	Con carga
1	Funciona correctamente	Funciona correctamente
2	Funciona correctamente	Funciona correctamente
3	Funciona correctamente	Funciona correctamente
4	Funciona correctamente	Funciona correctamente
5	Funciona correctamente	Funciona correctamente

6.5.4 Funcionamiento del botón pausa/reanudar

El botón de pausa sirve para detener dispositivo en cualquier momento de la rehabilitación, generalmente cuando el paciente siente molestias en la rodilla; para continuar la terapia se debe presionar el botón reanudar. En *la tabla 6.4* se observa las pruebas del botón pausa/reanudar, además el intervalo de tiempo en el que el rehabilitador estaba detenido.

Tabla 6.4 Funcionamiento del botón pausa/reanudar

Funcionamiento Pausa/Reanudar			
N° de Pruebas	Estado		Intervalo tiempo de pausa (segundos)
	Sin carga	Con carga	
1	Funciona correctamente	Funciona correctamente	10
2	Funciona correctamente	Funciona correctamente	30
3	Funciona correctamente	Funciona correctamente	245
4	Funciona correctamente	Funciona correctamente	5000
5	Funciona correctamente	Funciona correctamente	135

6.5.5 Funcionamiento del dispositivo durante la terapia

Para llevar a cabo las pruebas de funcionamiento del rehabilitador durante la terapia, se ingresan diferentes ángulos y número de repeticiones que permitan verificar la confiabilidad del aparato. La *tabla 6.5* muestra los datos ingresados previamente y la *tabla 6.6* la descripción de las pruebas realizadas, la relación entre las dos tablas radica en el número de la prueba, los resultados de la prueba N° 1 de la *tabla 6.6* pertenecen a las especificaciones de la prueba N° 1 de la *tabla 6.5*.

Tabla 6.5 Datos ingresados para la rehabilitación

Datos de la rehabilitación			
N° de Pruebas	Amplitud de movimiento		Repeticiones
	Ángulo 1	Ángulo 2	
1	5	45	15
2	10	110	3
3	20	75	5
4	15	90	8
5	40	55	30

Tabla 6.6 Pruebas de funcionamiento de la rehabilitación

Funcionamiento de la rehabilitación		
N° de Pruebas	Estado	
	Sin carga	Con carga
1	Interrupción RB5 indeseada	Funciona correctamente
2	Funciona correctamente	Funciona correctamente
3	Interrupción RB5 indeseada	Funciona correctamente
4	Funciona correctamente	Interrupción RB5 indeseada
5	Interrupción RB5 indeseada	Interrupción RB5 indeseada

6.5.6 Velocidad del rehabilitador

Empleando el mismo método del apartado 6.5.1 se realiza la tabla 6.7, la cual muestra el error absoluto y porcentual de la velocidad. Se configura la velocidad del rehabilitador a 100°/min y se verifica la amplitud recorrida en 60 segundos con la ayuda del cronometro.

Tabla 6.7 Mediciones del ángulo a la velocidad de 100°/min

Toma de datos a 100°/min			
N°	Ángulo recorrido en 1 minuto	Error absoluto	Error relativo
1	97	3	3,0%
2	98	2	2,0%
3	100	0	0,0%
4	103	3	3,0%
5	101	1	1,0%
6	101	1	1,0%
7	102	2	2,0%
8	99	1	1,0%
9	103	3	3,0%
10	101	1	1,0%
11	101	1	1,0%
12	97	3	3,0%
13	103	3	3,0%
14	100	0	0,0%
15	98	2	2,0%
16	101	1	1,0%
17	100	0	0,0%
18	103	3	3,0%
19	102	2	2,0%
20	101	1	1,0%

De la tabla 6.7 se obtiene el error relativo porcentual de la velocidad

$$\varepsilon_{velocidad} = 3\%$$

La interrupción RB5 indeseada se presenta por un flanco ascendente generado por el ruido eléctrico en un tiempo muy pequeño, de acuerdo a la hoja de especificaciones del PIC 18f455 es necesario colocar un capacitor de 1µF para eliminar este tipo de vibraciones que desestabilizan el buen funcionamiento.

Las pruebas de funcionamiento del rehabilitador de rodilla se realizaron en el transcurso de cinco días, en el primer día se efectuó diferentes pruebas independientemente para los siguientes elementos:

- Motor paso a paso
- Driver DP-504
- Sistema mecánico
- Sistema electrónico

Luego de verificar el funcionamiento individual se realizó nuevamente el ensamblaje total del dispositivo, los dos días siguientes permitieron efectuar diferentes experimentos en cuanto a la tarea específica del dispositivo, y corregir errores de ruido en la parte electrónica. En los dos últimos días el rehabilitador funcionó 20 horas de las 48 horas con un ciclo de trabajo (*dutty cycle*) del 41%, tiempo en el que se verificó la funcionalidad del posicionamiento, velocidad, ingreso de datos, temperatura del driver, estado del motor, y la fuente de alimentación. Los parámetros seleccionados para las pruebas fueron tomados de manera arbitraria con el fin de verificar y corregir la mayor cantidad de errores.

CAPITULO VII

7 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 CONCLUSIONES

- El prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla permite realizar el movimiento de flexoextensión en un rango comprendido entre 0° y 120°, repeticiones configurables desde 1 hasta 99 y, velocidad variable desde 60°/min y 110°/min.
- El diseño del tornillo incluye la condición de autobloqueo, lo cual garantiza que éste no pueda moverse en presencia de la carga axial de 95,5 N correspondiente a la pierna del paciente, es decir, el tornillo no necesita un freno adicional para sostener la carga en el mismo lugar cuando el motor no está en funcionamiento.
- El PIC 18f4550 permite trabajar a una frecuencia de 48 Mhz, de esta manera permitiendo mostrar las variables en la pantalla LCD: velocidad, ángulo, repeticiones, realizar la conversión análoga, ejecutar el controlador proporcional implementado, el pulso de cambio de giro y dirección en un tiempo de 3,3 ms sin afectar la visualización en la pantalla.
- El error en el posicionamiento es del 2,7% mientras que el de la velocidad es del 3%, ocasionados porque el microcontrolador posee solo un módulo ADC, mismo que no permite tomar medidas de manera simultánea, motivo por el cual surge la variación en la lectura dando lugar a dichos errores.

7.2 RECOMENDACIONES PARA FUTURAS INVESTIGACIONES

- Para disminuir el error del 2.7% en el posicionamiento se debe utilizar un módulo analógico con una resolución superior a los 10 bits.
- Si se requiere una robustez industrial en el rehabilitador, así como también mayor vida útil y menor complejidad en la programación, es recomendable utilizar un controlador lógico programable PLC, tomando en cuenta que el costo de implementación aumenta en un 70%.
- La comunicación inalámbrica entre la interfaz de usuario y el rehabilitador permite eliminar completamente el cableado correspondiente, facilitando el control del dispositivo a distancias considerables sin ningún tipo de inconvenientes.

- En cuanto al mecanismo de barras se recomienda implementar un sistema piñón- cremallera que permita la regulación automática de las barras en base a las medidas antropométricas del paciente.
- Implementar un sistema que permita guardar la información del paciente conjuntamente con su historial de rehabilitación en una base de datos.
- Utilizar materiales que correspondan a la línea farmacéutica como el acero 304, ya que estos cumplen con normas y requerimientos médicos.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

Pseudobloqueos.- Defensa antiálgica, tras posiciones fijas, o provocado por la contractura, la inflamación o la defensa de las partes blandas, es reductible aunque si persiste la situación va empeorando.

Artroscopia.- Es la cirugía en la cual se utiliza una cámara diminuta para observar dentro de la rodilla. Se hacen pequeños cortes para introducir la cámara y pequeños instrumentos quirúrgicos dentro de la rodilla para realizar el procedimiento.

Cinesiterapia.- Es el conjunto de técnicas o procedimientos terapéuticos, cuya finalidad es el tratamiento de las enfermedades mediante la utilización del movimiento en sus variadas expresiones.

Atrofia.- Se define como la disminución del tamaño celular por pérdida de sustancia celular. El tipo más grave de atrofia muscular es la neurógena, que ocurre cuando hay una lesión o enfermedad de un nervio que conecta al músculo.

Trofismo muscular.- Trofismo muscular es el desarrollo, nutrición y mantención de la vida de los tejidos.

CPM.- Movimiento Pasivo Continuo por sus siglas en inglés (Continuous Passive Motion).

Medidas antropométricas.- Las medidas antropométricas se refieren a las mediciones que se realizan en diferentes partes del cuerpo humano.

Venograma.- Un venograma es un procedimiento que proporciona una visualización radiológica de las venas, particularmente de las extremidades inferiores (piernas). Se inyecta un colorante especial que es visible con los rayos X. El colorante de contraste permite al médico evaluar el tamaño y el estado de las venas. Un venograma es una de las pruebas más precisas que se utilizan para diagnosticar una trombosis venosa profunda (TVP), pero también se puede usar para diagnosticar otras anomalías.

Pila en los PICs.- La Pila en los PIC es una zona de memoria que se encuentra separada tanto de la memoria de programa como de la de datos. Tiene una estructura LIFO (Last In First Out), por lo que el último valor que se guarda es el primero que sale. Dispone de varios niveles de profundidad, cada uno de ellos con una longitud de n bits. Su funcionamiento es como el de un buffer circular, de

manera que el valor que se obtiene al realizar tantos desplazamientos como niveles más uno, es igual al primer desplazamiento.

Sistema embebido.- Se entiende por sistemas embebidos a una combinación de hardware y software de computadora, sumado tal vez a algunas piezas mecánicas o de otro tipo, diseñado para tener una función específica.

BIBLIOGRAFÍA

- A. Gómez, N. Gutiérrez, R. Gómez. (2013). La rehabilitación pre- y posquirugía en la artroplastia de cadera y rodilla. *ARTHROS*, 6-8.
- A. Zacharias, R.A. Green, A.I. Semciw, M.I.C. Kingsley, T. Pizzari. (2014). Efficacy of rehabilitation programs for improving muscle strength in people with hip or knee osteoarthritis: a systematic review with meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 1752–1773.
- Aitken, P., & Jones, B. (1994). *PROGRAMACIÓN Aprendiendo C en 21 Días*. México: Prentice Hall S.A.
- Babyar, J. A. (2014). Randomized Controlled Trial of the Effectiveness of Continuous Passive Motion After Total Knee Replacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1240–1245.
- Bolton, W. (2006). *Ingeniería de control* (Segunda ed.). México: Alfaomega.
- Brigham and Women's Hospital. (2014). Standard of Care: Tibial Plateau Fracture. *Physical Therapy*, 1-8.
- Budynas, R., & Nisbett, K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (Octava ed.). México: McGraw-Hill.
- Cairó, O. (2005). *Metodología de la programación Algoritmos, diagramas de flujo y programas* (Tercera ed.). México: Alfaomega.
- Chapman, S. (2005). *Máquinas eléctricas*. México: McGraw Hill.
- Clark, N. (2015). (vii) The role of physiotherapy in rehabilitation of soft tissue injuries of the knee. *Orthopaedics and Trauma*, 29(1), 48 - 56.
- García, E. (2008). *Compilador C CCS y Simulador Proteus para Microcontroladores PIC*. México: Alfaomega.
- Góngora, L., Rosales, C., Gonzales, I., & Pujals, N. (2003). ARTICULACIÓN DE LA RODILLA Y SU MECÁNICA ARTICULAR. *Laboratorios de Anticuerpos y Biomodelos Experimentales*, 2-5.
- Harvey, L., Brosseau, L., & Herbert, R. (2014). Continuous passive motion following total knee arthroplasty in people with arthritis. *The Cochrane Library*, 1-3.
- Herbold, J., Bonistall, K., & Blackburn, M. (2012). Effectiveness of Continuous Passive Motion in an Inpatient Rehabilitation Hospital After Total Knee Replacement: A Matched Cohort Study. *PM&R*, 719-725.

- Hernández, R. (2010). *Introducción a los sistemas de control: Conceptos, aplicaciones y simulación con MATLAB*. México: Prentice Hall.
- Hughes, A. (2006). *Electric Motors and Drives: Fundamentals, types and applications*. Great Britain: Newnes.
- Joshi, R., White, P., Murray-Weir, M., Alexiades, M., Sculco, T., & Ranawat, A. (2015). Prospective Randomized Trial of the Efficacy of Continuous Passive Motion Post Total Knee Arthroplasty: Experience of the Hospital for Special Surgery. *The Journal of Arthroplasty*, 1-2.
- Joyanes, L., & Zahonero, I. (2005). *Programación en C: metodología, algoritmos y estructuras de datos*. Madrid: McGraw-Hill.
- Kapandji, A. (2010). *Fisiología Articular Miembro Inferior Tomo II* (Sexta ed.). Madrid: Panamericana.
- Khalilian, M., Abedi, A., & Zadeh, A. (2012). Position Control of Hybrid Stepper Motor Using Brain Emotional Controller. *Energy Procedia*, 1998–2004.
- Lau, S., & Chiu, K. (2001). Use of continuous passive motion after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 336-339.
- Lucas, G., Accadbled, F., Violas, P., Sales de Gauzy, J., & Knörr, J. (2015). Isolated meniscal injuries in paediatric patients: Outcomes after arthroscopic repair. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 173–177.
- Marsh, J., Somerville, L., Giffin, R., & Bryant, D. (2009). Chapter 97 – Multiligament Knee Injury: Should Surgical Reconstruction Be Acute or Delayed? *Evidence-Based Orthopaedics*, 648-658.
- Mithoefer, k., Hambly, K., Logerstedt, D., Margherita, R., Silvers, H., & Della, S. (2012). Current Concepts for Rehabilitation and Return to Sport After Knee Articular Cartilage Repair in the Athlete. *clinical commentary*, 254-267.
- Morar, A. (2015). The Modelling and Simulation of Bipolar Hybrid Stepping Motor by Matlab/Simulink. *Procedia Technology*, 576–583.
- Morelli, V., Bright, C., & Fields, A. (2013). Ligamentous Injuries of the Knee: Anterior Cruciate, Medial Collateral, Posterior Cruciate, and Posterolateral Corner Injuries. *Primary Care: Clinics in Office Practice*, 335-356.
- Mott, R. (2006). *Diseño de elementos de máquinas* (Cuarta ed.). México: Prentice Hall.
- Norton, R. (2011). *DISEÑO DE MAQUINAS Un enfoque integrado*. México: Prentice Hall.

