



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE

INGENIERO EN MECATRÓNICA

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN
PASIVO PARA LA RODILLA”**

REALIZADO POR:

LUIS FERNANDO URGILÉS VALLES


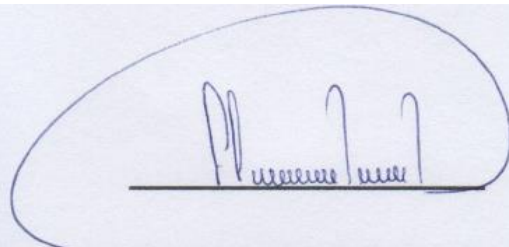
DIRECTOR: ING. FERNANDO OLMEDO MSc.

CODIRECTOR: ING. FLAVIO PINEDA MSc.

Sangolquí, Julio de 2015

CERTIFICACIÓN DE LA ELABORACIÓN DEL PROYECTO

El proyecto de grado denominado “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN PASIVO PARA LA RODILLA**”, fue realizado en su totalidad por Luis Fernando Urgilés Valles, como requerimiento parcial para la obtención del título de Ingeniera en Mecatrónica.

 _____	 _____
Ing. Fernando Olmedo MSc.	Ing. Flavio Pineda MSc.
DIRECTOR	CODIRECTOR

AUTORIZACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, Luis Fernando Urgilés Valles

DECLARO QUE:

El proyecto de grado denominado “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN PASIVO PARA LA RODILLA” ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan el pie de las paginas correspondientes, cuyas fuentes se encuentran en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de mi autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del proyecto de grado en mención.



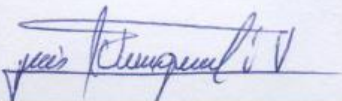
Sangolquí, Julio 28 del 2015

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Yo, Luis Fernando Urgilés Valles

Autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la institución del proyecto de grado titulado: "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN PASIVO PARA LA RODILLA", cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.



LUIS FERNANDO URGILÉS VALLES

Sangolquí, Julio 28 del 2015

DEDICATORIA

El trabajo presentado a continuación está dedicado a toda mi familia, quienes han sido el pilar fundamental en mi vida para alcanzar mis metas, de manera muy especial dedico este logro a mis abuelos, Luis Urgilés, María Angélica Landívar y Blanca Escobar quienes con su incondicional apoyo, cariño y bendiciones me han dado las fuerzas necesarias para poder culminar este trabajo y seguir adelante, inspirándome en cada paso que doy, motivándome en cada etapa de mi vida y enseñándome a jamás rendirme ni dar un paso atrás.

LUIS F. URGILÉS V.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres Fernando y Gloria por su infinita paciencia y apoyo incondicional a lo largo de toda mi vida, por sus invaluable enseñanzas y todo su amor.

A mi hermano Cristian por su apoyo, por extenderme su mano cada día y brindarme su ayuda en cada etapa de mi crecimiento tanto académico como personal.

A toda mi familia por la confianza depositada en mí y todo el cariño mostrado a lo largo de mi vida, por enseñarme que la distancia no es un impedimento para poder contar con su apoyo.

A mi amada esposa Amanda por toda su ayuda y amor sincero a lo largo de este camino, por sus consejos y apoyo que fueron claves para alcanzar este logro e inspirarme para seguir cumpliendo mis metas.

A mi hermosa hija Samantha quien es y será el motor de mi vida, por brindarme momentos de infinita alegría e impulsarme a ser mejor cada día.

A todos y cada uno de mis queridos amigos que han mostrado una amistad sincera e incondicional, por todas las experiencias compartidas, el apoyo brindado y los conocimientos adquiridos.

A todos los profesores y tutores por guiarme en mi experiencia académica y compartir su conocimiento para poder culminar con éxito este proyecto.

LUIS F. URGILÉS V.

ÍNDICE

CERTIFICACIÓN DE LA ELABORACIÓN DEL PROYECTO.....	ii
AUTORIZACIÓN DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTOS	vi
ÍNDICE.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE TABLAS	xv
RESUMEN.....	xvi
ABSTRACT.....	xvii
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. TÍTULO.....	1
1.2. ANTECEDENTES.....	1
1.3. JUSTIFICACIÓN.....	2
1.4. ALCANCE DEL PROYECTO	3
1.5. OBJETIVOS.....	4
1.5.1. OBJETIVO GENERAL	4
1.5.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
1.6. METODOLOGÍA	5
2. MARCO TEÓRICO.....	7
2.1. CONCEPTOS.....	7
2.1.1. ANATOMÍA DE LA RODILLA.....	7
2.1.1.1.HUESOS.....	8
2.1.1.2. LIGAMENTOS	12
2.1.1.3. MÚSCULOS	14
2.1.2. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA	15
2.1.2.1. EJES DE LA RODILLA	17

2.1.2.2. MOVIMIENTOS DE FLEXO-EXTENSIÓN	18
2.1.3. ANTROPOMETRÍA.....	21
2.1.4. TIPOS DE LESIONES	22
2.1.5. PROCESO DE REHABILITACIÓN	24
2.1.5.1. MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO.....	26
2.1.6. ESTADO DEL ARTE.....	29
3. DISEÑO MECÁNICO DEL EQUIPO	35
3.1. DESCRIPCIÓN MECÁNICA DEL EQUIPO.....	35
3.1.1. CONSIDERACIONES ANTROPOMÉTRICAS	35
3.2. REQUERIMIENTOS	36
3.3. DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA ESTRUCTURA MECÁNICA.....	37
3.4. DESCRIPCIÓN Y DISEÑO DE LOS BLOQUES	37
3.4.1. BARRAS DE SOPORTE DEL MUSLO	37
3.4.2. BARRAS DE SOPORTE DE LA PIERNA Y PIE.....	41
3.4.3. APOYO DEL PIE	44
3.4.4. ACOUPLE	45
3.4.5. SISTEMA DE MOVIMIENTO	47
3.4.5.1. MECANISMO DE PIÑONES Y CADENA.....	47
3.4.5.2. MECANISMO DE TORNILLO DE POTENCIA	48
3.4.5.3. SELECCIÓN DEL SISTEMA DE MOVIMIENTO	49
3.4.5.4. HUSILLO DE BOLAS.....	49
3.4.6. BASE	53
3.4.7. SELECCIÓN DE MATERIAL PARA LA ESTRUCTURA	54
3.4.7.1. MATERIAL PARA LAS BARRAS EXTERNAS DE SOPORTE Y BASE DE LA ESTRUCTURA.....	56
3.4.7.2.MATERIAL PARA LAS BARRAS INTERNAS DE SOPORTE Y EL ACOUPLE.....	57
3.4.7.3. MATERIAL PARA EL HUSILLO DE BOLAS, APOYO DE PIE Y LÁMINA DE SOPORTE DEL MOTOR.....	57

3.4.7.4. RODAMIENTOS PARA LAS ARTICULACIONES	58
3.4.7.5. ANÁLISIS DE DESEMPEÑO MEDIANTE SOFTWARE CAD/CAE DE LAS PARTES PROPUESTAS.	59
3.4.8. MOTOR	63
3.4.8.1. SERVOMOTOR.....	64
3.4.8.2. MOTOR A PASOS.....	64
3.4.8.3. MOTOREDUCTOR.....	65
3.4.8.4. SELECCIÓN DEL TIPO DE MOTOR.....	66
3.4.8.5. DIMENSIONAMIENTO DEL MOTOREDUCTOR	66
3.5. ESTUDIO CINEMÁTICO.....	76
4. DISEÑO ELECTRÓNICO Y CONTROL DEL EQUIPO.....	86
4.1. DESCRIPCIÓN ELECTRÓNICA Y DE CONTROL	86
4.2. DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL DEL SISTEMA	86
4.3. DESCRIPCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LOS BLOQUES.....	87
4.3.1 SENSORES.....	87
4.3.1.1. SENSORES DE MEDICIÓN DE ÁNGULO.....	87
4.3.1.2. SELECCIÓN DEL SENSOR	88
4.3.1.3. ENCODER ROTATIVO.....	89
4.3.1.4. SENSORES DE FIN DE CARRERA	93
4.3.1.5. SELECCIÓN DEL SENSOR	93
4.3.1.6. INTERRUPTOR ÓPTICO	94
4.3.2. ACTUADOR.....	96
4.3.2.1. PUENTE H.....	96
4.3.2.2. SELECCIÓN DEL PUENTE H	99
4.3.2.3. MÓDULO DE PUENTE H EN BASE A MOSFETS.....	100
4.3.3. INTERFAZ	102
4.3.3.1. TFT TOUCH SCREEN LCD.....	103
4.3.3.2. SELECCIÓN DE LA TFT TOUCH SCREEN LCD	103

4.3.3.3. TFT LCD TOUCH SCREEN TFT01 DE 3.2 PULGADAS.	104
4.3.4. MICROCONTROLADOR	107
4.3.4.1. ARDUINO.....	107
4.3.4.2. SELECCIÓN DE LA PLACA ARDUINO	108
4.3.4.3. ARDUINO MEGA 2560 R3.....	109
4.3.5. CONEXIÓN DE LOS MÓDULOS	112
4.3.5.1. CONEXIÓN DEL SENSOR DE FIN DE CARRERA	112
4.3.5.2. CONEXIÓN DEL ENCODER ROTATIVO	113
4.3.5.3. CONEXIÓN DEL PUENTE H	114
4.3.5.4. CONEXIÓN DE LA TFT TOUCH SCREEN LCD.....	116
4.4. MÉTODO DE CONTROL.....	118
4.4.1. PANTALLA INICIAL	118
4.4.2. MODO MANUAL.....	121
4.4.3. MODO AUTOMÁTICO.....	123
4.4.4. REGISTRARSE	127
5. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS	130
5.1. DESPLIEGUE DE PANTALLAS.....	130
5.2. PRUEBAS DEL SENSOR DE FIN DE CARRERA	133
5.3. PRUEBAS DEL SENSOR DE MEDICIÓN DE ÁNGULO.....	134
5.3.1. EVALUACIÓN DE ÁNGULO SIN PRESENCIA DE PACIENTE	135
5.3.2. EVALUACIÓN DE ÁNGULO CON PRESENCIA DE PACIENTE	137
5.4. PRUEBAS DE NIVELES DE VELOCIDAD	140
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	141
6.1. CONCLUSIONES	141
6.2. RECOMENDACIONES.....	143
BIBLIOGRAFÍA.....	145
ANEXOS	148

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Ejes de rotación de la rodilla.....	2
Figura 2: Segmento de polea	7
Figura 3: Carillas de la tróclea femoral.	8
Figura 4: Partes del fémur	9
Figura 5: Rótula.....	10
Figura 6: Tibia	11
Figura 7: Meniscos	12
Figura 8: Ligamentos Laterales	13
Figura 9: Ligamentos Cruzados.....	13
Figura 10: Planos y ejes del cuerpo.....	16
Figura 11: Ejes de la rodilla	18
Figura 12: Posición de referencia	19
Figura 13: Hiperextensión	19
Figura 14: A) Flexión Pasiva B) Flexión Activa	20
Figura 15: Proporciones de los segmentos corporales	21
Figura 16: Ruptura del LCPI.....	24
Figura 17: Movilidad pasiva	27
Figura 18: Máquina de movimiento pasivo continuo	28
Figura 19: Manú principal del sistema.	30
Figura 20: Maquina de movimientos pasivos.....	31
Figura 21: Modelo para la simulación dinámica.....	32
Figura 22: Dispositivo automático para rehabilitación.....	33
Figura 23: Dispositivo de manipulación de la rótula.....	34
Figura 24: Diagrama de bloques	37
Figura 25: Barra externa de soporte izquierdo.....	38
Figura 26: Barra externa de soporte derecho	39
Figura 27: Barra interna de soporte del muslo.....	39
Figura 28: Longitud mínima de la barra de soporte del muslo	40
Figura 29: Longitud máxima de la barra de soporte del muslo.....	41
Figura 30: Barra externa de soporte de la pierna.....	42
Figura 31: Barra de soporte interna de la pierna.....	43
Figura 32: Longitud mínima de la barra de soporte de la pierna	44
Figura 33. Longitud máxima de la barra de soporte de la pierna	44
Figura 34. Apoyo del pie.....	45

Figura 35: Vista frontal e inferior del acople.....	46
Figura 36: Vista lateral del acople	46
Figura 37: Mecanismo de piñones-cadena.....	48
Figura 38: Husillo de bolas	49
Figura 39: Tornillo de potencia	50
Figura 40: Tuerca de potencia.....	52
Figura 41: Canales interiores del acople o tuerca de potencia.....	53
Figura 42: Base del equipo.....	54
Figura 43: Tubo ISO II	56
Figura 44: Rodamiento de bolas.....	58
Figura 45: Dimensiones del rodamiento	58
Figura 46: Esfuerzo de von Mises en Barra de soporte.	59
Figura 47: Desplazamiento en Barra de soporte.....	60
Figura 48: Factor de seguridad en Barra de soporte.	60
Figura 49: Esfuerzo de von Mises en el husillo.....	61
Figura 50: Desplazamiento en el husillo.	62
Figura 51: Factor de seguridad en el husillo.	62
Figura 52: Esquema del prototipo.....	67
Figura 53: Esquema simplificado.....	67
Figura 54: DCL de la Barra 1.....	68
Figura 55: DCL de la Barra 2.....	69
Figura 56: Ejemplo de obtención de masa de una barra.....	72
Figura 57: Motoreductor	75
Figura 58: Modelo del rehabilitador en tres dimensiones.....	76
Figura 59: Orientación de vectores de posición.....	77
Figura 60: Modelo para el análisis cinemático	77
Figura 61: Posición de la barra de soporte del muslo en función de r_1	80
Figura 62: Posición de la barra de soporte de pierna con respecto a r_1	80
Figura 63: Velocidad angular de la barra de soporte del muslo	83
Figura 64: Velocidad angular de la barra de soporte de la pierna.....	83
Figura 65: Ventaja mecánica del prototipo.....	85
Figura 66: Diagrama de bloques general del sistema	86
Figura 67: Ángulos suplementarios en las barras de soporte	87
Figura 68: Encoder rotativo	89
Figura 69: Disco ranurado del encoder incremental	90

Figura 70: Desfase de canales en el encoder rotativo incremental.....	90
Figura 71: Disco codificado del encoder absoluto.....	91
Figura 72: Interruptor óptico	95
Figura 73: Circuito esquemático del interruptor óptico.....	95
Figura 74: Esquema puente H.....	97
Figura 75: Puente H con Mosfets	100
Figura 76: Pines de control del IBT_2.....	101
Figura 77: Pantalla táctil de 3.2 pulgadas.....	104
Figura 78: Disposición de pines de la TFT.....	105
Figura 79: Mega Shield para la TFT	106
Figura 80: TFT conectada al Arduino por medio del Shield	107
Figura 81: Arduino Mega 2560	109
Figura 82: Distribución de pines en el ATmega 2560	110
Figura 83: Conexión del fin de carrera.....	113
Figura 84: Conexión del encoder.....	114
Figura 85: Conexión del puente H.....	115
Figura 86: Cubierta del motor	116
Figura 87: Tapa de la caja de protección.....	117
Figura 88: Cuerpo de la caja de protección	118
Figura 89: Pantalla de inicio	119
Figura 91: Diagrama de flujo del Modo Manual	121
Figura 92: Pantalla del Modo Manual	122
Figura 93: Diagrama de flujo del modo Automático	124
Figura 94: Teclado de ingreso.....	125
Figura 95: Pantalla del Modo Automático	126
Figura 96: Mensaje de error en el código	126
Figura 97: Diagrama de Flujo de la opción REGISTRARSE	127
Figura 98: Pantalla de opciones a configurar.....	128
Figura 99: Mensaje de notificación	129
Figura 100: Pantalla de inicio desplegada	130
Figura 101: Pantalla de Modo Manual desplegada.....	131
Figura 102: Pantalla de ingreso de código desplegada	131
Figura 103: Pantalla de Modo Automático desplegada.....	132
Figura 104: Mensaje de código incorrecto desplegado.....	132
Figura 105: Pantalla de Registrarse desplegada	132

Figura 106: Sensor de fin de carrera implementado.	133
Figura 107: Ubicación de la tuerca de potencia en la posición inicial.....	134
Figura 108: Posición inicial del prototipo.....	134
Figura 109: Encoder rotativo implementado	135
Figura 110: Escenario sin paciente.....	135
Figura 111: Error vs ángulo requerido sin paciente	137
Figura 112: Escenario con paciente	137
Figura 113: Error vs ángulo requerido con paciente	139

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Planos y ejes de movimiento	16
Tabla 2. Proporciones del miembro inferior	21
Tabla 3. Parámetros de los segmentos del miembro inferior	22
Tabla 4. Longitudes de los segmentos en cm.....	35
Tabla 5. Pesos máximos de los segmentos del miembro inferior	36
Tabla 6. Criterios del sistema de movimiento	49
Tabla 7. Propiedades del Acero y Aluminio	55
Tabla 8. Criterios de selección de material	55
Tabla 9. Características del tubo redondo ISO II	56
Tabla 10. Características del tubo estructural mecánico redondo.....	57
Tabla 11. Valores obtenidos del análisis en la barra de soporte	61
Tabla 12. Valores obtenidos del análisis en el husillo	63
Tabla 13. Criterios de selección del motor.....	66
Tabla 14. Parámetros para el análisis estático en extensión	72
Tabla 15. Parámetros para el análisis estático en flexión	73
Tabla 16. Parámetros del motoreductor	75
Tabla 17. Selección del modelo del encoder	91
Tabla 18. Especificaciones del encoder rotativo	92
Tabla 19. Selección del modelo de fin de carrera	96
Tabla 20. Selección del modelo de puente H	101
Tabla 21. Selección de la TFT.....	104
Tabla 22. Especificaciones de la pantalla táctil.....	105
Tabla 23. Selección del modelo de Arduino.....	109
Tabla 24. Especificaciones del Arduino Mega2560	111
Tabla 25. Pruebas de medición de ángulo sin paciente.....	136
Tabla 26. Pruebas de medición de ángulo con paciente.....	138
Tabla 27. Velocidad en cm/s por cada nivel de velocidad.....	140

RESUMEN

El proyecto que se presenta a continuación denominado “Diseño y construcción de un sistema de rehabilitación pasivo para la rodilla” comprende el diseño e implementación de una estructura articulada de un grado de libertad que realiza los movimientos de flexión y extensión de la extremidad inferior, ayudando al paciente a recuperar progresivamente el rango de movimiento de la extremidad mediante movimientos pasivos continuos en un rango determinado. El movimiento de la estructura está dado por un motoreductor acoplado a un husillo de bolas transformando el movimiento rotatorio del motor en un desplazamiento lineal. Mediante el estudio de la biomecánica y de la antropometría de la rodilla se establecerá un rango de movimiento comprendido entre los 15 y 120 grados de extensión y flexión máxima respectivamente. El diseño de las barras de soporte permite la regulación de la longitud de las mismas, haciéndolo adaptable a diferentes estaturas de los usuarios. Para el control del equipo se implementará una pantalla táctil la cual ofrece una interfaz amigable y muy sencilla de manejar, permitiendo al usuario acceder a las diferentes modalidades de operación del sistema, el que presenta un modo manual y un modo automático para las sesiones de rehabilitación, además cuenta con regulación de velocidad en ocho niveles ajustándose a los requerimientos de cada usuario. En el modo automático el usuario podrá acceder a su programa de rehabilitación previamente establecido con los parámetros necesarios mediante un código de cuatro dígitos, el sistema será capaz de almacenar los programas de rehabilitación de aproximadamente 400 usuarios.

Palabras clave: **REHABILITACIÓN**

MOVIMIENTOS PASIVOS

ARDUINO

PANTALLA TÁCTIL

SENSOR.

ABSTRACT

The project presented below entitled "Design and construction of a system of passive rehabilitation to the knee" includes the design and implementation of an articulated structure with a degree of freedom that makes the flexion and extension of the lower limb, helping the patient to gradually regain the range of motion of the limb by continuous passive motion in a certain range. The movement of the structure is given by a gearmotor coupled to a ball screw transforming the rotary motion of the motor into a linear displacement. By studying the biomechanics and anthropometry knee range of motion will be established comprised between 15 and 120 degrees of extension and maximum flexion respectively. The design of the support rods enables adjustment of the length thereof, making it adaptable to different heights of the users. To control the computer a touch screen which offers a friendly and very simple to use interface will be implemented, allowing the user to access the different modes of operation of the system, which has a manual mode and an automatic mode to rehabilitation sessions. It also features speed control eight levels conforming to the requirements of each user. In automatic mode the user can access their previously established rehabilitation program with the required parameters by a four-digit code, the system will be able to store the programs of rehabilitation of approximately 400 users.

Keywords: **REHABILITATION.**

PASSIVE MOTION.

ARDUINO.

TOUCH SCREEN SENSOR.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1. TÍTULO

Diseño y construcción de un sistema de rehabilitación pasivo para la rodilla.

1.2. ANTECEDENTES

El objetivo principal tras un procedimiento quirúrgico o una lesión de una articulación es una pronta y correcta rehabilitación del paciente, siendo la recuperación integral del movimiento de la articulación afectada sin ninguna clase de consecuencia, la meta del fisioterapeuta encargado. Para lograr este objetivo se han desarrollado una variedad de tratamientos y técnicas de rehabilitación durante varias décadas, pasando por ejercicios básicos de movimiento hasta sistemas inteligentes y autónomos de recuperación y rehabilitación.

La rodilla es una de las articulaciones que está sometida a mayor desgaste a lo largo de la vida humana puesto que debe cumplir con funciones exigentes, precisas y de cierta manera contradictorias, ya que al poseer principalmente un grado de libertad de movimiento (flexión-extensión), debe proporcionar una gran estabilidad en la extensión para soportar el peso del cuerpo, mientras que en la flexión debe poseer gran movilidad para un correcto direccionamiento del pie en la marcha.

Para realizar el proyecto mencionado, es importante conocer aspectos y conceptos básicos de fisioterapia, anatomía y biomecánica de la rodilla, tales como los ejes de rotación de la articulación como se muestra en la Figura 1. Los ejes de movimiento de la rodilla son alrededor del eje XX' en lo que

respecta a flexión-extensión y alrededor del eje YY' para la rotación interna y externa (Kapandji, 1998). En este proyecto se enfocará en la flexión-extensión por lo que el eje de movimiento a tomar en cuenta será el ya mencionado.



Figura 1: Ejes de rotación de la rodilla

Fuente: (Kapandji, 1998)

1.3. JUSTIFICACIÓN

La creciente demanda de los pacientes por un proceso de rehabilitación temprana ha sido evidente en el transcurso de los últimos años, poniendo a prueba el desarrollo de procesos eficientes y eficaces en el área de la fisioterapia.

En nuestro país se ofrecen tratamientos de rehabilitación mediante diferentes técnicas para la restitución del movimiento de la articulación afectada o intervenida quirúrgicamente, siendo el objetivo principal de estos tratamientos la recuperación total del paciente en los ámbitos físico, emocional y psicológico, pero es evidente la limitación que presentan estos procedimientos ya que en el Ecuador se realizan en su gran mayoría de forma manual, mecánica o artesanal dando como resultado una recuperación más lenta y con un nivel de dolor un tanto mayor. Existen clínicas fisioterapéuticas en las cuales se hace uso de máquinas especializadas en rehabilitación siendo estas importadas, lo cual deriva en un costo extremadamente alto tanto

para el paciente como para la clínica que ofrece el servicio puesto que al ser maquinaria importada el servicio técnico se lo hace en el extranjero lo que significa que un técnico especialista debe venir a dar soporte, o bien la máquina debe regresar a su lugar de origen para que esta sea reparada, lo cual eleva muchísimo el precio de adquisición de la máquina y del servicio prestado y esta idea es contradictoria al incentivo del gobierno y universidades para la investigación y desarrollo técnico y científico, siendo la medicina una de las principales ramas a innovar.

Para la elaboración de este proyecto se partió de la realidad que indica que una movilización temprana de la articulación a tratar, promueve la recuperación integral de la misma, reduciendo el tiempo necesario para completar el proceso y el dolor que el paciente experimenta en el tratamiento, tal como lo indica una investigación realizada que nos demuestra que de un total de 952 pacientes que se trataron con movimiento pasivo continuo en su rehabilitación, obtuvieron resultados favorables 4.7 días más rápido que los que solo usaron fisioterapia manual¹. Con esta iniciativa se les permitirá a los usuarios del centro de rehabilitación y fisioterapia de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE tener acceso a un servicio que en instituciones privadas tendría un coste muy alto, promoviendo así el desarrollo de equipos médicos de relativo bajo costo con un nivel de confiabilidad alto y que brinde un servicio funcional y de excelencia obteniendo resultados óptimos en el transcurso del proceso de rehabilitación tratando de cumplir las expectativas tanto del profesional a cargo y principalmente del paciente que hace uso de este servicio.

1.4. ALCANCE DEL PROYECTO

Diseñar e implementar un equipo para la rehabilitación de rodilla basado en movimientos pasivos continuos mediante un sistema mecatrónico, en el

¹ *Efficacy of Continuous Passive Motion Following Total Knee Arthroplasty: A Metaanalysis (The Journal of Rheumatology, 21 de mayo del 2004)*

cual es posible manipular los parámetros de velocidad, posición y número de repeticiones por sesión dependiendo el estado de la lesión del paciente, así como también es posible la graduación de la longitud de los soportes del muslo y pierna para una mejor comodidad y adaptación del paciente.

Con el uso de este sistema se pretende acelerar el proceso de recuperación de la movilidad de la articulación, ya que el equipo realiza movimientos repetitivos en un rango desde los 10 hasta los 120 grados de flexo-extensión.

1.5. OBJETIVOS

1.5.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un sistema automático de movimientos pasivos continuos para la rehabilitación de rodilla mediante una estructura mecatrónica de un grado de libertad, permitiendo al paciente realizar movimientos de flexión y extensión de acuerdo a la necesidad promoviendo una pronta recuperación.

1.5.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar e implementar una estructura mecánica que permita el movimiento de flexión y extensión requerida por el paciente.
- Realizar el diseño eléctrico y electrónico que permita generar movimiento de la estructura mecánica.
- Ensamblar las partes integrantes del sistema rehabilitador según las especificaciones mencionadas.
- Integrar la parte mecánica, eléctrica/electrónica, control y visualización para su posterior prueba.

1.6. METODOLOGÍA

La metodología seleccionada para la realización del presente proyecto será la científica, debido a que con esta metodología se podrá alcanzar los objetivos planteados y se logrará llevar a cabo la implementación y pruebas necesarias.

Este método consta de cuatro etapas principales, siendo estas: Análisis, Diseño, Implementación y Evaluación de resultados.

- Análisis: Se investigará los temas relacionados a la fisioterapia y rehabilitación articular, haciendo énfasis en medidas establecidas en el cuerpo como son largo y peso de los miembros inferiores de acuerdo a medidas antropométricas establecidas y rangos de movimiento natural del miembro inferior en cuanto a flexión y extensión se refiere, de esta forma se podrán analizar los elementos que formarán parte de la máquina escogiendo los más adecuados para su posterior ensamblaje e implementación.
- Diseño: Con el análisis previo se definirá la forma y funcionalidad del equipo estableciendo así un diseño inicial de la estructura proporcionando una idea general de todo el sistema. Con la armadura diseñada en base a parámetros físicos como pesos, fuerzas, momentos etc., se podrán dimensionar los elementos y actuadores eléctricos-electrónicos necesarios para el equipo, así como también las tarjetas de control.
- Implementación: Con los planos de las partes diseñadas, se procederá a la construcción de las partes y piezas que conforman el rehabilitador de movimientos pasivos continuos, así como la elaboración de la parte eléctrica y montaje de los diferentes componentes ya dimensionados.
- Evaluación de Resultados: Finalmente se pondrá a prueba la máquina desarrollada con pacientes de diferente contextura física

analizando así el comportamiento y desempeño del rehabilitador, de esta forma se podrá comprobar el correcto funcionamiento y de ser necesario establecer cambios mecánicos, eléctricos o de control para alcanzar el rendimiento deseado.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. CONCEPTOS

2.1.1. ANATOMÍA DE LA RODILLA

La rodilla es la articulación más larga del cuerpo humano y una de las más complejas puesto que soporta en compresión el peso corporal y debe brindar estabilidad y flexibilidad al cuerpo humano.

Los grupos que forman la articulación son:

- Huesos
- Músculos
- Ligamentos y tendones

Al estar presente principalmente el movimiento de flexo-extensión, la rodilla está condicionada por una articulación de tipo troclear, presentando una particular similitud a una polea o más exactamente a un segmento de polea en las superficies del extremo inferior del fémur como se muestra en la Figura 2.

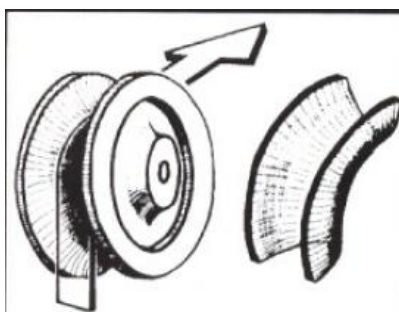


Figura 2: Segmento de polea

Fuente: (Kapandji, 1998)

Los dos cóndilos femorales convexos en ambos sentidos, forman las dos carillas de la polea y se prolongan hacia adelante mediante las dos carillas de la tróclea femoral (Kapandji, 1998), como se observa en la Figura 3.



Figura 3: Carillas de la tróclea femoral.

Fuente: (Kapandji, 1998)

Por otro lado, existen autores que engloban a la rodilla como una articulación bicondílea dado que existen los dos cóndilos femorales que ruedan sobre la superficie casi plana de los platillos tibiales (BIOLaster, 2005).

Una vez que se comprende las bases de la articulación se puede establecer el concepto de que la rodilla es un conjunto de dos articulaciones, siendo estas la articulación femorotibial formada por el extremo del fémur y la tibia y la articulación femoropatelar formada por el fémur y la rótula.

2.1.1.1. HUESOS

La rodilla está compuesta por 3 huesos: el fémur, la tibia y la rótula. Los huesos están conectados entre sí en la cápsula articular.

FÉMUR: Este es el hueso más largo del cuerpo humano el cual se extiende desde la cadera hasta la rodilla presentando una ligera dirección oblicua hacia adentro debido a que la distancia entre las caderas es mayor que la distancia que existe entre las rodillas. Para compensar en parte este acercamiento de los fémures al eje corporal, las tibias se separan del mismo

lo que produce que la rodilla adquiriera un aspecto de una articulación angulada hacia afuera. Sobre esta forma habitual fisiológica existen variantes denominadas *genu varum* o su contra parte el *genu valgum*.

