



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO**

**TEMA: “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS
AUTOMATIZADA PARA LA REHABILITACIÓN DE LA
ARTICULACIÓN DE LA RODILLA, EN LOS PACIENTES DEL
PATRONATO MUNICIPAL DE AMPARO SOCIAL DE LA CIUDAD
DE LATACUNGA”**

AUTORES:

**PAÚL FERNANDO JEREZ VILLACRÉS
JUAN SEBASTIAN VÁSQUEZ ÁLVAREZ**

DIRECTOR:

ING. VICENTE HALLO

LATACUNGA

2017



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo de Titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS AUTOMATIZADA PARA LA REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA, EN LOS PACIENTES DEL PATRONATO MUNICIPAL DE AMPARO SOCIAL DE LA CIUDAD DE LATACUNGA**” realizado por los Sres. **Paúl Fernando Jerez Villacrés – Juan Sebastian Vásquez Álvarez** ha sido revisado en su totalidad, el mismo que cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE, por lo tanto permito acreditarlos y autorizar a los Sres. **Paúl Fernando Jerez Villacrés – Juan Sebastian Vásquez Álvarez** para que lo sustenten públicamente

Latacunga, 14 Febrero del 2017

A rectangular box containing a handwritten signature in blue ink. The signature is stylized and appears to be 'Vicente Hallo'.

Ing. Vicente Hallo

DIRECTOR



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **Paúl Fernando Jerez Villacrés** con CI: 1803646890 y **Juan Sebastian Vásquez Álvarez** con CI: 1804135414 declaramos que este trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS AUTOMATIZADA PARA LA REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA, EN LOS PACIENTES DEL PATRONATO MUNICIPAL DE AMPARO SOCIAL DE LA CIUDAD DE LATACUNGA**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra total autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad, y alcance de la investigación antes mencionada.

Latacunga, 14 Febrero del 2017

Paul Fernando Jerez Villacrés

C.C.: 1803646890

Juan Sebastian Vásquez Álvarez

C.C.: 1804135414



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **Paúl Fernando Jerez Villacrés / Juan Sebastian Vásquez Álvarez** autorizamos a la UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE publicar en la biblioteca virtual de la institución el presente trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS AUTOMATIZADA PARA LA REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA, EN LOS PACIENTES DEL PATRONATO MUNICIPAL DE AMPARO SOCIAL DE LA CIUDAD DE LATACUNGA**” cuyo contenido, ideas y criterio son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 14 Febrero del 2017

Paul Fernando Jerez Villacrés

C.C.: 1803646890

Juan Sebastian Vásquez Álvarez

C.C.: 1804135414

DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a mi Familia, conformada por el Pilar Fundamental de mi vida que son mis padres y hermanos (Edwin Vasquez, Norma Álvarez, Jessie, JuanFer), el cual ha sido complementado por mi compañera y esposa (Cristina Álvarez) y bendecido con la llegada de mis queridas Hijas (Camila y Joan Vásquez) por todo el esfuerzo que me han brindado para poder salir adelante y superar toda adversidad.

Juan Sebastian Vásquez Álvarez

Todo el esfuerzo del presente trabajo lo dedico a mi familia, de manera especial a mi madre (Elsy), quien ha sido el pilar fundamental a lo largo de mi vida, por nunca dejarme solo y siempre estar ahí para poder hacer de mí una mejor persona.

Paul Fernando Jerez Villacrés

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por permitir culminar una etapa profesional más en mi vida, a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE por la formación y preparación obtenida, y a mi familia por el apoyo y perseverancia que me ha permitido lograr este peldaño profesional

Juan Sebastian Vásquez Álvarez

No me quedan más que palabras de agradecimiento primeramente a Dios por ser la guía y luz cada día de mi vida, a mi madre Elsa, mi padre Luis y mi hermano Luis, pilares fundamentales para la consecución de este proyecto, a mi novia Nataly quien ha sabido ser otro pilar a lo largo de este tiempo, mi compañero de Tesis Juanse y todos los compañeros y amigos que me ha podido brindar la universidad y a lo largo de los años hemos podido compartir anécdotas y buenos momentos.

A todos mil gracias por la ayuda en la realización de un sueño.

Paul Fernando Jerez Villacrés

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA.....	i
CERTIFICACIÓN.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	iii
AUTORIZACIÓN (PUBLICACIÓN BIBLIOTECA VIRTUAL).....	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTO.....	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiv
RESUMEN.....	xvii
ABSTRACT.....	xviii
HISTORIA DEL ARTE.....	xix
ANTECEDENTES.....	xix
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	xxi
JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA	xxii
OBJETIVOS.....	xxii
ALCANCE DEL PROYECTO.....	xxiii
CAPÍTULO I	
FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y SUSTENTACIÓN.....	1
1.1 Rodilla Humana.....	1
1.1.1 Introducción.....	1

1.1.2	Articulación de la Rodilla.....	2
1.1.3	Biomecánica de la articulación.....	2
1.2	Rehabilitación de Rodilla.....	4
1.2.1	Amplitud de movimiento.....	4
1.3	Material ASTM A36.....	6
1.4	Sistemas Mecánicos.....	6
1.5	Motores Eléctricos.....	8
1.6	Instrumentos de control.....	9
1.6.1	Controlador Lógico Programable.....	9
1.6.2	Variador de Frecuencia.....	9
1.6.3	Sensores Angulares.....	10
1.7	Interfaz Humano – Maquina.....	10
1.8	Pantalla LCD.....	12

CAPÍTULO II

DISEÑO, SELECCIÓN, DIMENSIONAMIENTO MECÁNICO

	Y CONSTRUCCIÓN.....	13
2.1	Introducción.....	13
2.2	Parámetros de Diseño.....	14
2.3	Diseño Conceptual.....	15
2.4	Diseño del sistema de transmisión variable.....	17
2.4.1	Selección del moto-reductor.....	18
2.4.2	Selección del limitador de torque.....	20