- Ogata, K. (2010). *Ingeniería de control moderna* (Quinta ed.). Madrid: Prentice Hall.
- Palacios, E., Remiro, F., & López, L. (2004). *Microcontrolador PIC 16F84 Desarrollo de proyectos*. México: Alfaomega.
- Panero, J., & Zelnik, M. (1996). *LAS DIMENSIONES HUMANAS EN LOS ESPACIOS INTERIORES Estándares antropométricos*. España: Ediciones G. Giii, S.A. de C.V.
- Pinto, E., & Matía, F. (2010). *Fundamentos de control con MATLAB*. Madrid: PEARSON EDUCACIÓN S.A.
- Proaño, M. R. (2013). EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS EN EL ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE PLACAS. 2-3.
- Reyes, C. (2006). *Microcontroladores PIC Programación en Basic* (Segunda ed.). Quito: RISPERGRAF.
- Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo. (2013). Plan Nacional de Desarrollo / Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017. *Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017*, 135-152.
- The Sports Medicine Specialists. (2015). Menisectomy/Plica. *Meniscus Repair Rehabilitation Protocol*, 1-2.
- UWHealth. (2015). Rehabilitation Guidelines for Patellar Tendon and Quadriceps Tendon Repair. *UW Health Sports Rehabilitation*, 1-6.
- Vince, K., Kelly, M., Beck, J., & Insall, J. (2013). Continuous passive motion after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 281–284.

ANEXOS

ANEXO 1

Tabla A: Dimensiones principales de cuerdas estándares Acme

Tabla 11-3 Dimensiones principales de cuerdas estándares Acme					
Consulte la referencia 2 para información más completa sobre dimensiones y tolerancias					
Diámetro mayor (in)	Cuerdas por pulgada	Paso de la cuerda (in)	Diámetro de paso (in)	Diámetro menor (in)	Área de esfuerzo por tensión (in ²)
0.250	16	0.063	0.219	0.188	0.032
0.313	14	0.071	0.277	0.241	0.053
0.375	12	0.083	0.333	0.292	0.077
0.438	12	0.083	0.396	0.354	0.110
0.500	10	0.100	0.450	0.400	0.142
0.625	8	0.125	0.563	0.500	0.222
0.750	6	0.167	0.667	0.583	0.307
0.875	6	0.167	0.792	0.708	0.442
1.000	5	0.200	0.900	0.800	0.568
1.125	5	0.200	1.025	0.925	0.747
1.250	5	0.200	1.150	1.050	0.950
1.375	4	0.250	1.250	1.125	1.108
1.500	4	0.250	1.375	1.250	1.353
1.750	4	0.250	1.625	1.500	1.918
2.000	4	0.250	1.875	1.750	2.580
2.250	3	0.333	2.083	1.917	3.142
2.500	3	0.333	2.333	2.167	3.976
2.750	3	0.333	2.583	2.417	4.909
3.000	2	0.500	2.750	2.500	5.412
3.500	2	0.500	3.250	3.000	7.670
4.000	2	0.500	3.750	3.500	10.321
4.500	2	0.500	4.250	4.000	13.364
5.000	2	0.500	4.750	4.500	16.800

Fuente: (Norton, 2011)

ANEXO 2

Tabla B: Propiedades mecánicas de algunos aceros al carbono

Tabla E-9 Propiedades mecánicas de algunos aceros al carbono							
Datos de varias fuentes. * Valores aproximados. Consulte a los fabricantes de material para mayor información							
Número SAE/AISI	Condición	Resistencia a la fluencia por tensión (0.2% de deformación remanente)		Resistencia última a la tensión		Elongación en 2 in %	Dureza Brinell -HB
		kpsi	MPa	kpsi	MPa		
1010	rolado en caliente	26	179	47	324	28	95
	rolado en frío	44	303	53	365	20	105
1020	rolado en caliente	30	207	55	379	25	111
	rolado en frío	57	393	68	469	15	131
1030	rolado en caliente	38	259	68	469	20	137
	normalizado @ 1 650 °F	50	345	75	517	32	149
	rolado en frío	64	441	76	524	12	149
	templado y revenido @ 1 000 °F	75	517	97	669	28	255
	templado y revenido @ 800 °F	84	579	106	731	23	302
1035	templado y revenido @ 400 °F	94	648	123	848	17	495
	rolado en caliente	40	276	72	496	18	143
	rolado en frío	67	462	80	552	12	163
1040	rolado en caliente	42	290	76	524	18	149
	normalizado @ 1 650 °F	54	372	86	593	28	170
	rolado en frío	71	490	85	586	12	170
	templado y revenido @ 1 200 °F	63	434	92	634	29	192
	templado y revenido @ 800 °F	80	552	110	758	21	241
	templado y revenido @ 400 °F	86	593	113	779	19	262
1045	rolado en caliente	45	310	82	565	16	163
	rolado en frío	77	531	91	627	12	179
1050	rolado en caliente	50	345	90	621	15	179
	normalizado @ 1 650 °F	62	427	108	745	20	217
	rolado en frío	84	579	100	689	10	197
	templado y revenido @ 1 200 °F	78	538	104	717	28	235
	templado y revenido @ 800 °F	115	793	158	1 089	13	444
	templado y revenido @ 400 °F	117	807	163	1 124	9	514
1060	rolado en caliente	54	372	98	676	12	200
	normalizado @ 1 650 °F	61	421	112	772	18	229
	templado y revenido @ 1 200 °F	76	524	116	800	23	229
	templado y revenido @ 1 000 °F	97	669	140	965	17	277
	templado y revenido @ 800 °F	111	765	156	1 076	14	311
1095	rolado en caliente	66	455	120	827	10	248
	normalizado @ 1 650 °F	72	496	147	1 014	9	13
	templado y revenido @ 1 200 °F	80	552	130	896	21	269
	templado y revenido @ 800 °F	112	772	176	1 213	12	363
	templado y revenido @ 600 °F	118	814	183	1 262	10	375

Fuente: (Norton, 2011)

ANEXO 3

Tabla C: Propiedades de los aceros estructurales

APÉNDICE 7 PROPIEDADES DE LOS ACEROS ESTRUCTURALES						
Designación del material (número ASTM)	Grado, producto o espesor	Resistencia a la tensión		Resistencia de fluencia		Ductilidad (porcentaje de elongación en 2 pulgadas)
		(ksi)	(MPa)	(ksi)	(MPa)	
A36	$t \leq 8$ pulg	58	400	36	250	21
A242	$t \leq 3/4$ pulg	70	480	50	345	21
A242	$t \leq 1\frac{1}{2}$ pulg	67	460	46	315	21
A242	$t \leq 4$ pulg	63	435	42	290	21
A500	Tubo estructural formado en frío, redondo o de otras formas					
	Redondo, grado A	45	310	33	228	25
	Redondo, grado B	58	400	42	290	23
	Redondo, grado C	62	427	46	317	21
	Otra forma, grado A	45	310	39	269	25
	Otra forma, grado B	58	400	46	317	23
	Otra forma, grado C	62	427	50	345	21
A501	Tubo estructural formado en caliente, redondo o de otras formas	58	400	36	250	23
A514	Templado y revenido, $t \leq 2\frac{1}{2}$ pulg	110-130	760-895	100	690	18%
A572	42, $t \leq 6$ pulg	60	415	42	290	24
A572	50, $t \leq 4$ pulg	65	450	50	345	21
A572	60, $t \leq 1\frac{1}{4}$ pulg	75	520	60	415	18
A572	65, $t \leq 1\frac{1}{2}$ pulg	80	550	65	450	17
A588	$t \leq 4$ pulg	70	485	50	345	21
A992	Perfiles W	65	450	50	345	21

Nota: ASTM A572 es uno de los aceros de alta resistencia y baja aleación (HSLA), y sus propiedades son similares a las del acero SAE J410b, especificadas por la SAE.

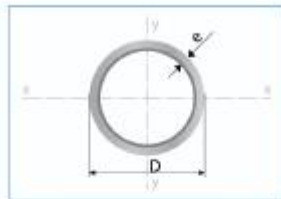
Fuente: (Mott, 2006)

ANEXO 4

Tabla D: Tubería estructural redonda

Designaciones		Área	Peso	Propiedades Estáticas			
Díámetro Exterior	Espesor			Flexión			
D	e	A	P	I	W	I	
pulg.	mm	cm ²	kg/m	cm ⁴	cm ³	cm	
3/4	19,10	1,50	0,83	0,65	0,32	0,34	0,62
		2,00	1,07	0,84	0,39	0,41	0,60
7/8	22,20	1,50	0,98	0,77	0,53	0,47	0,74
		2,00	1,27	1,00	0,66	0,59	0,72
1	25,40	1,50	1,13	0,88	0,61	0,64	0,85
		2,00	1,47	1,15	1,01	0,80	0,83
1 1/4	31,80	1,50	1,43	1,12	1,64	1,03	1,07
		2,00	1,87	1,47	2,08	1,31	1,05
1 1/2	38,10	1,50	1,72	1,35	2,89	1,52	1,30
		2,00	2,27	1,78	3,71	1,95	1,28
1 3/4	44,50	1,50	2,02	1,59	4,67	2,10	1,52
		2,00	2,67	2,09	6,02	2,71	1,50
1 7/8	47,60	1,50	2,17	1,71	5,78	2,43	1,63
		2,00	2,87	2,25	7,48	3,14	1,61
2	50,80	1,50	2,32	1,82	7,06	2,78	1,74
		2,00	3,07	2,41	9,14	3,60	1,73
		3,00	4,51	3,54	12,92	5,09	1,69
2 3/8	60,30	1,50	2,77	2,18	12,00	3,98	2,08
		2,00	3,66	2,88	15,66	5,17	2,07
		3,00	5,40	4,24	22,26	7,38	2,03
2 1/2	63,50	1,50	2,92	2,29	14,03	4,42	2,19
		2,00	3,86	3,03	18,29	5,76	2,18
		3,00	5,70	4,48	26,15	8,24	2,14
3	76,20	1,50	3,52	2,76	24,56	6,45	2,64
		2,00	4,66	3,66	32,11	8,43	2,62
		3,00	6,90	5,42	46,28	12,24	2,59
4	101,60	2,00	6,26	4,91	77,80	15,30	3,52
		3,00	9,29	7,29	113,00	22,30	3,49
		4,00	12,26	9,63	146,00	28,80	3,45
5	127,00	2,00	7,85	6,17	153,43	24,16	4,42
		3,00	11,69	9,17	225,00	35,40	4,39
		4,00	15,46	12,13	292,61	46,08	4,35
		5,00	19,16	15,04	357,14	56,24	4,32
		6,00	22,81	17,90	393,08	61,90	4,15
6	152,40	3,00	14,08	11,05	390,00	51,18	5,26
		4,00	18,65	14,64	480,43	63,05	5,08
		5,00	23,15	18,18	629,54	82,62	5,22
		6,00	27,60	21,86	740,57	97,19	5,18

Tubería Estructural Redonda



Largo Normal:
6 metros
Recubrimiento:
Negro o Galvanizado
Norma de Calidad:
ASTM A 500 Gr. A, B ó C
Norma de Fabricación:
NTE INEN 2415
Espesores:
Desde 1,50 a 6,00 mm
Observaciones:
Otras dimensiones, espesores y
largos previa consulta.

- Aplicaciones
- Estructuras: portantes, galpones y naves industriales.
 - Construcción: rejas, portones, columnas.
 - Automotriz y de autopartes: carrocería, remolques y rodados.
 - Agroganadera: maquinaria e implementos agrícolas, avícolas y ganaderos.
 - Señalización y vialidad: alumbrado, soportes.
 - Equipos y máquinas de todo tipo.

- Beneficios
- Duradero: Al construir con acero, asegura que su producto tenga una vida útil, superior a los materiales de construcción convencionales.
 - Económico: Se optimiza el uso del material produciéndose ahorro en obras, por facilidad y rapidez de uso y armado ahora en tiempo y personal.
 - Ecológico: Con el uso de acero, se minimiza la utilización de madera y su desecho, por lo que contribuye al medio ambiente.