El fémur constituye por sí solo el soporte del muslo, en su parte superior se articula en la cadera con el hueso coxal, presentando las siguientes partes anatómicas como se observa en la figura 4:

- Cabeza
- Cuello
- Trocánter mayor
- Trocánter menor

Por el cuerpo del fémur se transmite las líneas de fuerza desde el tronco a la rodilla, continuando por el hueso se llega al extremo inferior, que junto con la tibia forman la articulación de la rodilla. (BIOLaster, 2005)



Figura 4: Partes del fémur

Fuente: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/Morfologia2/apendicular.html>

RÓTULA: Es un hueso plano de apariencia ovalada que se prolonga hacia abajo por su vértice o polo inferior. Está conformada por dos superficies como se observa en la figura 5:

- Cara anterior, convexa, sirve de polea de reflexión a los tendones del cuádriceps y rotuliano.
- Cara posterior, orientada hacia el interior de la articulación, presenta dos facetas, interna y externa que contactan con los cóndilos femorales correspondientes, adaptando su forma cóncava a la convexidad de los cóndilos. (BIOLaster, 2005)

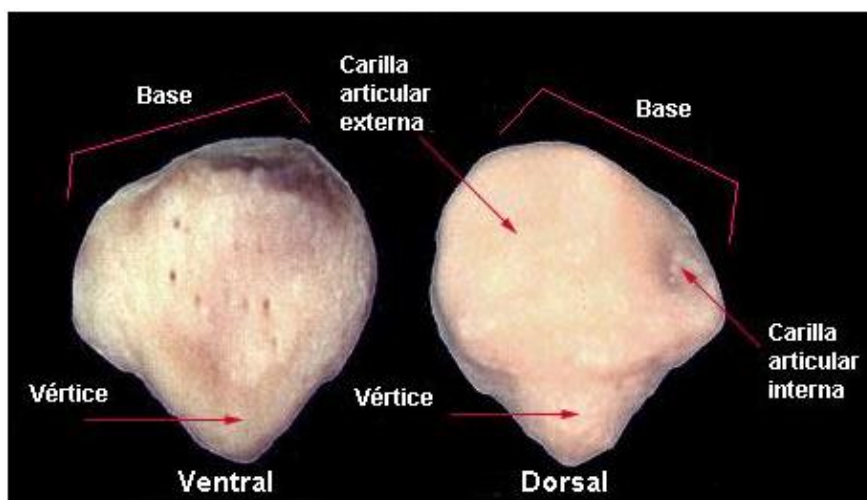


Figura 5: Rótula

Fuente: <http://www.quirobody.com/anatomia.html>

TIBIA: Junto con el peroné forma el esqueleto de la pierna, aunque es el más robusto de los dos y es el hueso que soporta el peso corporal y transmite las líneas de fuerza desde la rodilla al tobillo.

Su porción superior es una plataforma dividida en dos platillos, interno y externo, que sirven de apoyo a los cóndilos femorales.

La porción inferior tiene una eminencia o maléolo interno del tobillo. Junto con maléolo externo del peroné constituye una auténtica pinza que abraza al astrágalo.

Tibia y peroné contactan también en su porción superior en una articulación prácticamente fija, ya que solo puede realizar movimientos de deslizamiento. (BIOLaster, 2005). La figura 6 muestra las partes descritas:



Figura 6: Tibia

Fuente: <http://es.slideshare.net/rosarioservinh/tibia-14616452>

MENISCOS: Son denominados también fibro-cartílagos semilunares y se presenta el interno (medial) y externo (lateral). Constituyen otra forma de estructura cartilaginosa en el interior de la rodilla y son esenciales en el juego fémoro-tibial. Se encuentran ubicados entre los cóndilos y los platillos tibiales y se comportan como un amortiguador en la transmisión del peso a través de los huesos de la rodilla.

Al correr paralelos a los dos platillos tibiales adoptan una forma de C siendo el menisco interno más amplio y abierto y el menisco externo más grueso, (BIOLaster, 2005) como se puede observar en la figura 7.

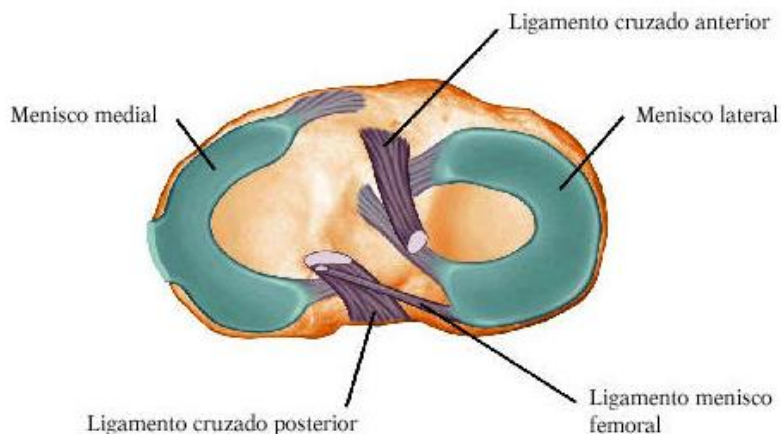


Figura 7: Meniscos

Fuente: <https://lesionesdeportivas.wordpress.com/2012/08/28/anatomia-de-la-rodilla/>

CÁPSULA ARTICULAR: Es un manguito fibroso que rodea el extremo inferior del fémur y el extremo superior de la tibia, manteniéndolos en contacto entre sí y constituyendo las paredes no óseas de la cavidad articular. (Kapandji, 1998)

2.1.1.2. LIGAMENTOS

Los ligamentos son tejidos fibrosos y elásticos que unen a los huesos y permiten los movimientos de las respectivas articulaciones. La estabilidad de la articulación de la rodilla depende de los potentes ligamentos cruzados y laterales.

Los ligamentos laterales refuerzan la cápsula articular por su lado interno y externo y aseguran la estabilidad lateral de la rodilla en extensión. Existen dos ligamentos laterales, el ligamento lateral interno (LLI), que se extiende desde la cara cutánea del cóndilo interno hasta el extremo superior de la tibia y el ligamento lateral externo (LLE), que se extiende desde la cara cutánea del cóndilo externo hasta la cabeza del peroné como se muestra en la figura 8.

Los ligamentos laterales se tensan durante la extensión y se distienden en la flexión.



Figura 8: Ligamentos Laterales

Fuente: Kapandji, 1998

Existen también otro par de ligamentos igual de importantes en la rodilla que permiten su correcto funcionamiento y estos son los ligamentos cruzados. Los ligamentos cruzados están situados en pleno centro de la articulación, alejándose mayoritariamente en la escotadura intercondilea y estos son el ligamento cruzado anteroexterno (LCAE) y el ligamento cruzado posterointerno (LCPI) (Kapandji, 1998) como se muestra en la figura 9.

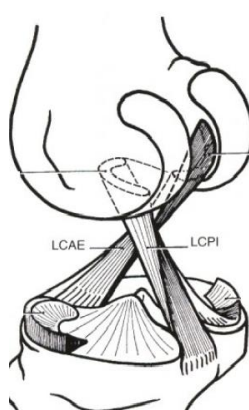


Figura 9: Ligamentos Cruzados

Fuente: (Kapandji, 1998)

2.1.1.3. MÚSCULOS

Para poner en marcha a la articulación es necesario, aparte de los huesos y ligamentos, un grupo de diversos músculos provenientes del muslo y de la pierna que hacen posibles los movimientos de flexión y extensión, de ahí que se clasifiquen en músculos flexores y extensores.

EXTENSORES: El músculo más grande asociado con el movimiento de extensión es el cuádriceps femoral que está constituido por el recto anterior, vasto interno, vasto intermedio y vasto externo, todas estas partes conforman al tendón del cuádriceps, el cual se inserta en el extremo superior de la rótula, se prolonga por encima de la misma y toma el nombre de tendón rotuliano.

El cuádriceps femoral debe mantener el equilibrio de la rótula para que pueda deslizarse de una forma correcta sobre la tróclea femoral evitando lesiones o dolorosos problemas en el sistema de extensor de la rodilla.

La cintilla íleo-tibial cubre el muslo lateralmente y se inserta en el tubérculo de Gerdy que es una prominencia ósea de la tibia que está ubicada entre la tuberosidad tibial y la cabeza de peroné. Produce fuerzas de flexión o extensión dependiendo de la posición de la rodilla. (BIOLaster, 2005)

FLEXORES: Este es un grupo de músculos que se encuentran en la región posterior del muslo y está conformado por:

- Semitendinoso y semimembranoso, los cuales por su posición interna realizan una rotación interna de la pierna una vez que ha sido flexionada.
- Bíceps femoral que por su posición lateral realiza una rotación externa tras la flexión.
- La pata de ganso es la inserción tendinosa común de los músculos semitendinoso, recto interno y sartorio.
- Los gemelos o músculo gastrocnemio se inserta en la cara posterior del fémur y desciende hasta el talón, insertándose en el calcáneo por medio del tendón de Aquiles.

- Desde el cóndilo externo a parte posterior de la tibia se encuentra el poplíteo que además de flexionar la rodilla, le imprime una rotación externa.

2.1.2. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

Es muy importante conocer y estudiar tanto la anatomía como el funcionamiento de la rodilla para tener una perspectiva clara del diseño de equipos que involucren esta articulación.

La biomecánica se preocupa del estudio de los principios mecánicos, con el fin de analizar las estructuras biológicas, es decir, estudia el movimiento de los sistemas vivos y las fuerzas internas y externas que causan o influyen en los movimientos (Biomechanics, 2010).

La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior la cual posee principalmente un solo grado de libertad, el cual permite a la rodilla tener el movimiento de flexión y extensión, este movimiento le permite aproximar o alejar el extremo del miembro a su raíz, o lo que es lo mismo regular la distancia del cuerpo con respecto al suelo. (Kapandji, 1998)

Existe un segundo grado de libertad en la articulación, más este se hace presente únicamente cuando la rodilla está flexionada en un ángulo recto y es la rotación axial de la rodilla (Kapandji, 1998), que para el desarrollo del proyecto en cuestión, este movimiento no es de relevancia.

Para comprender mejor la movilidad de cualquier articulación, se debe tomar en cuenta los planos y los ejes en los que se realizan los distintos movimientos del cuerpo, en la tabla 1 se describen los planos y ejes mencionados y en la figura 10 se observa su disposición en el cuerpo.

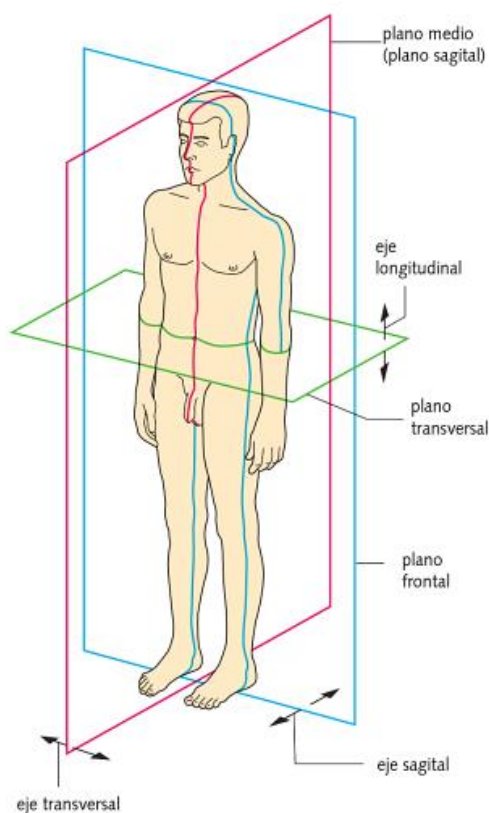


Figura 10: Planos y ejes del cuerpo.

Fuente: (Faller, Schunke, 2006)

Tabla 1.

Planos y ejes de movimiento

MOVIMIENTO	PLANO	EJE
Flexión-Extensión	Sagital	Transversal
Abducción-Aducción	Frontal	Sagital
Rotación interna-externa	Transversal	Longitudinal

- Eje longitudinal: Es el eje del cuerpo, que en postura de pie se sitúa perpendicular a la superficie de apoyo.
- Eje transversal: Es el eje que discurre de izquierda a derecha y es perpendicular al eje longitudinal.

- Eje sagital: Es el eje que discurre desde la superficie posterior del cuerpo a la anterior y es perpendicular a los dos ejes antes mencionados.

Con los ejes establecidos podemos dar una definición de los planos que se presentan en el cuerpo humano siendo estos:

- Plano sagital: Todos los planos verticales dispuestos a lo largo del eje sagital (el plano vertical que divide al cuerpo en dos mitades equilaterales se conoce como plano medio).
- Plano transversal: Todos los planos que atraviesan el cuerpo en sentido transversal.
- Plano frontal: Todos los planos dispuestos en paralelo a la frente. (Faller & Schunke, 2006)

2.1.2.1. EJES DE LA RODILLA

Como ya se había mencionado, la rodilla posee principalmente un grado de libertad, y este está condicionado por el eje transversal (Figura 1), dicho eje, incluido en un plano frontal, atraviesa horizontalmente los cóndilos femorales.

Al tener en cuenta la forma del cuello del fémur en forma de “voladizo”, el eje de la pierna no se sitúa exactamente en la prolongación del eje del fémur formando así un ángulo obtuso, abierto hacia adentro de 170-175 grados, esta forma adquiere el nombre del valgus fisiológico de la rodilla.

El eje mecánico del miembro inferior está representado por la línea recta que forman los centros articulares de la cadera, la rodilla y del tobillo. En la pierna, este eje se confunde con el eje del esqueleto, sin embargo en el muslo el eje mecánico forma un ángulo de 6 grados con el eje del fémur.

Al estar más separadas las caderas entre sí que los tobillos, hace que el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y

adentro, formando un ángulo de 3 grados con la vertical, este ángulo será más abierto cuanto más amplia sea la pelvis.

Al ser horizontal, el eje de la flexo-extensión se miden 81 grados con el eje del fémur y 93 grados con el eje de la pierna, por este motivo en máxima flexión el eje de la pierna no se sitúa exactamente detrás del eje del fémur. (Kapandji, 1998) Los ángulos mencionados se observan en la figura 11.

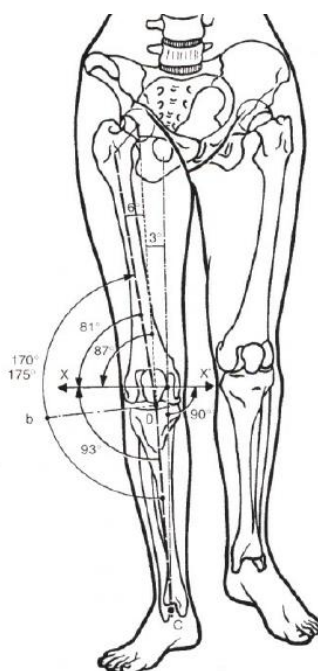


Figura 11: Ejes de la rodilla

Fuente: (Kapandji, 1998)

2.1.2.2. MOVIMIENTOS DE FLEXO-EXTENSIÓN

El principal movimiento de esta articulación es el de flexión y extensión como ya se ha mencionado, la amplitud del movimiento se mide a partir de la posición de referencia (figura 12) que se obtiene cuando el eje de la pierna se sitúa en la prolongación del eje del muslo. En la posición de referencia, el miembro inferior posee su máxima longitud.

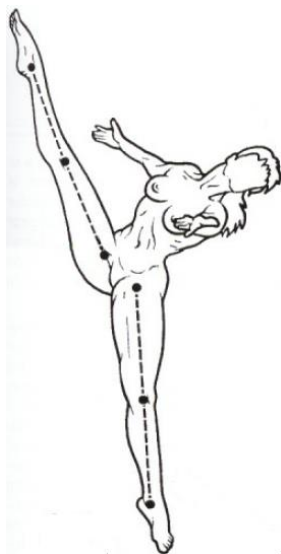


Figura 12: Posición de referencia

Fuente: (Kapandji, 1998)

La extensión se define como el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo, es posible realizar, sobre todo pasivamente, un movimiento de “hiperextensión” de 5 a 10 grados a partir de la posición de referencia (figura 13), este movimiento en algunos individuos es más acentuado por condiciones patológicas provocando un genu recurvatum.

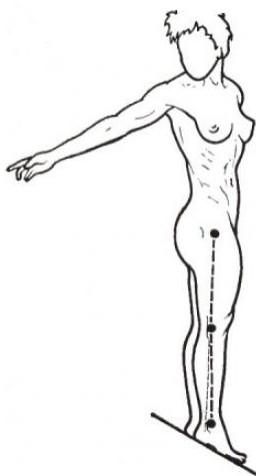


Figura 13: Hiperextensión

Fuente: (Kapandji, 1998)

La extensión activa, rara vez sobrepasa la posición de referencia y esta posibilidad depende principalmente de la posición de la cadera, lo que significa que la extensión previa de la cadera prepara la extensión de la rodilla.

La extensión relativa es el movimiento que completa la extensión de la rodilla, a partir de cualquier posición de flexión, se trata del movimiento que se efectúa normalmente durante la marcha, cuando el miembro que oscila se desplaza hacia delante para contactar con el suelo.

La flexión es el movimiento que aproxima la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo, la amplitud de este movimiento es distinta según sea la posición de la cadera y de acuerdo con las modalidades del propio movimiento.

La flexión activa alcanza los 140 grados si la cadera está previamente flexionada, y únicamente llega a los 120 grados si la cadera está en extensión, esta diferencia de amplitudes se debe a la eficiencia de los isquiotibiales en la extensión de la cadera.

La flexión pasiva de la rodilla alcanza una amplitud de 160 grados y permite que el talón se toque con el glúteo. Este movimiento es evidencia para comprobar la libertad de la flexión de la rodilla. En condiciones normales, la flexión solo está limitada por el contacto elástico de las masas musculares de la pantorrilla y del muslo como se observa en la figura 14.

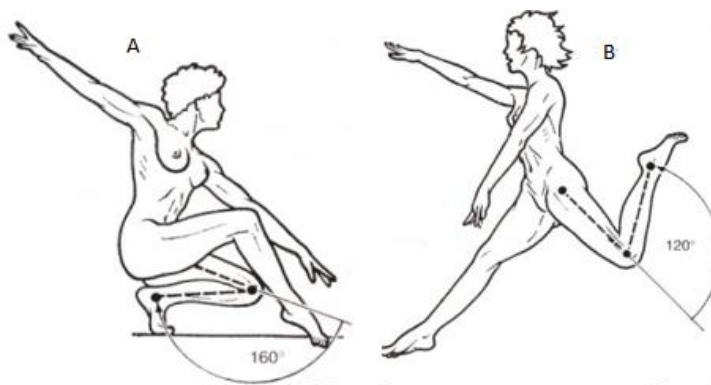


Figura 14: A) Flexión Pasiva

B) Flexión Activa

Fuente: (Kapandji, 1998)

2.1.3. ANTROPOMETRÍA

La antropometría es una técnica incruenta y poco costosa, portátil y aplicable en todo el mundo para evaluar el tamaño, las proporciones y la composición del cuerpo humano. (Salud, 2015)

En la figura 15 se presenta de forma simplificada las proporciones de los segmentos corporales realizados por Drillis y Contini en 1966, estas proporciones están basadas en la altura total de la persona y se los detalla en la tabla 2.

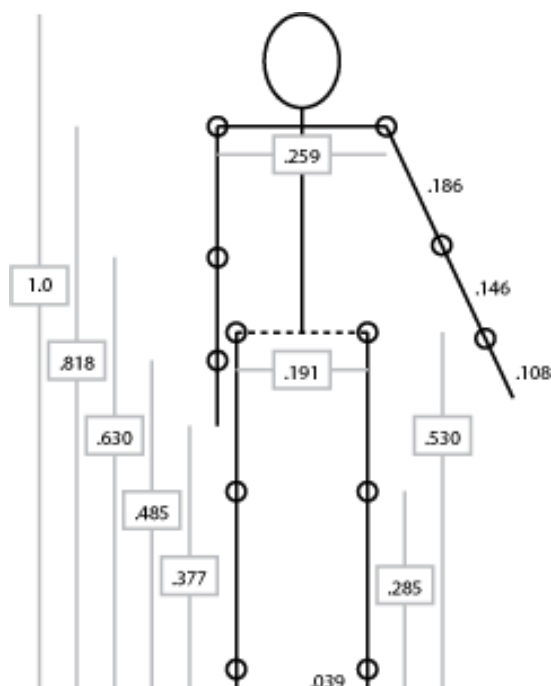


Figura 15: Proporciones de los segmentos corporales

Fuente: (Lab, 2014)

Tabla 2.

Proporciones del miembro inferior.

SEGMENTO CORPORAL	PROPORCIÓN DE ALTURA TOTAL(H)
Pie	0.039H
Pantorrilla	0.246H
Muslo	0.245H

Al igual que con las longitudes de los segmentos corporales, se estima cual será el peso de dichos segmentos, así como también la ubicación de sus respectivos centros de masa, para ello se tomará los datos desarrollados por Charles E. Clauser, et al., en su estudio llamado “Weight, Volume, And Center of Mass of Segments of the Human Body”, este estudio tuvo lugar en Ohio en agosto de 1969. En la tabla 3 se muestran dichos parámetros.

Tabla 3.

Parámetros de los segmentos del miembro inferior.

SEGMENTO	MASA DEL SEGMENTO / MASA TOTAL	CENTRO DE MASA / LONGITUD DEL SEGMENTO	
		PROXIMAL	DISTAL
Pie	0.0147	0.4622	0.5378
Pierna	0.0435	0.3705	0.6295
Muslo	0.1027	0.3719	0.6281
Pierna y Pie	0.0582	0.4747	0.5253

Fuente: (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2013)

Con los datos proporcionados en las dos últimas tablas, es posible determinar las dimensiones físicas de las distintas partes que conformaran el equipo de rehabilitación pasiva.

2.1.4. TIPOS DE LESIONES

Al ser la rodilla una articulación media, debe soportar el peso de la parte superior del cuerpo, sometiéndose así a grandes impactos que pueden ser causantes de diferentes tipos de lesiones. Los deportistas son más propensos a desarrollar una lesión en las diferentes partes que componen la articulación al tener sobrecargas, movimientos repetitivos, paradas y giros bruscos o a su vez golpes directos en la rodilla.

Algunas de las lesiones más comunes de la rodilla son:

- Esguince de rodilla: estos ocurren cuando un ligamento se distiende o se desgarra. Los esguinces de rodilla más frecuentes son los que afectan a los ligamentos cruzado anterior y/o colateral interno. Los esguinces más graves son aquellos en los que se produce una rotura completa de uno o más ligamentos.
- Distensión o desgarro de músculos o tendones: estas lesiones consisten en que se extiende o se desgarra parcial o completamente un músculo o tendón.
- Tendinitis: ocurre cuando un tendón se inflama. Las tendinitis suelen estar provocadas por sobrecarga, esta lesión puede causar molestias al andar o al extender, flexionar o elevarla pierna.
- Lesiones de menisco: las lesiones de menisco son sumamente frecuentes en las personas que practican deporte, sobre todo en aquellos deportes donde los cambios bruscos de velocidad o los movimientos de lado a lado facilitan los desgarres de menisco. Las lesiones a menudo ocurren junto con esguinces graves.
- Fracturas y dislocaciones: son huesos fisurados o rotos en múltiples partes, los cuales son diagnosticados en radiografías. La dislocación de la rótula ocurre cuando se desplaza hacia un lado de la rodilla, debido a un giro brusco o algún impacto.
- Lesiones en los ligamentos: los ligamentos que se encuentran por fuera de la articulación son los ligamentos laterales tanto interno como externo, estos pueden sufrir daños si llegase a torcer la pierna al mismo tiempo que se mueve bruscamente a un lado. (Nemours, 2014), un ejemplo se lo ve en la figura 16.

Las lesiones se clasifican de acuerdo a la gravedad del daño que se presente en la articulación de la siguiente manera:

- De primer grado: es un esguince sin desgarro de ligamento.
- De segundo grado: es un desgarro parcial del ligamento.
- De tercer grado: es un desgarro total del ligamento. (Bupa, 2015)

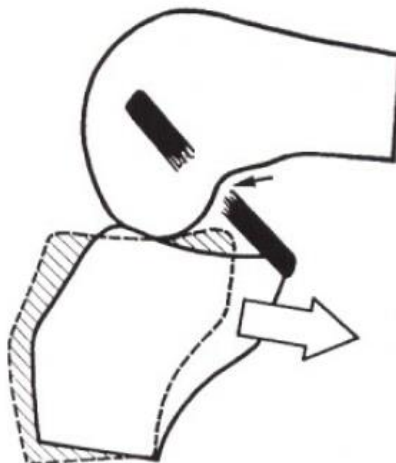


Figura 16: Ruptura del LCPI

Fuente: (Kapandji, 1998)

2.1.5. PROCESO DE REHABILITACIÓN

La rehabilitación según la OMS (Organización Mundial de la Salud), se define como: “Proceso de asistencia médica dirigido a desarrollar las capacidades funcionales y psicológicas del individuo y, si es necesario, sus mecanismos compensadores para hacerle capaz de alcanzar su propia independencia y permitirle una vida activa. “ (Igual, Muñoz, & Aramburu, 2003)

Dentro del proceso de rehabilitación de un paciente que ha sufrido una lesión, es de vital importancia la intervención de profesionales para una correcta valoración y posterior tratamiento. Una de las principales áreas encargadas del tratamiento de lesiones o traumas físicos es la fisioterapia.

La fisioterapia es aquella parte de las ciencias de la salud que utiliza los agentes físicos con una finalidad terapéutica; mediante la valoración de la discapacidad del paciente, tratamiento y posterior evolución. Actualmente en la fisioterapia se admiten seis agentes físicos para el tratamiento siendo estos: frío, calor, movimiento, luz, electricidad y radiaciones no ionizantes. (Igual, Muñoz, & Aramburu, 2003)

Para su estudio. La fisioterapia se divide en diferentes claves de terapia según el agente físico empleado:

- Cinesiterapia: Es el conjunto de procedimientos terapéuticos que tienen como fin el tratamiento a través del movimiento en sus distintas expresiones: activo pasivo o comunicado.
- Electroterapia: Aplicaciones de la electricidad con finalidades terapéuticas.
- Fototerapia: Es una terapia basada en la luz, no solo la visible sino también las infrarrojas y ultravioletas.
- Helioterapia: Consiste en la utilización de la luz solar con fines terapéuticos, usando la radiación electromagnética presente en la luz del sol.
- Termoterapia y crioterapia: Son terapias que utilizan como agente físico el calor o el frío.
- Hidroterapia: Es la utilización del agua como agente terapéutico en cualquier forma, estado o temperatura. (Igual, Muñoz, & Aramburu, 2003)

Dentro del proceso de rehabilitación se presentan tres etapas principales:

- Fase de reducción (aguda): El objetivo de esta fase del tratamiento es controlar la inflamación y el dolor en el área de la lesión
- Fase de reparación (subaguda): El objetivo del tratamiento en esta fase es restablecer el arco de movilidad articular, extensibilidad de las partes blandas, la fuerza y resistencia muscular.
- Fase de reintegración (transición): Esta fase consiste en la readaptación gradual de las funciones de la articulación, realizando modelos de movimientos específicos de cada actividad, recuperando la forma física y cardiovascular por medio de programas de mantenimiento. (Garrison, 2005)

2.1.5.1. MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO

Como se mencionó en la sección anterior una de las técnicas de rehabilitación en la fisioterapia es la cinesiterapia pasiva, la cual es una de las técnicas para restablecer la amplitud del movimiento de la articulación.

Los movimientos pasivos son aquellos que se producen dentro de la amplitud máxima pero por una fuerza externa; la contracción muscular voluntaria es mínima o nula. La fuerza externa que se menciona puede ser producto de la gravedad o de un mecanismo, de la acción de otra persona o de la misma persona pero con otra parte de su cuerpo como se observa en la figura 17. La movilidad pasiva es recomendada en regiones donde hubiese inflamación aguda de los tejidos, o cuando un paciente no puede o no debe realizar movimientos de cierto segmento del cuerpo por una parálisis o con necesidad de reposo absoluto. (Kisner & Colby, 2010)

El objetivo principal de la movilización pasiva es minimizar las complicaciones que pueden generarse al existir una inmovilización tales como formación de adherencias, contracturas o degeneración de los cartílagos, además de alcanzar los siguientes puntos: (Kisner & Colby, 2010)

- Conservar la movilidad articular y del tejido conectivo.
- Conservar la elasticidad mecánica del músculo.
- Mejorar la dinámica circulatoria y vascular.
- Reducir o eliminar el dolor.
- Favorecer el proceso de curación luego de lesiones o cirugías.
- Mantener la conciencia de movimiento en el paciente.

Es importante conocer las limitaciones de la movilidad pasiva para su aplicación integral y de forma correcta, por lo tanto la movilidad pasiva:

- No previene la atrofia muscular.
- No aumenta la fuerza o la resistencia muscular.
- No mejora la circulación de la misma manera que la contracción muscular activa voluntaria.



Figura 17: Movilidad pasiva

Fuente: <http://fisioterapiaonline.com/tecnicas/cinesiterapia/cinesiterapia.html>

La movilización pasiva continua (MPC) hace referencia a la movilización controlada y pasiva que se realiza con la ayuda de un dispositivo que moviliza una articulación lentamente y en forma continua. Estos dispositivos están disponibles para casi todas las articulaciones del cuerpo y fueron diseñados gracias a las investigaciones realizadas por Robert Salter, quien demostró que la movilización pasiva continua tiene efectos beneficiosos sobre las articulaciones y tejidos blandos lesionados o con alguna afección.

Los beneficios de la movilización pasiva continua son similares a los de la movilización pasiva tradicional, reduciendo los efectos negativos de la inmovilización articular que acompaña a trastornos como la artrosis, contracturas y fracturas intraarticulares, además que acelera la recuperación y la posibilidad de movilización luego de distintos procesos quirúrgicos, mejorando la lubricación sinovial por ende acelerando la restauración del cartílago. (Kisner & Colby, 2010)

Varios estudios demuestran los beneficios de la movilidad pasiva continua en una etapa temprana de la rehabilitación, tal y como lo demuestra el equipo de investigación que recogió los resultados de catorce estudios que habían realizado el seguimiento de 952 pacientes que se sometieron a fisioterapia con y sin MPC, después de una sustitución total de rodilla. A las dos semanas de la intervención, la MPC se asoció a un aumento estadísticamente significativo de la flexión activa de la rodilla. Los pacientes tratados con MPC

alcanzaron los 90 grados de flexión una media de 4.7 días más rápido que sin ella. (BROSSEAU, y otros, 2004)



Figura 18: Máquina de movimiento pasivo continuo

Fuente: <http://www.ortoweb.com/kinetec-prima-advance>

Existen algunas pautas generales para la movilización pasiva continua para lograr una rehabilitación satisfactoria basadas en estudios siendo algunas de estas:

- Inicialmente se utiliza un arco bajo de 20° a 30° el cual se va aumentando diariamente a razón de 10° a 15° o según la tolerancia del paciente.
- La velocidad de movimiento también debe ser determinada; en general una frecuencia de 1 ciclo cada 45 segundos a 2 minutos es bien tolerada.
- La duración de cada sesión de movilización pasiva continua varía, según los protocolos, desde la aplicación continua de 24 horas al día hasta 1 hora tres veces al día, no obstante un estudio reciente demostró que la mejoría de la amplitud de movimiento se lograba con aplicaciones de 4 a 18 horas por día.
- La duración mínima de los tratamientos con MPC pueden ser menos de una semana o bien, discontinuarse al lograr una amplitud

de movimiento satisfactoria durante las primeras fases de rehabilitación. (Kisner & Colby, 2010)

2.1.6. ESTADO DEL ARTE

Dentro de los procesos de rehabilitación, tanto activa como pasiva, se han presentado importantes avances en las técnicas y equipos para lograr una recuperación integral de los pacientes, es por esta razón que en la mecanoterapia se observa equipos de última tecnología, satisfaciendo las necesidades de los pacientes.

Los equipos más comerciales y por tanto más utilizados son los aquellos que utilizan un mecanismo de cuatro barras, con una bisagra principal en la parte media que corresponde a la articulación de la rodilla. Con el mecanismo mencionado se logra la flexión y extensión de la rodilla en los rangos que determina cada equipo (Figura 18).

Los avances en este dispositivo se pueden evidenciar en los documentos científicos presentados a continuación, en los cuales los respectivos autores buscan satisfacer la necesidad principal del paciente que es la pronta recuperación con mínimo dolor.

El documento titulado “Design And Development Of Touch Screen Based Continuous Passive Motion Device For Knee Rehabilitation” de los autores tailandeses Jidapa Rattarojpan y Sumet Umchid, propone el desarrollo de un prototipo para la rehabilitación de la rodilla basado en la terapia del movimiento pasivo, el cual consiste en movimientos de la articulación generados por una fuerza externa. El objetivo de este proyecto es ayudar al paciente a recuperar gradualmente el rango de movimiento total de la articulación.