2.4.3	Diseño del pedal.....	21
2.4.4	Diseño del brazo giratorio.....	23
2.4.5	Diseño del eje de transmisión.....	24
2.5	Diseño del soporte regulable.....	25
2.5.1	Diseño del mecanismo de tornillo de potencia.....	26
2.5.2	Diseño de la base soporte.....	30
2.5.3	Diseño de la estructura.....	35
2.6	Modelo Completo de la Órtesis automatizada.....	41
2.7	Construcción soporte base estructura.....	42
2.8	Construcción Asiento.....	43
2.9	Implementación General de la Órtesis Automatizada....	45

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE ELEMENTOS ELECTRICOS,

ELECTRONICOS, INFORMATICOS E

IMPLEMENTACION.....	46	
3.1	Parámetros de diseño.....	46
3.2	Diseño de la interfaz de control y selección de materiales	46
3.3	Selección del Sensor posición angular.....	47
3.4	Selección del PLC.....	48
3.5	Selección del variador de frecuencia.....	50
3.6	Selección final de carrera.....	52
3.7	Selección fuente de alimentación.....	53

3.8	Selección software de control.....	54
3.8.1	Desarrollo del programa.....	54
3.9	Diagrama de conexión eléctrica.....	55
3.10	Diseño de las protecciones.....	56
3.10.1	Dimensionamiento del Breaker.....	56
3.10.2	Dimensionamiento del Relé.....	56
3.11	Implementación tablero de control.....	57
3.12	Implementación general.....	57

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS.....	59	
4.1	Procedimiento.....	59
4.2	Pruebas encoder incremental.....	59
4.2.1	Prueba señales de pulsación encoder.....	59
4.3	Pruebas Motor – Variador.....	60
4.4	Prueba PLC Entradas/Salidas.....	61
4.5	Prueba del PCL (Programación Leader).....	61
4.6	Funcionamiento General de la Máquina.....	62
4.7	Resultados Obtenidos.....	65
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	66	
Conclusiones.....	66	
Recomendaciones.....	67	

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
ANEXOS.....	70
Anexo 1: Tablas de Sustentación	
Anexo 2: Datasheet de dispositivos	
Anexo 3: Planos	
Anexo 4: Diagrama Leadder	
Anexo 5: Manual de Operación	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1:	Atención a pacientes en el centro de rehabilitación.....	xix
Tabla 2:	Atención a pacientes en el centro de rehabilitación.....	xx
Tabla 3:	Técnicas en el análisis cinético del movimiento.....	5
Tabla 4:	Reglas para el diseño de la interfaz.....	11
Tabla 5:	Criterios Selección Motoreductor.....	19
Tabla 6:	Criterios selección del limitador de torque.....	20
Tabla 7:	Propiedades del metal.....	31
Tabla 8:	Cargas y Sujeciones.....	31
Tabla 9:	Cargas aplicadas.....	32
Tabla 10:	Información de malla.....	33
Tabla 11:	Propiedades del solido.....	36
Tabla 12:	Propiedades de estudio.....	36
Tabla 13:	Propiedades del material.....	37
Tabla 14:	Cargas y sujeciones.....	37
Tabla 15:	Cargas aplicadas.....	38
Tabla 16:	Información de malla.....	39
Tabla 17:	Características del asiento.....	44
Tabla 18:	Criterios selección encoder.....	47
Tabla 19:	Criterios selección PLC.....	49
Tabla 20:	Criterios selección del variador de frecuencia.....	51
Tabla 21:	Criterios selección final de carrera.....	52
Tabla 22:	Criterios selección fuente de alimentación.....	53

Tabla 23:	Prueba del encoder incremental.....	60
Tabla 24:	Prueba del variador de frecuencia – motoreductor.....	60
Tabla 25:	Prueba del PLC visualizar al LCD.....	61
Tabla 26:	Comparación de rendimiento Rehabilitación.....	63
Tabla 27:	Comparación de rendimiento Resistencia.....	64

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1:	Representación gráfica de porcentajes Tabla 1.....	xx
Figura 2:	Representación gráfica de porcentajes Tabla 2.....	xx
Figura 3:	La rodilla Humana.....	1
Figura 4:	La articulación de la rodilla.....	2
Figura 5:	Grado de flexión de la articulación de la rodilla.....	3
Figura 6:	Ejercicio Isocinético.....	6
Figura 7:	Tornillo sin fin.....	8
Figura 8:	Limitador de par.....	8
Figura 9:	PLC Unitronics.....	9
Figura 10:	Variador de frecuencia.....	10
Figura 11:	Encoder incremental hueco.....	10
Figura 12:	Pantalla LCD 5".....	12
Figura 13:	Esquema básico de la órtesis automatizada.....	13
Figura 14:	Diseño conceptual de la órtesis automatizada.....	16
Figura 15:	Sistema de transmisión variable.....	17
Figura 16:	Fuerza requerida para generar torque máximo.....	21
Figura 17:	Cargas que actúan sobre el soporte del pedal.....	22
Figura 18:	Cargas que actúan sobre el brazo giratorio.....	23
Figura 19:	Sección transversal del brazo giratorio.....	24
Figura 20:	Cargas que actúan sobre el eje de transmisión.....	25
Figura 21:	Soporte regulable.....	26
Figura 22:	Mecanismo de tornillo de potencia.....	27