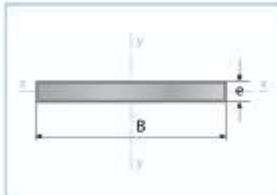
Fuente: Catálogo IPAC

ANEXO 5

Tabla E: Tubería estructural redonda

Dimensiones		Espesor	Peso
B	e	P	
mm	mm	kg/6m	
12	3,00	1,70	
12	4,00	2,26	
12	6,00	3,39	
20	3,00	2,83	
20	4,00	5,00	
20	6,00	5,37	
25	3,00	3,53	
25	4,00	4,71	
25	6,00	7,07	
25	8,00	9,42	
25	9,50	10,59	
25	12,00	14,13	
30	3,00	4,24	
30	4,00	7,07	
30	6,00	8,47	
30	8,00	11,30	
30	9,50	12,71	
30	12,00	16,96	
40	3,00	5,37	
40	4,00	7,16	
40	6,00	10,74	
40	8,00	16,11	
40	9,50	17,90	
40	12,00	21,48	
50	3,00	7,07	
50	4,00	9,50	
50	6,00	14,13	
50	8,00	18,84	
50	9,50	21,20	
50	12,00	28,26	
65	6,00	18,37	
65	9,50	30,62	
65	12,00	36,74	
75	6,00	21,20	
75	9,50	35,33	
75	12,00	42,39	
100	6,00	28,26	
100	8,00	37,68	
100	9,50	47,10	
100	12,00	58,52	

Productos Laminados Pletina



Largo normal:
6 metros
Recubrimiento:
Negro
Espesores:
Desde 3,00 a 12,00 mm
Calidad de acero:
DIN 17100 / ST 37-2 / ASTM A-36
Norma de fabricación:
INEN 2222 / ISO 1035
Observaciones:
Otras dimensiones y largos previa consulta.

- Aplicaciones
- Somier carmas.
 - Cerrajería en general (puertas, ventanas, rejas).
 - Estructuras en general.
 - Muebles metálicos.
 - Paquete de resortes (Sistemas de suspensión).



Fuente: Catálogo IPAC

ANEXO 6

Tabla F: Plancha Laminada en Frio

Plancha laminada en frío				
Recubrimiento: Negro Norma de Fabricación: NTE INEN 115 Norma de Calidad: ASTM A 36 / JIS G 3141 SPCC - SD / SAE 1010 Observaciones: Dimensiones y largos especiales, previa consulta				
Ancho	Largo	Espesor	Peso Aprox.	Calidad
mm	mm	mm	kg.	
1.000	2.000	0,70	10,99	Embutición
1.000	2.000	0,90	14,13	
1.000	2.000	1,10	17,27	
1.000	2.000	1,40	21,98	
1.220	2.440	0,40	9,35	Comercial
1.220	2.440	0,45	10,52	
1.220	2.440	0,50	11,68	
1.220	2.440	0,60	14,02	
1.220	2.440	0,70	16,36	
1.220	2.440	0,75	17,53	
1.220	2.440	0,90	21,03	
1.220	2.440	1,10	25,70	
1.220	2.440	1,40	32,72	
1.220	2.440	2,00	46,74	

Fuente: Catálogo IPAC

ANEXO 7

Rodamientos de rodillos cónicos de una hilera

SKF 32005 S/Q

Dimensiones principales			Capacidades de carga básica		Velocidades nominales		Designación
d	D	T	dinámica	estática	Velocidad de referencia	Límite de velocidad	* rodamiento SKF Explorer
mm			kN	C ₀	rpm		
25	47	15	27	32,5	11000	14000	

Factores de cálculo
 e 0,43
 Y 1,4
 Y_0 0,8

SKF 32005 S/Q

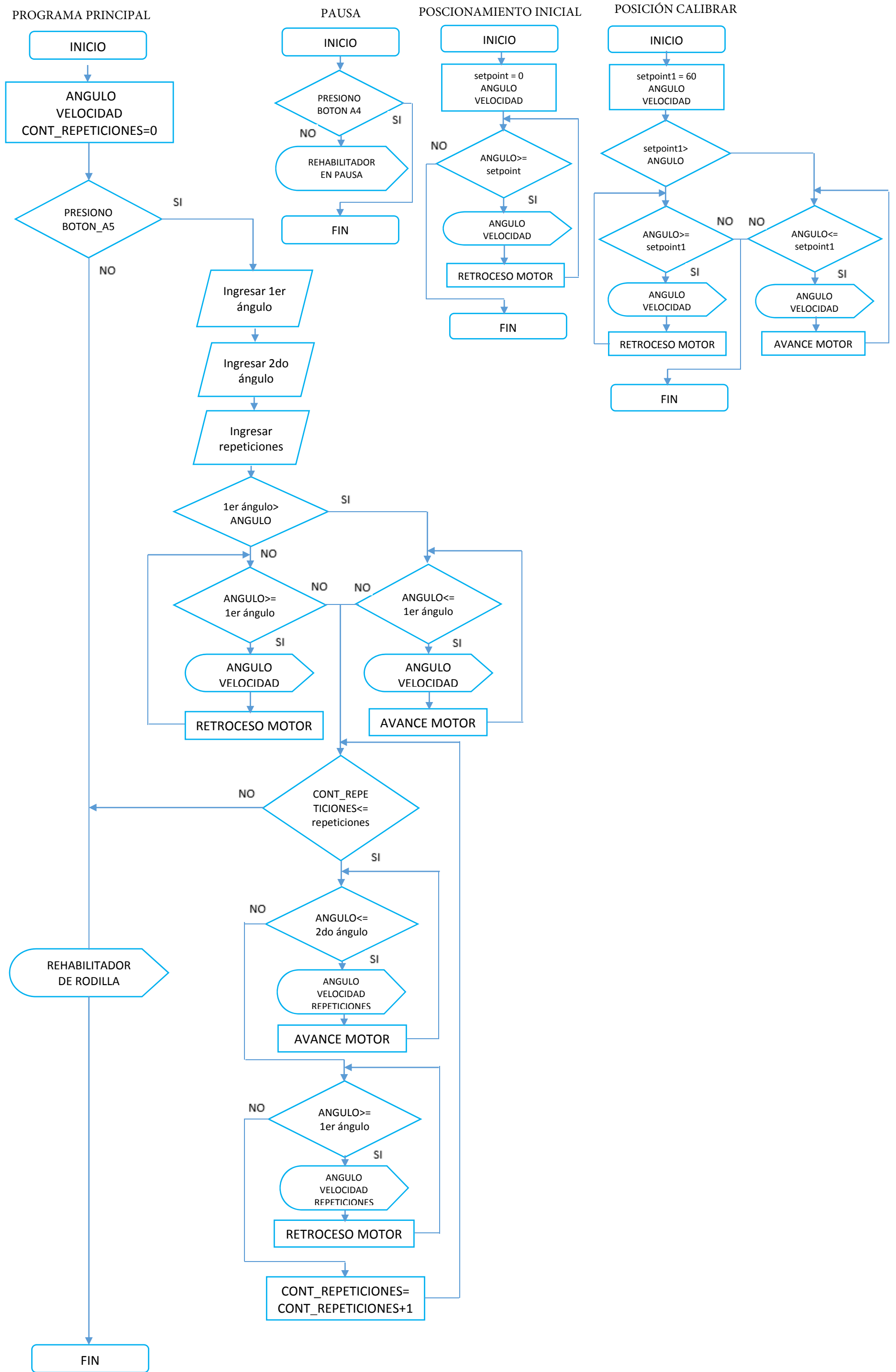
Dimensiones principales			Capacidades de carga básica		Velocidades nominales		Designación
d	D	T	dinámica	estática	Velocidad de referencia	Límite de velocidad	* rodamiento SKF Explorer
mm			kN	C ₀	rpm		
20	42	15	24,2	27	12000	16000	

Factores de cálculo
 e 0,37
 Y 1,6
 Y_0 0,9

Fuente: Catálogo Rodamientos SKF

ANEXO 8

Flujograma del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla



Flujograma del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla

ANEXO 9

Código del prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla

```
////////// CONFIGURACIÓN DE FUSIBLES ////////////
////////// MICROCONTROLADOR A UTILIZARSE ////////////
#include <18f4550.h>
//// RESOLUCIÓN DEL CONVERSOR ANALÓGICO DIGITAL ///
#define adc=10
////////// CONFIGURACIÓN DE FUSIBLES ////////////
#fuses
HSPLL,MCLR,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,NODEBUG,USBDIV,
PLLS,CPUDIV1,VREGEN,NOPBADEN
//// CONFIGURACIÓN FRECUENCIA DE TRABAJO ////
#define delay(clock=20M)
/// METODO ENTRADA/SALIDA DE LOS PUERTOS A, C y E ///
#define standard_io(a)
#define standard_io(c)
#define standard_io(e)
////////// CONFIGURACION PINES DE CONEXION LCD ////////////
#define LCD_DB4 PIN_B0
#define LCD_DB5 PIN_B1
#define LCD_DB6 PIN_B2
#define LCD_DB7 PIN_B3
#define LCD_E PIN_C0
#define LCD_RW PIN_C1
#define LCD_RS PIN_C2
////// LIBRERIAS PARA EL MANEJO DE LA LCD Y EL TECLADO ////
#include <lcdfr.c>
#include <kbdfrt.c>
////// LIBRERIAS DE FUNCIONES MATEMÁTICAS ////
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include <math.h>
////////// VARIABLES GLOBALES//////////
int16 lectura, lectura1;
int valor, angulop, vel1, lectura_vel1;
int setpoint_angulo=60;
int setpoint_inicio=5;
// CAMBIO DE GIRO DEL MOTOR HACIA ATRAS O EN ALTO //
void atras(){
  output_low(Pin_E0);
  output_low(Pin_E1);
  delay_ms(20);
  output_high(Pin_E0);
  output_low(Pin_E1);
  delay_ms(10);
  output_high(Pin_E0);
  output_high(Pin_E1);
  delay_ms(10);}
////////// CAMBIO DE GIRO DEL MOTOR HACIA ADELANTE O EN
BAJO ////////////
void adelante(){
  output_low(Pin_E0);
  output_high(Pin_E1);
  delay_ms(20);
  output_high(Pin_E0);
  output_high(Pin_E1);
  delay_ms(10);
  output_high(Pin_E0);
  output_low(Pin_E1);
  delay_ms(10);}
////// SUBROUTINAS PARA EL POSICIONAMIENTO A SESENTA
GRADOS 60° ////////////
////////// AVANCE DEL MOTOR ////////////
void girohorario(){
  while(angulop<=setpoint_angulo){
    set_adc_channel(0);
    delay_us(10);
    lectura=read_adc();
    set_adc_channel(1);
    delay_us(10);
    lectura1=read_adc();
    angulop=(42.86*(5.0*lectura)/1023.0);
    lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
    vel1=101-lectura_vel1;
    printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", angulop);
    printf(lcd_putc, "\nVELOCIDAD = %3u", vel1);
    output_low(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);
    output_high(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);}
////////// RETROCESO DEL MOTOR ////////////
void giroantihorario(){
  while(angulop>=setpoint_angulo){
    set_adc_channel(0);
    delay_us(10);
    lectura=read_adc();
    set_adc_channel(1);
    delay_us(10);
    lectura1=read_adc();
    angulop=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
    lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
    vel1=101-lectura_vel1;
    printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", angulop);
    printf(lcd_putc, "\nVELOCIDAD = %3u", vel1);
    output_low(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);
    output_high(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);}
////// POSICIONAMIENTO CALIBAR AUTOMÁTICO ////
void posicionamiento_horario(){
  while(angulop<=setpoint_angulo){
    girohorario();}
void posicionamiento_antihorario(){
  while(angulop>=setpoint_angulo){
    atras();
    giroantihorario();
    adelante();}
//////////SUBROUTINAS PARA EL POSICIONAMIENTO A CERO
GRADOS 0°//////////
////////// POSICIONAMIENTO INICIAL ////////////
void giro_inicio(){
  while(angulop>=setpoint_inicio){
    set_adc_channel(0);
    delay_us(10);
    lectura=read_adc();
    set_adc_channel(1);
    delay_us(10);
    lectura1=read_adc();
    angulop=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
    lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
    vel1=101-lectura_vel1;
    printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", angulop);
    printf(lcd_putc, "\nVELOCIDAD = %3u", vel1);
    output_low(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);
    output_high(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);}
////////// POSICIONAMIENTO INICIAL AUTOMÁTICO ////////////
void posicionamiento_inicio(){
  while(angulop>=setpoint_inicio){
    atras();
    giro_inicio();}
```

```

adelante(); } }
////////////////// INTERRUPTOS //////////////////
#INT_rb
void ext_isr(){
////////// PIN RB7 PERMITE POSICIONARSE A 60° PARA //////////
/// REGULAR LAS BARRAS TELESCOPICAS DEL MECANISMO ///
if(input(pin_b7)==1){
  output_HIGH(PIN_a2);
  delay_ms(500);
  lcd_putc("\f");//borra pantalla
  printf(lcd_putc,"POSICION\n");
  lcd_putc("INICIAL");
  delay_ms(40000);
  set_adc_channel(0);
  delay_us(20);
  lectura=read_adc();
  angulop=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
  printf(lcd_putc, "\fADC LEC = %4ld", lectura);
  printf(lcd_putc, "\nANGULO = %03u °", angulop);
  delay_ms(1000);
  ///SUBROUTINA GIRO MOTOR///
  posicionamiento_inicio();
  delay_ms(10);
  output_low(Pin_E0);
  output_low(Pin_A2); }
////////// PIN RB6 PERMITE POSICIONARSE A 5° PARA //////////
////////// COLOCAR LA PIERNA DEL PACIENTE //////////
if(input(pin_b6)==1){
  output_HIGH(PIN_a2);
  delay_ms(500);
  lcd_putc("\f");
  printf(lcd_putc,"POSICION\n");
  lcd_putc("CALIBRAR");
  delay_ms(40000);
  set_adc_channel(0);
  delay_us(20);
  lectura=read_adc();
  angulop=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
  printf(lcd_putc, "\f LECTURA ACTUAL ");
  printf(lcd_putc, "\nANGULO = %03u °", angulop);
  delay_ms(50000);
  ///SUBROUTINA GIRO MOTOR///
  if(angulop>=setpoint_angulo){
    posicionamiento_antihorario();}
  else if(angulop<=setpoint_angulo){
    posicionamiento_horario();} }
/// PIN RB5 PERMITE PONER EN PAUSA EL DISPOSITIVO ///
// PIN RA4 CONTINUA LA REHABILITACIÓN //
if(input(pin_b5)==1){
  output_high(pin_a2);
  delay_ms(500);
  printf(lcd_putc, "\f REHABILITADOR");
  printf(lcd_putc, "\n EN PAUSA");
  while(input(pin_a4)!=1){ } }
if(input(pin_b4)==1){
  printf(lcd_putc, "\fPIN B4");
  delay_ms(1000);} }
////////////////// PROGRAMA PRINCIPAL //////////////////
void main(void) {
////////////////// VARIABLES LOCALES //////////////////
char y=2;
signed char x=1;
char y1=1;
signed char x1=9;
char k;
int i;
char data0[3], data1[3], data2[2], data3[1];
float angulo;
int angulo1, angulo2, repeticiones, velocidad, contvelocidadH,
contvelocidadL;
int16 pauset=500;