La terapia es comandada por un sistema automático en el cual se ingresan los parámetros de cada sesión siendo estos el ángulo de inicio y fin, la velocidad de movimiento y el tiempo en el cual se llevará a cabo las

operaciones solicitadas, estas instrucciones son enviadas al microcontrolador para que se den las acciones programadas en este.

El sistema tiene una interfaz gráfica como se muestra en la figura 19, la cual es mostrada en una pantalla LCD táctil y por la misma se ingresan los parámetros ya mencionados, además cuenta con 3 menús principales: Auto Run, Manual y Setting Modes. En el modo manual se obtienen los parámetros óptimos para cada paciente teniendo en cuenta que posee un rango de movimiento de 0 a 120 grados y la velocidad es graduable desde 30 grados/minuto hasta 150 grados/minuto con 100 niveles de elección, una vez obtenidos estos parámetros se los ingresa en el modo Settings Mode para finalmente ejecutar Auto Run y ejecutar la rehabilitación con los parámetros ingresados previo confirmación.



Figura 19: Manú principal del sistema.

Fuente: (Rattarojpan, Umchid, 2011)

Las partes que componen el sistema son: un microcontrolador ET ARM7-LPC2138 de Phillips, una pantalla táctil LCD TFT de 3.2 pulgadas, un driver de motor L298N, un motor DC de 12 voltios con una caja reductora para incrementar el torque y limitar la velocidad máxima alrededor de 110 RPM, la carga máxima axial es aproximadamente 400 N, un encoder rotatorio como sensor de ángulo y sentido de giro, implementado a manera de bisagra, dos sensores de seguridad que consisten en límites de carrera, un sensor de punto

original o de partida y por último la parte mecánica, que está basada en un mecanismo de biela manivela, las longitudes de la parte superior e inferior de la pierna se calculan en base a una ecuación que las relaciona con la altura del paciente y la altura desde el piso hasta el tobillo.

Como resultado del ensamble y programación de este sistema se obtiene una máquina automática que proporciona movimientos suaves del motor con velocidad variable por medio de PWM, proporcionando una rehabilitación funcional al paciente que ha sufrido traumas en la rodilla o necesita un proceso post operatorio mostrada en la figura 20. (Rattarojpan & Umchid, 2011).

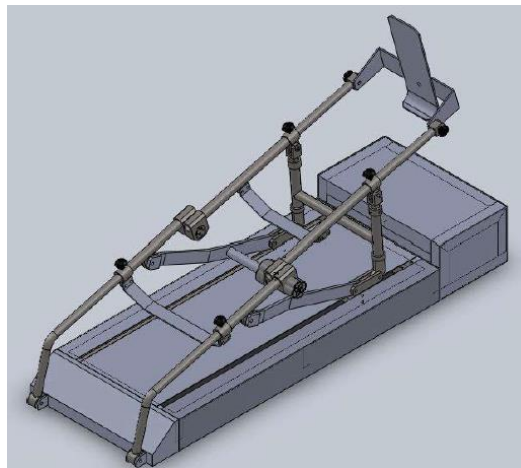


Figura 20: Máquina de movimientos pasivos

Fuente: (Rattarojpan, Umchid, 2011)

Los autores Esteban Emilio Rosero, Rodrigo Martínez y Elmer Galvis L., en su documento titulado: “Diseño y Construcción de una Máquina de Movimiento Pasivo Continuo para la Terapia de Rodilla”, presentan el diseño de un prototipo para la rehabilitación de rodilla empleando el movimiento pasivo continuo como parte de la terapia propuesta. Para validar el modelo propuesto se utilizó un diseño virtual mediante sistemas computacionales y analíticos determinando los parámetros adecuados para el diseño e implementación.

Cuenta además con un botón de emergencia que detiene todo el procedimiento en caso de surgir dolor en el paciente, se diseñó también la parte de control del actuador y de accionamiento del mismo por medio de una etapa de potencia. (Rosero, Martínez, & Galvis, 2001)

Un tercer documento científico propone el sistema titulado: “A Novel Robotic Device for Knee Rehabilitation Improved Physical Therapy Through Automated Process” de los autores: Agathe Koller, Domenico Leonardo, Silvio Walpen, Daniel Felder, en este documento se presenta el desarrollo de un dispositivo robótico para la rehabilitación de rodilla mostrado en la figura 22, mediante un proceso automático, en el cual se hace especial énfasis en el desplazamiento de la rótula para obtener los resultados deseados por el paciente luego de una lesión o una cirugía, los parámetros de fuerza y desplazamiento son pre programados por el profesional encargado para que así, el paciente pueda repetir los ejercicios de una forma sencilla y segura.

El dispositivo principal consiste en módulos mecatrónicos dispuestos de tal forma que se genera un plano cartesiano de 2 ejes permitiendo el movimiento de la rótula en las direcciones media-lateral y caudal-craneal. El medio de control del dispositivo es un ordenador y para la comunicación es necesario únicamente un solo cable ya que el sistema cuenta con una batería para su energización.



Figura 22: Dispositivo automático para rehabilitación.

Fuente: (Koller, Leonardo, Walpen, Felder, 2010).

Otra parte del dispositivo es el apoyo para pierna, este apoyo es ajustable dando lugar a una postura cómoda para el paciente puesto que permite que la extremidad inferior se encuentre en completa extensión o en una ligera flexión según sea la anatomía de la articulación o su rango actual de movimiento.

Para el movimiento propiamente, se diseñó un dispositivo manipulador de la rótula que consiste en 4 terminales en forma de dedo con un final esférico con terminales de silicón el cual es ajustable al requerimiento del paciente.



Figura 23: Dispositivo de manipulación de la rótula.

Fuente: (Koller, Leonardo, Walpen, Felder, 2010).

En cuanto a la seguridad, el dispositivo cuenta con sensores de posición y fuerza los cuales son monitoreados continuamente por el software desarrollado en labview, de existir alguna anomalía en los rangos programados el sistema se apaga y los acoples magnéticos de los motores son liberados permitiendo un libre movimiento del dispositivo para su corrección. (Koller, Leonardo, Walpen, & Daniel Felder, 2010)

CAPÍTULO III

DISEÑO MECÁNICO DEL EQUIPO

3.1. DESCRIPCIÓN MECÁNICA DEL EQUIPO

El prototipo de rehabilitación pasiva continua para la rodilla que se diseñará en este proyecto, permitirá al paciente realizar el proceso de rehabilitación de la articulación de la rodilla, en la primera y segunda fase.

La estructura mecánica del equipo ofrecerá ergonomía y comodidad al paciente gracias a su estructura ajustable en cuanto a la longitud de las barras de soporte del muslo y de la pierna, al igual que una regulación angular del soporte del pie, de esta forma se abarca a los pacientes con una estatura comprendida entre los 1.50 m. y 2.00 m. aproximadamente y con un peso máximo de 150 Kg.

3.1.1. CONSIDERACIONES ANTROPOMÉTRICAS

Al pensar en que el equipo va a ser usado por pacientes de entre 1.50 m. y 2.00 m. como se mencionó en la sección anterior, se hace referencia a la tabla 2 para obtener las dimensiones máximas y mínimas de los segmentos corporales del miembro inferior, los cuales son presentados en la tabla 4.

Tabla 4.

Longitudes de los segmentos en cm.

SEGMENTO CORPORAL	LONGITUD MÍNIMA	LONGITUD MÁXIMA
Pie	5.85	7.8
Pantorrilla	36.9	49.2
Muslo	36.75	49

De igual forma se hace referencia a la tabla 3 para determinar el peso máximo de cada segmento corporal en base al peso total del paciente que como se mencionó en la sección anterior es de 150 Kg, como se muestra en la tabla 5. Debido a que los centros de masa de los segmentos corporales cambian de acuerdo a la longitud de los mismos, no se los presentará como un dato fijo.

Tabla 5.

Pesos máximos de los segmentos del miembro inferior

SEGMENTO	MASA DEL SEGMENTO / MASA TOTAL (KG)
Pie	2.205
Pierna	6.525
Muslo	15.405
Pierna y Pie	8.73

El equipo al estar pensado para una rehabilitación pasiva en función del movimiento de flexión y extensión del miembro inferior, se debe tomar en cuenta cual será el rango de movimiento de las barras de soporte, siendo el parámetro mandante el ángulo formado entre la prolongación de la longitud del muslo con la línea de la pierna (ver capítulo 2), de esta forma se obtiene el ángulo mínimo y máximo que alcanzará el equipo, dichos ángulos son 10 grados en extensión máxima y 120 grados en flexión máxima (activa).

3.2. REQUERIMIENTOS

Para establecer un correcto diseño del equipo, se deben tomar en cuenta ciertas características para satisfacer las necesidades de los pacientes y lograr un correcto desempeño del sistema, para ello el sistema debe presentar los siguientes requerimientos:

- Alimentación con 110 V AC.
- Ajustable y adaptable a diferentes alturas de pacientes.
- Para pacientes con una talla comprendida entre 1.50 y 2.00 m.

- Peso máximo del paciente de 150 Kg.
- Fácil operación y mantenimiento.
- Para la primera y segunda fase de rehabilitación con ángulos de hasta 120 grados en flexión máxima.
- Portátil
- Interfaz amigable a través de una pantalla táctil.

3.3. DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA ESTRUCTURA MECÁNICA

En la figura 24 se presenta el diagrama de bloques de la estructura mecánica del prototipo a diseñarse.

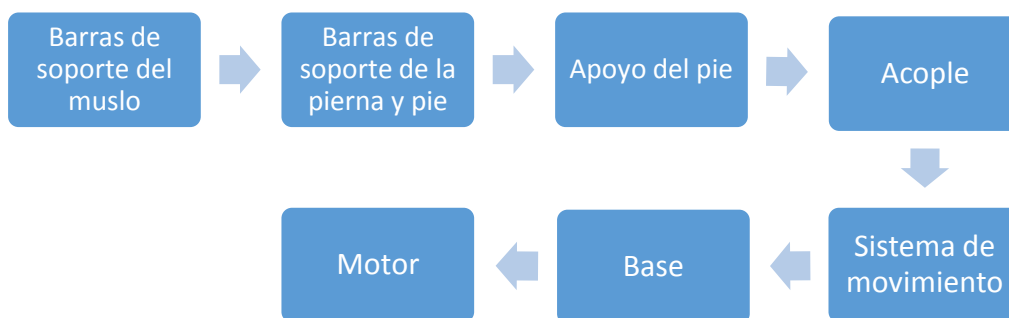


Figura 24: Diagrama de bloques

3.4. DESCRIPCIÓN Y DISEÑO DE LOS BLOQUES

3.4.1. BARRAS DE SOPORTE DEL MUSLO

Las barras de soporte del muslo son las barras laterales entre las cuales se apoyara el segmento del muslo, en sus extremos se encuentran las

articulaciones de la cadera y rodilla respectivamente, para las cuales se escoge rodamientos de bolas para lograr un movimiento totalmente fluido. Para su dimensionamiento se hace referencia a la tabla 4 en la que se presenta la longitud mínima y máxima de este segmento corporal.

Para alcanzar las dimensiones especificadas se opta por fabricar esta pieza en base a dos tubos como se mencionó en la descripción mecánica del equipo.

Para este caso la barra externa de soporte derecha difiere de la barra externa de soporte izquierda en cuanto al acople en el que está alojado el encoder, ya que en dimensiones son exactamente las mismas.



Figura 25: Barra externa de soporte izquierdo

En la figura 25 se muestran las dimensiones principales de la barra externa de soporte, en la cual se puede observar que en un extremo está soldado el rodamiento de la articulación de la rodilla y en el otro una tuerca M6 en la que va el tornillo de sujeción el cual fijará la longitud final con la barra interior.

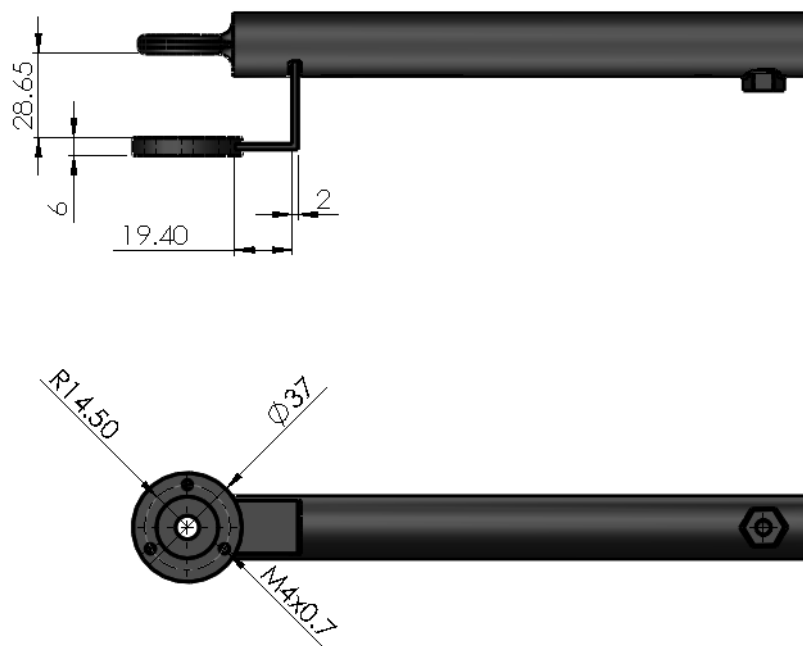


Figura 26: Barra externa de soporte derecho

En la figura 26 se muestra las dimensiones del acople del sensor de ángulo (encoder), este sensor se sujeta a esta pieza mediante tres tornillos M4, está construido en acero A36 que es un acero para uso general, suficiente para nuestra aplicación.

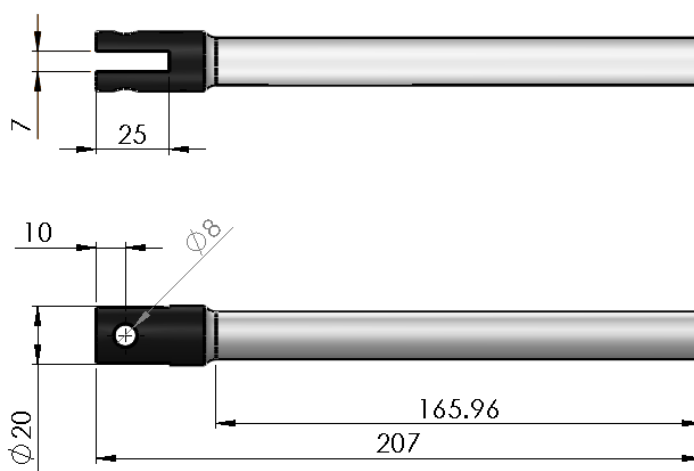


Figura 27: Barra interna de soporte del muslo

En la figura 27 se presenta las dimensiones de la barra interna de soporte, esta pieza es exactamente la misma tanto para el lado izquierdo como para el derecho. En uno de los extremos se encuentra soldada una pequeña prolongación de la barra de 41.04 mm., con un orificio de diámetro 8 mm. En la ranura que se presenta en esta prolongación es donde encaja el rodamiento de la articulación de la cadera presente en la base, y por el otro extremo es por donde se introduce a la barra externa de soporte.

La longitud mínima de la barra de soporte del muslo será entonces (figura 28):

$$L_{minbm} = LBEM + LEBIM \quad (Ec.1)$$

Donde:

LBEM = Longitud de la barra exterior tomada desde el centro del rodamiento

LEBIM= Longitud de la extensión de la barra interna

Entonces:

$$L_{minbm} = 210.5 + 41.04$$

$$L_{minbm} = 251.54 \text{ mm}$$



Figura 28: Longitud mínima de la barra de soporte del muslo

En la tabla 2 se observa que la longitud mínima debe ser de 36.75 cm., esta diferencia se compensa por la geometría de la base del equipo, la cual será tratada más adelante.



Figura 29: Longitud máxima de la barra de soporte del muslo

Al igual que con la longitud mínima, la diferencia de dimensiones con respecto a la tabla 4 y la longitud máxima (figura 29), será compensada por la geometría de la base

3.4.2. BARRAS DE SOPORTE DE LA PIERNA Y PIE

Las barras de soporte de la pierna y pie son las barras laterales entre las cuales van a estar apoyados los segmentos corporales de la pierna y pie, en un extremo se encuentra la ranura donde encaja el rodamiento de la barra de soporte del muslo y en el otro extremo se presenta una pequeña “L” en la cual se acoplará el apoyo del pie.

El diseño de las barras mencionadas sigue el mismo principio que el empleado en las barras de soporte del muslo, teniendo un tubo externo y uno interno para lograr un sistema ajustable, alcanzando las dimensiones especificadas en la tabla 4, cabe mencionar que para la longitud mínima y máxima de diseño de las barras se tomará en cuenta la suma de las longitudes de pie y pantorrilla dado que estos dos segmentos se encuentran alineados teniendo así:

$$L_{min} = L_{minp} + L_{minpt} \quad (\text{Ec.2})$$

Donde:

L_{minp} = Longitud mínima del pie

L_{minpt} =Longitud mínima de la pantorrilla

Entonces la longitud mínima del segmento es:

$$L_{min} = 5.85 + 36.9$$

$$L_{min} = 42.75 \text{ cm.}$$

$$L_{max} = L_{maxp} + L_{maxpt} \quad (\text{Ec.3})$$

Donde:

L_{maxp} =Longitud máxima del pie.

L_{maxpt} = Longitud máxima de la pantorrilla.

Entonces la longitud máxima del segmento es:

$$L_{max} = 7.8 + 49.2$$

$$L_{max} = 57 \text{ cm.}$$

Las longitudes y geometría de las barras de soporte internas izquierda y derecha, así como de las barras de soporte externas izquierda y derecha son las mismas respectivamente.

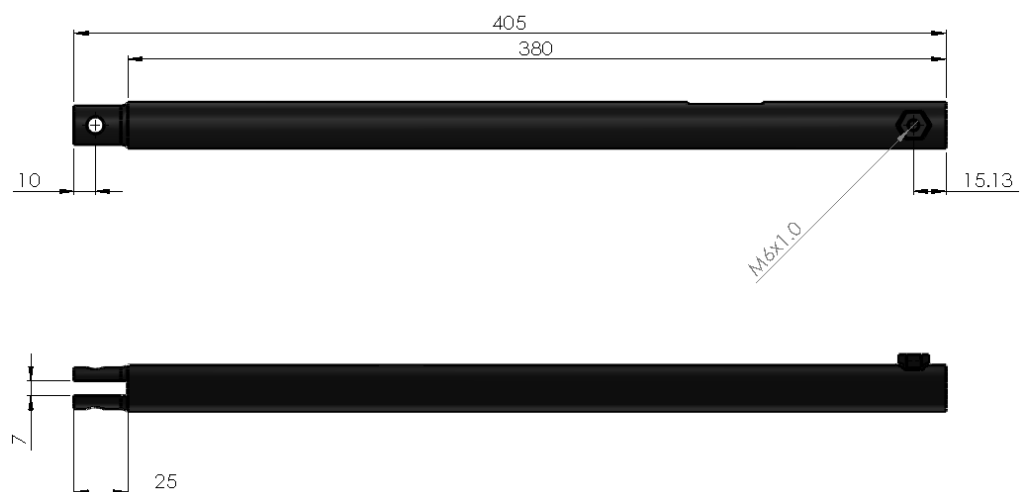


Figura 30: Barra externa de soporte de la pierna

En la figura 30 se muestran las principales dimensiones de la barra externa de soporte de la pierna, en la cual se observa en un extremo la ranura en la que encaja el rodamiento y en el otro extremo una tuerca M6 en la cual va el tornillo de fijación con el cual se asegura la barra interna de soporte dándole la longitud deseada.

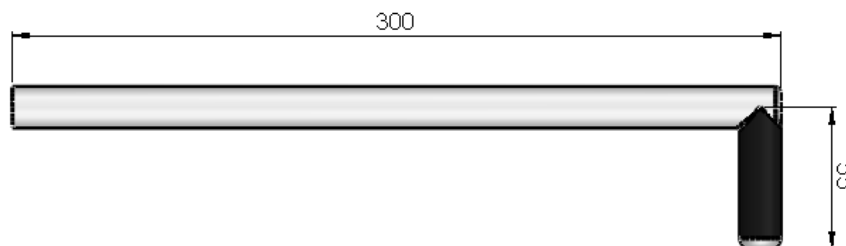


Figura 31: Barra de soporte interna de la pierna

En la figura 31 se muestran las principales dimensiones de la barra interna de soporte de la pierna, esta parte es bastante sencilla ya que es el tubo en si con un segmento del mismo tubo soldado en un extremo en el cual se acopla el apoyo del pie y el otro extremo es el que se introduce en la barra de soporte externa.

Ya con las dos partes listas se puede armar la barra de soporte de la pierna, cuya longitud mínima será (figura 32):

$$L_{minbp} = LBEP + DBIP \quad (\text{Ec.4})$$

Donde:

LBEP = Longitud de la barra externa de la pierna

DBIP = Diámetro de la barra interna de la pierna

Entonces:

$$L_{minbp} = 405 + 15.9$$

$$L_{minbp} = 420.9 \text{ mm.}$$

Si comparamos el resultado de la Ec.2 con el resultado de la Ec.4 se observa una diferencia de 6.6 mm., la cual se puede alcanzar recorriendo la barra interior con lo que se cumple con el requisito.

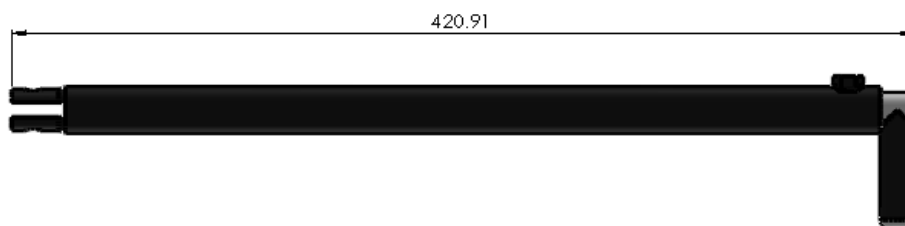


Figura 32: Longitud mínima de la barra de soporte de la pierna

Para alcanzar el resultado de la Ec.3 que es la longitud máxima que debe tener la barra de soporte de la pierna se recorre la barra interior hasta obtener dicha longitud como se observa en la figura 33.

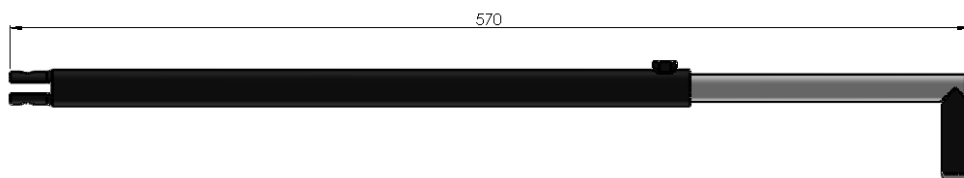


Figura 33. Longitud máxima de la barra de soporte de la pierna

3.4.3. APOYO DEL PIE

El apoyo del pie es la parte en donde se asentará esta parte del cuerpo, en concreto es una lámina de acero A36 de espesor de 2mm., doblada de tal forma que permita que el talón se asiente de forma cómoda y segura. El apoyo del pie tiene a cada lado segmentos del tubo con el que se fabricaron las barras externas de soporte, en estos segmentos se acoplan las barras

internas de soporte de la pierna permitiendo una regulación angular del pie para mayor confort del paciente.

En la figura 34 se muestran las principales dimensiones del apoyo del pie en donde se observa la geometría que permite la correcta sujeción del miembro, además se ve que en los segmentos de tubo laterales están soldadas tuercas M6 en las que van los tornillos de sujeción que fijarán la posición angular deseada de esta parte.

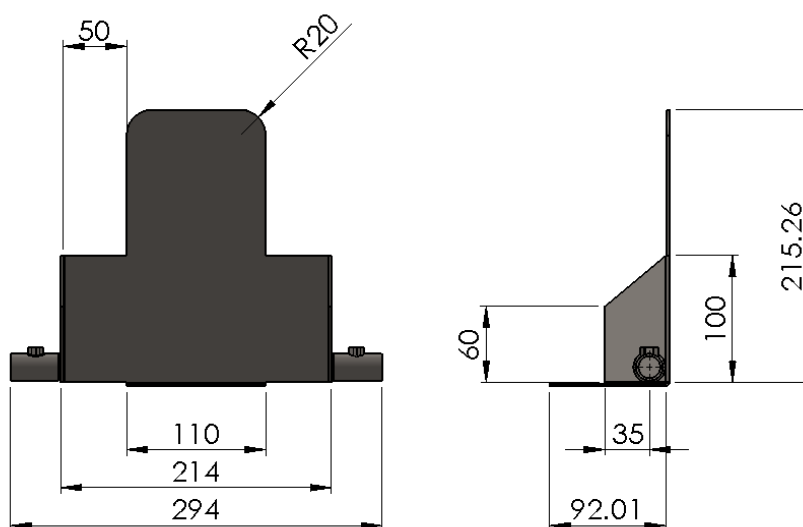


Figura 34. Apoyo del pie

En el prototipo, el apoyo del pie va forrado con esponja y una tela similar al cuero para la comodidad del paciente.

3.4.4. ACOPLE

El acople es la parte del equipo que está soldada a las barras externas de soporte de la pierna en uno de sus extremos y en el otro se acopla a la tuerca del husillo de bolas mediante un pasador, esta parte del equipo es la

encargada de transmitir el movimiento lineal de la tuerca del husillo y mediante las articulaciones del equipo se traduce en un movimiento angular.

En la figura 35 se muestran las dimensiones principales en las vistas frontal e inferior del acople, de igual forma en la figura 36 se muestran las dimensiones del acople en la vista lateral.

La inclinación de 5 grados en un extremo de esta pieza, permite que al ser soldada a las barras externas de apoyo de la pierna exista una separación entre estas dos partes del equipo

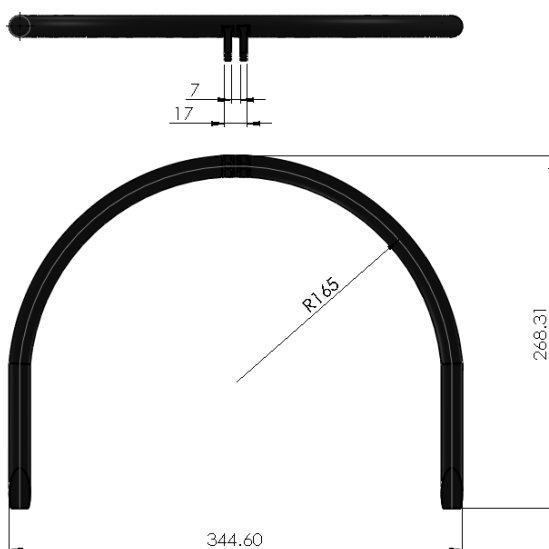


Figura 35: Vista frontal e inferior del acople



Figura 36: Vista lateral del acople

3.4.5. SISTEMA DE MOVIMIENTO

El sistema de movimiento del equipo se refiere a cuál será el mecanismo apropiado para la transformación y transmisión del movimiento rotacional del eje del motor a un movimiento lineal que permita el desplazamiento de las barras de soporte de los segmentos corporales dando lugar a los movimientos de flexión y extensión.

Los mecanismos tomados en cuenta para este propósito son los de piñones y cadena y el de tornillo de potencia dado que los dos mecanismos mencionados permiten una manipulación de los parámetros de movimiento lineal.

3.4.5.1. MECANISMO DE PIÑONES Y CADENA

Este mecanismo es uno de los más usados para transmitir el movimiento entre dos ejes paralelos separados entre sí mediante una cadena que encaja perfectamente en los dientes de los piñones en cuestión como se observa en la figura 37.

El movimiento de los eslabones de la cadena entre los piñones es lineal teniendo una velocidad tangencial gobernada por la velocidad angular del piñón denominado conductor, que es el que está conectado directamente al eje del motor, dependiendo el diámetro del segundo piñón denominado conducido, se obtiene una mayor o menor velocidad angular, tal como sucede con los engranes, y esta relación está dada por (Budynas & Nisbeltt, 2008):

$$\left| \frac{\omega_1}{\omega_2} \right| = \frac{r_2}{r_1} \quad (\text{Ec.5})$$

Al tener esta relación de transmisión se puede también determinar el torque que tendrá a la salida de este mecanismo, por lo que dependiendo de los radios habrá una disminución y aumento de torque.

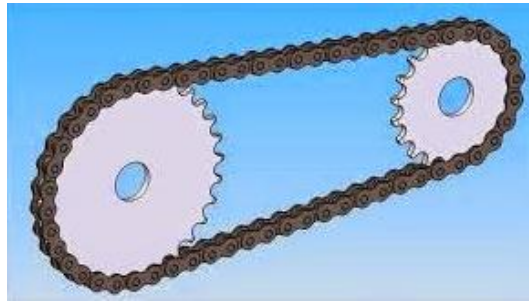


Figura 37: Mecanismo de piñones-cadena

Fuente: <http://apmp-1222.blogspot.com/>

3.4.5.2. MECANISMO DE TORNILLO DE POTENCIA

Este mecanismo transmite la potencia y movimiento del motor por medio de un tornillo sin fin al cual está acoplado una tuerca que es propiamente la que transmite el movimiento.

El desplazamiento lineal de la tuerca está condicionado por el paso de la rosca del tornillo dado que en una revolución completa del eje del motor, la tuerca habrá avanzado linealmente el valor del paso.

Al estar el tornillo acoplado directamente al eje del motor, la velocidad angular no tendrá ninguna variación haciendo el diseño un tanto más sencillo. Una variante del tornillo de potencia común (rosca cuadrada), es el husillo de bolas el cual emplea en lugar de una tuerca comercial, un sistema de recirculación de bolas, las cuales se deslizan por canales en el tornillo determinados por el paso del mismo haciendo que el torque necesario para realizar el movimiento lineal de la tuerca sea mucho menor en comparación a los sistemas comunes.

Un ejemplo del husillo de bolas se lo observa en la figura 38.



Figura 38: Husillo de bolas

Fuente: <http://www.directindustry.es/prod/eichenberger-gewinde/husillos-bolas-paso-largo-laminados-13697-58015.html>

3.4.5.3. SELECCIÓN DEL SISTEMA DE MOVIMIENTO

Para la selección del mecanismo de movimiento más adecuado para el presente proyecto, se valorarán los aspectos principales en cuanto a la aplicación en la siguiente tabla:

Tabla 6.

Criterios de selección del sistema de movimiento

PARÁMETRO	PIÑONES/CADENA	TORNILLO POTENCIA
Precisión	Media	Alta
Instalación	Compleja	Sencilla
Precio en mercado	Bajo	Medio-Alto
Espacio requerido	Alto	Bajo

De acuerdo con la tabla 6, la mejor opción para el mecanismo de movimiento es el de tornillo de potencia, concretamente el husillo de bolas por las ventajas ya mencionadas.

3.4.5.4. HUSILLO DE BOLAS

Como ya se mencionó el husillo de bolas es un tornillo sin fin con una tuerca o acople dentro de cual circulan rodamientos, reduciendo

significativamente el desgaste por fricción y el torque necesario para impulsar la carga que esté afectando a esta acople o tuerca.

El husillo de bolas del equipo de rehabilitación, por minimizar los costos que este implica, se lo fabricó, no se lo importó dados los parámetros necesarios para el sistema de rehabilitación y un costo significativamente más bajo. El material del cual está elaborado el husillo es un eje de 15.9 mm. (5/8 in) de diámetro de acero de transmisión, de una longitud de 64 cm.

El diámetro del eje se fijó en base a especificaciones de manufactura, es decir al ser un eje que se someterá a un proceso de torneado para elaborar la rosca en forma de canal para el desplazamiento de los rodamientos, este debe presentar un diámetro mínimo establecido por el mecánico operador del torno, para evitar vibraciones en el proceso y un debilitamiento del núcleo, logrando así evitar un posible pandeo del tornillo.