Figura 23:	Diseño del soporte de la base.....	30
Figura 24:	Soporte base mallado.....	33
Figura 25:	Estructura factor de seguridad.....	34
Figura 26:	Diseño de la estructura.....	35
Figura 27:	Estructura mallado.....	39
Figura 28:	Estructura factor de seguridad.....	40
Figura 29:	Modelado Órtesis automatizada.....	41
Figura 30:	Construcción estructura.....	42
Figura 31:	Montaje motor.....	43
Figura 32:	Asiento Recaro Pole.....	44
Figura 33:	Ensamblaje órtesis automatizada.....	45
Figura 34:	Encoder Incremental Hueco 30mm.....	48
Figura 35:	Mini PLC Unitronics V130.....	49
Figura 36:	Software VisiLogic Unitronics.....	50
Figura 37:	Variador de frecuencia INVT Goodrive10.....	51
Figura 38:	Final de carrera Chint Travel Switch.....	52
Figura 39:	Fuente 24V 5ª NXX-L 2405.....	53
Figura 40:	Diagrama de flujo Programa.....	54
Figura 41:	Diagrama conexión eléctrica.....	55
Figura 42:	Curva arranque motor Trifásico.....	56
Figura 43:	Partes Tablero de Control.....	57
Figura 44:	Implementación Tablero de Control.....	58
Figura 45:	Prueba del PLC visualizar al LCD.....	61

Figura 46:	Elaboración subrutinas programa.....	62
Figura 47:	Prueba modo manual movimiento ascendente 90 grados	62
Figura 48:	Prueba Rehabilitación Rodilla.....	63
Figura 49:	Resistencia en Grado 5.....	64

RESUMEN

El trabajo de Titulación realizado tiene por objetivo cumplir con el tratamiento de Rehabilitación de rodilla de una manera automatizada, de tal forma que facilite principalmente el tiempo de recuperación del paciente, tanto como reducir el esfuerzo del Profesional en Fisioterapia para que de esta manera se contribuya notablemente en mejorar el nivel de vida de los pacientes. En este trabajo de titulación podemos encontrar una implementación mecatrónica la cual constara de una parte mecánica, en este caso contamos con la estructura de apoyo y/o soporte, a su vez la parte electrónica que corresponde a los sensores tanto mecánicos como el Limitador de Par instalada y a su vez los sensores electrónicos como son los finales de carrera y contactos de entrada y salida tanto como del Variador y Mini PLC, en la parte de Control contamos con un Mini PLC Unitronics el cual posee un display de 3 pulgadas en el cual se ejecutara toda la parte de programación de forma Leader. Una vez implementado el prototipo mecatrónico el funcionamiento constara de dos etapas tanto manual como automática para de esta manera obtener mejor manipulación por parte del usuario, una de las principales ventajas de seguridad que posee la maquina es un sensor mecánico conocido como Limitador de Par, el cual reaccionara a la oposición de movimiento por parte del paciente ya que si se efectúa una fuerza opuesta al movimiento este sensor mecánico será capaz de frenar mecánicamente el avance del motor. Como conclusión podemos destacar que este sistema mecatrónico también definido como órtesis automatizada de rodilla pretende mejorar notablemente la rehabilitación física en cuanto a tiempo se refiere.

PALABRAS CLAVE:

- **ÓRTESIS AUTOMATIZADA.**
- **REHABILITACIÓN DE RODILLA.**
- **SISTEMA MECATRÓNICO.**
- **PROGRAMACIÓN BIMODAL.**

ABSTRACT

The objective of the titling work is to comply with the Knee Rehabilitation treatment in an automated way, in such a way as to facilitate mainly the recovery time of the patient, as well as to reduce the effort of the Professional in Physiotherapy so that it contributes notably in improving the standard of living of patients. In this titration work we can find a mechatronical implementation which consists of a mechanical part, in this case we have the structure of support and / or support, in turn the electronic part that corresponds to both mechanical sensors and the torque limiter Installed and in turn electronic sensors such as the limit switches and input and output contacts as well as the Variator and Mini PLC, in the Control part we have a Mini PLC Unitronics which has a 3-inch display in which Run the entire programming part in Leader mode. Once the mechatronic prototype has been implemented, the operation will consist of two stages, both manual and automatic, in order to obtain better manipulation by the user. One of the main safety advantages of the machine is a mechanical sensor known as a torque limiter. Which will react to the opposition of movement by the patient since if a force opposite to the movement is effected this mechanical sensor will be able to mechanically brake the advance of the motor. As a conclusion we can emphasize that this mechatronic system also defined as automated knee orthosis is intended to greatly improve physical rehabilitation in terms of time

KEYWORDS:

- **AUTOMATIZED ORTHOSIS.**
- **KNEE REHABILITATION.**
- **MECHATRONICS SYSTEM.**
- **BIMODAL PROGRAMATION.**

HISTORIA DEL ARTE

Antecedentes

Son varios los antecedentes que se presentan en la actualidad respecto a lo que se refiere con el tratamiento de la articulación de la extremidad inferior, ya sea que el problema pueda ser provocado a partir de algún golpe, una osteoartritis de rodilla, un movimiento brusco.

También por uso o desgaste de sus partes, o una cirugía causada tal vez en algún tipo de actividad deportiva, estas son diferentes causales para que se realice algún tipo de rehabilitación que se le puede suministrar a un paciente que presente dolencias en esta articulación, incluyendo problemas más graves como una rotura de dicha articulación lo que llevaría a una práctica de cirugía y por consiguiente a una rehabilitación más exigida.

Es así que según el **Patronato Municipal de Amparo Social de Latacunga (2014)**, se atendió a una cifra considerable de 8. 423 pacientes a partir del Mes de Junio a Diciembre que padecían lesión física y necesitaron el apoyo del centro de rehabilitación existente.