```

```

///VARIABLES CONTADORES DE PARAMETROS///
int contrepeticiones;
int contvelocidad;
lcd_init();
kbd_init();
port_b_pullups(TRUE);
lcd_gotoxy(1,1);
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
setup_adc_ports(ANO_TO_AN1);
enable_interrupts(int_rb);
ext_int_edge(I_TO_h);
enable_interrupts(GLOBAL);
while(true){
  lcd_gotoxy(x,y);
  printf(lcd_putc,"REHABILITADOR");
  lcd_gotoxy(x1,y1);
  printf(lcd_putc,"RODILLA");
  delay_ms(5000);
  x++;
  if(x>16){
    x=1;
    y++;
    if(y>2)
      y=1; }
  x1++;
  if(x1>16){
    x1=1;}
  delay_ms(4000);
  lcd_putc("\f");
  delay_ms(2000);
  printf(lcd_putc, "\f REHABILITADOR");
  printf(lcd_putc, "\n DE RODILLA");
  delay_ms(5000);
  printf(lcd_putc, "\f FROILAN PERUGACHI");
  printf(lcd_putc, "\n PERUGACHI");
  delay_ms(50000);
  printf(lcd_putc, "\f UTN");
  printf(lcd_putc, "\n CIME");
  delay_ms(50000);
  int pas;
  while(PIN_A5!=1){
    if (input(PIN_A5) == 1) {
      pas=1;
      break;}
    printf(lcd_putc, "\f FROILAN");
    printf(lcd_putc, "\n PERUGACHI");
    delay_ms(50000);
    if (input(PIN_A5) == 1) {
      pas=1;
      break;}
    printf(lcd_putc, "\f UTN");
    printf(lcd_putc, "\n CIME");
    delay_ms(50000);
    if (input(PIN_A5) == 1) {
      pas=1;
      break; } }
  ///INGRESO DE DATOS TECLADO///
  if (pas == 1) {
    delay_ms(100);
    output_high(pin_a2);
    delay_ms(500);
    output_low(pin_a2);
    ///INGRESO DEL PRIMER ANGULO EN EL VECTOR
    ///
    i=0; //posición del vector
    printf(lcd_putc, "\fPRIMER ANGULO \n ");
    data0[3]="";
    while(i<=3){
      k=kbd_getc();
      if (k!=0) { //Si se ha pulsado alguna tecla
        if(k=='*' || k=='#' || i>2) {

```

```

k=' ';
break;}
else {
data0[i]=k;//guarda el dato en la posición correspondiente
printf(lcd_putc,"%c", k);
i++; } }
angulo1 = atof(data0); //trasforma la cadena a un valor
numerico
i=0;
printf(lcd_putc,"\fSEGUNDO ANGULO \n ");
data1[3]="";
while(i<=3){
k=kbd_getc();
if (k!=0) { //Si se ha pulsado alguna tecla
if(k=='*' || k=='#' || i>2) {
k=' ';
break; }
else {
data1[i]=k; //guarda el dato en la posición correspondiente
printf(lcd_putc,"%c", k);
i++; } } }
angulo2 = atof(data1); //trasforma la cadena a un valor
numerico
i=0; //posición del vector
printf(lcd_putc,"\fREPETICIONES \n "); //Para primer dato
data2[2]="";
//data0[3]="";
while(i<=2){
k=kbd_getc();
if (k!=0) { //Si se ha pulsado alguna tecla
if(k=='*' || k=='#' || i>1) {
k=' ';
break; }
else {
data2[i]=k; //guarda el dato en la posición correspondiente
printf(lcd_putc,"%c", k);
i++; } } }
repeticiones = atof(data2); //trasforma la cadena a un valor
numerico
i=0; //posición del vector
printf(lcd_putc,"\fVELOCIDAD \n "); //Para primer dato
data3[1]="";
//data0[3]="";
while(i<=1){
k=kbd_getc();
if (k!=0) { //Si se ha pulsado alguna tecla
if(k=='*' || k=='#' || i>0) {
k=' ';
break; }
else {
data3[i]=k; //guarda el dato en la posición correspondiente
printf(lcd_putc,"%c", k);
i++; } } }
velocidad = atof(data3); //trasforma la cadena a un valor
numerico
///// MUESTRA LOS DATOS INGRESADO EN LA PANTALLA LCD
/////
printf(lcd_putc,"\fDATOS INGRESADOS");
printf(lcd_putc,"\nAngulo1 = %3u", angulo1);
delay_ms(50000);
printf(lcd_putc,"\fAngulo2 = %3u", angulo2);
printf(lcd_putc,"\nRepetir = %2u", repeticiones);
delay_ms(50000);
lcd_putc("\f");
printf(lcd_putc,"\f INICIO");
printf(lcd_putc,"\n REHABILITACION");
delay_ms(30000);
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
lectura=read_adc();
valor=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;

printf(lcd_putc, "\fADC = %4ld", lectura);
printf(lcd_putc, "\nANGULO = %03u °", valor);
delay_ms(5000);
//SUBROUTINA AVANCE DEL MOTOR////
/////PRIMER ANGULO INGRESADO ES MAYOR QUE EL
ANGULO REAL/////
if(angulo1>valor){
while(angulo1<=valor){
set_adc_channel(0);
delay_us(10);
lectura=read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(10);
lectura1=read_adc();
valor=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
vel1=101-lectura_vel1;
printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", angulo1);
printf(lcd_putc, "\nVELOCIDAD = %3u", vel1);
output_low(Pin_E0);
delay_ms(vel1);
output_high(Pin_E0);
delay_ms(vel1); }
////////SUBROUTINA DE REPETICIONES////////
////////VARIABLE PARA CONTABILIZAR REPETICIONES/////
contrepeticiones=1;
int bandera=0;
while(contrepeticiones<=repeticiones){
if(bandera==0){
////////AVANCE DEL MOTOR //////////
while(valor<=angulo2){
set_adc_channel(0);
delay_us(10);
lectura=read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(10);
lectura1=read_adc();
valor=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
vel1=101-lectura_vel1;
printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", valor);
printf(lcd_putc, "\nVEL=%3u
REP=%2u",vel1,contrepeticiones);
output_low(Pin_E0);
delay_ms(vel1);
output_high(Pin_E0);
delay_ms(vel1);}
////////CAMBIO DE GIRO HACIA ATRAS //////////
output_low(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(10);
output_high(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(5);
output_high(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(5);
bandera=1;}
if(bandera==1){
////////RETROCESO DEL MOTOR //////////
while(angulo1<=valor){
set_adc_channel(0);
delay_us(10);
lectura=read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(10);
lectura1=read_adc();
valor=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
vel1=101-lectura_vel1;
printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", valor);

```

```

    printf(lcd_putc, "\nVEL=%3u
REP=%2u", vel1, contrepeticiones);
    output_low(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);
    output_high(Pin_E0);
    delay_ms(vel1);}
////////// CAMBIO DE GIRO HACIA ADELANTE //////////
output_low(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(20);
output_high(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(10);
output_high(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(10);
bandera=0;}
contrepeticiones++; } }
///SUBROUTINA RETROCESO DEL MOTOR///
//////////PRIMER ANGULO INGRESADO ES MENOR QUE EL
ANGULO REAL//////////
else if(angulo1<valor){
////////// CAMBIO DE GIRO HACIA ATRAS //////////
output_low(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(10);
output_high(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(5);
output_high(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(5);
////////// RETROCESO DEL MOTOR //////////
while(valor>=angulo1){
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
lectura=read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(10);
lectura1=read_adc();
valor=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
vel1=101-lectura_vel1;
printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", valor);
printf(lcd_putc, "\nVELOCIDAD = %3u", vel1);
output_low(Pin_E0);
delay_ms(vel1);
output_high(Pin_E0);
delay_ms(vel1); }
////////// CAMBIO DE GIRO HACIA ADELANTE //////////
output_low(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(20);
output_high(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(10);
output_high(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(10);
//////////SUBROUTINA DE REPETICIONES//////////
//////////VARIABLE PARA CONTABILIZAR REPETICIONES//////////
contrepeticiones=1;
int bandera=0;
contvelocidadH=velocidad*2;
contvelocidadL=velocidad;
while(contrepeticiones<=repeticiones){
if(bandera==0){
////////// AVANCE DEL MOTOR //////////
while(angulo2>=valor){
set_adc_channel(0);
delay_us(20);

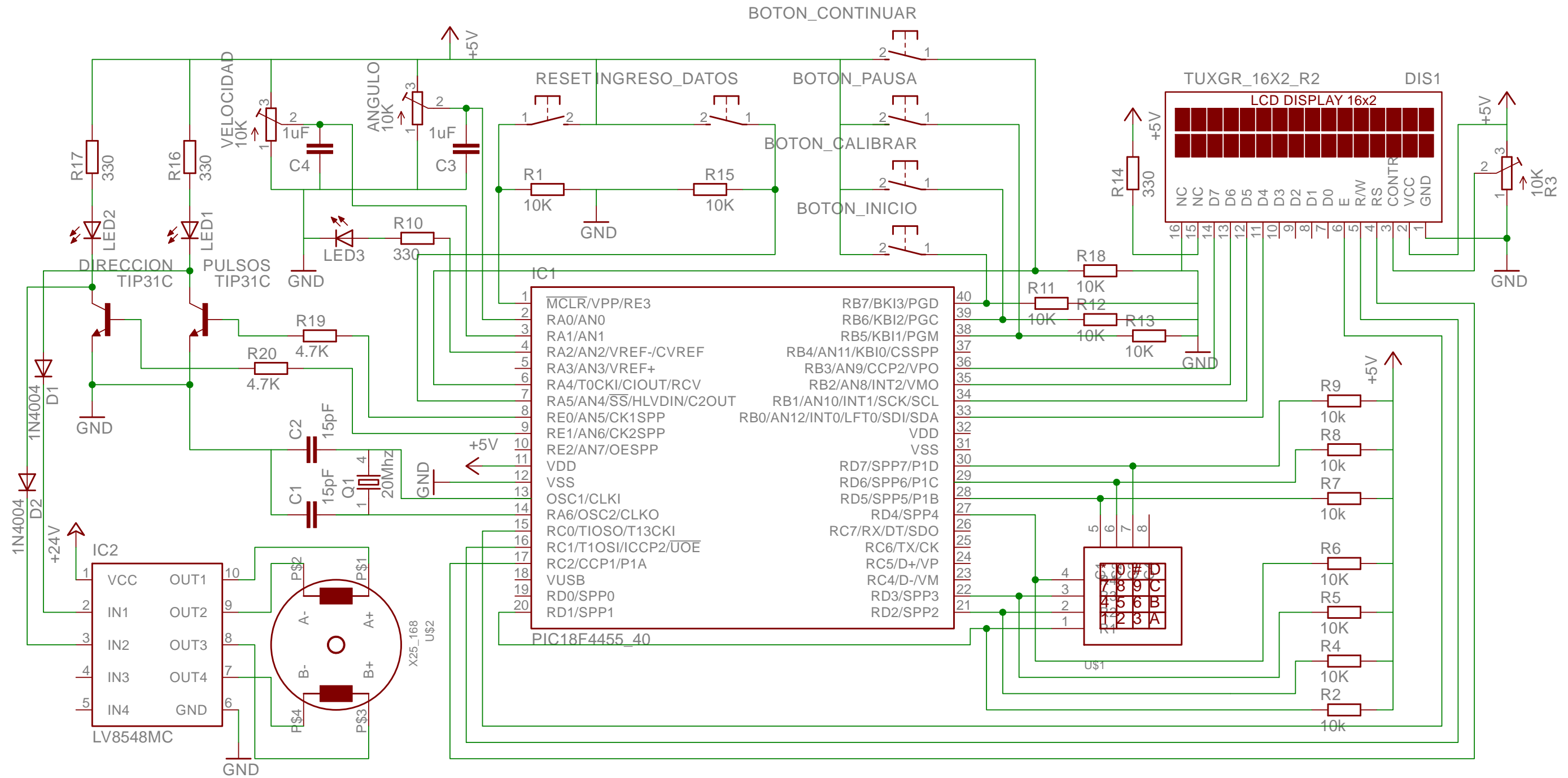
lectura=read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(10);
lectura1=read_adc();
valor=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
vel1=101-lectura_vel1;
printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", valor);
printf(lcd_putc, "\nVEL=%3u
REP=%2u", vel1, contrepeticiones);
output_low(Pin_E0);
delay_ms(vel1);
output_high(Pin_E0);
delay_ms(vel1);}
////////// CAMBIO DE GIRO HACIA ATRAS //////////
output_low(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(10);
output_high(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(5);
output_high(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(5);
bandera=1;}
if(bandera==1){
////////// RETROCESO DEL MOTOR //////////
while(valor>=angulo1){
set_adc_channel(0);
delay_us(20);
lectura=read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(10);
lectura1=read_adc();
valor=42.86*(5.0*lectura)/1023.0;
lectura_vel1=(100.0*lectura1)/1023.0;
vel1=101-lectura_vel1;
printf(lcd_putc, "\fANGULO = %3u", valor);
printf(lcd_putc, "\nVEL=%3u
REP=%2u", vel1, contrepeticiones);
output_low(Pin_E0);
delay_ms(vel1);
output_high(Pin_E0);
delay_ms(vel1);
////////// CAMBIO DE GIRO HACIA ADELANTE //////////
output_low(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(20);
output_high(Pin_E0);
output_high(Pin_E1);
delay_ms(10);
output_high(Pin_E0);
output_low(Pin_E1);
delay_ms(10);
bandera=0;}
contrepeticiones++; } }
////////// FIN REHABILITACIÓN //////////
printf(lcd_putc, "\f REHABILITACION");
printf(lcd_putc, "\n FINALIZADA");
delay_ms(50000);
data0[3]="";
data1[3]="";
data2[2]="";
pas=0; }
output_LOW(PIN_A2);
output_LOW(PIN_A3);
output_LOW(PIN_A4);
output_LOW(PIN_E0);
output_LOW(PIN_E1);}}