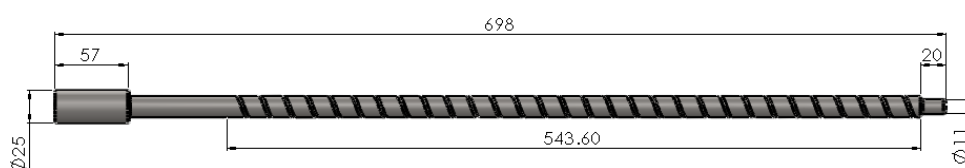


Figura 39: Tornillo de potencia

En la figura 39 se presentan las dimensiones principales del tornillo de potencia en el cual se observa en un extremo un segmento de diámetro 25 mm., el cual es hueco con una profundidad de 57 mm., en donde se acoplará el eje del motor, al otro extremo se observa una prolongación de 20 mm., con un diámetro de 11 mm., esta prolongación será la que ingrese en el cojinete ubicado en la base.

El paso del tornillo se diseña en función a la máxima velocidad lineal que se desea alcanzar en la tuerca, siendo esta de 3 cm/segundo que es una velocidad aceptable para una primera y segunda fase de rehabilitación.

Los datos que se conocen son la velocidad angular del motor ω y la velocidad lineal máxima V_{lmax} .

$$\omega = 100 \text{ RPM}$$

$$V_{lmax} = 3 \frac{\text{cm}}{\text{seg}}$$

Si se conoce que al dar una revolución el tornillo tendrá un desplazamiento lineal igual al paso del tornillo, entonces en 100 revoluciones se tiene:

$$D_l = 100 * P_t \quad (\text{Ec.6})$$

Donde:

P_t = Paso del tornillo en cm.

D_l = Distancia lineal recorrida en cm.

Tomando el dato de la velocidad angular del motor, las 100 revoluciones se dan en 1 minuto por lo que si dividimos la Ec.6 para la unidad de tiempo tendremos la velocidad lineal en cm/minuto, ya que el requerimiento de velocidad lineal máxima se encuentra en cm/segundo, es necesario dividir la expresión para 60 segundos que tiene 1 minuto entonces:

$$V_{lmax} = \frac{100 * P_t}{60} \quad (\text{Ec.7})$$

Reemplazando el valor de V_{lmax} en la Ec.7 tenemos:

$$3 = \frac{100 * P_t}{60}$$

$$P_t = \frac{3 * 60}{100}$$

$$P_t = 1.8 \text{ cm}$$

El paso del tornillo será de 18 mm.

Ya conocido el paso, se dimensiona la rosca del tornillo en forma de canal circular por donde se deslizan las esferas como se observa en la figura 38, las bolas usadas en este mecanismo son esferas de acero de 4 mm de diámetro.

Del proceso de manufactura se tiene que la profundidad del canal es de aproximadamente 3 mm., por lo que al realizar el proceso de corte para la rosca, se debe restar 6 mm., del diámetro nominal del eje utilizado para el tornillo para obtener el diámetro menor o raíz.

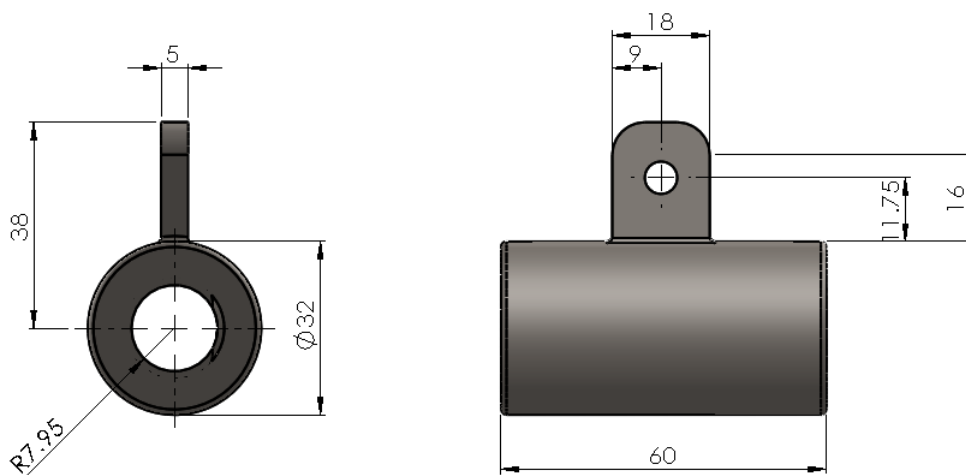


Figura 40: Tuerca de potencia

En la figura 40 se muestran las principales dimensiones de la tuerca o acople del husillo de bolas, internamente se presentan canales similares a los del husillo por donde circulan las esferas como se muestra en el esquema de la figura 41.

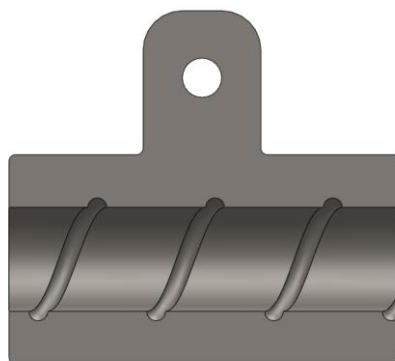


Figura 41: Canales interiores del acople o tuerca de potencia

3.4.6. BASE

La base es un marco rectangular formado por los tubos usados para las barras externas de soporte, en este marco es donde estarán acopladas todas las demás partes del sistema, cuyas dimensiones son las que determinarán el largo y ancho total del equipo.

La longitud total de la base será aproximadamente la suma de las longitudes máximas de las barras de soporte del muslo, de la pierna, las posibles medidas del motor y una longitud adicional en caso de cambios físicos.

De la sección 3.4.1 y 3.4.2 obtenemos las dimensiones máximas de las barras de soporte de muslo y pierna siendo 37.4 cm y 57 cm. Respectivamente, la suma de estas longitudes es 94.4 cm., tomando en cuenta los factores ya mencionados la longitud total de la base se fabrica de 130 cm.

El ancho de la base será el suficiente para abarcar la circunferencia del muslo de los pacientes proporcionando comodidad y confort, para ello se impuso la medida de 35 cm.

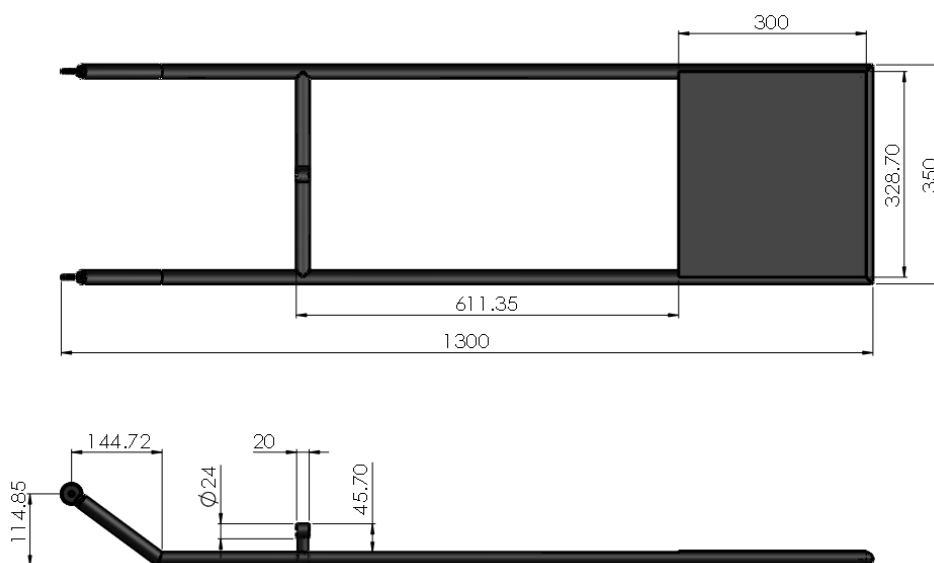


Figura 42: Base del equipo

En la figura 42 se muestran las principales dimensiones de la base, en esta imagen se puede observar a un extremo se encuentran soldados los rodamientos correspondientes a la articulación de la cadera y en el otro extremo está soldada una placa de 2 mm de espesor y de 30 x 32.87 cm en la cual se asegura el motor y diversos componentes, además en el tubo transversal a la base, en su punto medio está el cojinete que sostiene el husillo de bolas.

Como se mencionó en la sección 3.4.1 la geometría de la base presenta unos segmentos inclinados que están a cierta altura del nivel del suelo, donde constan los rodamientos, esta altura es la diferencia mencionada con la cual se completa la longitud mínima y máxima de las barras de soporte del muslo.

3.4.7. SELECCIÓN DE MATERIAL PARA LA ESTRUCTURA

Para la selección del material de las diferentes partes que conforman la estructura se deben tomar en cuenta las propiedades físicas de los materiales que la conformarán como se detalla en la tabla 7 y principalmente para este trabajo el factor costo y disponibilidad en el mercado serán primordiales.

Tabla 7.**Propiedades del Acero y Aluminio.**

PROPIEDAD	ALUMINIO	ACERO
Módulo de Young	$6.3 - 7 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$	$19.5 - 20.5 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$
Módulo elástico transversal	26300 MPa	8100 MPa
Dureza Brinell	21-240 HB	180-270 HB
Límite elástico	$3.47 - 40.79 \text{ kg/mm}^2$	$18 - 65 \text{ kg/mm}^2$
Resistencia a la tracción	$9.18 - 47.93 \text{ kg/mm}^2$	$45 - 92 \text{ kg/mm}^2$
Coefficiente de Poisson	0.33	0.3
Densidad	2700 kg/m^3	7850 kg/m^3

Fuente: (ingemecánica, 2014)

Para la selección del material se valoran, además de las propiedades físicas, factores influyentes en la elaboración de las piezas, los cuales se pueden ver en la tabla 8.

Tabla 8.**Criterios de selección de material.**

CARACTERÍSTICA	MATERIAL	
	ACERO	ALUMINIO
Facilidad de Maquinado	Alta	Media-Baja
Facilidad de soldado	Alta	Baja
Facilidad de Corrosión	Alta	Baja
Disponibilidad en el mercado	Alta	Media
Costo	Bajo	Medio-Alto

De la tabla 7 y 8 se define que el mejor material para la elaboración de las partes de la estructura es el Acero.

3.4.7.1. MATERIAL PARA LAS BARRAS EXTERNAS DE SOPORTE Y BASE DE LA ESTRUCTURA

Para las barras externas de soporte y para la base de la estructura, se optó por un tubo redondo de acero que obedece a la norma ISO II serie liviana de ½" que ofrece la casa comercial PROVIACEROS (figura 43). Esta comercializadora especifica el material del tubo como: JIS-G-3132-SPHT-1, la cual es una norma japonesa para el acero de bajo carbono laminado en caliente (Grades, 2015), por lo cual el equivalente sería un tubo AISI 1010 Laminado en caliente, por su contenido de carbono y las propiedades mecánicas presentes. Las características del tubo a usarse se ven en la tabla 9.



Figura 43: Tubo ISO II

Fuente: (PROVIACEROS, 2014)

Tabla 9.

Características del tubo redondo ISO II.

DIÁMETRO NOMINAL	DIÁMETRO EXTERIOR D	ESPESOR e	PESO P	ÁREA A
Pulg	mm	mm	Kg/m	cm ²
1/2	21.3	2	0.99	1.22

Fuente: (PROVIACEROS, 2014)

3.4.7.2. MATERIAL PARA LAS BARRAS INTERNAS DE SOPORTE Y EL ACOUPLE

Para las barras internas de soporte y para el acople, se optó por un tubo estructural mecánico redondo de acero que ofrece la casa comercial PROVIACEROS. Esta comercializadora especifica el material del tubo como: JIS-G-3141-SPCC-SD, la cual es una norma japonesa para el acero de bajo carbono laminado en frío (Grades, 2015), por lo cual el equivalente sería un tubo AISI 1010 Laminado en frío, por su contenido de carbono y las propiedades mecánicas presentes. Las características del tubo a usarse se ven en la tabla 10.

Tabla 10.

Características del tubo estructural mecánico redondo.

DIÁMETRO NOMINAL	DIÁMETRO EXTERIOR D	ESPESOR e	PESO P	ÁREA A
Pulg	mm	mm	Kg/m	cm ²
5/8	15.9	1.5	0.57	0.683

Fuente: (PROVIACEROS, 2014)

3.4.7.3. MATERIAL PARA EL HUSILLO DE BOLAS, APOYO DE PIE Y LÁMINA DE SOPORTE DEL MOTOR

El material usado para las placas tanto del apoyo del pie, como la de soporte de motor son placas de 2mm de espesor de acero A36, este mismo material se lo usó en forma de eje para la fabricación de husillo de bolas, ya que este tipo de acero es una clase de acero al carbono de propósito general con propiedades mecánicas satisfactorias, de fácil maquinado y un costo muy accesible en el mercado.

3.4.7.4. RODAMIENTOS PARA LAS ARTICULACIONES

Para las articulaciones de la cadera y rodilla se usaron rodamientos de bolas mostrados en la figura 44, permitiendo una completa movilidad de las barras de soporte.

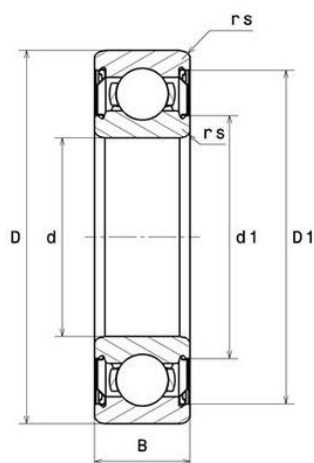


Figura 44: Rodamiento de bolas

Fuente: (NTN, 2015)

Características técnicas	
d	8 mm
D	22 mm
B	7 mm
d1	10,7 mm
D1	18 mm
rs min	0,3 mm
Clase de Juego Radial	CN
Peso	0,01 kg

Figura 45: Dimensiones del rodamiento

Fuente: (NTN, 2015)

Los rodamientos propuestos se modificarán en su dimensión B, haciéndolos más delgados para su correcto acople con las barras de soporte.

3.4.7.5. ANÁLISIS DE DESEMPEÑO MEDIANTE SOFTWARE CAD/CAE DE LAS PARTES PROPUESTAS.

Para comprobar que no existirán fallas en las partes diseñadas, se realiza un estudio mediante CAD/CAE para validar las dimensiones y los materiales seleccionados para el diseño, para los estudios que se realizarán en esta sección, se toma en cuenta cual sería el caso crítico en cada una de las partes a analizar.

En el caso de las barras de soporte, se toma en cuenta para el estudio la barra de soporte del muslo en su máxima longitud y con el máximo peso del segmento corporal correspondiente.

En la figura 46 se observa el valor del esfuerzo de Von Mises.

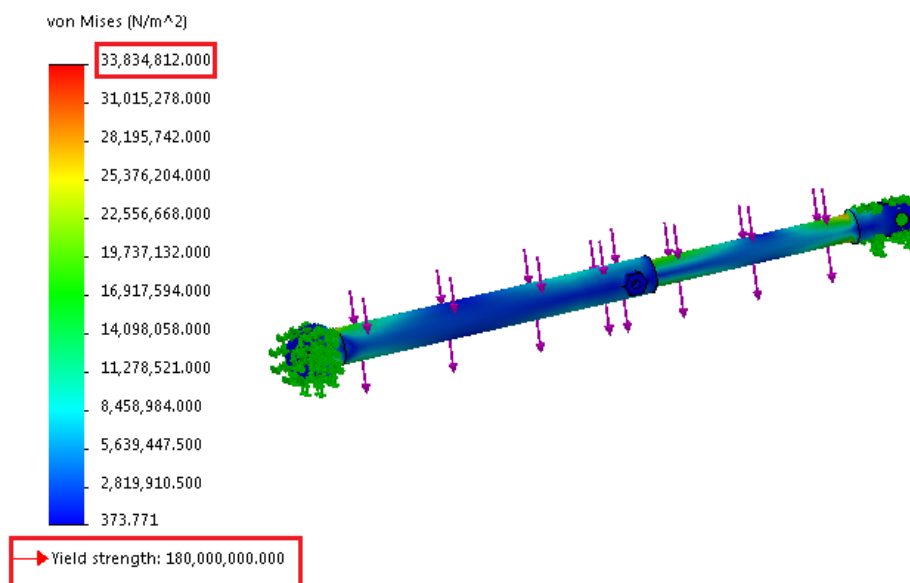


Figura 46: Esfuerzo de von Mises en Barra de soporte.

En la figura 47 se observan los desplazamientos existentes ocasionados por la carga presente.

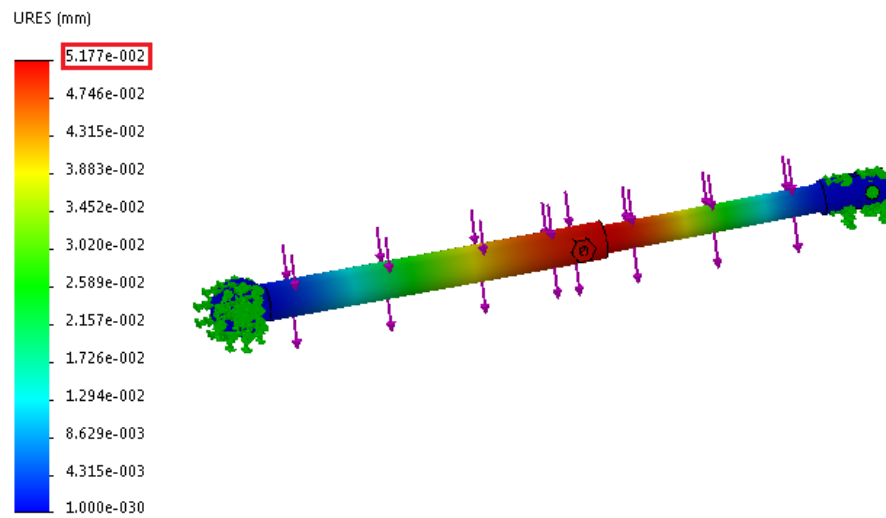


Figura 47: Desplazamiento en Barra de soporte.

En la figura 48 se observa el factor de seguridad que presentará la pieza en cuestión.

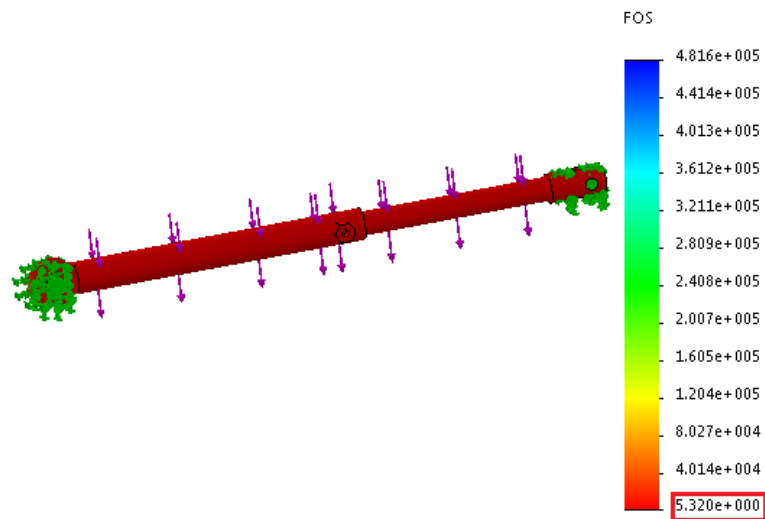


Figura 48: Factor de seguridad en Barra de soporte.

Tabla 11.**Valores obtenidos del análisis en la barra de soporte**

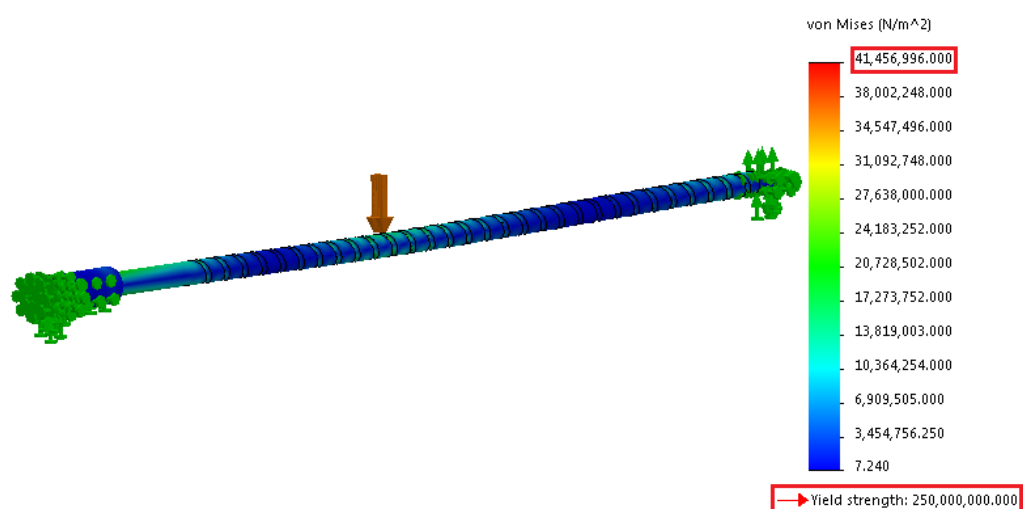
PARÁMETRO	VALOR OBTENIDO	VALOR DEL MATERIAL
Esfuerzo de vonMises (MPa)	33.8	180
Desplazamiento máximo (mm)	5.17×10^{-2}	
Factor de seguridad	5.3	

Por los valores expuestos en la tabla 11 se concluye que la barra de soporte del muslo no sufrirá ninguna falla y al ser el caso crítico con un valor de factor de seguridad de 5.3, se asegura que las barras de soporte en general no presentarán daños.

La base de la estructura no presentará problema ya que utiliza el mismo material de las barras de soporte, además del hecho que las fuerzas se distribuyen por toda la estructura en contacto con el piso.

La siguiente parte del sistema que se someterá a este estudio es el husillo de bolas, de esta manera se validará el diámetro y la longitud ya que estos parámetros fueron requerimientos geométricos y de manufactura.

En la figura 49 se observa el valor del esfuerzo de Von Mises.

**Figura 49: Esfuerzo de von Mises en el husillo.**

En la figura 50 se observan los desplazamientos existentes ocasionados por la carga presente.

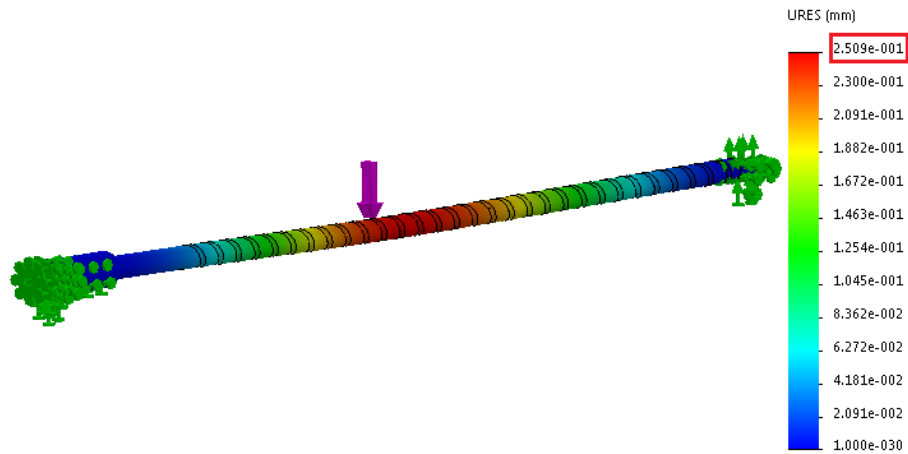


Figura 50: Desplazamiento en el husillo.

En la figura 48 se observa el factor de seguridad que presentará la pieza en cuestión.

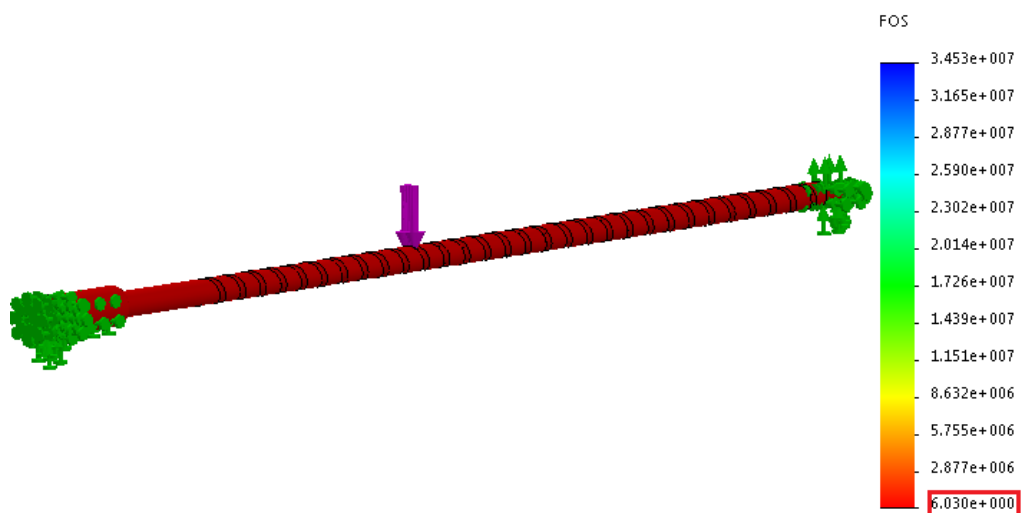


Figura 51: Factor de seguridad en el husillo.

Tabla 12.**Valores obtenidos del análisis en el husillo**

PARÁMETRO	VALOR OBTENIDO	VALOR DEL MATERIAL
Esfuerzo de vonMises (MPa)	41.4	250
Desplazamiento máximo (mm)	2.5×10^{-1}	
Factor de seguridad	6	

En la tabla 12 se presentan los resultados del estudio al husillo, para el punto de aplicación de la fuerza (punto crítico), se tomó el centro de gravedad ya que ahí es donde se concentra el peso. Se concluye por los valores obtenidos que el husillo no presentará falla alguna ya que el desplazamiento es mínimo y el factor de seguridad muy elevado.

3.4.8. MOTOR

El actuador presente en la estructura y el encargado de generar el movimiento del sistema en su único grado de libertad es el motor mediante el movimiento rotatorio del eje.

Para el prototipo en desarrollo se tomará en cuenta un motor DC, debido a las características que este tipo de motor posee, además de su accesibilidad al control y el costo en el mercado.

Existen varios tipos de motores DC disponibles los cuales, dependiendo de la aplicación, se ajustan a los requerimientos del diseño, ya sea por su forma de control, velocidad máxima, torque entregado etc., se tomarán en cuenta tres tipos de motores para el prototipo, el servomotor, motor a pasos y el motoreductor.

3.4.8.1. SERVOMOTOR

Este tipo de motor al igual que los demás posee movimiento rotatorio en su eje. La construcción de estos actuadores se basa en una caja reductora acoplada al eje lo que le proporciona un gran torque de salida, la mayoría de servomotores comerciales tienen un rango de movimiento de 0 a 180 grados debido a la construcción mecánica de la caja, sin embargo existen ciertos modelos que permiten el movimiento de revolución completa.

La forma de control es mediante PWM (pulse width modulation), que consiste en la modulación del ancho de pulso para su posicionamiento, comercialmente existen drivers especiales para estos motores los cuales controlan posición y velocidad del eje.

Dentro de las ventajas de este tipo de motores se puede mencionar el control preciso y una alta eficiencia energética, por otro lado las desventajas del dispositivo son su alto costo en el mercado, la necesidad del driver de manejo y su limitado rango de movimiento de acuerdo al modelo.

3.4.8.2. MOTOR A PASOS

El motor a pasos al igual que el servomotor presenta un movimiento giratorio en su eje. La construcción de estos motores se basa en imanes permanentes en el rotor y de bobinas en el estator que dependiendo de la activación de las bobinas, será la posición del rotor. Existen dos tipos de motores a pasos, los unipolares y los bipolares que físicamente se diferencian por el número de cables que posee el motor, como ya se mencionó al poseer bobinas en el estator, los motores a pasos, como su nombre lo sugiere, avanzan un paso a la vez y dependiendo del espacio entre bobinas será el paso, los más comunes en el mercado son los de 1.8 grados por paso, es decir cada paso del motor significa un avance de 1.8 grados del rotor.

La forma de controlar estos actuadores es mediante la secuencia de activación de las bobinas, de esta forma se manipula la velocidad y la posición, para ello también existen driver especiales que facilitan el trabajo de control.

Las ventajas que presenta el motor a pasos, es un control preciso y un torque de retención alto dependiendo el número de bobinas activas, por otro lado las desventajas del dispositivo son su alto costo en el mercado, la necesidad de un driver para asegurar la correcta secuencia de activación de las bobinas y su desplazamiento fijo por cada paso.

3.4.8.3. MOTOREDUCTOR

Poseen movimiento rotatorio en el eje al igual que los dos modelos mencionados anteriormente. La construcción de estos motores se basa en una caja reductora asociada al eje del motor, la cual mediante un juego de engranes reduce la velocidad nominal del motor pero aumenta el torque de salida en el eje de la caja, la disminución de velocidad y aumento depende de la construcción de la caja reductora.

Al ser un motor DC acoplado al reductor, no se tiene restricciones de movimiento y su control es relativamente sencillo ya que no requiere de drivers especiales para su posicionamiento ni variación de velocidad.

Las ventajas que presenta este tipo de motor son, su costo en el mercado es medio o bajo, el control es sencillo con una precisión aceptable dependiendo el reductor y el tipo de controlador, gran torque y no mantenimiento es prácticamente ninguno, por otro lado las desventajas que presenta son, los picos de corriente en el arranque y su peso.

3.4.8.4. SELECCIÓN DEL TIPO DE MOTOR

Para poder determinar el tipo de motor más adecuado para el prototipo, se evaluarán las principales características de cada uno en función a los parámetros establecidos en la siguiente tabla.

Tabla 13.

Criterios de selección del motor

PARÁMETRO	SERVOMOTOR	MOTOR A PASOS	MOTOREDUCTOR
Precisión	Alta	Alta	Media-Alta
Facilidad de control	Media	Media	Alta
Mantenimiento	Medio	Medio	Bajo
Costo	Alto	Alto	Medio

En base a los criterios de la tabla 13, se concluye que el tipo de motor más adecuado para el prototipo es el motoreductor.

3.4.8.5. DIMENSIONAMIENTO DEL MOTOREDUCTOR

Para poder dimensionar el motoreductor que se va a ocupar en el presente trabajo, es necesario conocer las fuerzas que actúan en el dispositivo, para lograr conocer dichas fuerzas se realizan los diagramas de cuerpo libre de los elementos que conforman el rehabilitador.

En la figura 52 se presenta un esquema del prototipo ensamblado para la determinación de los diagramas de cuerpo libre.



Figura 52: Esquema del prototipo

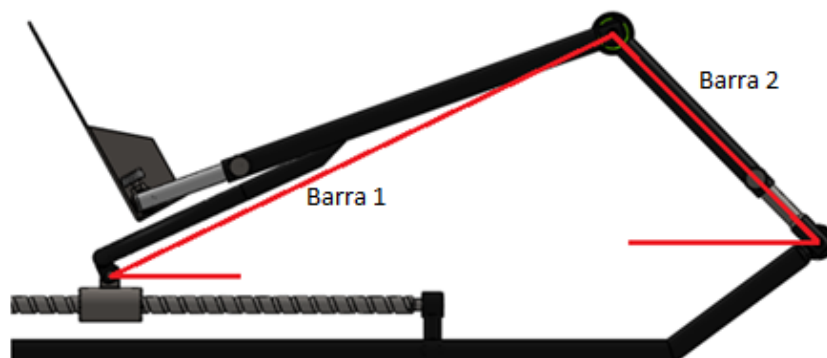


Figura 53: Esquema simplificado

Para efectos del estudio, se establece un esquema simplificado del prototipo mostrado en la figura 53, donde se toman a las líneas rojas como barras cilíndricas de un solo material, por lo que el centro de masa de cada barra se encuentra en el punto medio de las mismas.