Tabla 1

Atención a pacientes en el Centro de Rehabilitación

	RODILLA	BRAZO	CADERA
HOMBRES	1425	863	1369
MUJERES	2199	1625	942

Fuente: Patronato Municipal de Latacunga



Figura 1: Representación Gráfica de los porcentajes Tabla 1

Tabla 2

Atención a pacientes en el Centro de Rehabilitación

	POST OPERATORIA	ARTRITIS	LESIONES Y TRASTORNOS
HOMBRES	642	315	468
MUJERES	856	906	437

Fuente: Patronato Municipal de Latacunga

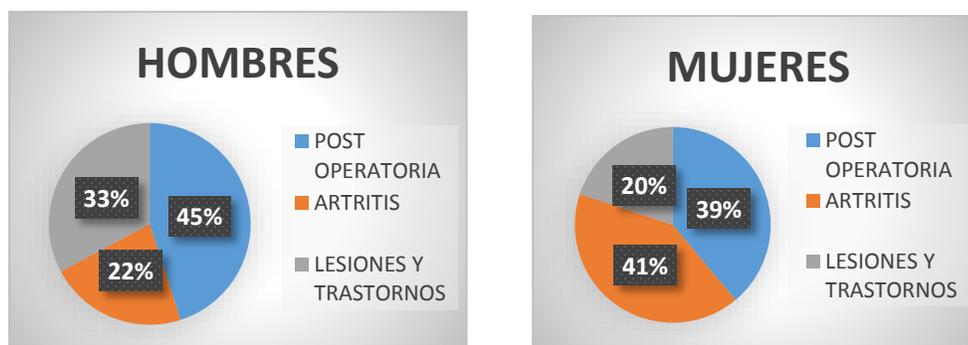


Figura 2: Representación Gráfica de los porcentajes Tabla 2

Es por eso que la elaboración del presente proyecto responde al deseo de la Universidad conjuntamente con el departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica, de realizar proyectos que aporten más a una vinculación con la colectividad, empleando recursos y medios disponibles en nuestro país, y así dejar un legado para que futuras promociones se motiven a desarrollar nuevos grandes proyectos que aporte mucho a la sociedad.

Planteamiento del Problema

En la actualidad encontramos varios problemas referentes a la rehabilitación de rodilla, como son los largos tiempos de recuperación del musculo, las continuas sesiones de rehabilitación asistida y la más influyente en cuanto al fisioterapeuta es su desgaste físico a lo largo del tiempo.

Tomando en cuenta esta serie de problemas hemos seleccionado uno de los más importantes como son los tiempos muy extensos que requiere la rehabilitación de rodilla para una completa recuperación.

Por lo tanto nuestro planteamiento es como contribuir en disminuir el número de sesiones pero que tengan la misma eficacia en cuanto al movimiento de esta articulación. La fisioterapia que se realiza en muchos hospitales, clínicas públicas y particulares del país, es en forma manual, se requieren varias semanas, y muchas horas de rehabilitación en que se aplican determinados ejercicios para ayudar al enfermo a fortalecer el miembro afectado; por otro lado el especialista también presenta un desgaste físico a largo plazo, quien realiza los ejercicios de carga durante varias horas al día a los pacientes.

En el Patronato Municipal de Amparo Social de la Ciudad de Latacunga las personas encargadas de los pacientes que tienen movimientos reducidos en la articulación de la rodilla (Arco menor a 90 grados), requieren de varias sesiones y a su vez dedicación para realizar los ejercicios de la manera correcta lo cual limita atender a mayor cantidad de pacientes. El proceso de “flexibilizaciones pasivas asistidas de rodilla” en la actualidad necesita de una persona permanente con cada paciente con un tiempo mínimo de dos horas con cada uno.

Justificación e Importancia

Además de cumplir con los propósitos y el objetivo 2 del plan del buen vivir, también rescatamos que en nuestro medio existen diferentes prototipos e incluso máquinas que pretenden ayudar a la rehabilitación física de los seres humanos pero de una manera general como es oxigenación de la sangre, entre otros.

Nuestro proyecto pretende ser un prototipo con una funcionalidad adecuada a las necesidades de la rehabilitación por su forma de diseño y variables controladas. Por esta razón este proyecto tiene como justificación los beneficios y la importancia que brindara al Patronato Municipal de Amparo Social de la Ciudad de Latacunga, al contar con una órtesis automatizada de fácil manejo que permita una ayuda social y económica a todo el personal de la institución el cual se enmarca con el objetivo número dos del Plan Nacional del Buen Vivir.

La importancia radica en beneficios como los siguientes:

- ✓ Los ejercicios se efectúan de forma programada y de fácil manipulación.
- ✓ La extremidad inferior del paciente será guiada por un mecanismo que favorezca a la rehabilitación de rodilla.
- ✓ Reproducir los movimientos que manualmente hace el terapeuta a través del dispositivo, el cual permite flexionar y extender la rodilla de la misma forma que asistida.

Objetivos

Objetivo General

Diseñar y construir una órtesis automatizada para la rehabilitación de la articulación de la rodilla, en los pacientes del patronato municipal de amparo social de la ciudad de Latacunga

Objetivos Específicos

- Desarrollar una órtesis automatizada para la rehabilitación de rodilla del Patronato Municipal de Amparo Social de Latacunga
- Analizar y seleccionar alternativas adecuadas para los diferentes sistemas tanto mecánicos, eléctricos y de control de la órtesis automatizada para la rehabilitación de rodilla
- Dimensionar y Seleccionar los parámetros de control para el correcto funcionamiento requerido en cuanto a la parte mecánica como electrónica
- Elaborar el manual de operación.

Alcance del Proyecto

El trabajo de titulación consta de una órtesis automatizada para la rehabilitación de rodilla, la cual está constituida por la parte mecánica este prototipo está basado con unos parámetros de diseño referentes a la rehabilitación de rodilla la cual consta de la recuperación del arco de movimientos que se encuentra en el rango de 0° – 90° permitiendo tener un control manual y a su vez automático y la precisión del prototipo es de 1° . De esta manera podemos trabajar con los términos fisioterapéuticos de la recuperación del arco de movimiento, este sistema mecatrónico permite reducir tiempos de recuperación para los pacientes y de tal manera facilita al operador y/o Profesional Fisioterapista en reducir actividad física por lo que precautela también los intereses del operador.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y SUSTENTACIÓN

1.1. LA RODILLA HUMANA

1.1.1. Introducción

“Las articulaciones son las zonas de unión entre los huesos, además de los codos, las rodillas, los hombros y las caderas, hay muchísimas en las manos, los pies y la columna vertebral. Las articulaciones permiten la flexión del esqueleto y por tanto el movimiento del cuerpo”. (Clayborune, 2005).