```

ANEXO 10

Diagrama electrónico

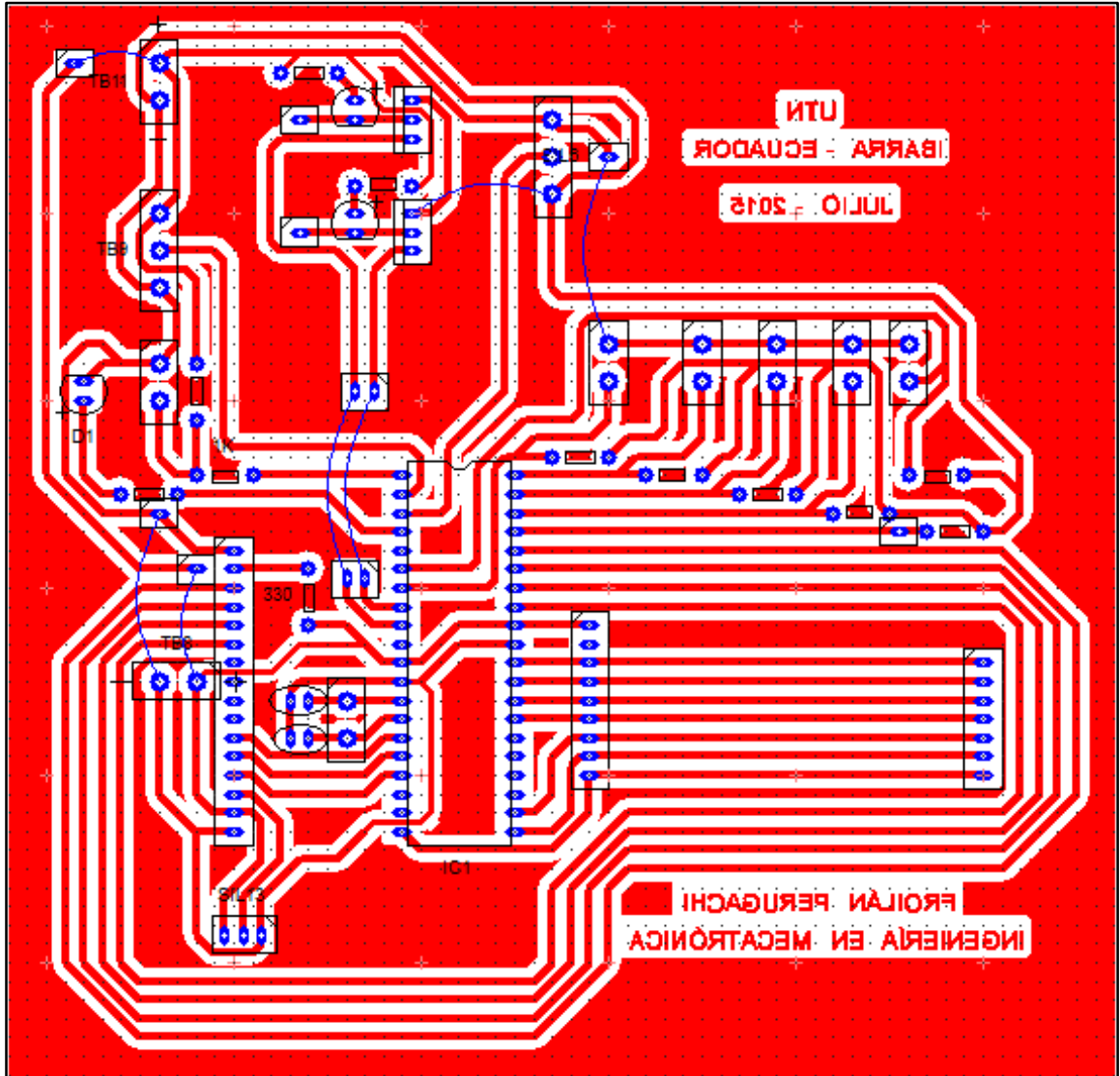
DIAGRAMA ELECTRÓNICO PROTOTIPO REHABILITADOR ISOCINÉTICO PASIVO DE RODILLA



Materiales y Dispositivos Electrónicos					
Cant.	Descripción	Cant.	Descripción	Cant.	Descripción
1	Motor paso a paso bipolar 4Nm	2	Transistores NPN Tip41C	2	Capacitores de 1μF
1	Driver motor a pasos	13	Resistencias de 10KΩ	3	Diodos leds
1	Microcontrolador PIC 18F4550	3	Resistencias de 330Ω	1	Fuente de 24V
1	Pantalla LCD 16x2	2	Resistencias de 4.7KΩ	1	Fuente de 5V
1	Teclado matricial 4x3	3	Potenciómetros 10KΩ		
6	Pulsadores	2	Capacitores de 15pF		

ANEXO 11

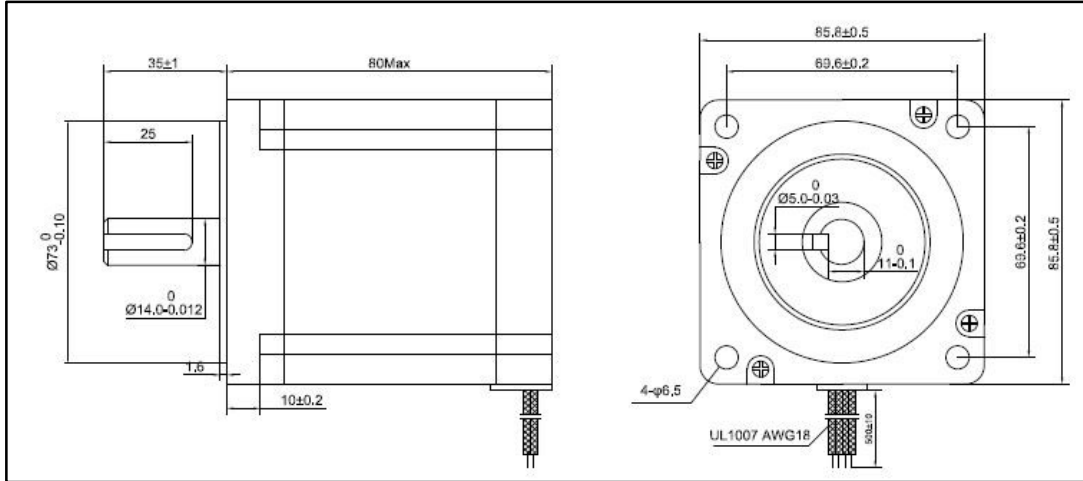
Diseño PCB



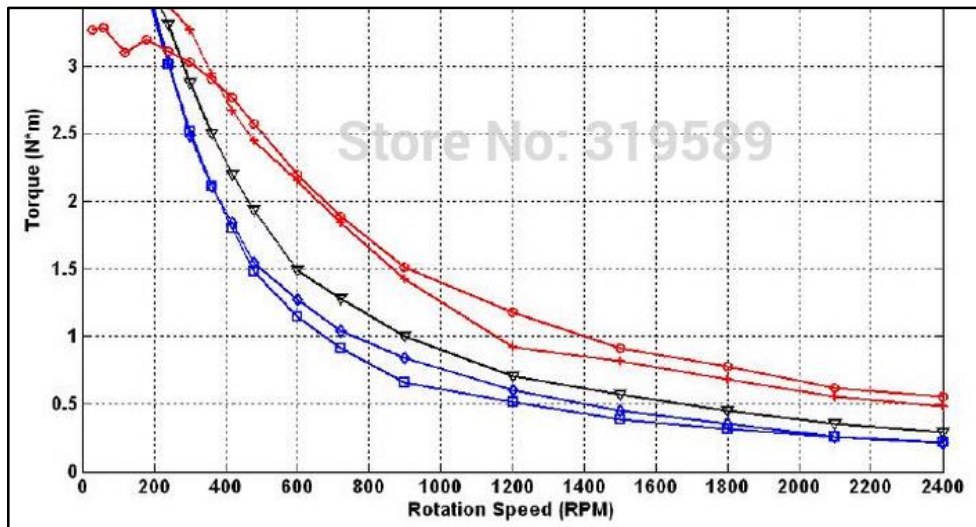
ANEXO 12

Especificaciones del motor

Dimensiones



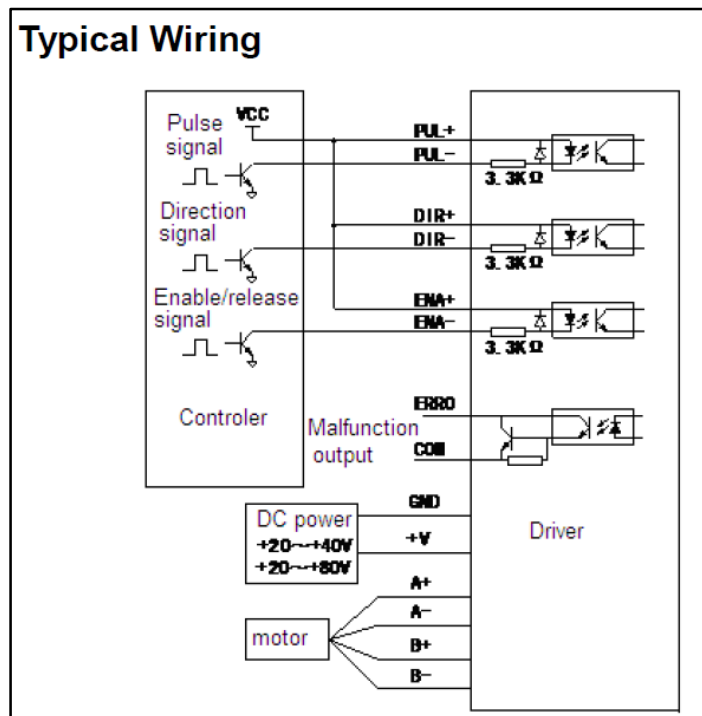
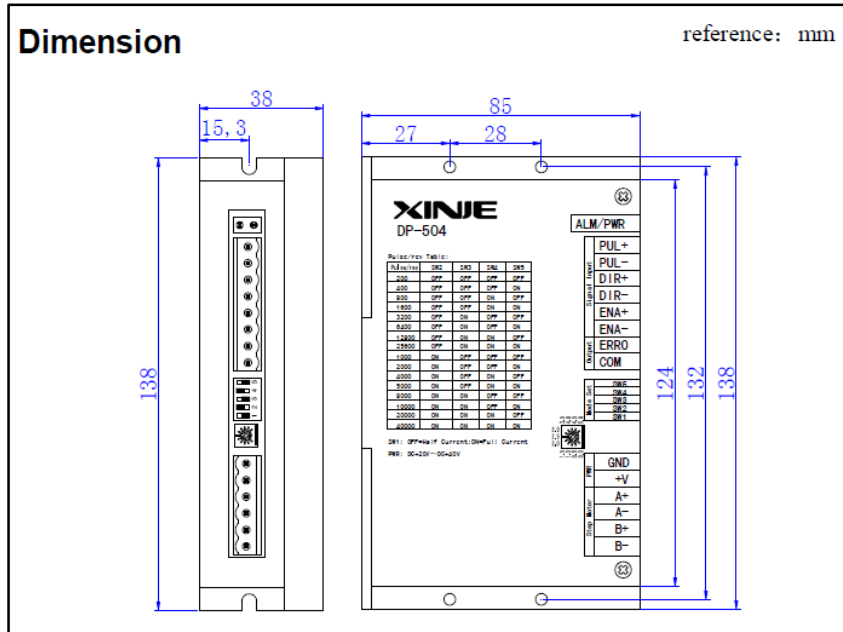
Grafica Torque - Velocidad