Como primer paso para el estudio, se realizan los diagramas de cuerpo libre de cada una de las barras.

En la figura 54 se dibujan las fuerzas presentes en la barra 1.

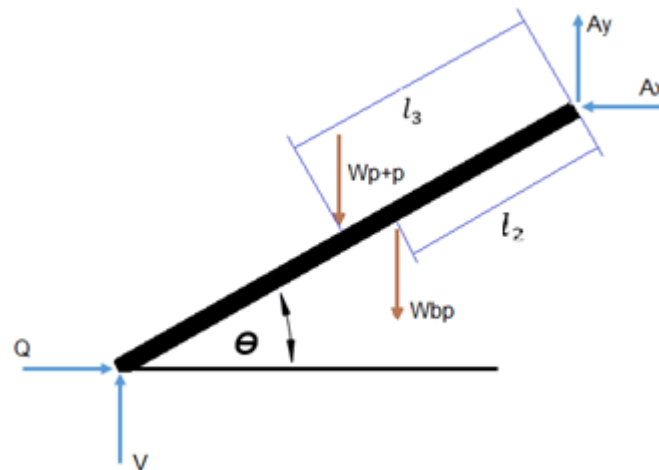


Figura 54: DCL de la Barra 1

De la figura 54 se establecen las ecuaciones para el equilibrio estático, cabe mencionar que la dirección de las fuerzas es tomada intuitivamente para el inicio del cálculo, los sentidos correctos aparecerán una vez finalizado los cálculos.

$$\sum F_y = 0$$

$$A_y + V - W_{p+p} - W_{bp} = 0 \quad (\text{Ec.8})$$

$$\sum F_x = 0$$

$$Q - A_x = 0 \quad (\text{Ec.9})$$

$$\sum M_A = 0$$

$$V * l_1 * \cos \theta - Q * l_1 * \sin \theta - W_{bp} * l_2 * \cos \theta - W_{p+p} * l_3 * \cos \theta = 0 \quad (\text{Ec.10})$$

Donde:

Ax, Ay = Reacciones en el punto A

V = Fuerza de flexión en el tornillo

Wp+p = Peso de la pierna y el pie

Q = Fuerza de empuje axial del tornillo

W_{bp} = Peso de la barra de soporte

l_1 = Longitud de la barra 1

l_2 = Distancia al centro de masa de la barra

l_3 = Distancia al centro de masa del segmento corporal

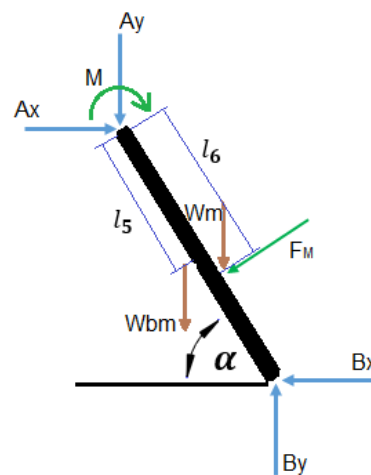


Figura 55: DCL de la Barra 2

Se procede de igual forma que para la barra 1, de la figura 55 se obtienen las ecuaciones para el equilibrio estático.

$$\sum F_y = 0$$

$$B_y - A_y - W_m - W_{bm} - F_M * \cos \alpha = 0 \quad (\text{Ec.11})$$

$$\sum F_x = 0$$

$$A_x - F_M * \sin \alpha - B_x = 0 \quad (\text{Ec.12})$$

$$\sum M_A = 0$$

$$W_m * l_6 * \cos \alpha + W_{bm} * l_5 * \cos \alpha + M - B_y * l_4 * \cos \alpha + B_x * l_4 * \sin \alpha = 0$$

(Ec.13)

Donde:

A_x, A_y = Reacciones en el punto A

M = Momento resistivo de la articulación cuyo valor sugerido es de 1.5 N*m (Rosero, Martínez, & Galvis, 2001)

W_m = Peso del muslo

F_M = Fuerza ocasionada por el momento resistivo por lo que:

$$F_M = \frac{M}{l_6}$$

W_{bm} = Peso de la barra de soporte

l_4 = Longitud de la barra 2

l_5 = Distancia al centro de masa de la barra

l_6 = Distancia al centro de masa del segmento corporal

Con las ecuaciones 8, 9, 10, 11, 12 y 13 se forma un sistema de seis ecuaciones con seis incógnitas, por lo que al reemplazar los valores de los parámetros conocidos con sus dimensiones críticas, se obtendrá los valores numéricos de las incógnitas. Conociendo el valor de Q y de V se podrá conocer cuál es la fuerza axial total que actúa sobre el husillo con la siguiente relación:

$$F_{axial} = Q + \mu * V$$

(Ec.14)

Con la fuerza axial que actúa en el husillo, se puede conocer el torque que necesitará el motor para convertir su movimiento rotacional en traslación de la turca del husillo de bolas mediante la siguiente expresión: (Industrial, 2006)

$$M_a = \frac{F_{axial} * P * S}{2000 * \pi * \eta} \quad (\text{Ec.15})$$

Donde:

M_a = Momento de arranque del motor en N*m

F_{axial} = Fuerza axial total en N

P = Paso del tornillo en mm.

S = Factor de seguridad

η = Eficiencia del husillo de bolas

Con todas las ecuaciones necesarias se hace el respectivo reemplazo por los valores a tomar en cuenta para el análisis. Para encontrar el caso crítico se analizará los resultados en flexión máxima y extensión máxima con las longitudes y pesos máximos de los segmentos corporales.

Para las longitudes de los segmentos corporales se hace referencia a la tabla 4, para la ubicación de los centros de masa de cada segmento corporal se hace referencia a la tabla 3 y para los pesos máximos de cada segmento corporal se hace referencia a la tabla 5.

Los pesos de las barras de soporte se obtienen por medio de un software CAD/CAE como se observa en la figura 56.

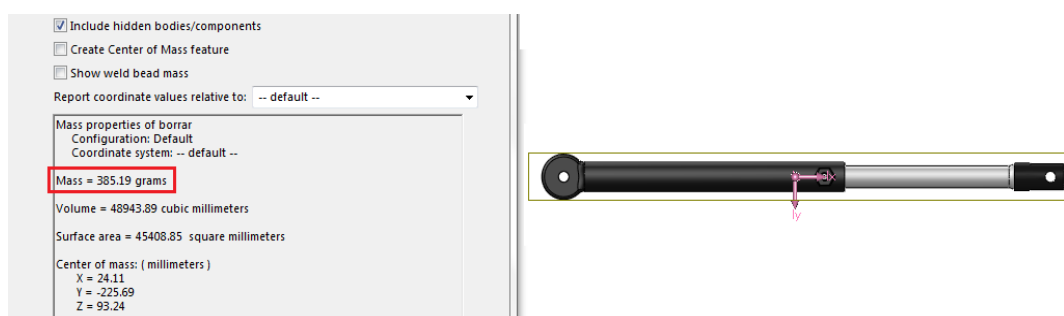


Figura 56: Ejemplo de obtención de masa de una barra

Para poder obtener los pesos como fuerzas expresadas en newtons, se emplea la siguiente ecuación:

$$W[N] = \text{Peso [kg]} * 9.8 \frac{m}{s^2} \quad (\text{Ec.16})$$

Tabla 14.

Parámetros para el análisis estático en extensión.

PARÁMETRO	VALOR
l_1 [m]	0.535
l_2 [m]	0.267
l_3 [m]	0.2706
l_4 [m]	0.374
l_5 [m]	0.187
l_6 [m]	0.3078
W_m [N]	150.97
W_{bm} [N]	3.77
W_{p+p} [N]	85.55
W_{bp} [N]	6.25
Θ [grados]	6.11
α [grados]	5.09

Con los valores expuestos en la tabla 14, se resuelve el sistema de ecuaciones reemplazando los valores respectivos en las ecuaciones de la 8 a la 13 teniendo como resultados:

$$\begin{array}{lll}
 A_y = 4.3 \text{ [N]} & A_x = 383.6 \text{ [N]} & V = 87.5 \text{ [N]} \\
 B_y = 163.9 \text{ [N]} & B_x = 383.2 \text{ [N]} & Q = 383.6 \text{ [N]}
 \end{array}$$

Con estos valores se puede calcular la fuerza axial total que actuará en el husillo reemplazando los valores correspondientes en la Ec.14 teniendo:

$$\begin{aligned}
 F_{axial} &= 383,6 + 0.004 * 87,5 \\
 F_{axial} &= 383.95 \text{ [N]}
 \end{aligned}$$

Con la fuerza axial total se calcula el torque necesario para trasladar la tuerca mediante la Ec. 15

$$\begin{aligned}
 M_a &= \frac{383.95 * 18 * 1.5}{2000 * \pi * 0.9} \\
 M_a &= 2.44 \text{ [Nm]}
 \end{aligned}$$

Tabla 15.

Parámetros para el análisis estático en flexión.

PARÁMETRO	VALOR
l_1 [m]	0.535
l_2 [m]	0.267
l_3 [m]	0.2706
l_4 [m]	0.374
l_5 [m]	0.187
l_6 [m]	0.3078
W_m [N]	150.97
W_{bm} [N]	3.77
W_{p+p} [N]	85.55
W_{bp} [N]	6.25
Θ [grados]	35.7
α [grados]	89.5

Con los valores expuestos en la tabla 15, se resuelve el sistema de ecuaciones reemplazando los valores respectivos en las ecuaciones de la 8 a la 13 teniendo como resultados:

$$\begin{array}{lll} A_y = 44.3 \text{ [N]} & A_x = 1.5 \text{ [N]} & V = 47.5 \text{ [N]} \\ B_y = 199.1 \text{ [N]} & B_x = -3.3 \text{ [N]} & Q = 1.5 \text{ [N]} \end{array}$$

Con estos valores se puede calcular la fuerza axial total que actuará en el husillo reemplazando los valores correspondientes en la Ec.14 teniendo:

$$\begin{aligned} F_{axial} &= 1.5 + 0.004 * 47,5 \\ F_{axial} &= 1.69 \text{ [N]} \end{aligned}$$

Con la fuerza axial total se calcula el torque necesario para trasladar la tuerca mediante la Ec. 15

$$\begin{aligned} M_a &= \frac{1.69 * 18 * 2}{2000 * \pi * 0.9} \\ M_a &= 0.01 \text{ [Nm]} \end{aligned}$$

Con los valores calculados del torque necesario, se tienen completos los requerimientos del motoreductor apropiado para el equipo, siendo estos:

- Torque = 2.44 Nm
- Velocidad angular = 100 RPM
- Alimentación entre 12 y 24 V

Por lo que se opta por el motoreductor King Right SF7152 mostrado en la figura 57.



Figura 57: Motoreductor

Fuente: (Motor, 2011)

En la tabla 16 se presentan las principales características del motor.

Tabla 16.

Parámetros del motoreductor.

PARÁMETRO	VALOR
Marca	King Right
Modelo	SF7152
Tensión Nominal	24 V
Potencia	300 W
Torque original	26-36 Ncm
Reducción	1/15

Con todos los componentes dimensionados y correctamente acoplados, se puede realizar un modelo virtual del equipo presentando en tres dimensiones, el dispositivo de rehabilitación pasiva continua se vería como lo muestra la figura 58



Figura 58: Modelo del rehabilitador en tres dimensiones

3.5. ESTUDIO CINEMÁTICO

El mecanismo presente en el prototipo es uno del tipo biela manivela corredera, el cual tiene un solo grado de libertad, este parámetro de movilidad está fundamentado por la ecuación de Gruebler, la cual expresa:

$$GDL = 3 * (n - 1) - 2 * j1 - j2 \quad (\text{Ec.17})$$

Donde:

J1 = número de pares de un solo grado de libertad

J2 = número de pares con dos grados de libertad

N = número de eslabones

GDL = número de grados de libertad de un mecanismo

Aplicando la Ec.17 al mecanismo se tiene:

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

$$GDL = 1$$

El siguiente paso en el estudio cinemático es la determinación de la posición, para lo que se establece el siguiente modelo:

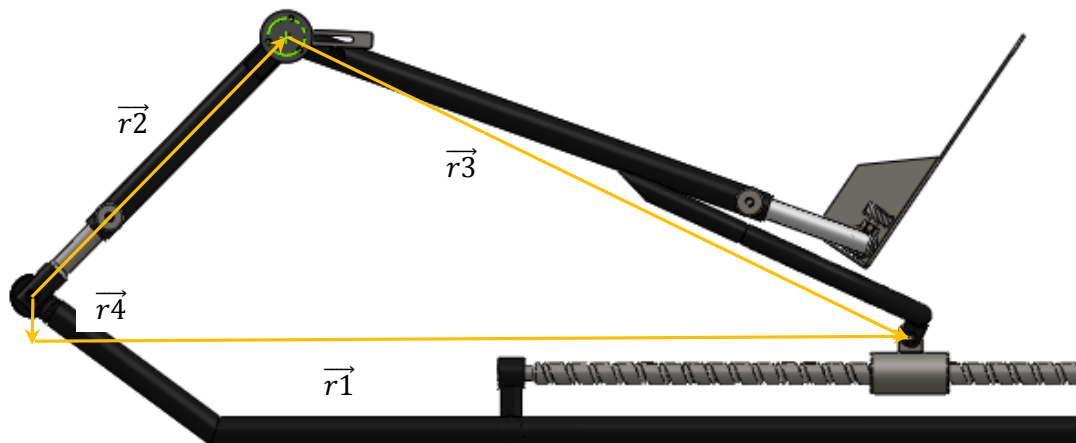


Figura 59: Orientación de vectores de posición

Con el modelo mostrado en la figura 59 se establecen los vectores de posición, los ángulos que tiene cada uno de los vectores son tomados desde el semieje x positivo en sentido anti horario.

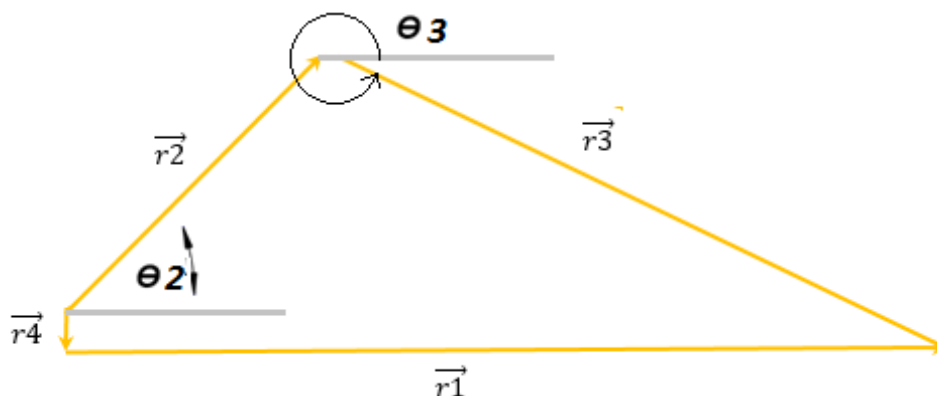


Figura 60: Modelo para el análisis cinemático

De la figura 60 se establece la ecuación de cierre de circuito para la determinación de las ecuaciones de posición del mecanismo, para este proceso se ignora a \vec{r}_4 debido a que su magnitud es pequeña a comparación de los demás vectores y no afectará significativamente los resultados del análisis, por lo que la ecuación queda de la siguiente forma:

$$\vec{r}_2 + \vec{r}_3 = \vec{r}_1 \quad (\text{Ec.18})$$

Escribiendo la Ec18 en forma polar se tiene:

$$r_2 e^{i\theta_2} + r_3 e^{i\theta_3} = r_1 e^{i0} \quad (\text{Ec.19})$$

Aplicando la identidad de Euler a la Ec.19 se tiene:

$$\begin{aligned} r_2(\cos(\theta_2) + i * \text{sen}(\theta_2)) + r_3(\cos(\theta_3) + i * \text{sen}(\theta_3)) \\ = r_1(\cos(0) + i * \text{sen}(0)) \\ r_2(\cos(\theta_2) + i * \text{sen}(\theta_2)) + r_3(\cos(\theta_3) + i * \text{sen}(\theta_3)) = r_1 \end{aligned}$$

Igualando las partes real e imaginaria tenemos:

$$r_1 = r_2 \cos(\theta_2) + r_3 \cos(\theta_3) \quad (\text{Ec.20})$$

$$0 = r_2 \text{sen}(\theta_2) + r_3 \text{sen}(\theta_3) \quad (\text{Ec.21})$$

Las ecuaciones 20 y 21 también pueden expresarse así:

$$r_1 - r_2 \cos(\theta_2) = r_3 \cos(\theta_3)$$

$$-r_2 \text{sen}(\theta_2) = r_3 \text{sen}(\theta_3)$$

Dado que las incógnitas en el sistema de ecuaciones son los ángulos θ_2 y θ_3 , se procede a elevar al cuadrado las expresiones anteriores quedando:

$$r_1^2 - 2r_1r_2 \cos(\theta_2) + r_2^2 \cos^2(\theta_2) = r_3^2 \cos^2(\theta_3)$$

$$r_2^2 \sin^2(\theta_2) = r_3^2 \sin^2(\theta_3)$$

Ahora se suman las dos expresiones para poder eliminar una incógnita y así determinar θ_2 de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} r_2^2 \sin^2(\theta_2) + r_1^2 - 2r_1r_2 \cos(\theta_2) + r_2^2 \cos^2(\theta_2) \\ = r_3^2 \cos^2(\theta_3) + r_3^2 \sin^2(\theta_3) \end{aligned}$$

Utilizando la identidad trigonométrica que dice $\sin^2\alpha + \cos^2\alpha = 1$, se simplifica la expresión anterior:

$$r_2^2 + r_1^2 - 2r_1r_2 \cos(\theta_2) = r_3^2$$

Finalmente se despeja θ_2 :

$$\theta_2 = \cos^{-1}\left(\frac{r_2^2 + r_1^2 - r_3^2}{2r_1r_2}\right)$$

De la ecuación 21 se puede despejar el valor de θ_3 :

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

Los valores de θ_2 y θ_3 se encuentran en función de r_1 , por lo que si se da un rango de valores a r_1 se puede graficar la posición angular de las barras

respecto a la distancia r_1 como se muestra en la figura 61 y 62 respectivamente.

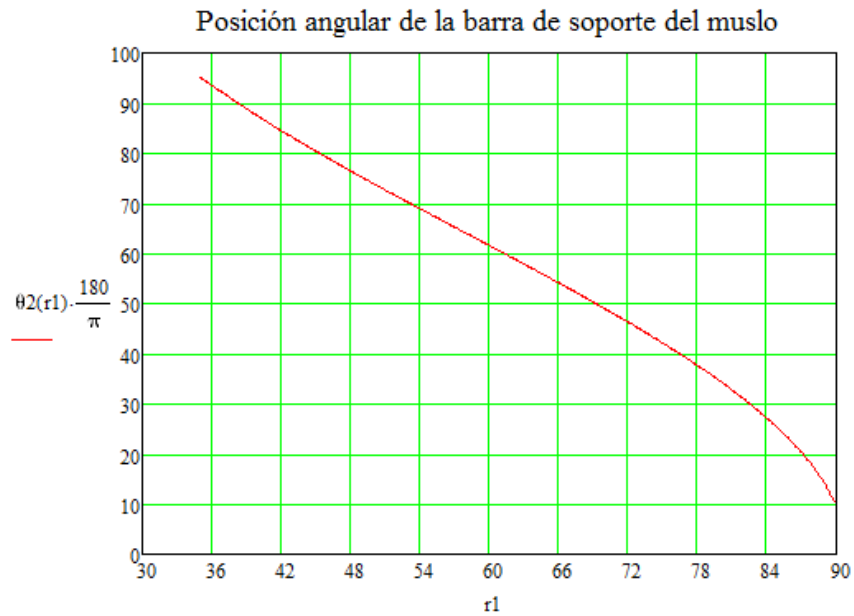


Figura 61: Posición de la barra de soporte del muslo en función de r_1

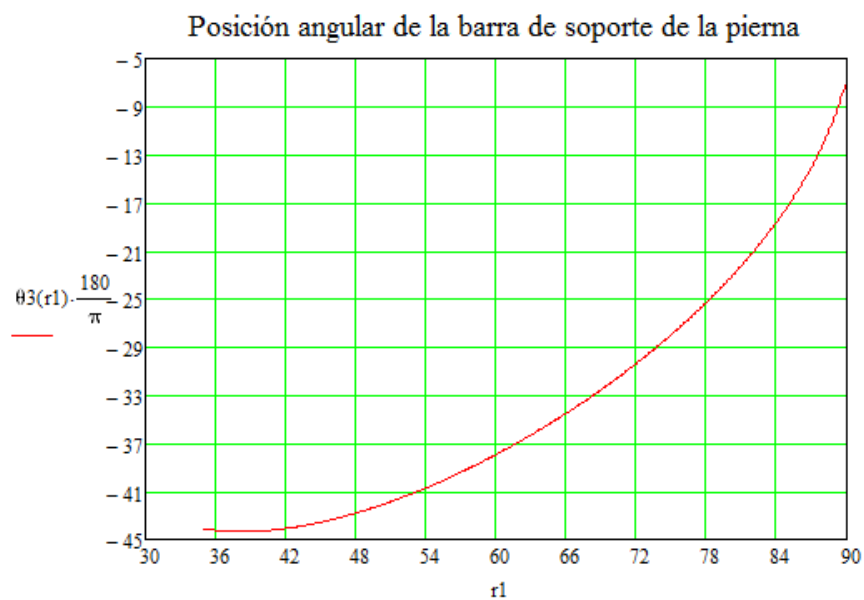


Figura 62: Posición de la barra de soporte de pierna con respecto a r_1

La velocidad es la derivada de la posición con respecto al tiempo, por lo que si derivamos la Ec.20 con respecto al tiempo tenemos la ecuación de velocidad lineal de la tuerca, tomando en cuenta que $\dot{\theta}_2 = \omega_2$ y $\dot{\theta}_3 = \omega_3$:

$$\dot{r}_1 = \dot{r}_2 \cos(\theta_2) - r_2 \sin(\theta_2) * \omega_2 + \dot{r}_3 \cos(\theta_3) - r_3 \sin(\theta_3) * \omega_3$$

Si la derivada de una constante es cero, al no variar de longitud las barras de soporte una vez empezado el movimiento, \dot{r}_1 , \dot{r}_2 y \dot{r}_3 son cero quedando la ecuación anterior simplificada

$$\dot{r}_1 = -r_2 \omega_2 \sin(\theta_2) - r_3 \omega_3 \sin(\theta_3) \quad (\text{Ec.22})$$

Se procede de igual forma con la Ec.21, la cual al derivarla con respecto al tiempo se tiene:

$$0 = \dot{r}_2 \sin(\theta_2) + r_2 \cos(\theta_2) * \omega_2 + \dot{r}_3 \sin(\theta_3) + r_3 \cos(\theta_3) * \omega_3$$

Haciendo las mismas consideraciones de la derivada de una constante, la ecuación simplificada es:

$$0 = r_2 \omega_2 \cos(\theta_2) + r_3 \omega_3 \cos(\theta_3) \quad (\text{Ec.23})$$

Despejando ω_3 de la Ec.23

$$\omega_3 = \frac{-r_2 \omega_2 \cos(\theta_2)}{r_3 \cos(\theta_3)}$$

Reemplazando ω_3 en la Ec.22:

$$\begin{aligned} r\dot{1} &= -r_2\omega_2\text{sen}(\theta_2) - r_3\left(\frac{-r_2\omega_2\cos(\theta_2)}{r_3\cos(\theta_3)}\right)\text{sen}(\theta_3) \\ r\dot{1} &= r_2\omega_2\left(\frac{\cos(\theta_2)\text{sen}(\theta_3)}{\cos(\theta_3)} - \text{sen}(\theta_2)\right) \\ r\dot{1} &= r_2\omega_2\left(\frac{\text{sen}(\theta_3-\theta_2)}{\cos(\theta_3)}\right) \end{aligned} \quad (\text{Ec.24})$$

Por parámetros de diseño el dato conocido es $r\dot{1}$, que tiene un rango desde 0 a $3\frac{\text{cm}}{\text{s}}$, por lo que la incógnita a conocer es ω_2 , de la Ec.24 se despeja este parámetro teniendo:

$$\omega_2 = \frac{r\dot{1}\cos(\theta_3)}{r_2\text{sen}(\theta_3-\theta_2)}$$

Se reemplaza ω_2 en ω_3 :

$$\omega_3 = \frac{-r\dot{1}\cos(\theta_2)}{r_3 * \text{sen}(\theta_3-\theta_2)}$$

Ahora se tienen las dos velocidades angulares de las barras en función de la distancia lineal que recorre la tuerca r_1 como se observa en las figuras 63 y 64 respectivamente.

Las gráficas de velocidad se realizan en función de una velocidad lineal $v = 3\frac{\text{cm}}{\text{s}}$ que es la velocidad lineal máxima que alcanzará el prototipo.

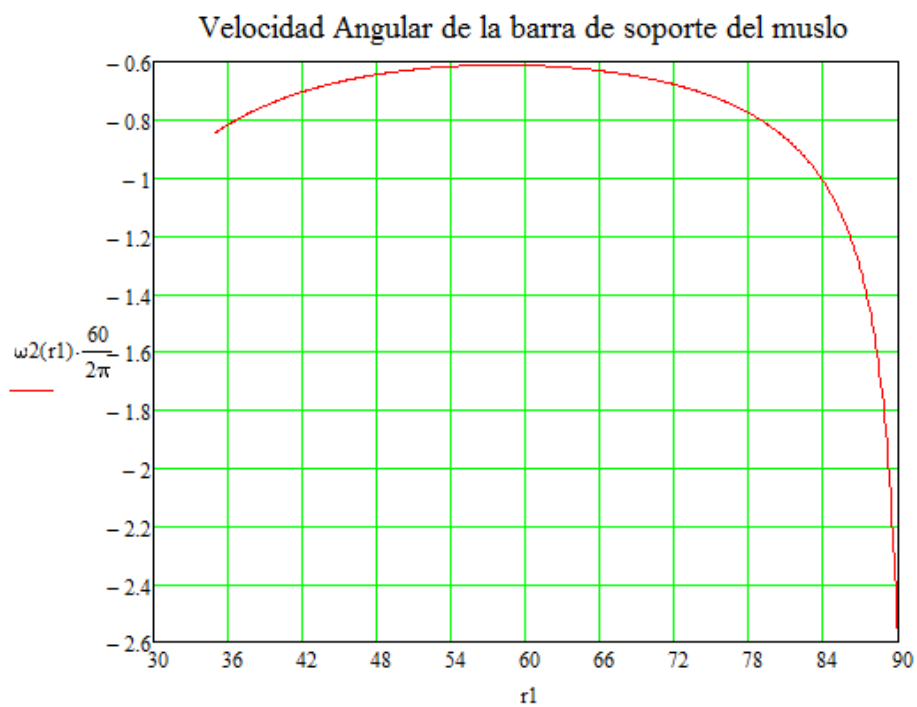


Figura 63: Velocidad angular de la barra de soporte del muslo



Figura 64: Velocidad angular de la barra de soporte de la pierna

3.6. VENTAJA MECÁNICA

La ventaja mecánica es la relación entre las fuerzas de entrada y salida que se presentan en un mecanismo, para obtener esta relación se dice que la potencia de entrada es igual a la potencia de salida debido a que las pérdidas en los sistemas de eslabonamientos es menor que el 10%.

La potencia está definida como el producto del torque por la velocidad angular o de la fuerza por la velocidad lineal, igualando las potencias de entrada y salida se tiene:

$$T_{in} * \omega_{in} = T_{out} * \omega_{out} \quad (\text{Ec.25})$$

$$F_{in} * V_{in} = F_{out} * V_{out} \quad (\text{Ec.26})$$

Haciendo uso de las ecuaciones 25 y 26, se puede expresar la igualdad de potencias de la siguiente manera:

$$F_{in} * V_{in} = T_{out} * \omega_{out} \quad (\text{Ec.27})$$

$$F_{in} * V_{in} = F_{out} * r_{out} * \omega_{out}$$

Si la ventaja mecánica se define como:

$$VM = \frac{F_{out}}{F_{in}} \quad (\text{Ec.28})$$

Despejando de la ecuación 27 la ventaja mecánica queda definida como:

$$VM = \frac{V_{in}}{r_{out} * \omega_{out}}$$

Tomando los valores del prototipo ya analizado, se tiene que:

$$V_{in} = \dot{r}_1 = 3 \frac{cm}{s}$$

$$\omega_{out} = \omega_2 = \frac{\dot{r}_1 \cos(\theta_3)}{r_2 \sin(\theta_3 - \theta_2)}$$

$$r_{out} = l_5 = 0.187 \text{ m.}$$

Debido a que la ventaja mecánica depende de la velocidad angular de la barra de soporte del muslo y esta velocidad angular está en función de la distancia lineal r_1 , la ventaja mecánica dependerá del mismo parámetro, en la siguiente gráfica se muestra la gráfica de la ventaja mecánica.

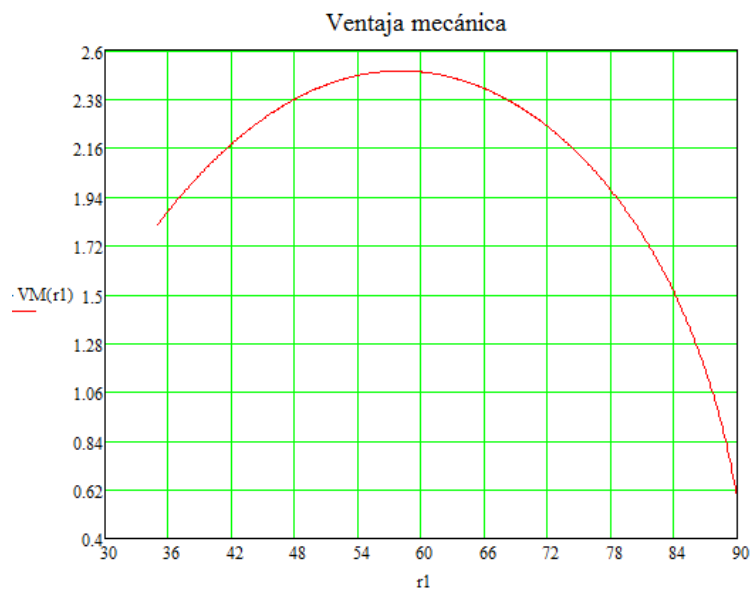


Figura 65: Ventaja mecánica del prototipo

En la figura 65 se puede observar que cuando el valor de r_1 es aproximadamente 56 cm, se presenta la máxima ventaja mecánica, a partir de este punto la ventaja mecánica desciende a medida que aumenta r_1 , esto se debe a que si las barras de soporte se alinean el mecanismo se bloqueará.

CAPÍTULO IV

DISEÑO ELECTRÓNICO Y CONTROL DEL EQUIPO

4.1. DESCRIPCIÓN ELECTRÓNICA Y DE CONTROL

El equipo para la rehabilitación pasiva continua de rodilla brindará al paciente una interfaz amigable para su uso y control, permitiendo al usuario establecer los rangos de movilidad y velocidad más adecuados así como también el número de repeticiones en cada serie de flexo-extensión.

Los ejercicios podrán ser ejecutados en forma manual o de forma automática. En el control manual el paciente tiene la opción de mover el equipo ya sea en flexión o extensión de forma libre al igual que el ajuste de velocidad. En el modo automático el paciente ingresa a las sesiones pre programadas mediante un código, en este modo se encuentran establecidos los parámetros de ángulo inicial, ángulo final, velocidad y número de repeticiones, por lo que al presionar el botón de START, el equipo ejecutará las series de flexo-extensión en base a los parámetros establecidos, pudiendo detener la sesión en cualquier momento mediante el botón STOP.