Figura 3: La rodilla humana

Fuente: El cuerpo humano. Recuperado de: http://www.gran-angular.net/wp-content/img_gran_angular_net2/19/cuerpo_humano/cuerpo_humano_15.PNG

1.1.2. Articulación de la rodilla

“Es una articulación bicondílea, cuyas superficies articulares (Fig. 4), se caracterizan por su gran tamaño y sus formas complicadas e incongruentes, factor de importancia para los movimientos de esta articulación”. (Gardner, 1989)

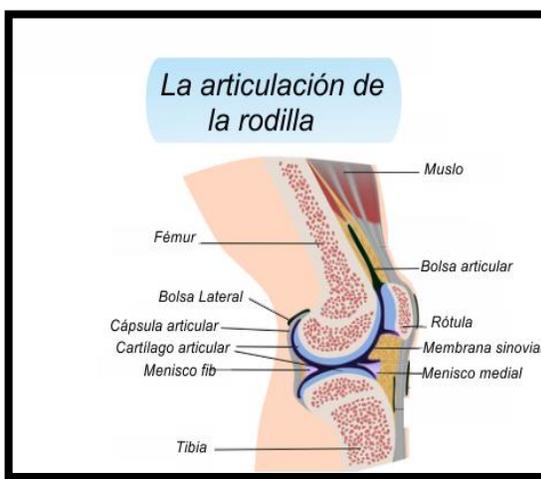


Figura 4: La articulación de la rodilla

Fuente: Sistema musculo esquelético. Recuperado de: http://777888.eu/wp-content/uploads/2012/12/kolenny_klb_es.png

1.1.3. Biomecánica de la articulación.

Es necesario comprender cada vez más a fondo la fisiología de la articulación estudiada, en lo que concierne a los movimientos principales que se producen están los de flexión extensión y movimientos de rotación, en donde comprende la amplitud de cada uno de los movimientos visto desde un punto de referencia.

Al ser esta una articulación dotada de un grado de libertad en el movimiento de flexión extensión además de una rotación longitudinal sobre su eje nos brinda una estabilidad total del cuerpo al soportar nuestro peso y nos da

la posibilidad de tener una mayor libertad de los movimientos, muy necesarios en la marcha diaria o competiciones deportivas, etc.

a) Flexión y extensión

La flexión es un movimiento de la pierna con el cual la cara posterior de la pantorrilla se mueve hacia la cara posterior del muslo; la extensión es el movimiento opuesto. También es posible que se de algún movimiento, por lo general más allá de la posición de alineamiento del eje largo de la pierna y el muslo. Este movimiento suele denominarse hiperextensión.

La amplitud de la flexión conseguida depende de la posición de la cadera y de si el movimiento se realiza activa o pasivamente, cabe mencionar que se puede alcanzar una flexión máxima cuando el movimiento se lo ejecuta de forma pasiva.

“La flexión activa de la rodilla alcanza los 140° si la cadera ya está flexionada, pero solo 120° si ya está extendida. El movimiento pasivo de la articulación de rodilla permite que el talón toque la nalga con una amplitud de flexión de 160°”. (Palastanga, Field & Soames, 2000)

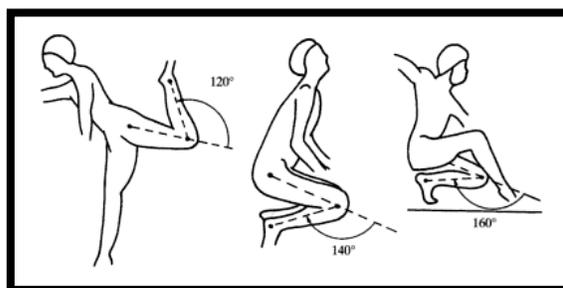


Figura 5: Grado de flexión de la articulación de la rodilla.

Fuente: PALASTANGA, FIELD, SOAMES. (2000). “ANATOMIA Y MOVIMIENTO HUMANO. ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO”. I Edición. Editorial Paidotribo. p. 332. Barcelona, ESPAÑA.

1.2. REHABILITACIÓN DE RODILLA

1.2.1. Amplitud de movimiento

El entrenamiento de la amplitud de movimiento es una técnica fundamental para evaluar e iniciar la movilidad en el contexto de un programa de tratamiento. Cuando una persona se mueve el sistema nervioso central ejerce el complejo control de la actividad muscular necesaria para esta acción.

Los huesos se movilizan a partir de las articulaciones. La estructura de las articulaciones, así como la integridad y flexibilidad de los tejidos blandos que las rodean, afectan a la extensión del movimiento que se produce entre dos huesos. El máximo movimiento posible se denomina amplitud de movimiento.

a) Movimientos pasivos

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 en cuestión puede ser producto de la gravedad o de una máquina, de la acción de otra persona o de la misma persona pero con otra parte de su cuerpo.

b) Movimientos activos

Los movimientos activos son los que se producen dentro de la amplitud de movimiento gracias a la contracción de los músculos que movilizan la articulación.

c) Movimientos activos asistidos

Constituyen un tipo de movimiento activo en el que una fuerza externa, ya sea manual o mecánica, asiste a los músculos primarios, encargados del movimiento, ya que estos no pueden alcanzar la amplitud completa del movimiento. (Kisner & Colby, 2010)

a) Análisis cinético del movimiento

El análisis cinético tiene como objeto el estudio del movimiento relacionado con las fuerzas que lo producen. La fuerza es una de las variables más importantes tanto en la mecánica clásica como en las ciencias del deporte.