Fuente: <http://www.xinje.com/>

ANEXO 13

Especificaciones del controlador DP-504



Fuente: <http://www.xinje.com/>

ANEXO 14

Costos

Cant.	PRODUCTO	PRECIO		COSTO FINAL
		Unitario	Total	
1	Motor a pasos bipolar Xinje 4Nm 4,5A	195,50	195,50	423,20
1	Driver motor a pasos Xinje DP-508	227,70	227,70	
1	Microcontrolador PIC 18F4550	12,75	12,75	104,05
1	Pantalla LCD 16x2	10,00	10,00	
1	Teclado matricial 4x3	10,00	10,00	
1	Servomotor Tower Pro 10Kg	17,00	17,00	
2	Transistores NPN Tip41C	0,60	1,20	
6	Pulsadores	0,25	1,50	
13	Resistencias de 10K Ω	0,05	0,65	
3	Resistencias de 330 Ω	0,05	0,15	
2	Resistencias de 4.7K Ω	0,05	0,10	
2	Potenciómetros 10K Ω	0,50	1,00	
2	Capacitores de 15pF	0,15	0,30	
2	Capacitores de 1 μ F	0,15	0,30	
2	Tiras de espadines hembra	0,75	1,50	
2	Tiras de espadines macho	0,75	1,50	
1	Baquelita	3,80	3,80	
3	Diodos leds	0,10	0,30	
2	Dios 1N4004	0,25	0,50	
1	Fuente 24V 5A	35,00	35,00	
1	Interruptor	1,00	1,00	
1	Cable de teléfono	3,00	3,00	
1	Canaleta	2,50	2,50	
1	Tornillo de Potencia Acme 5 hilos/in	60,00	60,00	272,70
1	Tuerca Acme	10,00	10,00	
1	Estructura de la base	50,00	50,00	
2	Barras fémur externa	15,00	30,00	
2	Barras fémur interna	8,00	16,00	
2	Barras tibia externa	10,00	20,00	
2	Barras tibia interna	8,00	16,00	
1	Soporte Pie	15,00	15,00	
1	Soporte Barras	15,00	15,00	
1	Cubierta motor	15,00	15,00	
1	Cubierta driver	15,00	15,00	
~	Tornillería	10,70	10,70	
Total				

- Los precios incluyen el iva del 12%.

ANEXO 15

Manuales de funcionamiento y mantenimiento

1. MANUAL DE FUNCIONAMIENTO

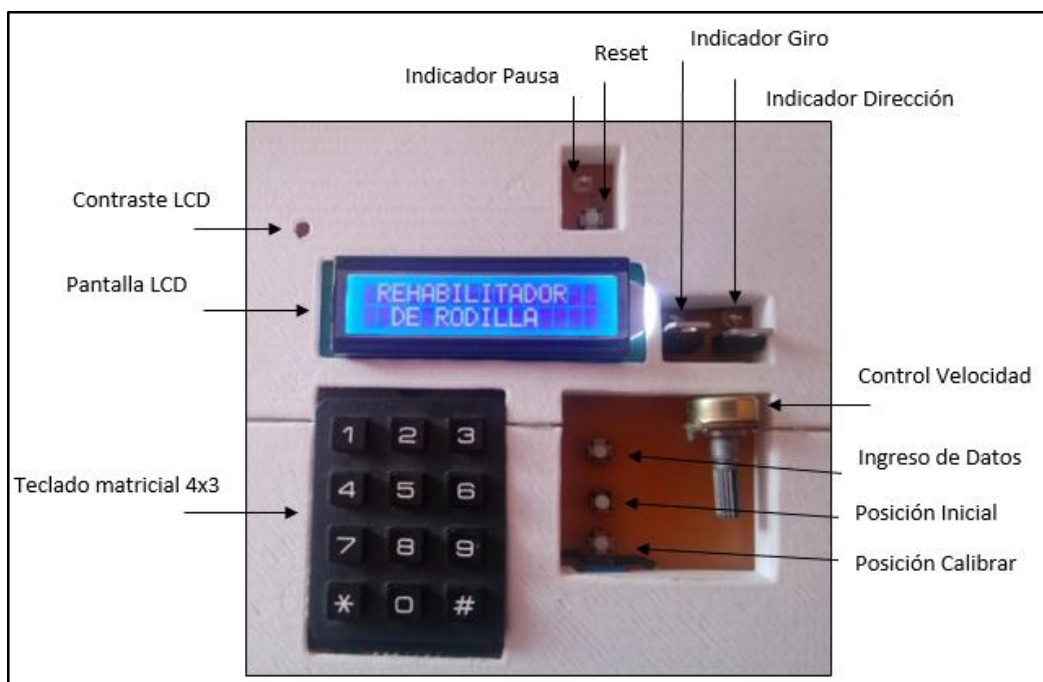
Antes de utilizar el dispositivo deben tomarse en cuenta las siguientes recomendaciones para su correcto funcionamiento.

1.1 Montaje del dispositivo

- El rehabilitador puede colocarse en la camilla del paciente o en cualquier superficie plana.
- El dispositivo debe ser ubicado en un ambiente seco libre de polvo, agua o cualquier impureza que pueda causar daños en los componentes del mismo.
- Verificar la red eléctrica, el dispositivo debe conectarse a 110V.

1.2 Descripción del proceso de funcionamiento

Antes de la descripción, se muestra la gráfica con las partes del sistema electrónico de control.



Partes del sistema electrónico

La *siguiente tabla* muestra el proceso de funcionamiento del rehabilitador de manera detallada.

FUNCIONAMIENTO DEL REHABILITADOR DE RODILLA

1.- Encender el dispositivo activando el interruptor, seguido verificar el led de color azul de la fuente de 24V y el mensaje "Rehabilitador de Rodilla" en la pantalla LCD.

Interruptor



Led color azul



Mensaje Pantalla LCD



2.- Presionar el botón Calibrar; el dispositivo se posiciona a 60 grados para que el fisioterapeuta pueda regular el arreglo de barras telescópicas dependiendo del paciente.

Rehabilitador a 60°



3.- Seguido, presionar el botón de inicio, esto hace que el rehabilitador se posicione a 5°, ángulo en el cual el terapeuta debe colocar la pierna del paciente en el rehabilitador.

Rehabilitador a 5°



4.- Poner las respectivas sujeciones en el aparato, y luego colocar la pierna del paciente en el rehabilitador.



Antes de iniciar la rehabilitación, el fisioterapeuta debe establecer el rango de movimiento para evitar posibles lesiones en la rodilla del paciente.

5.- Al presionar el botón Ingreso de datos, nos permite introducir el primer y segundo ángulo, mismos que definen la amplitud de movimiento, posteriormente se digita el número de repeticiones.

Una vez ingresado todos los parámetros, la pantalla LCD muestra los datos ingresados para su validación e iniciar con la rehabilitación.

Primer Ángulo



Segundo Ángulo



Repeticiones



6.- En cuanto a la velocidad es posible cambiar a cualquier momento de la rehabilitación, mismo que varía en un rango comprendido de 40°/min a 110°/min.

Velocidad= 86°/min



Velocidad= 106°/min



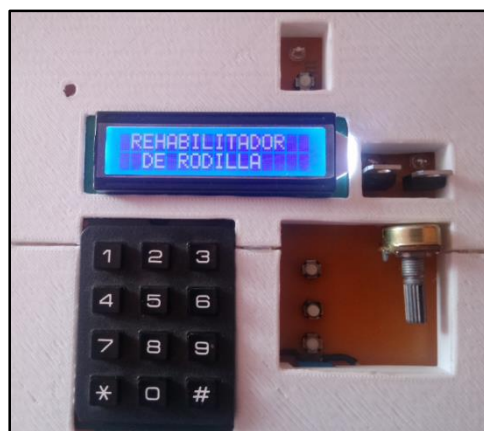
7.- El paciente puede presionar el botón de pausa a cualquier instante para detener el rehabilitador. Si desea continuar la rehabilitación, debe presionar el botón reanudar. En la pantalla LCD aparece el mensaje rehabilitador en pausa.



8.- Cuando termina la sesión, la pantalla muestra el mensaje "Rehabilitación finalizada".



9.- Culminada la sesión, regresa al programa principal, en el cual se ingresan los datos



2. MANUAL DE MANTENIMIENTO

2.1 Detección de problemas y posibles soluciones

Para dar soluciones a los posibles problemas que podrían presentarse en el rehabilitador, es necesario contar con un personal que tenga conocimientos básicos de mecánica y electrónica.

Posibles problemas del rehabilitador

Posibles Problemas en el Rehabilitador		
Problema	Causa	Posible Solución
Led azul de la fuente apagado	<ul style="list-style-type: none"> - Cable de poder defectuoso - Fuente de poder dañada 	<ul style="list-style-type: none"> - Cambiar cable - Reemplazar la fuente.
Pantalla LCD no muestra el mensaje	<ul style="list-style-type: none"> - Pantalla LCD dañada - Pines de comunicación LCD- PIC - Fuente de 5V defectuoso 	<ul style="list-style-type: none"> - Reemplazar pantalla LCD - Revisar circuito de comunicación - Cambiar fuente
Motor paso a paso no se mueve	<ul style="list-style-type: none"> - Transistor encargado del envío de pulso defectuoso o dañado. - Prisionero del tornillo aflojado - Error en las conexiones del Driver, el led indicador debe estar en el amarillo para su funcionamiento 	<ul style="list-style-type: none"> - Cambiar el transistor y verificar el led junto a éste. - Ajustar el prisionero - Apagar el sistema , y revisar las conexiones motor-driver
Tornillo de Potencia no gira	<ul style="list-style-type: none"> - Prisionero del tornillo aflojado - Impurezas en la rosca del tornillo 	<ul style="list-style-type: none"> - Ajustar el prisionero - Limpieza del tornillo de potencia
Tornillo de potencia gira en un solo sentido	<ul style="list-style-type: none"> - Transistor encargado del cambio de giro dañado o defectuoso. - Conexión motor – driver defectuoso 	<ul style="list-style-type: none"> - Cambiar el transistor - Revisar las conexiones de las entradas del driver
El mecanismo sobrepasa los ángulos establecidos	<ul style="list-style-type: none"> - Potenciómetro de retroalimentación defectuoso. - Canal analógico del PIC quemado - Conexión potenciómetro – PIC con errores. 	<ul style="list-style-type: none"> - Revisar salida del potenciómetro - Cambiar a otra entrada analógica del PIC - Revisar conexión entre la placa de control y el potenciómetro
La velocidad del motor no varía	<ul style="list-style-type: none"> - Potenciómetro de la placa de control defectuoso - Canal analógico del PIC quemado 	<ul style="list-style-type: none"> - Revisar potenciómetro, si es necesario reemplazar - Cambiar a otra analógica del PIC, si el problema persiste cambiar el microcontrolador
No se puede ingresar los datos	<ul style="list-style-type: none"> - Teclado dañado - Conexión PIC – teclado defectuoso 	<ul style="list-style-type: none"> - Reemplazar teclado - Revisar conexión

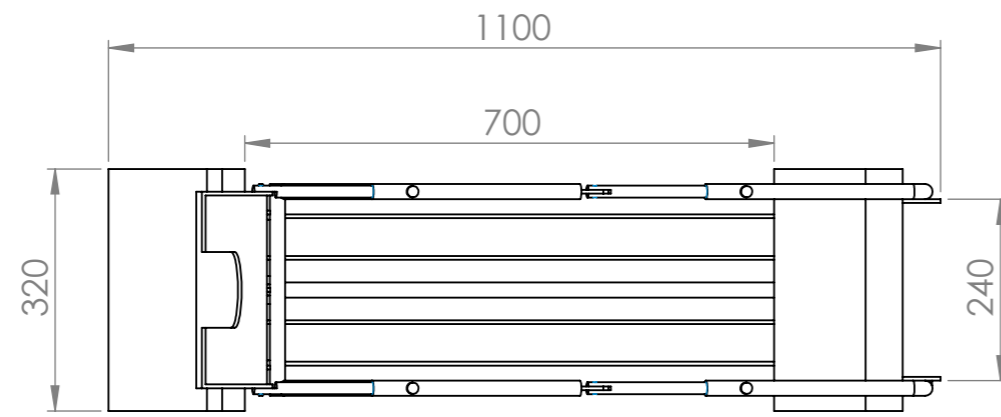
El mantenimiento de las diferentes partes del rehabilitador se describe en la siguiente tabla.