4.2. DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL DEL SISTEMA



Figura 66: Diagrama de bloques general del sistema

4.3. DESCRIPCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LOS BLOQUES

En esta sección se dará una breve descripción de los bloques que integran el sistema mostrados en la figura 66, así como su diseño y selección para satisfacer los requerimientos de funcionamiento electrónico y de control.

4.3.1. SENSORES

Los sensores empleados en el presente proyecto son los que determinaran el ángulo formado en la articulación, la posición inicial o de “home” del prototipo y el límite máximo y mínimo de la amplitud del movimiento.

4.3.1.1. SENSORES DE MEDICIÓN DE ÁNGULO

El sensor de medición de ángulo es el más importante dentro del prototipo puesto que este es el sensor que medirá el ángulo formado por las barras de soporte del muslo y las barras de soporte de la pierna, que no es más que el ángulo suplementario del ángulo formado entre la prolongación de la línea de la barra del muslo con la barra de la pierna, y es el ángulo que se estará controlando para las sesiones de rehabilitación.

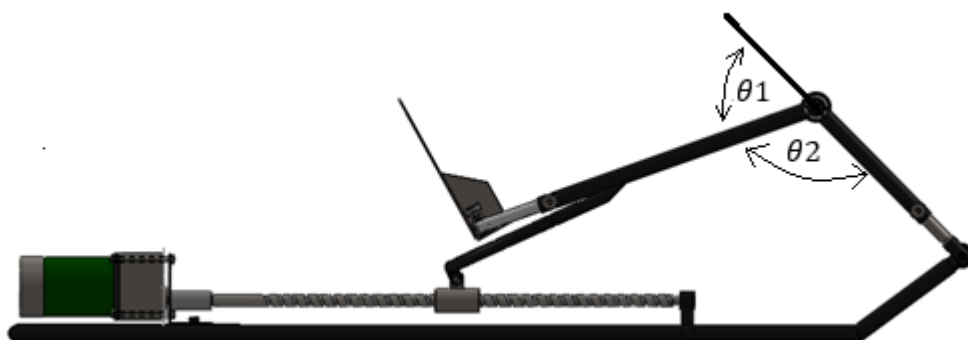


Figura 67: Ángulos suplementarios en las barras de soporte

En la figura 67 se observan la disposición de los ángulos mencionados.

El ángulo θ_2 es el ángulo que será medido directamente por el sensor.

Para que el sensor se adapte al prototipo que se realizará, debe cumplir con algunos requisitos de diseño como son:

- Ángulo máximo de extensión 10 grados, el sensor debe medir 170 grados.
- Ángulo máximo de flexión 120 grados, el sensor debe medir 60 grados.
- Detección de sentido de giro.
- Alimentación entre 5 y 12 voltios.
- Facilidad de montaje y control

4.3.1.2. SELECCIÓN DEL SENSOR

Para realizar la correcta selección del sensor que medirá el ángulo se deben tomar en cuenta los requerimientos ya mencionados además de un criterio fundamental que es la disponibilidad en el mercado.

De acuerdo con los requerimientos se han tomado en cuenta dos tipos de sensores, el encoder rotativo y un dispositivo MPU (multiple process unit) ya que los dos tipos de sensores proporcionan información acerca del ángulo recorrido por una estructura.

El MPU consiste en un acelerómetro y un giroscopio integrados en una sola tarjeta, la cual posee seis grados de libertad, la comunicación de este sensor con el microprocesador se la realiza a través del protocolo I2C y mediante fórmulas matemáticas se puede determinar el ángulo y la velocidad angular.

El encoder rotativo es un dispositivo que permite el conteo de pulsos a través de un disco segmentado y un fototransistor, lo que significa que no requiere de un protocolo de comunicación a más de la polarización del ánodo y el cátodo del emisor, al ser un contador de pulsos, este sensor permite conocer la posición angular y la velocidad angular.

En vista de las breves características de los dos tipos de sensores, se optará por el encoder rotativo como sensor de ángulo ya que cumple con todos los requerimientos para la implementación en el prototipo.

4.3.1.3. ENCODER ROTATIVO



Figura 68: Encoder rotativo

Fuente: <http://www.aliexpress.com/item-img/New-High-Quality-Incremental-optical-rotary-encoder>

El encoder rotativo o llamado también de cuadratura mostrado en la figura 68, es un sensor que genera señales digitales en respuesta al movimiento de su eje, las principales aplicaciones de este sensor suelen ser para medición de velocidades y posiciones y sentido de rotación, dependiendo de la información de la posición del eje del encoder, existen dos tipos de estos sensores el incremental y el absoluto.

El encoder incremental nos proporciona un tren de pulsos o señales digitales al moverse el eje, dado que el principio de funcionamiento es un disco con ranuras espaciadas equidistantemente a través del cual cruza un haz de luz emitido por un diodo LED, en el otro extremo del disco se encuentra un foto receptor, el cual al recibir el haz emite un pulso. La precisión de este tipo de sensores está determinada por el número de ranuras en el disco o pulsos por revolución (PPR).

La disposición del disco ranurado, los emisores de luz y los receptores se los presenta en el esquema de la figura 69.

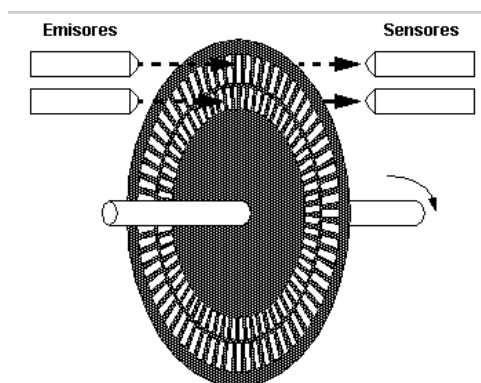


Figura 69: Disco ranurado del encoder incremental

Fuente: <http://elopez.fime.uanl.mx/@RP/paro/paro.htm>

Para determinar el sentido de giro del eje, los encoders de cuadratura cuentan con dos canales de salida desfasados entre sí noventa grados eléctricos (de ahí su nombre de cuadratura), mediante el retraso o adelanto de una de las señales se determina el sentido de giro como se observa en la figura 70.

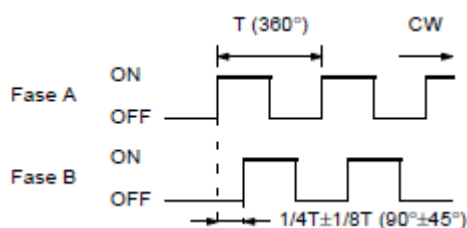


Figura 70: Desfase de canales en el encoder rotativo incremental

Fuente: (OMRON, 2014)

El encoder absoluto genera mensajes digitales, es decir un conjunto de señales digitales por cada posición en la que se encuentra el eje en ese momento, esto se da gracias a la forma de su disco, a diferencia del encoder incremental, este encoder presenta en su disco una serie de zonas opacas, las cuales forman los códigos correspondientes de cada posición, denominado código Gray, los emisores de luz en este caso son varios

alineados de una forma específica, al igual que los receptores y la precisión de estos sensores se determina por el número de canales o señales que proporciona como se muestra en la figura 71. (INSTRUMENTS, 2013)

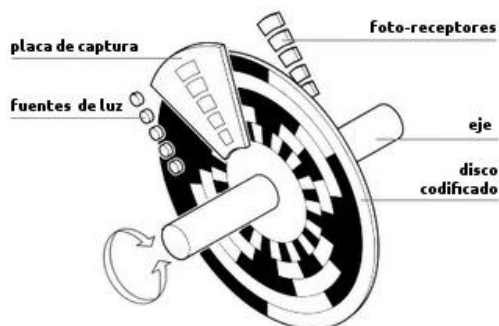


Figura 71: Disco codificado del encoder absoluto

Fuente: <http://www.lbaindustrial.com.mx/que-es-un-encoder/>

Por las características expuestas anteriormente, el sensor que más se ajusta al prototipo es un encoder rotativo incremental de cuadratura.

Para seleccionar el modelo de sensor se hace referencia a la siguiente tabla:

Tabla 17.

Selección del modelo del encoder

PARÁMETRO	ZPZ-3806	E6C2-C
Alimentación	5-24 V	5-24 V
No. De canales	2	3
Resolución	600 PPR	600 PPR
Corriente	< 120 mA	160 mA
Disponibilidad en el mercado local	Si	No

En base a la tabla 17 se opta por el modelo de encoder incremental rotativo de cuadratura ZPZ-3806 por la condición de disponibilidad en el mercado local.

A continuación se especifican las características del encoder seleccionado en la tabla 18, y el procedimiento para la lectura del ángulo.

Tabla 18.

Especificaciones del encoder rotativo

PARÁMETRO	VALOR
Modelo	ZSP-3806
Diámetro exterior	38 mm.
Alimentación	5-24 V
Tipo de salida	Colector abierto NPN
Corriente	< 120 mA
Resolución	600 PPR
Canales	A-B

Fuente: (IBEST, 2005)

Al tener al encoder con las características expresadas en la tabla 17 como medidor de ángulo, se deben establecer las relaciones para las cuales los pulsos leídos por el receptor del sensor sean transformados a una medida de ángulo, por lo que conociendo la resolución se tiene que en 360 grados, correspondientes a una revolución, se habrán leído 600 pulsos, entonces:

$$\frac{\text{grados}}{\text{pulso}} = \frac{360}{600} \quad (\text{Ec.29})$$

$$\frac{\text{grados}}{\text{pulso}} = 0.6$$

El resultado de la Ec.29 indica que el prototipo de rehabilitación tendrá una resolución de 0.6 grados por cada pulso leído, por lo que necesariamente se tomará tan solo la parte entera de cada medición debido a que los usuarios solo podrán visualizar y escoger cantidades enteras de valores del ángulo inicial y/o final.

4.3.1.4. SENSORES DE FIN DE CARRERA

Los sensores de fin de carrera, son aquellos encargados de limitar el movimiento de un sistema o de un cuerpo móvil en su recorrido, realizando un cambio de estado en dicho movimiento.

Los sensores de fin de carrera en su gran mayoría son de accionamiento mecánico, es decir se activan por medio de una pulsación en su terminal, activando los contactos internos ya sean normalmente abiertos (NA) o normalmente cerrados (NC).

Dentro del equipo de rehabilitación desarrollado en el presente trabajo, el movimiento que se desea limitar es el recorrido de la tuerca de potencia en el husillo de bolas en el desplazamiento para alcanzar la flexión máxima, por lo tanto el sensor de fin de carrera se ubicará en el extremo donde se ubica el cojinete que sostiene al husillo de bolas.

Para que el sensor sea compatible con el prototipo debe cumplir ciertos requerimientos:

- Accionamiento preciso.
- Permitir el desplazamiento adicional de la tuerca ocasionado por la inercia del motor.
- Alimentación entre 5 y 12 voltios.
- Facilidad de montaje y control.
- Mínimo desgaste mecánico.

4.3.1.5. SELECCIÓN DEL SENSOR

Para seleccionar el sensor más apropiado para el prototipo se deben tomaren cuenta los requerimientos establecidos en el punto anterior además del aspecto de disponibilidad en el mercado.

Se tomarán en cuenta dos tipos de sensores para limitar el movimiento, sensores de final de carrera de accionamiento mecánico e interruptores ópticos basados en fototransistores.

Los finales de carrera de accionamiento mecánico son los más conocidos en su categoría debido a su variedad de tamaños, forma de accionamiento y tensión de operación. La principal desventaja que presentan estos dispositivos es, que al tener componentes mecánicos sufren desgaste con el uso continuo y la velocidad de respuesta se ve limitada por las características del mecanismo y dependiendo de la forma física del sensor, su montaje puede resultar dificultoso para ciertas aplicaciones.

Los interruptores ópticos son dispositivos en los cuales el accionamiento o cambio de estado se realiza en base a un diodo emisor y un receptor de luz infrarroja, dependiendo si el receptor capta el haz de luz se emitirá una señal en alto o bajo. Al ser un accionamiento electrónico, estos sensores no sufren desgaste, el accionamiento es inmediato y dependiendo la aplicación su montaje es sencillo.

Por las breves características mencionadas, el sensor de final de carrera que se usará en el prototipo es un interruptor óptico.

4.3.1.6. INTERRUPTOR ÓPTICO

Como se mencionó anteriormente, el sensor de final de carrera limita un movimiento al producirse un cambio de estado en el sensor, usando este principio se escoge un fototransistor como interruptor óptico para este propósito como el que se muestra en la figura 72.

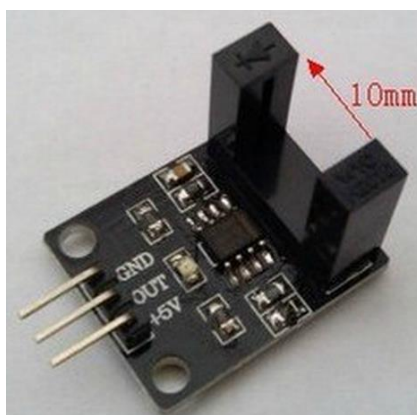


Figura 72: Interruptor óptico

Fuente: <http://www.aliexpress.com/item-img/50PCS-Correlation-counter-sensor>

Este interruptor óptico funciona mediante un diodo emisor y un receptor, al interrumpirse el haz de luz, el receptor envía una señal de un 0 lógico o señal en bajo. El término de fototransistor se da ya que funciona exactamente igual a un transistor común entrando en estados de corte y saturación, estos estados se definen por la corriente de base en el transistor, en el fototransistor se da por la presencia o ausencia del haz de luz como se observa en la figura 73.

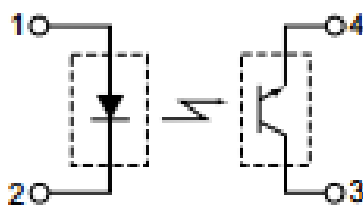


Figura 73: Circuito esquemático del interruptor óptico

Fuente: (FAIRCHILD, 2001)

Para determinar el modelo de interruptor óptico se hace referencia a la siguiente tabla:

Tabla 19.**Selección del modelo de fin de carrera**

PARÁMETRO	H2010	H21A1
Alimentación	5 V	5 V
Voltaje a la salida	3.5 V	5 V
Ancho de ranura	10 mm	3 mm
Tarjeta integrada	Si	No
Disponibilidad en el mercado local	Si	Si

De acuerdo con las características mostradas en la tabla 19, se escoge el modelo H2010 (figura 72), ya que este interruptor óptico cuenta con una ranura más amplia y principalmente está integrado ya a una tarjeta la cual facilita el conexionado y el montaje del sensor, en esta tarjeta se observan tres pines: Alimentación de 5 voltios, señal de salida y conexión a GND.

4.3.2. ACTUADOR

Como se describió en la sección 3.4.8.5, el actuador que producirá el movimiento de flexión y extensión del prototipo es un motoreductor de marca King Right, este actuador requiere de una etapa de control para establecer los movimientos adecuados y las velocidades requeridas por el usuario.

4.3.2.1. PUENTE H

La forma más conocida y efectiva para controlar el giro de un motor DC es un circuito electrónico denominado puente H.

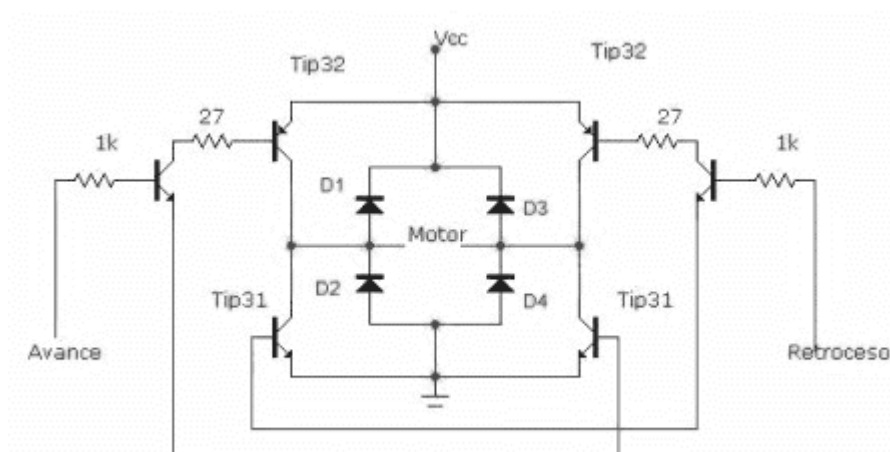


Figura 74: Esquema puente H

Fuente: <http://www.hispavila.com/3ds/atmega/hpuente.html>

En la figura 74 se muestra un esquema de un circuito típico de puente H basado en transistores TIP. El nombre de puente H se debe a la forma que adquiere el circuito, de una “H”, con la configuración diagonal de los transistores, esto quiere decir que para establecer un sentido de giro del motor se debe formar un camino por donde circule la corriente y esto se logra saturando los transistores de esquinas opuestas que dicho sea de paso son dos tipos de transistores, uno es PNP y el otro NPN, de esta forma se establece el camino correcto.

Las activaciones de los transistores para cada sentido de giro, se da por la saturación de los transistores a los cuales están asociadas las señales de avance y retroceso.

El estado de saturación de un transistor se da por medio de la corriente que pasa a través de la base del mismo, es por esto que es necesario colocar una resistencia en serie con la base del transistor.

Los diodos que rodean al motor son diodos de protección denominados diodos en “anti paralelo” que son los encargados de evitar las corrientes reversas que se generan por el bobinado del motor.

La principal condición de implementación de un puente H es la intensidad de corriente que circulará a través de él, para conocer este parámetro se puede partir de la potencia del motor y el voltaje de alimentación del mismo, sabiendo que:

$$P = V * I \quad (\text{Ec.30})$$

Donde:

P = Potencia del motor

V = voltaje de alimentación del motor

I = intensidad que circulará por el puente

De la tabla 16 obtenemos los valores de voltaje y potencia del motor, siendo $V = 24 \text{ V}$. y $P = 300 \text{ W}$, estos valores son los nominales, dado que en el prototipo se trabaja con 12 V y con cargas que no representan un esfuerzo importante por parte del motor, se toma la mitad de la potencia nominal como base de cálculo quedando:

$$I = \frac{P}{V}$$
$$I = \frac{150 \text{ W}}{12 \text{ V}} = 12.5 \text{ A}$$

Con esto se sabe que la corriente que circulará por el puente será aproximadamente 12.5 A .

Los requisitos que debe cumplir el puente H que gobierne los movimientos del motor del prototipo son:

- Soporte corrientes mayores a 12 amperios .
- Alimentación entre 5 y 12 voltios .

- Control de velocidad por PWM en los dos sentidos de giro.
- Fácil montaje.

4.3.2.2. SELECCIÓN DEL PUENTE H

Para la selección del controlador del actuador, se deben tener en cuenta los requisitos mencionados en el punto anterior con la finalidad de que presente un desempeño óptimo.

Aunque como se muestra en la figura 74, es posible implementar un circuito de puente H a base de componentes electrónicos como resistencias y transistores, existen circuitos integrados que ya ofrecen estas características tales como el L293 o L298N en encapsulados para su posterior montaje, pero debido a que la corriente máxima que soportan es hasta 4 amperios, no satisfacen el requerimiento de corriente máxima que circulará por el puente por lo que se descartan para su implementación en el prototipo de rehabilitación del presente trabajo.

Por las características mencionadas anteriormente y los requerimientos de diseño, la opción más acertada es el uso de transistores de potencia o MOSFETS que por sus siglas en inglés significa metal-oxide-semiconductor field-effect transistor (transistor de efecto de campo metal-oxido-semiconductor). Estos elementos se diferencian de los transistores comunes en que su estado de corte y saturación se logra mediante voltaje y no mediante corriente y son capaces de soportar altas intensidades con una menor disipación de calor.

Al igual que con los transistores, para establecer el camino adecuado de la corriente para establecer el sentido de giro del motor, es necesario dos tipos de Mosfets, el tipo N equivalente al transistor NPN y el tipo P equivalente a un transistor PNP, de igual forma el nombre de los terminales cambian en los Mosfets siendo: Gate equivalente a la base, Source equivalente al emisor y Drain equivalente al colector.

De igual forma existen módulos ya implementados como puentes H en base a mosfets que permiten el control del sentido de giro de un motor al igual que su control de velocidad haciendo de estos módulos los elegidos para la implementación en el prototipo de rehabilitación.

4.3.2.3. MÓDULO DE PUENTE H EN BASE A MOSFETS

Como se mencionó en el punto anterior, los módulos de puente H son dispositivos electrónicos que permiten el control de la velocidad y sentido de giro de un motor DC y al ser elaborados en base a tecnología Mosfet, son capaces de soportar altas corrientes con un mínimo de disipación en forma de calor.

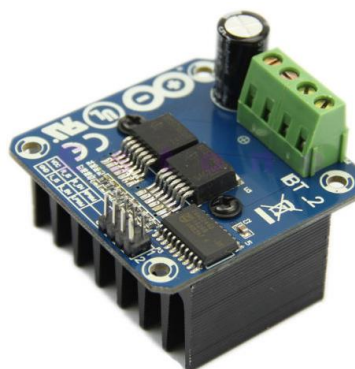


Figura 75: Puente H con Mosfets

Fuente: <http://www.hessmer.org/blog/wp-content/uploads/2015/06/IBT-2Module.jpg>

Para la selección del módulo más apropiado para el prototipo se toman en cuenta los requerimientos mencionados y se hace referencia a la siguiente tabla:

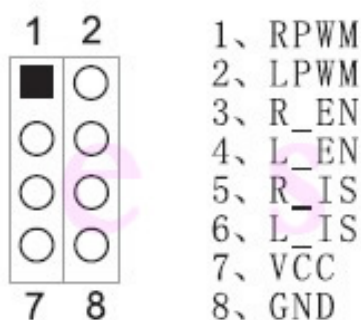
Tabla 20.**Selección del modelo del puente H**

PARÁMETRO	IBT_2	IRF7862PBF
Alimentación	5 - 24V	5 - 24 V
Corriente máxima	43 A	21 A
Control por PWM	Si	Si
Tarjeta integrada (armada)	Si	No
No. de motores a controlar	1	1
Dificultad de control	Baja	Media
Disponibilidad en el mercado local	Si	No

En base a la tabla 20, el modelo seleccionado del módulo de puente H es el IBT_2 mostrado en la figura 75 debido a la condición de disponibilidad en el mercado local, baja dificultad para su control y por la facilidad del montaje debido a que ya viene totalmente armado el módulo para su implementación.

El IBT_2 posee dos circuitos integrados BTS7960b, este integrado es un medio puente H de tecnología Mosfet, por lo que con los dos circuitos integrados se forma el puente completo.

Su alta capacidad de corriente de 43 amperios nos asegura su correcto funcionamiento sin el peligro de un calentamiento del módulo además de su disipador de calor integrado.

**Figura 76: Pines de control del IBT_2**

Fuente: <http://www.hessmer.org/blog/2013/12/28/ibt-2-h-bridge-with-arduino/>

En la figura 76 se puede ver la disposición de pines de control del módulo que están localizados en la parte superior del mismo y su conexión es:

- RPWM: Señal de PWM para avance del motor.
- LPWM: Señal de PWM para retroceso del motor.
- R_EN, L_EN: Pines de enable para el sentido de giro, estos pines deben estar conectados a 5V.
- R_IS, L_IS: Pines de alarma de corriente, para el prototipo estos pines no se conectarán.
- VCC: Voltaje de alimentación para la parte de control, se debe conectar a 5V.
- GND: Conexión a tierra.

En las borneras de color verde en la parte superior se conectará el motor y la alimentación para el mismo.

4.3.3. INTERFAZ

El medio de comunicación o interacción entre el prototipo y el usuario es la interfaz, mediante la interfaz el paciente le comunica a la máquina que es lo que requiere que haga en cada sesión de rehabilitación, es decir establece las condiciones como la velocidad, el rango de movimiento, el número de repeticiones etc., además de mostrar ciertos valores para que la interacción sea lo más amigable posible.

Conocido como HMI (Human-Machine interface), la interfaz humano máquina le permite al usuario, además de expresar sus requerimientos, comprender a la máquina y tomar acciones sobre ella tales como: puesta en marcha y apagado, selección de ventanas, calibración de parámetros, control de acceso etc.

4.3.3.1. TFT TOUCH SCREEN LCD

Existen varios tipos de HMI de acuerdo a la aplicación y a los requerimientos del usuario, una de ellas son las pantallas táctiles, este tipo de dispositivos ofrecen una interacción entre el usuario y la máquina bastante amigable, eliminando el uso de botones físicos, lo que resulta en una disminución de espacio en la implementación haciendo al dispositivo muy compacto e intuitivo.

Las pantallas táctiles, al igual que todos los dispositivos de visualización, se presentan en varios tipos, uno de ellos es del tipo LCD (liquid cristal display) y la tecnología de TFT (thin film transistor) ha mejorado la calidad de imagen de la pantalla proporcionando al usuario una excelente interfaz.

Los requerimientos de la TFT que se usará en el prototipo son:

- Alimentación entre 5 y 12 voltios.
- Compatibilidad con Arduino Mega
- Capacidad de reproducir imágenes desde una memoria externa.
- Facilidad de montaje y control.

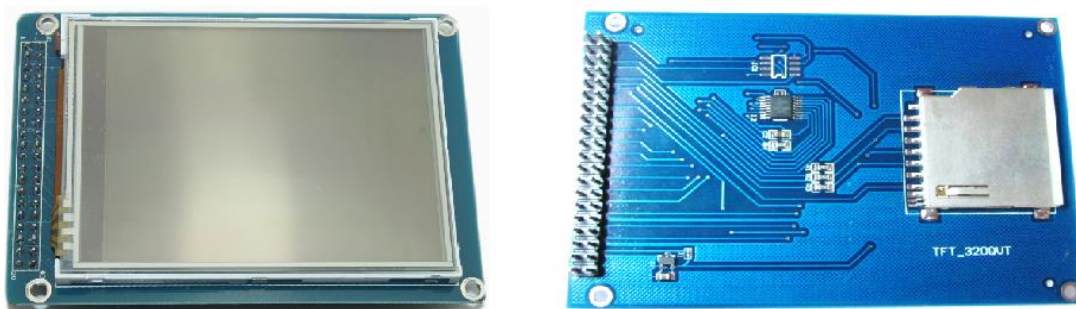
4.3.3.2. SELECCIÓN DE LA TFT TOUCH SCREEN LCD

Para la selección del modelo de la pantalla a implementar en el prototipo, se deben tomar en cuenta los requerimientos establecidos para que se obtenga los resultados esperados y un desempeño óptimo, por lo que teniendo en cuenta la disponibilidad de modelos en el mercado local y el costo del dispositivo se establece la tabla 21, en la cual se determina el modelo apropiado, debido a que los modelos en el mercado local son genéricos y cumplen en su mayoría con todos los requisitos, el factor determinante será el tamaño de la TFT.

Tabla 21.**Selección de la TFT**

TAMAÑO DE LA TFT	MEMORIA SD	COMPATIBILIDAD CON ARDUINO MEGA	COSTO
2.4 pulgadas	Si	No	Bajo
3.2 pulgadas	Si	Si	Medio
5 pulgadas	Si	Si	Alto
7 pulgadas	Si	Si	Alto

De la tabla 21 se establece que la pantalla TFT más apropiada para la implementación en el prototipo es la TFT de 3.2 pulgadas debido a su costo medio y a su tamaño que será el suficiente para la visualización.

4.3.3.3. TFT LCD TOUCH SCREEN TFT01 DE 3.2 PULGADAS.**Figura 77: Pantalla táctil de 3.2 pulgadas**

Fuente: <http://www.electfreaks.com/store/32-tft-lcd-screen-module-tft0132-p-113.html>

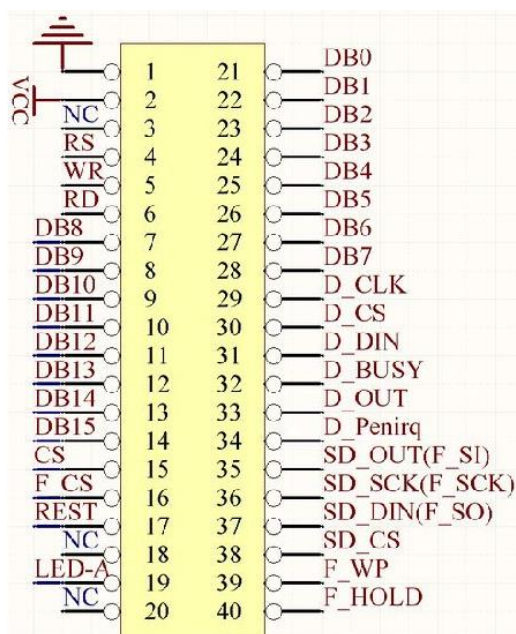
La pantalla táctil mostrada en la figura 77 cumple con los requerimientos de diseño impuestos brindando un HMI adecuado para el control y visualización de las funciones del prototipo de rehabilitación pasiva de rodilla a desarrollarse, en la siguiente tabla se detallan algunos de las especificaciones de la pantalla.

Tabla 22.**Especificaciones de la pantalla táctil.**

PARÁMETRO	VALOR
Modelo	TFT01-3.2
Tamaño	3.2 inch.
Resolución	320x240 pixeles
Alimentación	3.3 V
Slot para SD	Si
No. de pines	40
Compatibilidad con arduino	Arduino Mega
Comunicación	SPI

Como se puede observar en la tabla 22, las especificaciones son idóneas para el prototipo, el tamaño de la pantalla brinda un HMI compacto.

La pantalla presenta un bus de 40 pines para su conexión, los cuales están dispuestos como lo indica la figura 78:

**Figura 78: Disposición de pines de la TFT**

Fuente: http://www.electfreaks.com/wiki/index.php?title=3.2%22_TFT_LCD_Screen_Module

En la tabla 22 se observa que el voltaje de funcionamiento de la pantalla es 3.3 voltios, esto presenta un problema ya que el nivel de voltaje de funcionamiento requerido es de 5 voltios, para solucionar este inconveniente y para facilitar la conexión de todos los pines se hace uso de un shield, esto es una placa diseñada para calzar sin problemas en el Arduino Mega en la cual se acondicionan las señales para su funcionamiento sin necesidad de otros componentes externos.

La principal característica de estos adaptadores o shields es que convierten a los módulos a conectarse en el microcontrolador en dispositivos plug and play, es decir se conectan y están listos para usarse sin necesidad de algún acondicionamiento extra al ya implementado en la tarjeta.

Esta tarjeta o shield mostrada en la figura 79, recibe el nombre de TFT LCD Mega Shield V2.0, la cual es un adaptador específico para el modelo de TFT seleccionado puesto que en su diseño se incorpora un regulador de voltaje a 3.3 voltios, es decir al conectar el shield al Arduino, los 5 voltios de alimentación del microcontrolador se regulan a 3.3 voltios.

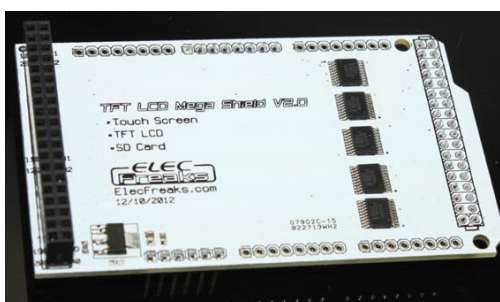


Figura 79: Mega Shield para la TFT

Fuente: <http://www.electfreaks.com/store/lcd-tft01-mega-shield-v10-p-214.html>

Los circuitos integrados que se observan en la parte superior del shield, son de igual forma reguladores de voltaje dado que el bus de datos del arduino también trabaja con un nivel del voltaje de 5 voltios, por lo cual estos reguladores lo transforman a 3.3 voltios para su correcto funcionamiento.