Tabla 3

Técnicas en el análisis cinético de movimiento

Análisis Cinético	Herramientas
Técnicas utilizadas para el análisis cinético del movimiento	Plataformas dinamométricas
	Sistemas de registro y análisis de presiones
	Dinamómetro
	Mesa isocinética
	Fibra óptica

b) Ejercicio isocinético

“Los ejercicios isocinéticos son también usados en marcos terapéuticos. Mediante el uso de un dinamómetro para controlar las contracciones, el ejercicio isocinético ayuda a desarrollar fuerza en el caso de las personas que han sido víctimas de lesiones, accidentes o ya sea por el desgaste natural. Una contracción isocinética es una contracción dinámica, pero la velocidad del

movimiento completo es controlada por la máquina. Este control evita lesiones y también mide áreas de fortaleza y debilidad en los músculos. Cualquier ejercicio que involucre la contracción de los músculos puede ser isocinético si se usa un dinamómetro”. (Izquierdo, 2008)



Figura 6: Ejercicio isocinético

Fuente: Fiabilidad absoluta en ejercicio isocinético de flexión y extensión de rodilla.
Recuperado de: <http://www.apunts.org/imatges>

1.3. MATERIAL ASTM A36

Es un acero de bajo carbón y laminado en caliente, la mayor parte de los aceros estructurales reciben la designación de los números ASTM. In grado frecuente es el ASTM A36, que tiene un punto de fluencia mínimo de 36000 psi (248MPa) y es muy dúctil. En resumen, es un acero con bajo carbón y laminado en caliente, disponible en láminas, placas, barras y perfiles estructurales: por ejemplo, algunas Vigas I, vigas estándar estadounidenses, canales, ángulos.

1.4. SISTEMAS MECÁNICOS

“Los sistemas mecánicos están inmersos dentro de la etapa inicial en el desarrollo de un proyecto mecatrónico.

Estos sistemas requieren de un diseño para su posterior análisis, están constituidos por dispositivos o elementos cuya función es transmitir el movimiento desde donde es generado para transformarlo en distintos tipos de energía con la finalidad de reducir el esfuerzo necesario de una persona para realizar un trabajo". (Hervás, 2001)

En la actualidad los diseños asistidos por computadora mediante programas de simulación informáticos son conocidos con el nombre de sistemas CAD. El análisis del diseño puede realizarse mediante simulaciones o modelado matemático de elementos finitos, en el cual se obtiene resultados rápidamente debido al proceso de sus iteraciones con un reducido margen de error.

Dentro del proceso de diseño de un sistema mecánico tenemos:

1. Conceptualización (Ideas)
2. Síntesis (Agrupación de elementos)
3. Análisis (Elementos finitos)
4. Evaluación (Costes)
5. Representación (Planos)

a) Tornillo sin fin

De acuerdo a la ingeniería mecánica encontramos diferentes elementos de potencia entre ellos se denomina tornillo sin fin a un dispositivo que transmite el movimiento entre ejes que son perpendiculares entre sí, mediante un sistema de dos piezas: el "tornillo" (con dentado helicoidal), y un engranaje circular denominado "corona".



Figura 7: Tornillo Sin Fin

b) Limitador de Par

En este caso la implementación de un elemento de seguridad como es un limitador de par, nos permitirá obtener un frenado al momento de obtener un movimiento opuesto al del motoreductor.



Figura 8: Limitador de Par

1.5. MOTORES ELÉCTRICOS

Dentro de los motores eléctricos nos muestra una alternativa muy independiente en cuanto a movimientos circulares, ya que de esta manera obtendremos un torque constante y una posibilidad de variación de velocidad.

1.6. INSTRUMENTOS DE CONTROL

Dentro de los instrumentos de control encontramos diferentes tipos de programación predeterminada como son los lazos abiertos y cerrados (Retroalimentación) en lo referente a los dispositivos que nos brindan controlar diferentes actuadores encontramos los PLC (Controlador Lógico Programable), Variadores de Frecuencia.

1.6.1. Controlador Lógico Programable

El controlador lógico programable PLC nos permite tener un elemento de control en el cual se guardaran las instrucciones y comandos para que se ejecuten por medio de las salidas del PLC.



Figura 9: PLC Unitronics

1.6.2. Variador de Frecuencia

Un variador de frecuencia al momento de manipular velocidades de un motor trifásico es fundamental ya que a través de la frecuencia podemos monitorear y manipular las RPM del motor.



Figura 10: Variador de Frecuencia

1.6.3. Sensores Angulares - Encoder

Un sensor es una parte fundamental en lo que a diseño se refiere ya que estos dispositivos nos enviarán las señales de entrada para nosotros poder referenciar los obstáculos.



Figura 11: Encoder Incremental Hueco

1.7. INTERFAZ HUMANO – MÁQUINA

La Interfaz Humano Maquina nos permitirá visualizar en tiempo real los diferentes datos asociados a nuestros sensores y por ende a la programación establecida, con la finalidad de tener un control a tiempo y a su vez dar el correcto seguimiento con el funcionamiento del prototipo

Tabla 4
Reglas para el diseño de interfaz.

Regla	Concepto	Especificacion	Principios
Regla 1	Dar control al usuario	El diseñador debe dar al usuario la posibilidad de hacer su trabajo, en lugar de suponer qué es lo que este desea hacer. La interfaz debe ser suficientemente flexible	<p>1 Utilizar adecuadamente los modos de trabajo.</p> <p>2 Permitir a los usuarios utilizar el teclado o mouse.</p> <p>3 Utilizar mensajes y textos descriptivos</p> <p>4 Permitir deshacer las acciones e informar de un resultado.</p>
Regla 2	Reducir la carga de memoria del usuario.	La interfaz debe evitar que el usuario tenga que almacenar y recordar información.	<p>1 Aliviar la carga de la memoria de corto alcance.</p> <p>2 Basarse en el reconocimiento antes que en el recuerdo.</p> <p>3 Proporcionar atajos de teclado</p> <p>4 Asociar acciones a los objetos.</p>
Regla 3	Consistencia	Permite al usuario utilizar conocimiento adquirido en otros programas	<p>1 Consistencia en la realizacion de tareas.</p> <p>2 Consistencia dentro del propio producto y de un producto a otro.</p> <p>3 Consistencia en los resultados de las iteracciones.</p> <p>4 Consistencia en la apariencia estetica.</p>

1.8. PANTALLA LCD

Este dispositivo aporta en la parte de visualización y contribuye a mejorar el control por parte de cualquier operador, permitiendo así visualizar de manera ordenada los datos o argumentos programados.