Mantenimiento del rehabilitador

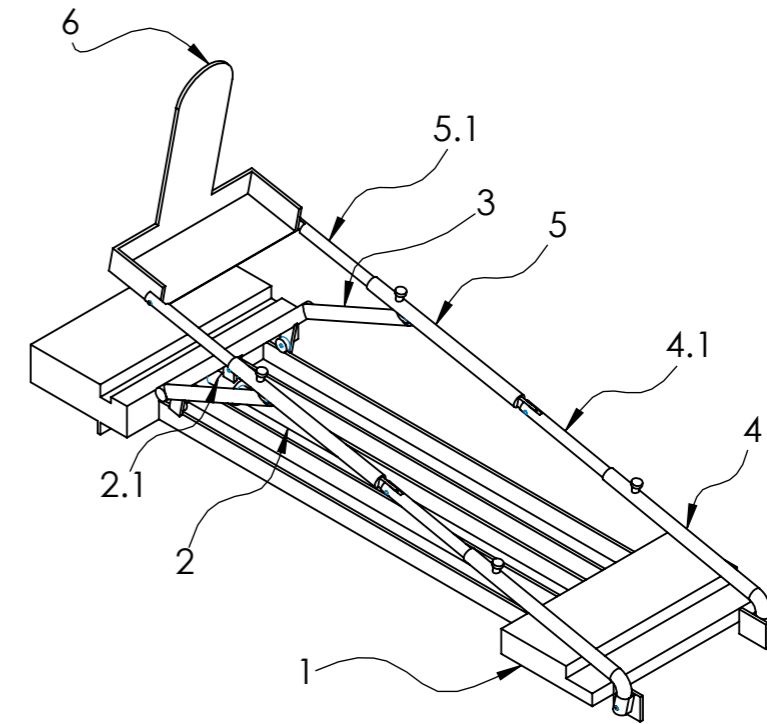
Mantenimiento Rehabilitador						
Descripción	Diario	Semanal	Mensual	Semestral	Anual	Actividad
Tornillos de sujeción	x					Revisar las roscas del tornillo de sujeción, ajustar correctamente para evitar deslizamientos de las barras telescópicas durante la terapia.
Tornillo de potencia y engrasado		x				Engrasado y limpieza de impurezas del tornillo y de la tuerca.
Prisioneros unión motor-tornillo		x				Revisar el estado de las roscas de los prisioneros y ajustar, la vibración del dispositivo hace que los prisioneros se aflojen, por lo tanto, la transmisión de torque del motor al tornillo presenta pérdidas.
Sistema electrónico de control			x			Revisar los pines de comunicación entre el driver y el microcontrolador, además, inspeccionar la alimentación al PIC el cual debe estar en un rango comprendido entre 4,5V y 5,5V
Pintura				x		En cuanto se refiere al acabado es conveniente pintar la parte mecánica del rehabilitador dos veces al año.
Cojinetes					x	Utilizar grasa LGHP2 para la lubricación de los rodamientos.
Fuente 24V					x	Revisar el voltaje de salida en la fuente que abastece el rehabilitador

ANEXO 16

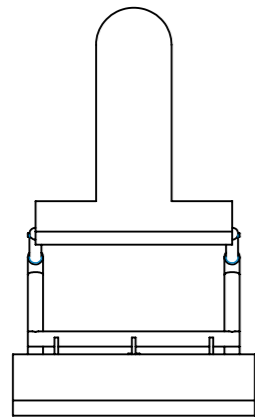
Planos del diseño mecánico



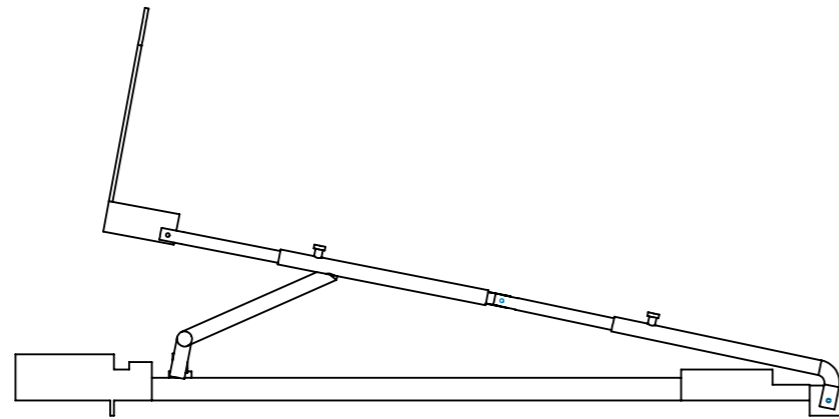
VISTA SUPERIOR



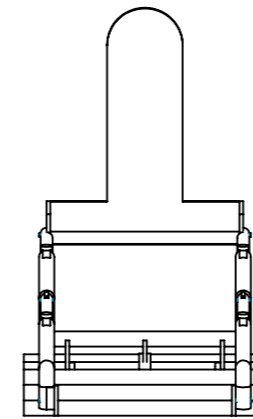
VISTA ISOMÉTRICA



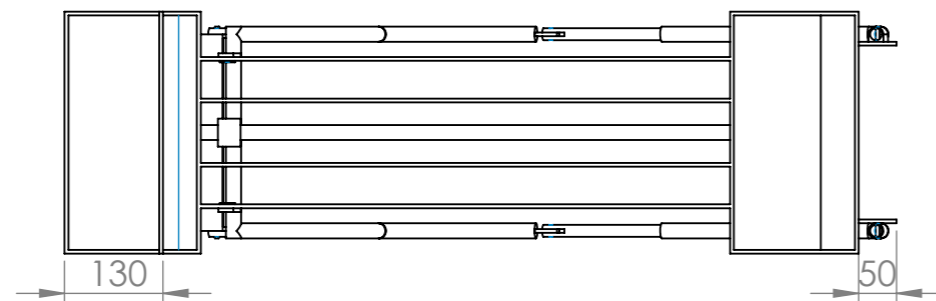
VISTA LATERAL IZQUIERDA



VISTA FRONTAL



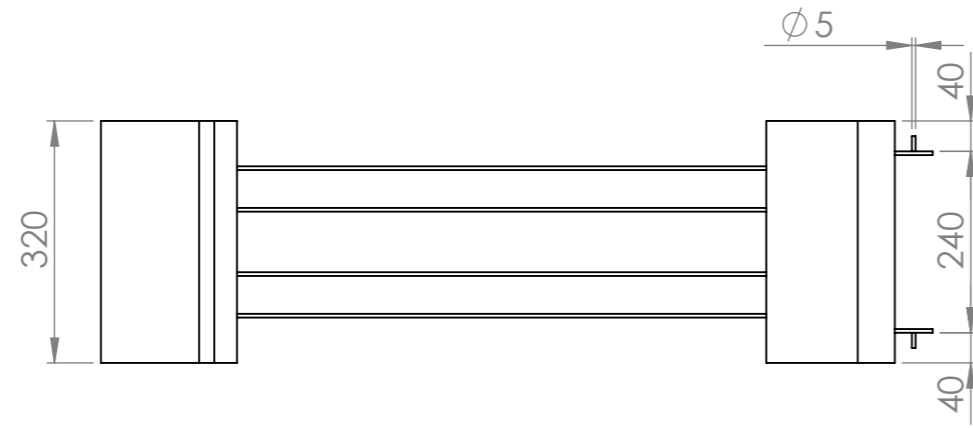
VISTA LATERAL DERECHA



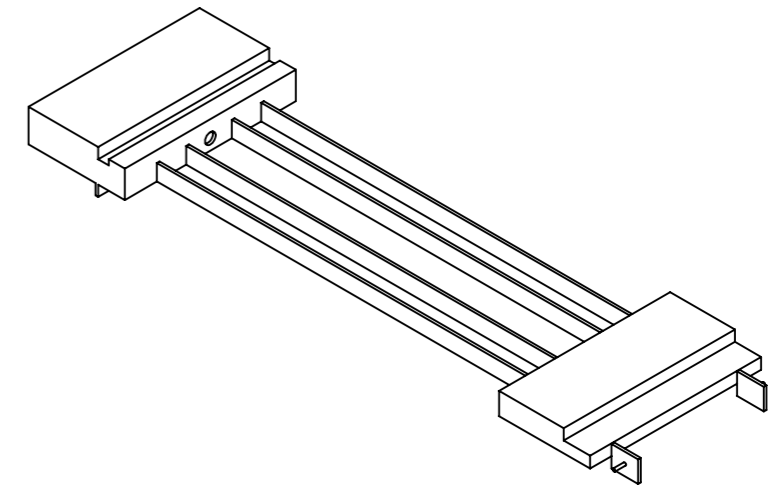
VISTA INFERIOR

Nº ITEM	CANTIDAD	MATERIAL	DESCRIPCIÓN
1	1	ASTM A36	Estructura de la base
2	1	AISI 1020	Tornillo de potencia
2.1	1	AISI 1020	Tuerca
3	1	ASTM A500	Soporte de barras
4	2	ASTM A500	Barra fémur
4.1	2	ASTM A500	Barra telescópica fémur
5	2	ASTM A500	Barra tibia
5.1	2	ASTM A500	Barra telescópica tibia
6	1	ASTM A36	Posapiés

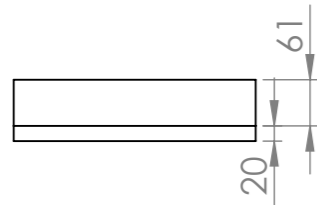
NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ. FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF. ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB. Ph.D. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
DIMENSIÓN: mm			N.º DE DIBUJO PLANO CONJUNTO	A3
			ESCALA: 1:10	HOJA 1 DE 1