La pantalla táctil se coloca en el bus de datos de uno de los extremos y los espadines que se encuentran en la parte posterior del shield se conectan directamente en la placa de control, quedando como se observa en la figura 80:

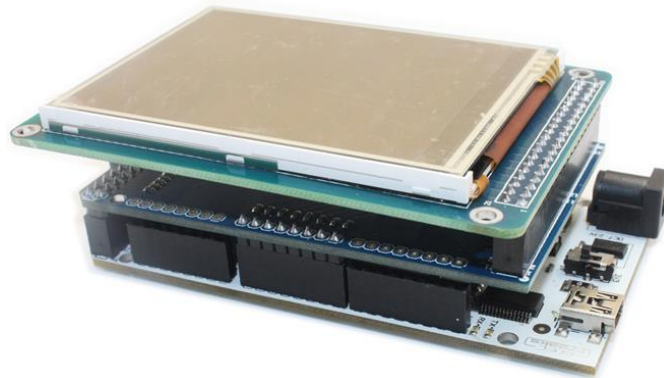


Figura 80: TFT conectada al Arduino por medio del Shield

Fuente: <http://www.electfreaks.com/store/lcd-tft01-mega-shield-v10-p-214.html>

4.3.4. MICROCONTROLADOR

El microcontrolador es el encargado de dar las órdenes en el sistema y es aquel que interpreta las señales emitidas por los sensores para comandar las acciones del actuador de acuerdo a la programación almacenada en este, además permitirá visualizar los datos en la interfaz del usuario.

4.3.4.1. ARDUINO

Arduino es una plataforma de hardware libre, la cual está basada en una placa con un microcontrolador Atmel AVR con entradas y salidas tanto analógicas como digitales, el número de entradas y salidas dependerá del modelo de la placa.

El software de la placa Arduino presenta su propio entorno de desarrollo el cual implementa un lenguaje de programación Processing/Wiring que es un lenguaje de programación en alto nivel, pudiendo programar la placa en otros lenguajes de programación con las mismas características gracias a su gestor de arranque que le permite cargar los códigos de programación sin necesidad de un programador externo.

Debido a la arquitectura del hardware y la sencillez del software de programación, Arduino es actualmente una de las plataformas más utilizadas por programadores ya sean experimentados o novatos.

Para que la placa sea la apropiada para el manejo del prototipo debe cumplir con ciertos requisitos:

- Alimentación entre 5 y 12 voltios.
- Compatibilidad con shield para pantalla táctil.
- Tener al menos 46 entradas/salidas digitales, de las cuales dos deben proporcionar salida de PWM.
- Funcionar como fuente de 5 voltios.
- Memoria de programa superior a 100 KB.
- Memoria EEPROM superior a 3 KB.

4.3.4.2. SELECCIÓN DE LA PLACA ARDUINO

Tomando en cuenta los requerimientos establecidos en el punto anterior, se establece una tabla comparativa entre los diferentes modelos de Arduino presentes en el mercado local:

Tabla 23.**Selección del modelo de Arduino.**

PARÁMETRO	UNO	MEGA 2560	LEONARDO
Microcontrolador	Atmega 328	Atmega 2560	Atmega 32U4
Velocidad de reloj	16 MHz	16 MHz	16 MHz
I/O digitales	14	54	20
Entradas Analógicas	6	16	12
Memoria de programa	32 KB	256 KB	32 KB
Memoria de datos	2 KB	8 KB	2.5 KB
Memoria EEPROM	1 KB	4 KB	1 KB

Fuente: (Arduino, 2015)

Por las características mostradas en la tabla 23, la placa Arduino seleccionada para la implementación en el prototipo de rehabilitación pasiva de rodilla es Arduino Mega 2560 ya que cumple con todos los requerimientos establecidos.

4.3.4.3. ARDUINO MEGA 2560 R3

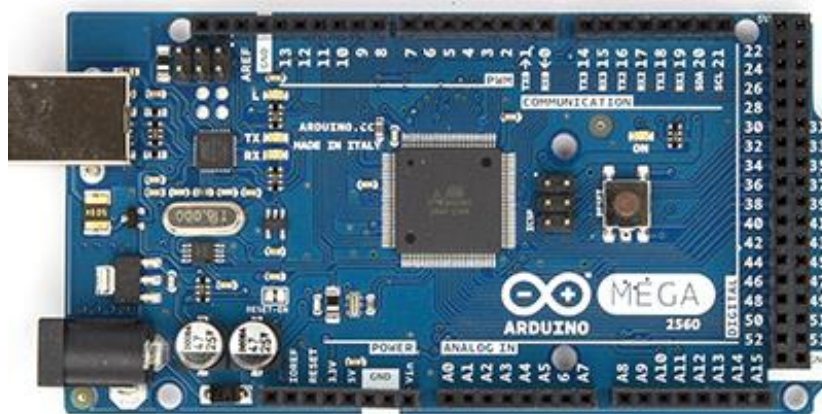


Figura 81: Arduino Mega 2560

Fuente: (Arduino, 2015)

El Arduino Mega 2560 mostrado en la figura 81 se basa en un microprocesador Atmega2560, algunas de las características principales de la

tarjeta son que posee 54 pines digitales de entrada o salida, de los cuales 15 se pueden usar como PWM, 16 entradas analógicas, 4 UART que son puertos para comunicación serial, un oscilador de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación y un botón de reinicio. Con las características expuestas se define que esta tarjeta será la más óptima para la aplicación.

A continuación se muestra la distribución de los diferentes pines en el ATmega 2560 en la figura 82:

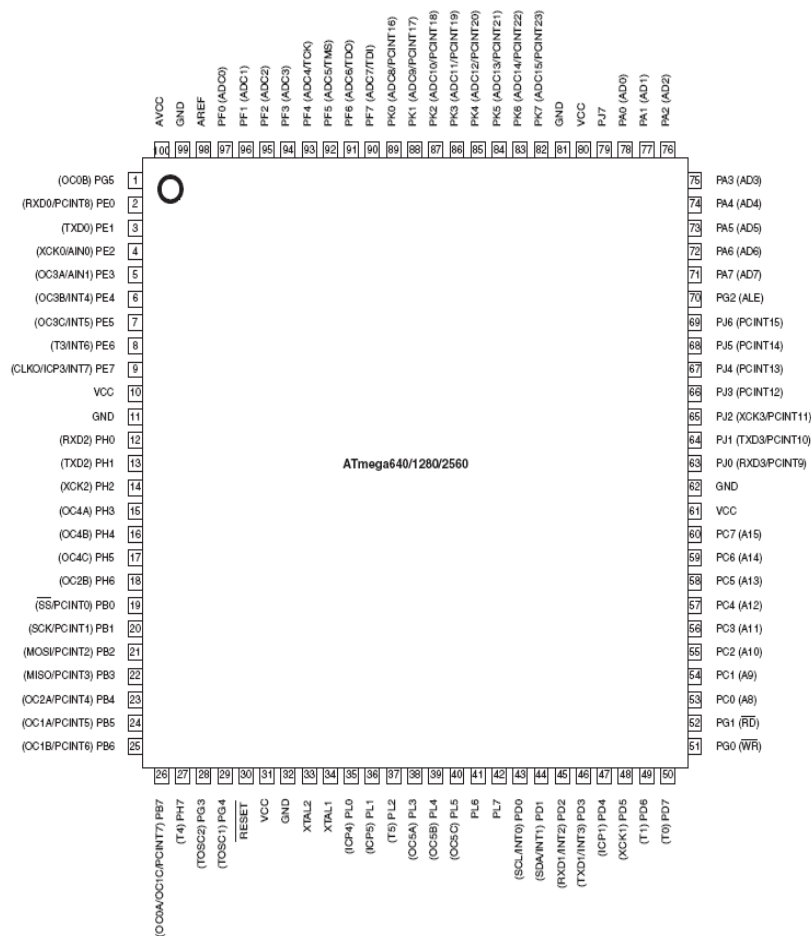


Figura 82: Distribución de pines en el ATmega 2560

Fuente: (Arduino, 2015)

Las especificaciones según el fabricante Arduino son las mostradas en la tabla 24:

Tabla 24.**Especificaciones del Arduino Mega2560**

PARÁMETRO	VALOR
Microcontrolador	ATmega2560
Tensión de funcionamiento	5 V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12 V
Voltaje de entrada (límites)	6-20 V
Pines digitales I/O	54 (15 entregan PWM)
Pines de entrada analógica	16
Corriente DC por pin I/O	40 mA
Corriente DC de 3.3 V	50 mA
Memoria Flash	256 KB/8 KB gestor de arranque
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad de reloj	16 MHz

Fuente: (Arduino, 2015)

El voltaje de entrada recomendado es debido a que el Arduino puede ser alimentado por medio de la conexión USB o mediante una fuente externa la cual no debe ser menor de 7 voltios ya que la tarjeta puede ser inestable.

Los pines de alimentación de la placa son:

- Vin: el voltaje de entrada a la placa Arduino cuando se trata de utilizar una fuente externa.
- 5 V: Este pin funciona como una fuente de 5V regulada.
- 3.3 V: Este pin funciona como una fuente de 3.3 V regulada.
- GND: Este es la conexión a tierra
- IOREF: Este pin proporciona la referencia de tensión con la que opera el microcontrolador en caso de que lo requiera.

Los pines de comunicación, interrupciones, PWM y demás funciones son los siguientes:

- Comunicación serial: 0 (Rx) y 1 (Tx), comunicación serial 1: 19(Rx) y 18 (Tx), comunicación serial 2: 17 (Rx) y 16 (Tx), comunicación serial 3: 15 (Rx) y 14 (Tx).
- PWM: del pin 2 al 13 y del pin 44 al 46, el PWM es de 8 bits.
- Comunicación SPI: pin 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS).
- LED: La placa Arduino cuenta con un led integrado al pin 13 que se enciende al estar en estado ALTO.

El Arduino Mega 2560 posee en sus entradas analógicas una resolución de 10 bits, que por defecto utiliza como referencia 5 voltios, pudiendo utilizar el pin AREF para un voltaje diferente.

4.3.5. CONEXIÓN DE LOS MÓDULOS

Una vez definidos los módulos que integrarán el sistema de rehabilitación, se definen las conexiones que se realizarán al microcontrolador para su funcionamiento, cabe recalcar que en el sistema no se necesitará de un circuito impreso para las conexiones o acondicionamiento de las señales ya que los componentes son dispositivos completamente acondicionados, los cuales están listos para ser conectados directamente al microcontrolador y su alimentación haciendo del prototipo un sistema modular.

4.3.5.1. CONEXIÓN DEL SENSOR DE FIN DE CARRERA

El final de carrera mostrado en la figura 72 como se mencionó anteriormente, consta de un fototransistor implementado en una placa que posee tres pines, los cuales tienen la siguiente conexión:

- VCC: VCC del Arduino
- GND: GND del Arduino
- OUT: Pin 19 del Arduino

En la figura 83 se puede observar la conexión mencionada:

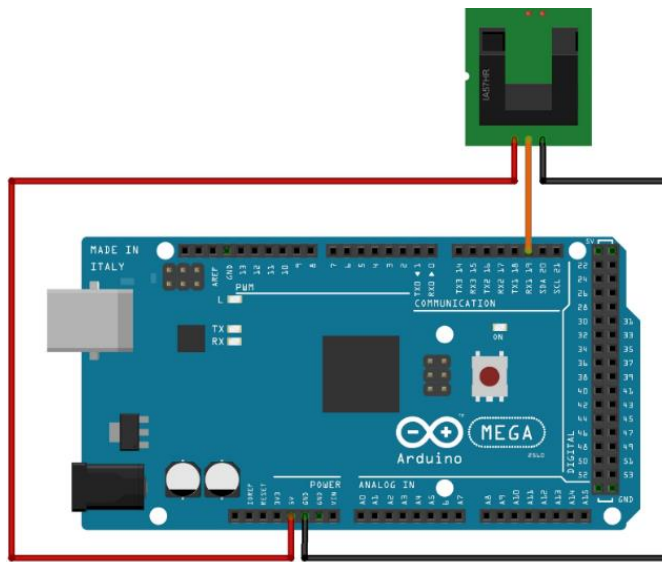


Figura 83: Conexión del fin de carrera

4.3.5.2. CONEXIÓN DEL ENCODER ROTATIVO

El encoder rotativo mostrado en la figura 68 tiene 4 cables para su conexión, los cuales obedecen a la siguiente distribución:

- GND: Pin 15 del Arduino
- VCC: Pin 16 del Arduino
- Canal A: Pin 17 del Arduino
- Canal B: Pin 18 del Arduino

Como se puede apreciar en la distribución de los cables de conexión, la alimentación del sensor está dada por dos pines digitales del Arduino, esto se realizará por facilidad de conexión y a que las salidas digitales del Arduino Mega 2560 pueden soportar la corriente necesaria para alimentar al sensor, para obtener VCC el pin 16 es declarado como salida y se le asigna un valor en alto o un 1 lógico lo que nos entrega 5V, para GND se utiliza el mismo

principio asignando al pin 15 como salida, pero esta vez se le asigna un valor en bajo o un 0 lógico.

Es importante mencionar también que el canal B del encoder está conectado a una interrupción externa del Arduino, lo cual es necesario para que el sensor pueda realizar la correcta medición del ángulo.

A continuación se muestra las conexiones del encoder en la figura 84:

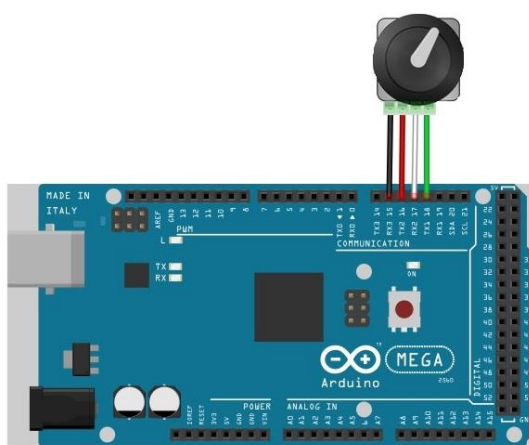


Figura 84: Conexión del encoder.

4.3.5.3. CONEXIÓN DEL PUENTE H

El módulo para el manejo de la velocidad y sentido de giro del motor es el módulo de puente H que se presenta en la figura 75, el cual tiene la siguiente conexión con el microcontrolador:

- VCC: VCC del Arduino
- GND: GND del Arduino
- R_EN, L_EN: VCC del Arduino
- R_IS, L_IS: No se conectan
- R_PWM: Pin 8 del Arduino
- L_PWM: Pin 9 del Arduino
- +B: 12 voltios de una fuente externa
- -B: GND de una fuente externa

- +M, -M : Terminales del motor DC

Los pines 8 y 9 del Arduino son salidas digitales capaces de proveer de PWM, las cuales serán las que determinen la velocidad del motor, a continuación se muestra la figura 85 con las conexiones respectivas.

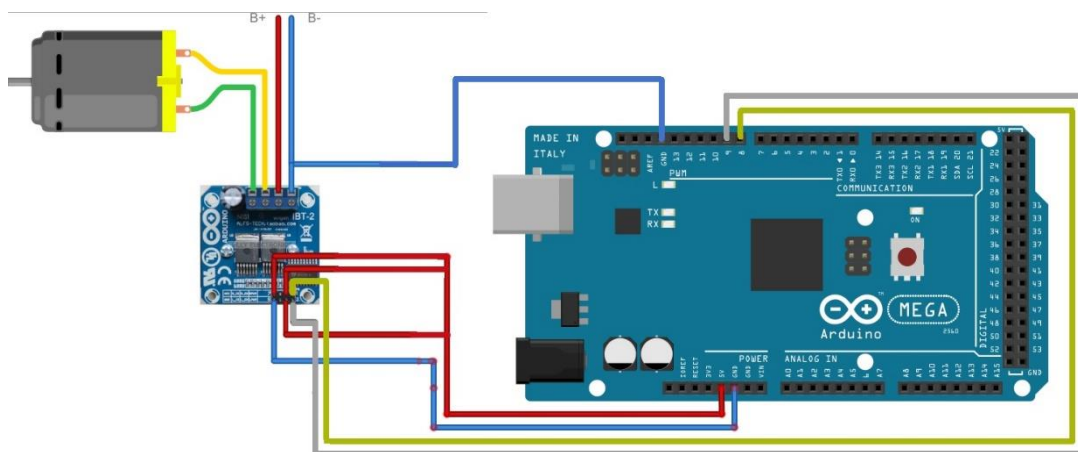


Figura 85: Conexión del puente H

Una vez establecidas las conexiones necesarias para el funcionamiento del equipo en cuanto al movimiento del motor, se establece una cubierta de protección de una lámina de acero galvanizado, la cual estará ubicada en el extremo del equipo en donde se ubicará el motor junto con el módulo de puente H y la fuente de poder externa.

Las dimensiones a tomar en cuenta para la elaboración de esta cubierta son:

- Alto de la fuente de poder ATX SLIM: 14 cm.
- Ancho total del equipo: 35 cm.
- Longitud de la placa de soporte del motor: 30 cm.

Con estas dimensiones se procede a la elaboración de la cubierta de protección, la cual tiene 0.5 cm más en la dimensión de altura por seguridad.

La cubierta se puede observar en la figura 86.

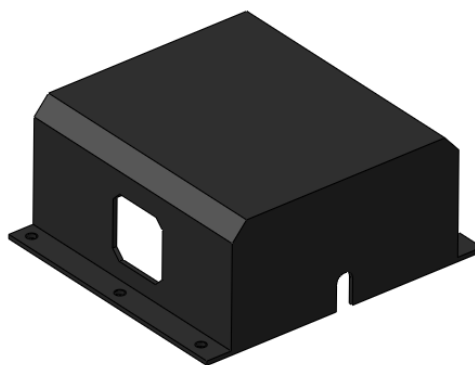


Figura 86: Cubierta del motor

Como se observa en la figura 86 la cubierta presenta una ranura en la parte frontal la que permite el giro del husillo de bolas, en lado izquierdo se muestra un espacio diseñado para la ventilación de la fuente de poder y para la sujeción de esta cubierta se diseñó unas pestañas de 3 cm a los lados en las cuales se ubicarán los tornillos que la fijarán la cubierta a la placa de soporte ubicada en el extremo del prototipo.

4.3.5.4. CONEXIÓN DE LA TFT TOUCH SCREEN LCD

La pantalla táctil usada en el prototipo de rehabilitación mostrada en la figura 77 posee 40 pines para su conexión como ya se mencionó anteriormente, estos pines se conectan directamente en el shield mostrado en la figura 79 y este a su vez al Arduino Mega 2560 por lo que no existe conflicto en la distribución de pines.

El conector inferior del Arduino Mega 2560 conformado por 2 pines de VCC, 2 Pines de GND y las I/O digitales de la 22 a la 53 es ocupado por el bus inferior del shield, las I/O digitales de la 0 a la 7 son usadas por uno de los conectores laterales del shield y los pines de energización son ocupados por el conector del lado contrario.

El Arduino, shield y TFT montados se muestran en la figura 80.

El conjunto de los elementos mencionados, se los ubica dentro de una caja de acrílico de un espesor de 2mm que cumplirá la función de protección de los elementos y a su vez será el mando del equipo.

Las medidas en mm a tomar en consideración son:

- Arduino Mega 2560: 14x53x107
- Shield TFT LCD: 16x53x100
- TFT LCD: 16x63x94

El conjunto de los elementos ya acoplados mostrado en la figura 80 tiene por dimensiones: 33x63x107, siendo estas las dimensiones que se tomarán como base para la elaboración de la caja de protección.

Para asegurar las conexiones en el Arduino se usarán conectores del tipo Molex por lo que se considera una expansión de 24 mm de alto, para el ancho se define una medida de 75 mm tomando en cuenta que el dispositivo podrá ser desmontado en caso de mantenimiento o reemplazo, por esta misma razón el largo total de la caja de protección será 13 mm más largo que la dimensión base dando un total de 120 mm.

Con las dimensiones finales establecidas de 57x75x120 mm se procede al diseño de la caja tomando en cuenta que constará de 2 partes, la tapa inferior y el cuerpo de la caja.

En la figura 87 se muestra el modelo de la tapa.



Figura 87: Tapa de la caja de protección

La segunda parte es el cuerpo de la caja que presenta de igual forma las dimensiones establecidas asegurando la integridad de los componentes.

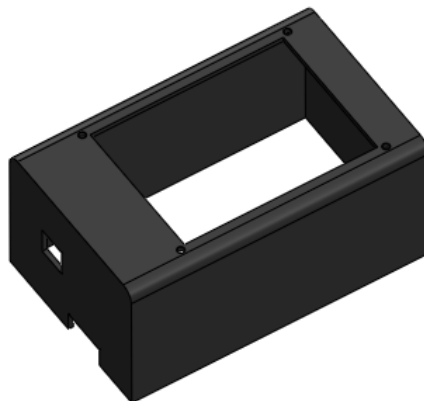


Figura 88: Cuerpo de la caja de protección

Como se observa en la figura 88, la caja en su parte superior presenta un espacio en el cual se asegura la pantalla táctil mediante 4 tornillos autoajustables, en un costado cuenta con un espacio para la alimentación del Arduino mediante un cable USB y otra ranura para la salida de los cables de conexión.

4.4. MÉTODO DE CONTROL

El equipo contará con dos modos de operación, el modo manual y el modo automático, los cuales son accedidos mediante la pantalla táctil, además contará con una opción de registro en la que los pacientes programarán las sesiones de acuerdo a la necesidad de cada uno y de esta forma podrán acceder al modo automático.

4.4.1. PANTALLA INICIAL

En la pantalla inicial del equipo, se presentarán las tres opciones que tiene el usuario en un inicio.



Figura 89: Pantalla de inicio

En la figura 89 se observa la pantalla que se presentará en el momento de encender el equipo, a continuación se presenta el diagrama de flujo inicial que describirá el comportamiento del rehabilitador en este punto.

Como se presenta en el diagrama de flujo expuesto en la figura 90, en cuanto se presente la pantalla inicial, el motor se pondrá en marcha para establecer la referencia de medida del sensor de ángulo, este será el punto de inicio establecido.

El punto de inicio se lo establece haciendo que el motor se ponga en movimiento a una velocidad determinada hasta que se active el sensor de fin de carrera, en ese momento se realiza un cambio de giro hasta que el sensor se desactive, de esta forma se garantiza la seguridad del equipo evitando un choque entre las partes móviles y la base.

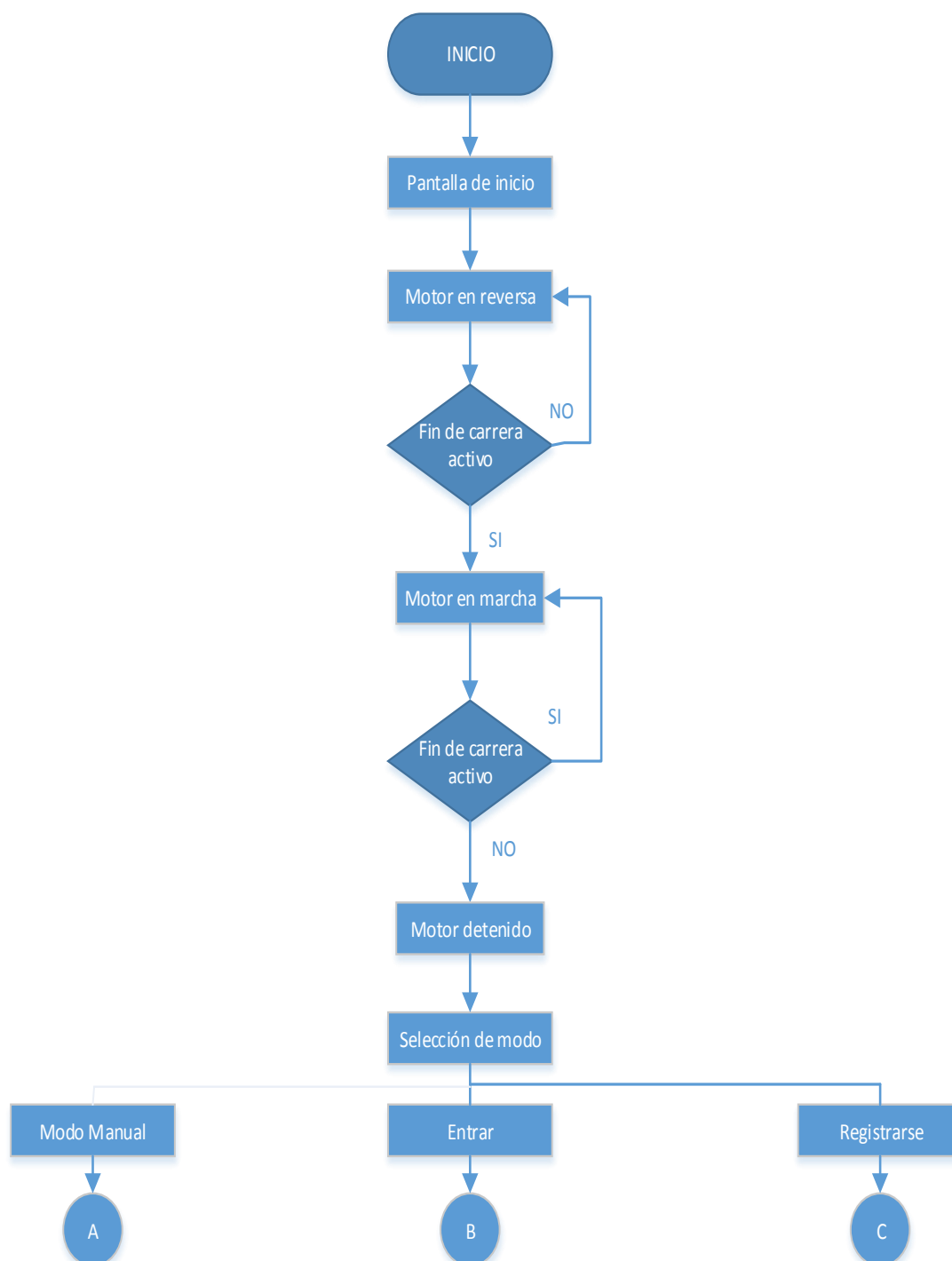


Figura 90: Diagrama de flujo inicial

4.4.2. MODO MANUAL

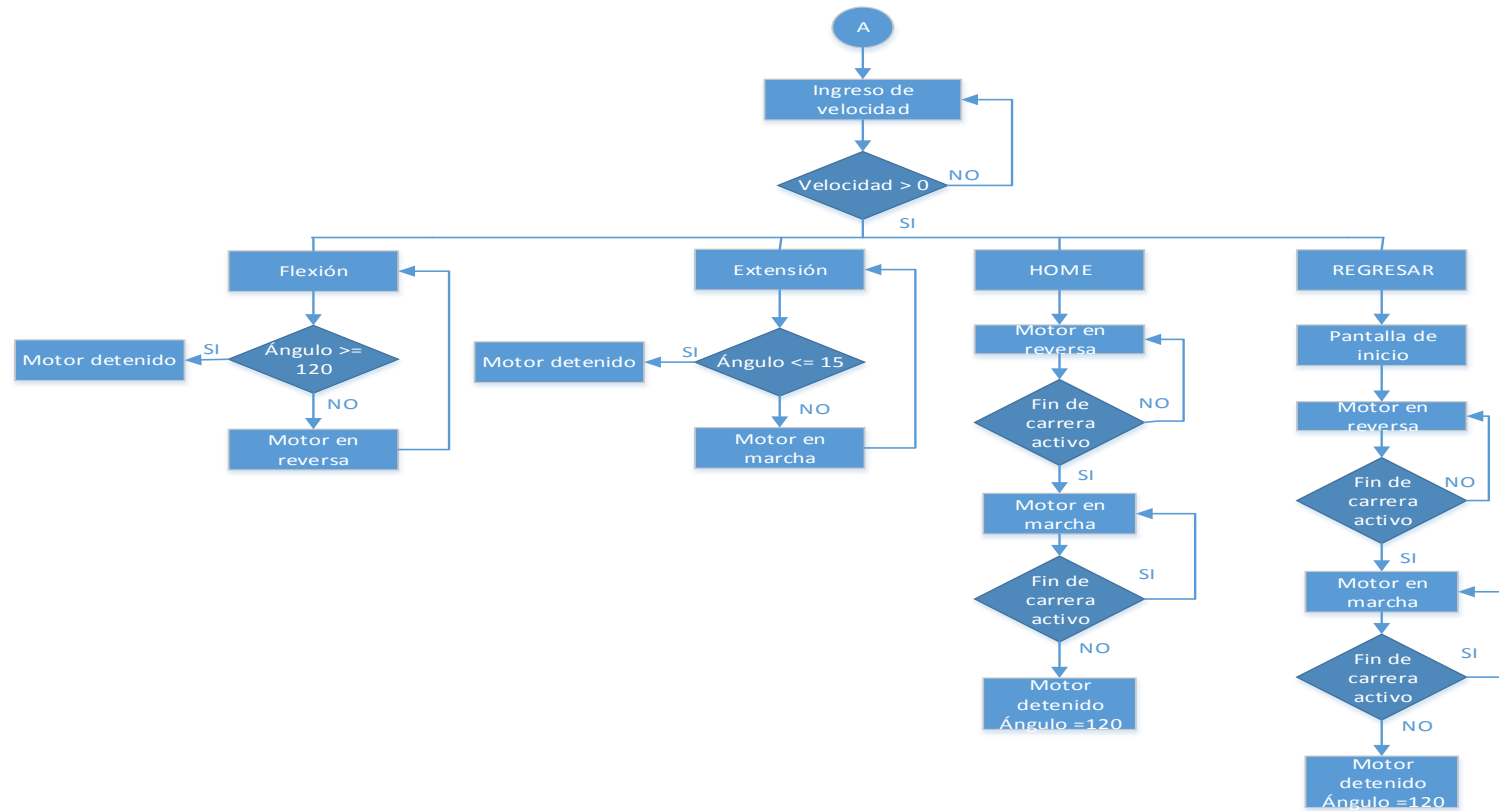


Figura 91: Diagrama de flujo del Modo Manual

El diagrama de flujo expuesto en la figura 91, describe el funcionamiento del rehabilitador en el modo manual, en el cual el usuario puede realizar los movimientos de flexión y extensión, además de fijar la velocidad que se ajuste a su necesidad.



Figura 92: Pantalla del Modo Manual

En la figura 92 se observa la pantalla que se mostrará en el modo manual, en la cual en el recuadro ubicado a un lado de la palabra ángulo, se mostrará el ángulo medido por el sensor a cada momento, en un inicio el ángulo mostrado será 120 grados, que es el ángulo máximo en flexión, en el recuadro de velocidad se mostrará la velocidad a la cual se ejecutarán los movimientos, la velocidad a su vez puede ser modificada mediante las flechas que se encuentran al lado derecho de la pantalla, los botones de flexión y extensión son los encargados de accionar el motor realizando los movimientos correspondientes a cada uno, en la parte superior derecha se presenta el botón de *home* que será el encargado de llevar automáticamente a la estructura al punto inicial y por último en la esquina inferior derecha se presenta el botón de Regresar en forma de flecha, con el cual se regresa a la pantalla de inicio.

En el modo manual se presentan dos restricciones en el movimiento por motivos de construcción y seguridad, la primera restricción es que si el ángulo es mayor o igual a 120 grados, el motor solo podrá accionarse para el movimiento de extensión, de esta misma naturaleza es la segunda restricción

siendo que si el ángulo es menor o igual a 15 grados, el motor solo podrá accionarse para el movimiento de extensión.

Es importante mencionar que los movimientos de flexión y extensión solo son realizados mientras el paciente presione el botón respectivo, es decir si la pantalla táctil no detecta presión en uno de los dos botones, el equipo estará inmóvil.

La velocidad se podrá configurar en ocho niveles siendo 1 el más bajo y 8 el más alto, en velocidad 0 el motor no tendrá movimiento y el control de velocidad es cíclico es decir, si el usuario presiona la flecha de subir y el nivel de velocidad se encuentra en 8, la velocidad regresará a 0 y de igual forma sucede en el sentido inverso.