Figura 12: Pantalla LCD 5"

CAPÍTULO II

DISEÑO, SELECCIÓN, DIMENSIONAMIENTO MECÁNICO Y CONSTRUCCIÓN

2.1. INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se detalla la metodología aplicada para el dimensionamiento, el diseño y la selección de los diferentes componentes mecánicos de la Órtesis Automatizada de Rodilla, con el objetivo que cumpla con los requerimientos funcionales y de seguridad exigidos para máquinas de rehabilitación física de este tipo.

Como se muestra en la figura 13, en la etapa inicial del diseño se determinó la geometría básica, dimensiones máximas y sistemas principales de la órtesis automatizada, para luego, a partir de estos parámetros desarrollar el modelado 3D preliminar de la máquina.

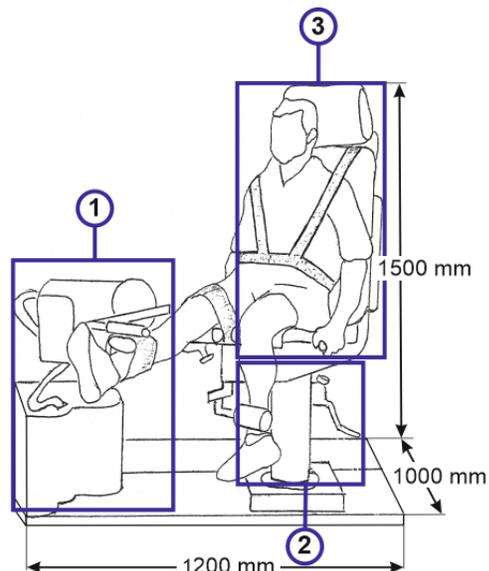


Figura 13: Esquema básico de la Órtesis Automatizada de Rodilla

1. Órtesis
2. Soporte regulable
3. Asiento con arnés

Durante el proceso de diseño el modelo 3D preliminar de la máquina se fue modificando y optimizando, con el fin de lograr un factor de seguridad que garantice que todos los componentes resistirán los esfuerzos generados bajo condiciones críticas de operación, hasta llegar al diseño definitivo, con la ayuda de programas de Diseño Asistido por Computador (CAD) y de Ingeniería Asistida por Computador (CAE), garantizando de esta manera el funcionamiento adecuado y seguro de la máquina etiquetadora.

2.2. PARÁMETROS DE DISEÑO

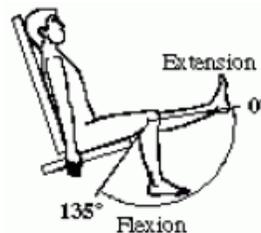
El diseño integral de la órtesis automatizada de rodilla se base principalmente en los siguientes aspectos:

- Características funcionales adecuadas que permitan que los pacientes recuperen la movilidad natural de sus piernas.
- Lograr que la velocidad permanezca constante independientemente de la fuerza que realice el paciente.
- Conseguir una resistencia variable que se adapte a la fuerza y la etapa de recuperación de cada paciente
- Permitir que el brazo se desacople del moto-reductor cuando el paciente deja de oponer resistencia como un mecanismo de seguridad.

En base a los requerimientos funcionales de la máquina, los datos técnicos proporcionados por BIODIX MEDICAL (Anexo 01) sobre los programas de rehabilitación y fisioterapia con órtesis automatizadas, así como las características técnicas que tienen máquinas semejantes existentes en el

mercado, se determinan que los principales parámetros que influyen directamente en el diseño mecánico de la órtesis automatizada son:

- Capacidad máxima de carga (F_a):
1200 N (800 N del paciente y 400 N del asiento con arnés)
- Dimensiones máximas de la maquina (figura 13):
(1200 x 1500 x1000) mm
- Amplitud de movimiento:
A partir de la posición fija, la amplitud máxima de rotación es 135°



- Rango de torque para rehabilitación y fortalecimiento del paciente:
134 Nm - 343 Nm
- Rango de velocidad de rotación de la palanca giratoria:
60°/seg - 300°/seg
- Mecanismo de seguridad para evitar lesiones del paciente:
Desacoplamiento del sistema de transmisión mediante un limitador de par
- Factor de seguridad mínimo requerido (FS): 2,5 (Anexo 01)

2.3. DISEÑO CONCEPTUAL DE LA ÓRTESIS AUTOMATIZADA DE RODILLA

Para la mejor alternativa propuesta de la órtesis automatizada de rodilla, se determinan sus principales sistemas (figura 14), luego se calculan las cargas que se generan en la máquina bajo condiciones críticas de funcionamiento, se modelan en 3D los diferentes componentes y se analizan mediante simulaciones por el método por elementos finitos.

La Órtesis automatizada de rodilla mostrado en la figura 14, estará compuesto por los siguientes sistemas:

1. **Sistema de transmisión variable**, formado por un moto-reductor para genera el movimiento giratorio, un limitador de torque para desacoplar la transmisión de movimiento, un brazo de palanca giratorio y los dispositivos que sujetan el pie del paciente.
2. **Soporte regulable**, sujeta el asiento y permite regular su posición y altura de manera que se adapte a las necesidades y tamaño de cada paciente.
3. **Asiento con arnés**, permite sujetar al paciente y puede adoptar diversas posturas en la posición más adecuada para el ejercicio que va a ejecutar.