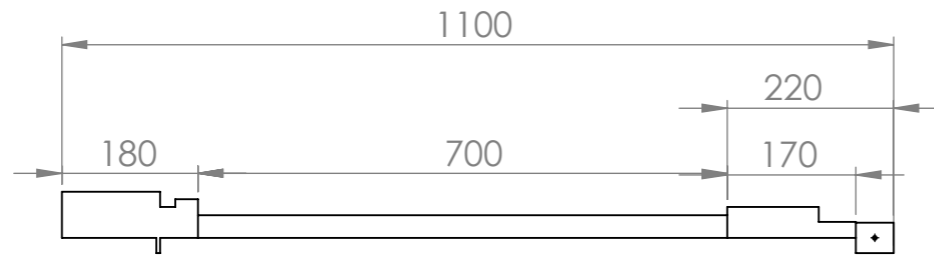
VISTA SUPERIOR



VISTA ISOMÉTRICA



VISTA LATERAL IZQUIERDA



VISTA FRONTAL

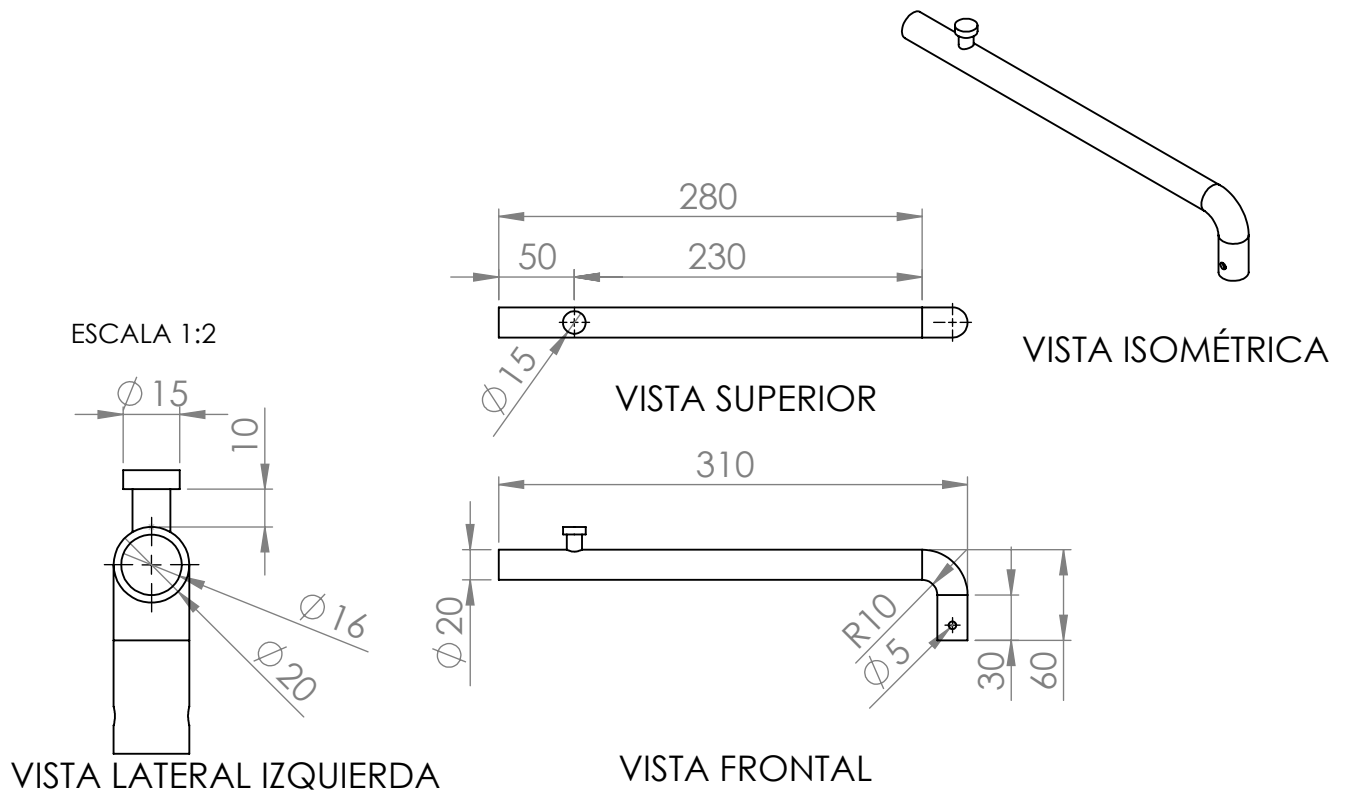


VISTA LATERAL DERECHA

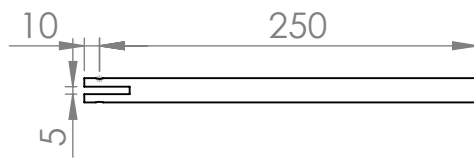


VISTA INFERIOR

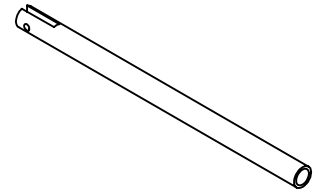
	NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ.	FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF.	ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB.	PhD. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
				N.º DE DIBUJO	A3
				BASE	
		DIMENSIÓN: mm	MATERIAL: ASTM A36	ESCALA: 1:10	HOJA 1 DE 1



	NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ.	FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF.	ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB.	PhD. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
				PIEZA	A4
				BARRA FÉMUR	
		DIMENSIÓN: mm	MATERIAL: ASTM A500	ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1

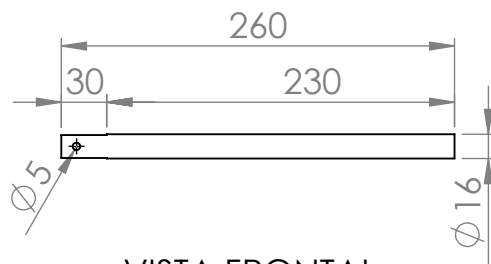


VISTA SUPERIOR

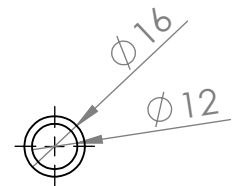


VISTA ISOMÉTRICA

ESCALA 1:2

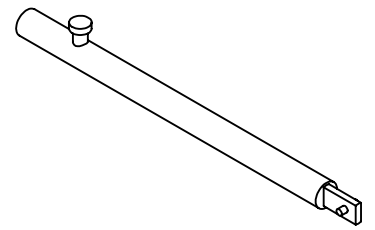


VISTA FRONTAL



VISTA LATERAL DERECHA

	NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ.	FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF.	ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB.	PhD. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
				PIEZA	A4
				BARRA TELESCÓPICA FÉMUR	
		DIMENSIÓN: mm	MATERIAL: ASTM A500	ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1

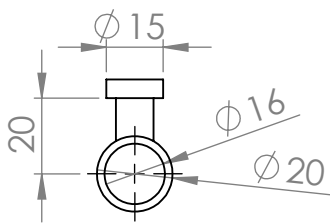


VISTA ISOMÉTRICA

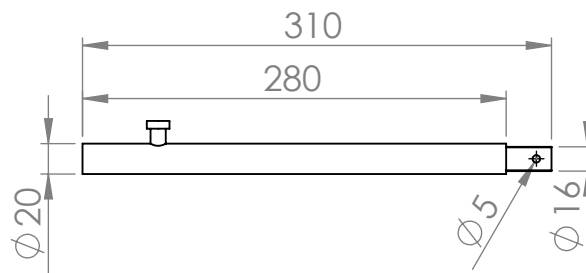


VISTA SUPERIOR

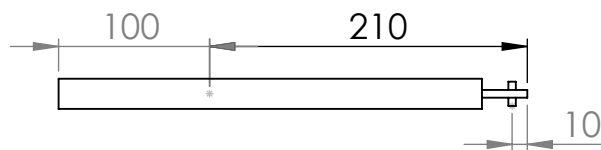
ESCALA 1:2



VISTA LATERAL IZQUIERDA



VISTA FRONTAL

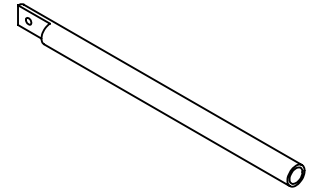


VISTA INFERIOR

	NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ.	FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF.	ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB.	PhD. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
				PIEZA	A4
				BARRA TIBIA	
		DIMENSIÓN: mm	MATERIAL: ASTM A500	ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1

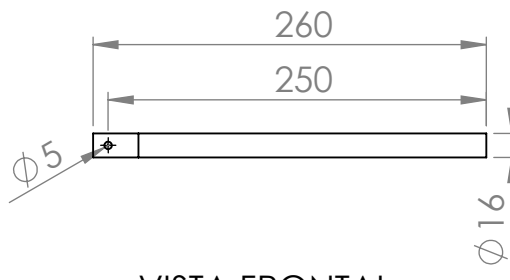


VISTA SUPERIOR

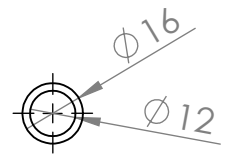


VISTA ISOMÉTRICA

ESCALA 1:2

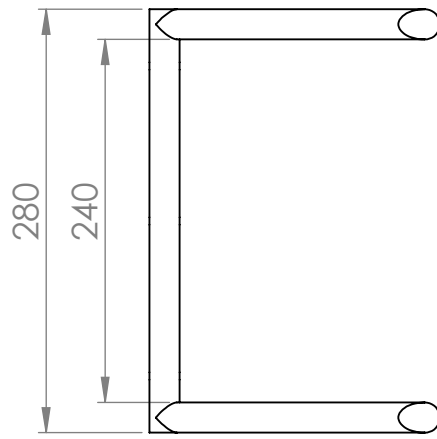


VISTA FRONTAL

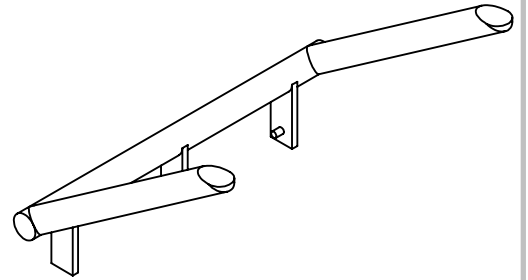


VISTA LATERAL DERECHA

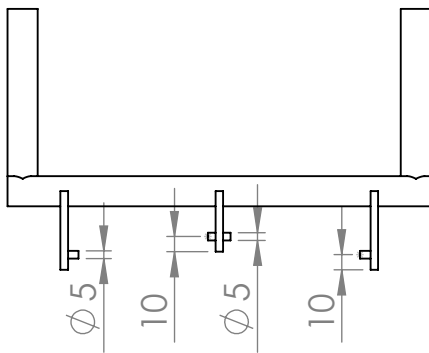
	NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ.	FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF.	ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB.	PhD. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
				PIEZA	A4
				BARRA TELESCÓPICA TIBIA	
		DIMENSIÓN: mm	MATERIAL: ASTM A500	ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1



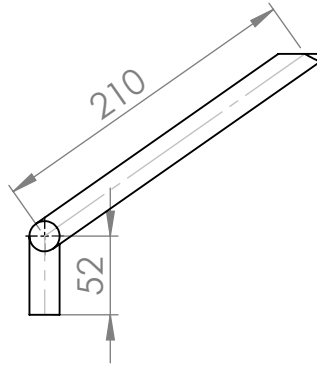
VISTA SUPERIOR



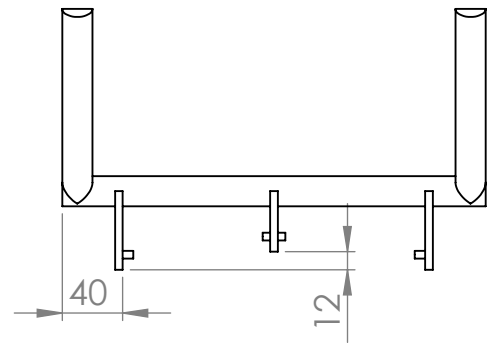
VISTA ISOMÉTRICA



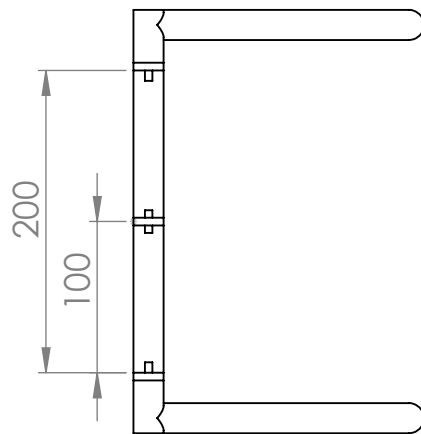
VISTA LATERAL IZQUIERDA



VISTA FRONTAL

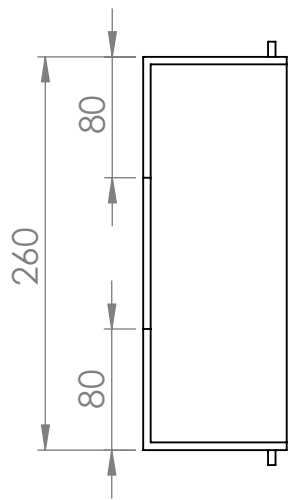


VISTA LATERAL DERECHA

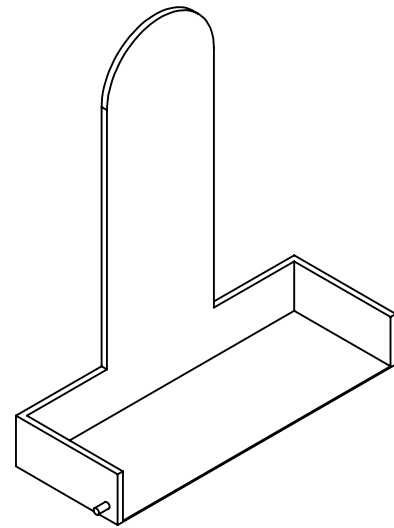


VISTA INFERIOR

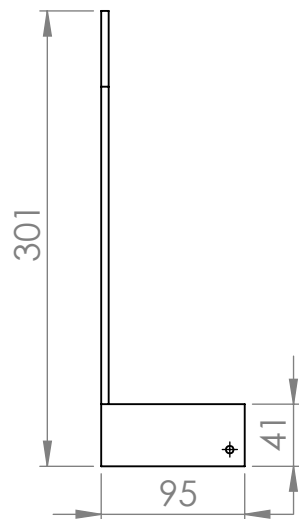
	NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ.	FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF.	ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB.	PhD. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
				PIEZA	A4
				SOPORTE DE BARRAS	
		DIMENSIÓN: mm	MATERIAL: ASTM A500	ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1



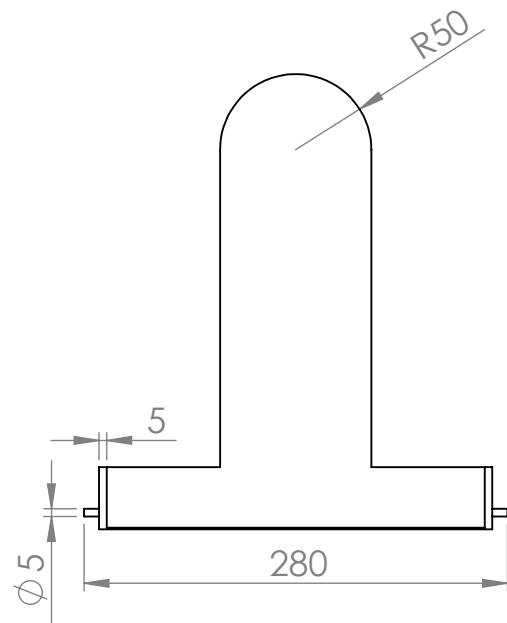
VISTA SUPERIOR



VISTA ISOMÉTRICA



VISTA FRONTAL



VISTA LATERAL DERECHA

	NOMBRE	FECHA	OBSERVACIÓN	TÍTULO:	
DIBUJ.	FROILÁN PERUGACHI	04/09/2015		REHABILITADOR DE RODILLA	
VERIF.	ING. FERNANDO VALENCIA	05/09/2015			
APROB.	PhD. MARCO CIACCIA	25/09/2015			
				PIEZA	A4
				POSAPIÉS	
		DIMENSIÓN: mm	MATERIAL: ASTM A36	ESCALA: 1:5	HOJA 1 DE 1