Dentro del Modo Manual, el botón de home hace que la estructura regrese al punto inicial establecido mediante la misma dinámica que realiza el motor en el inicio, el motor se pone en marcha hasta que se activa el final de carrera, una vez activo el motor cambia de giro y se mueve en dirección contraria hasta que el final de carrera se desactive quedando el motor detenido.

El botón de Regresar, vuelve a la pantalla inicial del sistema, si la estructura no se encuentra en el punto inicial, tal como se observa en el diagrama de flujo, se realiza el mismo procedimiento que al encender el equipo dejando al equipo listo para una nueva operación.

4.4.3. MODO AUTOMÁTICO

El modo automático del equipo hace referencia a la opción principal mostrada como ENTRAR, ya que accediendo a esta opción el paciente ingresa a las sesiones pre programadas en donde los movimientos de flexión y extensión se realizan de forma automática a la velocidad establecida y por el número de repeticiones indicado como se observa en la figura 93.

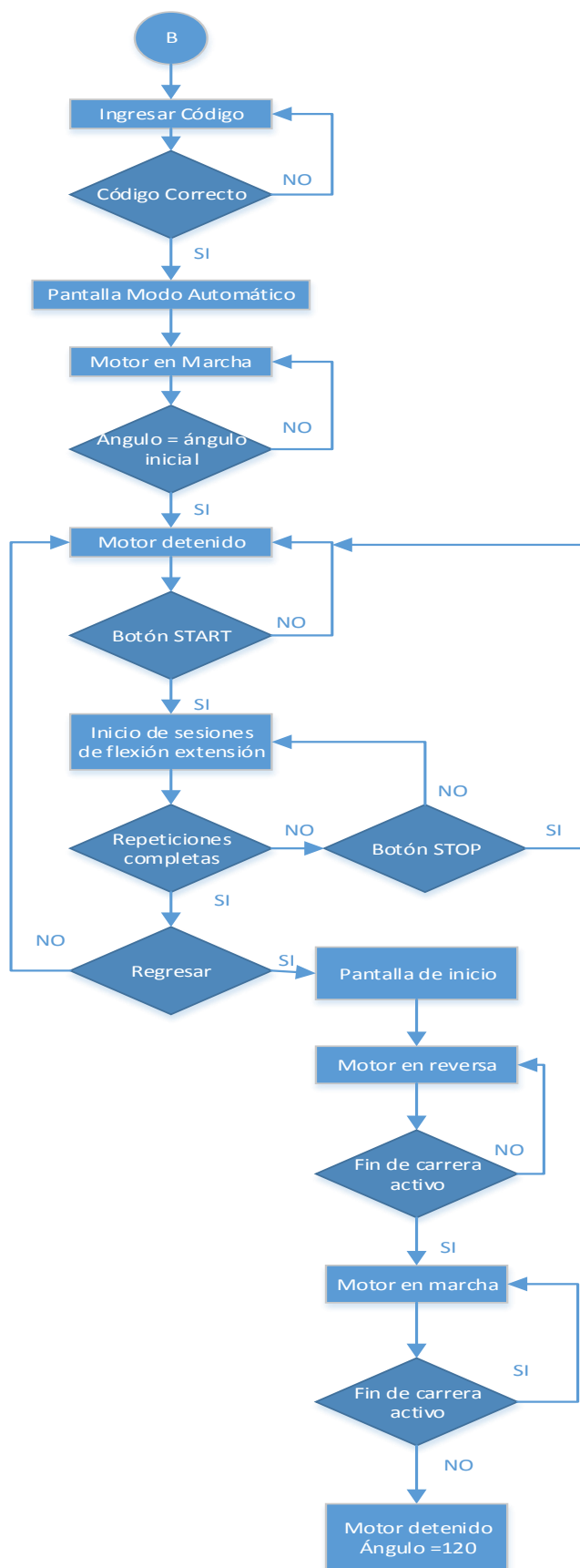


Figura 93: Diagrama de flujo del modo Automático

Para ingresar a las sesiones de rehabilitación en modo automático, el usuario debe ingresar un código de cuatro dígitos que se establece al momento de programar dichas sesiones, es importante mencionar que el sistema estará programado para ingresar únicamente cuatro dígitos, de ser pulsado un quinto dígito los números ingresados se borrarán de la pantalla y se deberá ingresar nuevamente los cuatro dígitos, el código es ingresado mediante un teclado que se mostrará en la pantalla.



Figura 94: Teclado de ingreso

En el teclado mostrado en la figura 94 además de los 10 dígitos para el ingreso del código, se tienen tres opciones adicionales, CANCEL, CLEAR y ENTER.

Con la opción de CANCEL, el usuario regresará a la pantalla de inicio, si se pulsa CLEAR se borrarán los números ingresados en caso de cometer un error al ingresar el código y finalmente con la tecla ENTER, si el código es correcto, el usuario accederá a su programa de rehabilitación como se muestra en la figura 95, de ser erróneo el código o si no ha sido previamente establecido se mostrará una pantalla con el mensaje de CÓDIGO INCORRECTO como se muestra en la figura 96 para posteriormente regresar a la pantalla del teclado para un nuevo ingreso.



Figura 95: Pantalla del Modo Automático

**CÓDIGO
INCORRECTO**



Figura 96: Mensaje de error en el código

Tal como indica el diagrama de flujo, el instante en que un usuario ingresa correctamente a su sesión de rehabilitación, el motor se pondrá en marcha hasta alcanzar el ángulo inicial establecido, una vez alcanzado el ángulo el motor se detendrá aguardando la instrucción para empezar dada por el botón de START.

Las repeticiones se realizan de forma continua hasta alcanzar el número indicado pudiendo pausar el proceso en cualquier momento mediante el botón de STOP, el cual detendrá de inmediato al motor en la posición en la que se encuentre, para reanudar el movimiento del motor y continuar con la sesión el usuario deberá pulsar nuevamente START retomando las actividades.

Una vez terminadas las repeticiones el motor se detendrá en el ángulo inicial pudiendo el usuario pulsar START nuevamente para iniciar desde cero el programa o pulsar el botón de regresar ubicado en la esquina superior izquierda, de ser este el caso se mostrará la pantalla inicial y el equipo regresará al punto inicial.

4.4.4. REGISTRARSE



Figura 97: Diagrama de Flujo de la opción REGISTRARSE

En la opción de REGISTRARSE el usuario definirá los valores de cada parámetro de las sesiones de rehabilitación incluyendo el código de acceso que será el que le permita ingresar al sistema en futuras ocasiones.

En la figura 97 se puede apreciar como es el comportamiento del sistema al ingresar en esta opción. El ingreso de los valores de cada parámetro se lo hace a través del teclado mostrado en la figura 94, este aparecerá cada vez que sea necesario el ingreso de algún valor numérico.

La pantalla de selección de parámetros a configurar se muestra en la figura 98:



Figura 98: Pantalla de opciones a configurar

Para el ingreso de los parámetros se establecerán restricciones en cuanto al valor de cada uno de ellos como se indica a continuación:

- **CÓDIGO:** El código ingresado deberá contener cuatro dígitos y debe ser único en la memoria del microcontrolador, es decir no deben existir dos códigos iguales, de ser así el sistema lo notificará con el mensaje de error mostrado en la figura 96.
- **# REPETICIONES:** Las repeticiones tienen un rango de una hasta cien, si se ingresa un número mayor la tecla ENTER no funcionará de igual forma si el valor es igual a cero.

- VELOCIDAD: Al igual que en el modo manual, se puede establecer ocho niveles de velocidad para las sesiones de rehabilitación, si el número ingresado es mayor a ocho o igual a cero, no se podrá presionar la tecla ENTER.
- ÁNGULO INICIAL/FINAL: El rango de movimiento del prototipo como ya se mencionó es de 120 grados en flexión máxima y de 10 grados en extensión máxima por lo que los valores de estos parámetros podrán estar dentro de este rango.

Una vez ingresados los valores correctos en cada uno de los parámetros, el usuario debe presionar la tecla de REGISTRAR para que así los datos sean guardados en la memoria del microcontrolador y aparecerá una ventana de confirmación como se muestra en la figura 99:

REGISTRADO



Figura 99: Mensaje de notificación

En la pantalla de opciones a configurar (figura 98), también se encuentra el botón de regresar, el cual puede ser pulsado en cualquier momento volviendo a la pantalla de inicio. Es importante mencionar que si no se ha registrado los datos como se ha mencionado anteriormente, al oprimir el botón de regresar los valores de los parámetros ingresados no serán almacenados.

CAPÍTULO V

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS

5.1. DESPLIEGUE DE PANTALLAS

En primera instancia, se evaluará el despliegue de las respectivas pantallas en la TFT LCD implementada a manera de control del prototipo, para de esta forma tener una herramienta de evaluación posterior para cada modalidad.



Figura 100: Pantalla de inicio desplegada

Como se puede observar en la figura 100, la pantalla de inicio se desplegó de forma correcta, dando paso a la selección de las opciones principales en el sistema.

Cabe recalcar que cada vez que se enciende el equipo, la pantalla de inicio tarda alrededor de 1 segundo en aparecer por completo debido a la configuración de los registros de la TFT LCD sin que esto signifique alguna clase de inconveniente en su correcto funcionamiento.



Figura 101: Pantalla de Modo Manual desplegada

En la figura 101 se observa el correcto despliegue de la pantalla en el Modo Manual, indicando el ángulo y la velocidad establecidos en ese momento.



Figura 102: Pantalla de ingreso de código desplegada

En la figura 102 se observa el correcto despliegue del teclado numérico para el ingreso del código de acceso.

En la figura 103 se observa la pantalla del Modo Automático desplegada correctamente indicando los parámetros configurados correspondientes al código de acceso asociado.



Figura 103: Pantalla de Modo Automático desplegada

En la figura 104 se muestra el mensaje de error en caso de que el código ingresado sea incorrecto o no esté registrado en el sistema.



Figura 104: Mensaje de código incorrecto desplegado



Figura 105: Pantalla de Registrarse desplegada

En la figura 105 se puede observar la pantalla para la selección de parámetros a configurar, en cada opción se desplegará un teclado numérico tal como el mostrado en la figura 102.

Con todas las pantallas de las opciones disponibles en el sistema funcionando de la forma esperada, se procede a realizar las pruebas de movimiento de la estructura.

5.2. PRUEBAS DEL SENSOR DE FIN DE CARRERA

Uno de los sensores implementados en el prototipo es el de fin de carrera, en este apartado se evalúa el funcionamiento correcto del sensor, el cual limitará el rango de movimiento en flexión máxima.

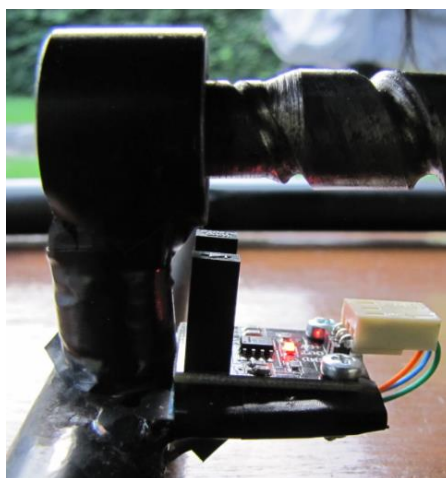


Figura 106: Sensor de fin de carrera implementado.

En la figura 106 se observa el sensor de fin de carrera implementado en el prototipo ubicado frente al cojinete que soporta al husillo de bolas, este sensor mediante la programación establecida será el que emita la orden al motor de detener su movimiento fijando el límite de flexión dejando a la estructura en un ángulo de 120 grados.

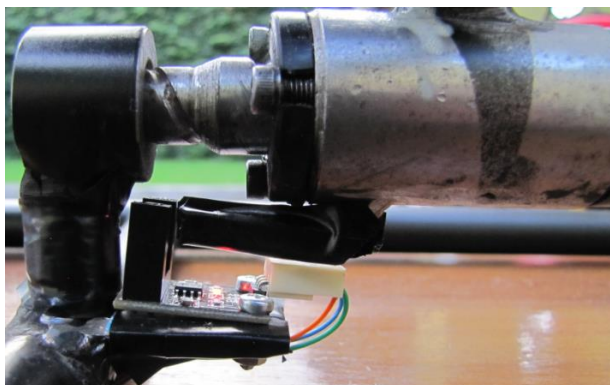


Figura 107: Ubicación de la tuerca de potencia en la posición inicial

En la figura 107 se puede observar a la tuerca de potencia en la posición inicial del equipo, en este momento el motor se encuentra detenido lo que indica un funcionamiento adecuado del sensor de fin de carrera.



Figura 108: Posición inicial del prototipo

5.3. PRUEBAS DEL SENSOR DE MEDICIÓN DE ÁNGULO

Para evaluar la medida del ángulo que se presenta entre las barras de soporte del muslo y de la pierna, se somete a prueba al sensor que realiza esta medición, el encoder rotativo incremental implementado en el prototipo.



Figura 109: Encoder rotativo implementado

En la figura 109 se observa al encoder rotativo incremental implementado como el sensor que efectuará la medición del ángulo de la articulación de la rodilla. Para evaluar el correcto funcionamiento de este sensor, se establece una serie de pruebas en dos escenarios, uno sin la presencia de un paciente en el prototipo y el segundo con un paciente haciendo uso del mismo.

El objetivo de esta evaluación es confirmar que el ángulo desplegado en la pantalla sea efectivamente el que está presente en la estructura.

5.3.1. EVALUACIÓN DE ÁNGULO SIN PRESENCIA DE PACIENTE



Figura 110: Escenario sin paciente

La evaluación en este escenario (figura 110), se efectuó en modo manual a una velocidad intermedia empezando desde el punto inicial, de ahí en

adelante se efectuó el movimiento de extensión y se realizó las medidas cada cinco grados, obteniendo los resultados de la tabla 25.

Tabla 25.

Pruebas de medición de ángulo sin paciente

ÁNGULO ESPERADO	ÁNGULO ALCANZADO	ERROR EN GRADOS
120	120	0
115	115	0
110	110	0
105	105	0
100	100	0
95	95	0
90	90	0
85	84	1
80	80	0
75	74	1
70	69	1
65	65	0
60	60	0
55	55	0
50	51	1
45	46	1
40	39	1
35	33	2
30	28	2
25	24	1
20	18	2
15	13	2

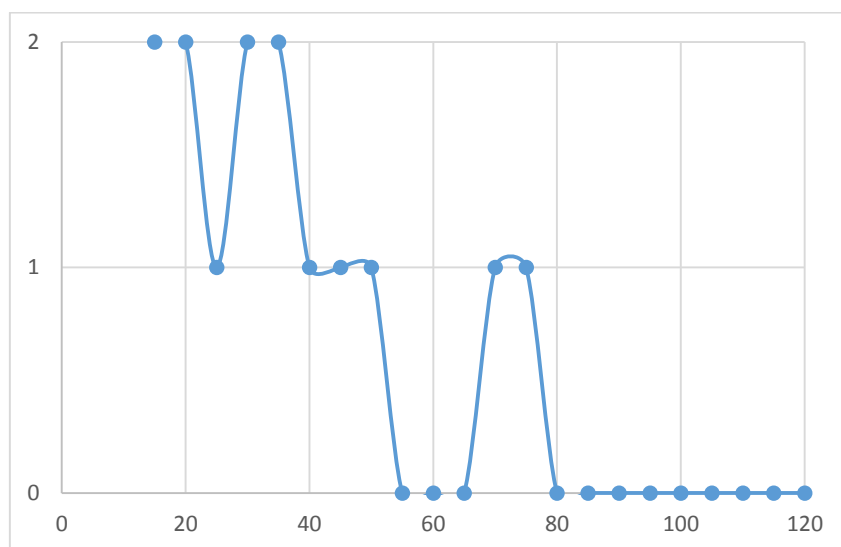


Figura 111: Error vs ángulo requerido sin paciente

En la figura 111 se puede observar el error en grados que se presenta en la medición, el desfase angular que se obtiene en su caso más crítico es de 2 grados, tomando en cuenta que en tan solo 4 de las 22 mediciones se presenta este error no significativo, se establece que el sistema funciona correctamente.

5.3.2. EVALUACIÓN DE ÁNGULO CON PRESENCIA DE PACIENTE

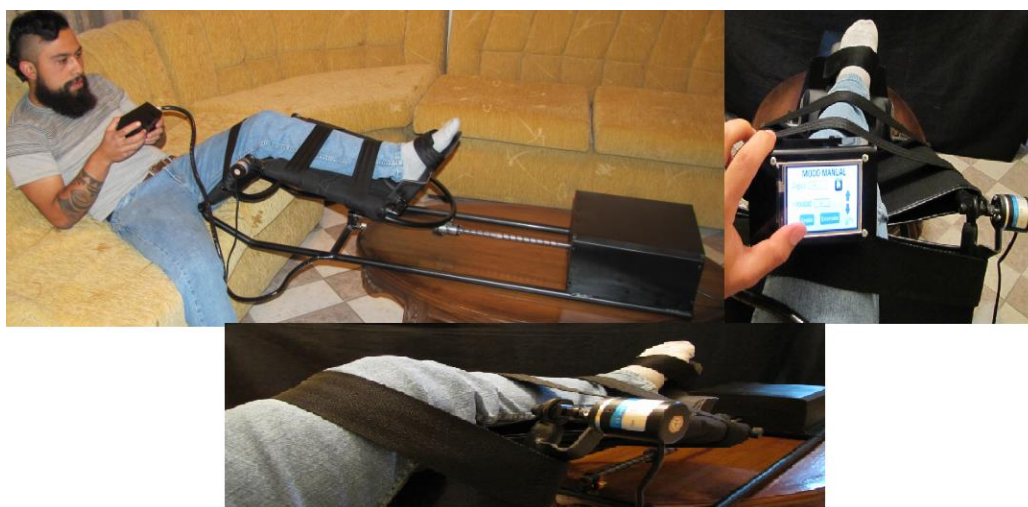


Figura 112: Escenario con paciente

Al igual que en la sección anterior, se somete a una serie de pruebas al sensor de medición del ángulo de la articulación de la rodilla, en este caso se realizaron las pruebas con la presencia de un usuario (figura 112) haciendo uso del prototipo con el fin de validar las medidas anteriores, obteniendo los resultados presentados en la tabla 26.

Tabla 26.

Pruebas de medición de ángulo con paciente.

ÁNGULO ESPERADO	ÁNGULO ALCANZADO	ERROR EN GRADOS
120	120	0
115	115	0
110	110	0
105	105	0
100	100	0
95	96	1
90	90	0
85	85	0
80	80	0
75	74	1
70	69	1
65	64	1
60	60	0
55	55	0
50	51	1
45	46	1
40	39	1
35	33	2
30	29	1
25	24	1
20	18	2
15	13	2

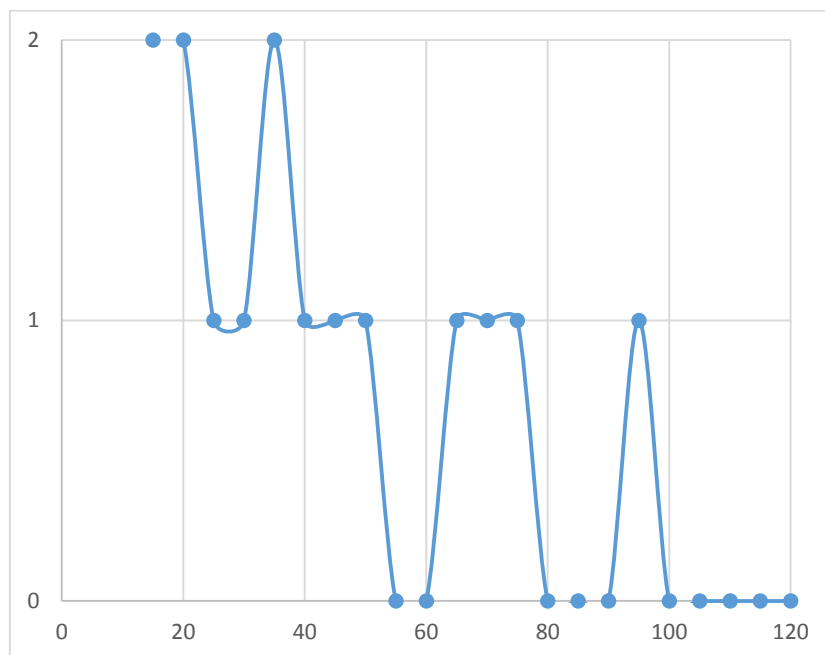


Figura 113: Error vs ángulo requerido con paciente

En la figura 113 se observa el error que se presenta en cada punto de la medición, al igual que en la sección anterior, el desfase que se tiene en su punto crítico es de 2 grados, quedando demostrado el correcto funcionamiento del sensor de medida de ángulo.

En esta prueba también se comprueba la repetitividad y precisión del sensor ya que los errores presentes sin paciente y con un paciente usando el prototipo son los mismos en los mismos puntos a excepción de contados casos los cuales obedecen a la naturaleza del sensor, su histéresis y la forma de procesar los datos obtenidos del mismo.

Con todas las pruebas realizadas tanto en los sensores como en el actuador, sus módulos de funcionamiento y la pantalla táctil se comprueba el correcto desempeño y funcionamiento satisfactorio del prototipo de rehabilitación pasiva continua de rodilla.

El programa de control fue desarrollado en lenguaje Basic en la plataforma de Bacsom AVR, el mismo que se encuentra en los anexos del presente trabajo.

5.4. PRUEBAS DE NIVELES DE VELOCIDAD

En estas pruebas se constatará cual es la velocidad lineal que se obtiene en cada uno de los 8 niveles de velocidad planteados en el sistema.

Tabla 27.

Velocidad en cm/s por cada nivel de velocidad.

NIVEL DE VELOCIDAD	VELOCIDAD EN cm/s
1	0.8
2	1.1
3	1.4
4	1.7
5	2.2
6	2.5
7	2.8
8	3

Con los resultados obtenidos en la tabla 27 se establece que existe un incremento de 0.3 cm/s por cada nivel de velocidad, siendo su velocidad máxima 3 cm/s lo que concuerda con lo establecido en el diseño mecánico.

Cabe recalcar que la velocidad lineal del equipo no sufre cambios con la presencia de un paciente gracias a la potencia del motor implementado en el equipo.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. CONCLUSIONES

- El prototipo desarrollado es capaz de efectuar los movimientos de flexión y extensión propuestos para la articulación de la rodilla dentro de los límites establecidos mediante la antropometría y geometría del equipo.
- Con la ayuda de información en biomecánica de la articulación de la rodilla se estableció el rango de movimiento del equipo siendo 120 grados el límite en flexión y un rango entre 10 y 15 grados en extensión máxima debido al procesamiento de datos e inercia del motor.
- El diseño mecánico del prototipo fue realizado con ayuda de software CAD/CAM/CAE estableciendo los límites de esfuerzo que podrá soportar el mecanismo, dando como resultado el hecho de que la estructura puede soportar la extremidad inferior de un paciente de aproximadamente 150 Kg.
- El diseño electrónico del equipo fue realizado en base a dispositivos con disponibilidad en el mercado local además de su característica de plug and play lo cual evitó el diseño e implementación de tarjetas electrónicas adicionales y de acondicionamientos de señal.
- Para satisfacer las necesidades de voltajes tanto del control como del motor, se implementó una fuente de poder mini ATX para la alimentación de las diferentes partes del rehabilitador dándole así la característica de funcionar a 110 VAC.

- Debido a que el prototipo se lo realizó en base a un funcionamiento con 110 VAC es factible de utilizar en cualquier lugar con un tomacorriente que preste este nivel de voltaje.
- La adaptabilidad del equipo a diferentes características físicas de los pacientes es gracias a las estructuras de doble tubo implementadas en el prototipo las cuales permiten el deslizamiento del tubo interior de las barras de soporte adaptándose a la longitud necesaria de la extremidad del paciente.
- Gracias a la potencia del motor DC King Right, el prototipo no presenta dificultad alguna en el movimiento de la estructura generando con o sin pacientes un correcto desempeño en movilidad.
- La implementación de un husillo de bolas para la transformación del movimiento rotatorio del motor a movimiento lineal de la tuerca de potencia, reduce significativamente la pérdida de energía por fricción y desgaste mecánico, dando como resultado un menor requerimiento de torque del motor y prolongando la vida útil del prototipo.
- La resolución del encoder rotativo incremental empleado como sensor de ángulo en el prototipo es 600 PPR, lo que da una precisión de 0.6 grados por pulso, haciendo que la medida del ángulo sea muy acertada, teniendo como error crítico un desfase de 2 grados dados por diferentes factores presentes como condiciones mecánicas y procesamiento de datos.
- La implementación de una pantalla táctil para el manejo de rehabilitador redujo significativamente el espacio requerido y los componentes electrónicos necesarios para la elaboración del control, además de proporcionar una interfaz gráfica amigable y muy intuitiva a la hora de manejar el dispositivo.
- La programación del microcontrolador al ser realizada en basic en la plataforma de BASCOM AVR permitió un desarrollo e implementación del código de control muy comprensible y flexible a la hora de manejo

de dispositivos como la pantalla táctil gracias a las librerías existentes y su set de instrucciones facilitó el desarrollo del programa principal.

- El diseño del equipo permite la rehabilitación tanto de la extremidad inferior izquierda como la derecha indistintamente gracias a la simetría que posee, además de brindar un soporte cómodo en las adaptaciones textiles sobre las cuales el paciente apoyará la extremidad, la implementación de correas con velcro hacen que el paciente pueda asegurar la extremidad al equipo evitando deslizamientos de ser el caso.

6.2. RECOMENDACIONES

- Para hacer uso del equipo de rehabilitación pasiva continua, es muy importante que un profesional en el área de fisioterapia supervise su uso las primeras veces para establecer los límites de movilidad que sean seguros para el paciente.
- Es muy importante que la persona que esté a cargo del rehabilitador o la persona que vaya a hacer uso de él, conozca plenamente el funcionamiento del equipo para evitar accidentes o un mal uso, para ello se recomienda leer el manual de usuario antes de su uso.
- Dado que el prototipo elaborado en el presente trabajo tiene fines académicos y fue el factor económico el determinante para su elaboración, se recomienda que el material utilizado para la construcción de la estructura sea un tipo de acero inoxidable para prolongar la vida útil del equipo.
- Si se desea reducir el peso total del equipo, se recomienda implementar otro tipo de motor cuyo peso sea el requerido.
- Es recomendable al momento de accionar el prototipo en modo manual, hacerlo a una velocidad baja cuando se encuentre cerca de

los extremos del movimiento para evitar que la inercia del motor desplace más de lo indicado a la tuerca de potencia.

- Es muy importante evitar que el ángulo de extensión sea menor a 10 grados puesto que las barras de soporte se alinearían y el equipo podría bloquearse ocasionando daños importantes.

BIBLIOGRAFÍA

- Arduino. (2015). *Arduino Mega 2560*. Recuperado el Mayo de 2015, de <http://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560>
- BIOLaster. (2005). *Apoyo Científico y Tecnológico para el deporte*. Recuperado el 10 de Abril de 2015, de <http://www.biolaster.com/traumatologia/rodilla/anatomia>
- Biomechanics. (2010). *International Society of Biomechanics*. Recuperado el 12 de Abril de 2015
- BROSSEAU, L., MILNE, S., WELLS, G., TUGWELL, P., ROBINSON, V., CASIMIRO, L., . . . DROUIN, H. (26 de Abril de 2004). *The Journal of Rheumatology*. Recuperado el 18 de Abril de 2015, de <http://www.jrheum.com/abstracts/abstracts04/2251.html>
- Budynas, R. G., & Nisbeltt, J. K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (Quinta ed.). México: McGraw-Hill.
- Bupa. (2015). *Bupa Salud*. Recuperado el 15 de Abril de 2015, de <http://www.bupasalud.com/salud-bienestar/vida-bupa/lesiones-de-rodilla?extDomain=EC>
- Clauser, C. E. (1969). *Weight, Volume, adn Center of Mass of Segments of the Human Body*. Ohio.
- FAIRCHILD. (2001). *INTERRUPTOR OPTICO*. Recuperado el Mayo de 2015, de <http://pdf.datasheetcatalog.net/datasheet/fairchild/H21A1.pdf>
- Faller, A., & Schunke, M. (2006). *Estructura y Función del Cuerpo Humano* (Segunda ed.). España: Paidotribo.
- Garrison, S. J. (2005). *Manual de Medicina Física y Rehabilitación* (Segunda ed.). España: McGraw-Hill.
- Grades, M. (2015). *Material Grades*. Recuperado el Mayo de 2015, de <http://www.materialgrades.com/jis-g3132-hot-rolled-spht-1-steel-795.html>

- IBEST. (2005). *Catálogo de Encoder rotativo*. Recuperado el Mayo de 2015, de <http://www.ibestchina.com/english/ViewProduct.asp?ID=291>
- Igual, C., Muñoz, E., & Aramburu, C. (2003). *Fisioterapia General: Cinesiterapia*. España: Síntesis S.A.
- Industrial, S. G. (Enero de 2006). *Husillos de Bolas*. Recuperado el Mayo de 2015, de http://www.rolpedra.pt/1/upload/cata_logo_fusos_ina_.pdf
- ingemecánica. (2014). *Propiedades Mecano-químicas del Aluminio*. Recuperado el 12 de Mayo de 2015, de <http://ingemecanica.com/tutorialesemanal/tutorialn110.html#seccion4>
- INSTRUMENTS, W. (2013). *MANUAL DE APLICACIÓN DE ENCODERS*. Recuperado el Mayo de 2015, de <http://www.westmexico.com.mx/pfd/dynapar/catalogos/4.-Manual%20de%20Aplicacion%20de%20Encoders.pdf>
- Kapandji, A. I. (1998). *Fisiología Articular* (Quinta ed., Vol. II). España: Panamericana.
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2010). *Ejercicio Terapéutico Fundamentos y Técnicas* (Quinta ed.). Argentina: Panamericana.
- Koller, A., Leonardo, D., Walpen, S., & Daniel Felder. (2010). *A Novel Robotic Device for Knee Rehabilitation Improved Physical Therapy Through Automated Process*. Japón. Recuperado el 10 de Diciembre de 2014
- Lab, T. O. (2014). Recuperado el 08 de Mayo de 2015, de Open Design Lab: <http://openlab.psu.edu/design-tools-proportionality-constants/>
- Motor, K. R. (2011). Catálogo de Motores. *Catálogo de Productos King Right*.
- Nemours. (2014). *TeensHealth*. Recuperado el 14 de Abril de 2015, de http://kidshealth.org/teen/nutrition_fitness_center/nutrition_fitness_center_esp/knee_injuries_esp.html#
- NTN. (2015). *Características técnicas 608.ZZ*. Recuperado el Mayo de 2015, de <https://eshop.ntn-snr.com/es/608-ZZ-668534.html>

- OMRON. (2014). Encoder Rotativo. *DataSheet del Encoder Rotativo*. Recuperado el Mayo de 2015
- PROVIACEROS. (2014). *PROVIACEROS*. Recuperado el Mayo de 2015, de <http://www.proviaceros.com/tuberias.html>
- Rattarojpan, J., & Umchid, S. (2011). *Design and Development of Touch Screen based Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation*. Tailandia. Recuperado el 10 de Diciembre de 2014
- Robertson, D. G., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2013). *Research Methods in Biomechanics*. Estados Unidos: Human Kinetics.
- Rosero, E., Martínez, R., & Galvis, E. (2001). *Diseño y Construcción de una Máquina de Movimiento Pasivo Continuo para la terapia de rodilla*. Recuperado el 10 de Diciembre de 2014
- Salud, O. M. (2015). *Organización Mundial de la Salud*. Recuperado el 1 de Mayo de 2015, de http://www.who.int/childgrowth/publications/physical_status/es/

ANEXOS