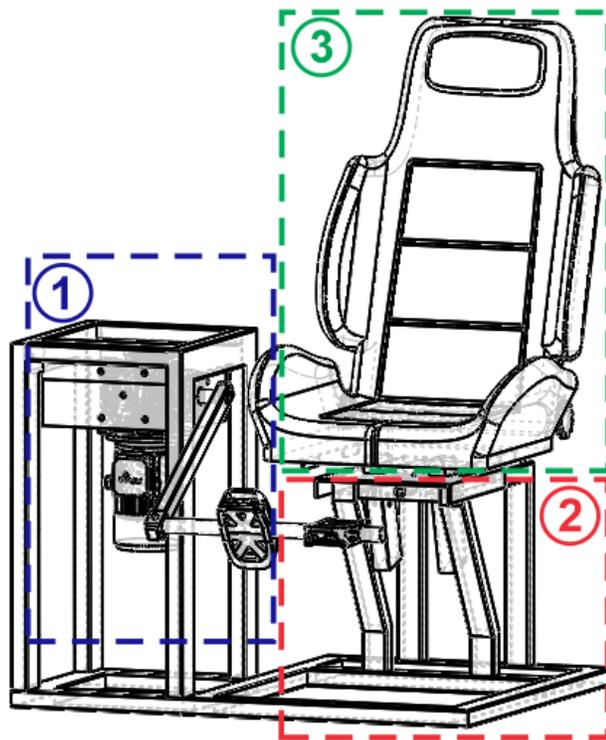


Figura 14: Diseño conceptual de la órtesis automatizada de rodilla

2.4. DISEÑO DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN VARIABLE

Este sistema es accionado mediante un moto-reductor de velocidad variable que transmite el movimiento al brazo de palanca giratorio a través del limitador de torque que funciona como un embrague, acoplándose o desacoplándose automáticamente del moto-reductor como un dispositivo de seguridad cuando se alcanza el torque establecido. Los principales elementos del sistema de transmisión variable se muestran en la figura 15.

1. Moto-reductor
2. Limitador de torque
3. Eje de transmisión
4. Brazo giratorio
5. Soporte de pedal

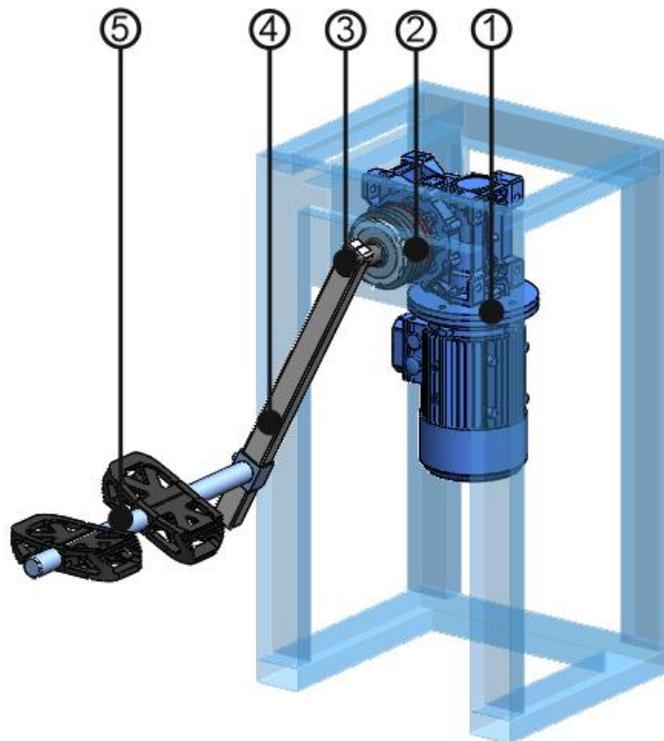


Figura 15: Sistema de transmisión variable

2.4.1. Selección del moto-reductor

Debido a que en los ejercicios de rehabilitación las torques máximas de trabajo se alcanzan en las velocidades de giro más bajas, mientras que, las torques mínimas se aplican a las velocidades más altas, para determinar la potencia requerida en el motor, se utiliza el valor medio del rango de torque requerido para rehabilitación y fortalecimiento del paciente:

$$T_m = \frac{(134 + 343)Nm}{2}$$

$$T_m = 238,5 Nm$$

Para alcanzar la velocidad de giro máxima requerida (300°/seg), se utilizará un reductor de velocidad de engranajes, mientras que, para obtener las velocidades de giro más bajas se empleará un variador electrónico de frecuencia, el mismo que reduce las rpm del motor sin aumentar su torque, por lo tanto, para determinar la potencia requerida en el motor utiliza el valor de 300°/seg (5,236 rad/s):

$$P_m = T_m \cdot \omega_{max}$$

$$P_m = 238,5 Nm \cdot 5,236 \frac{rad}{s}$$

$$P_m = 1248,8 W$$

Donde:

$$\begin{aligned} \omega_{max} &= \text{Máxima velocidad de rotación de la palanca giratoria} = 5,236 \text{ rad/s} \\ &= 50 \text{ rpm} \end{aligned}$$

Considerando una eficiencia total del sistema de transmisión del 70% con el objeto de contemplar situaciones particulares adversas, así como los diferentes

tipos de pérdidas en el moto-reductor, la potencia efectiva requerida en el motor es:

$$P_M = \frac{P_m}{\eta_T}$$

$$P_M = \frac{1248,8 \text{ W}}{0,7}$$

$$P_M = 1783,9 \text{ W} = 1,784 \text{ kW}$$

Para obtener la velocidad de giro de 300°/seg, la relación de transmisión (i_{red}) requerida en el reductor de velocidad es:

$$i_{red} = \frac{\omega_{mot}}{\omega_{max}}$$

$$i_{red} = \frac{1710 \text{ rpm}}{50 \text{ rpm}}$$

$$i_{red} = 34,2$$

Donde:

$$\omega_{mot} = \text{Máxima nominal del motor} = 1710 \text{ rpm}$$

Tabla 5
Criterios Selección del Motoreductor.

Características Requeridas	Motor ABB 2HP IP55 - IC 411	Moto-Reductor ROSSI V535	Motor Siemens NEMA B
Potencia 2HP	✓	✓	✓
1710 RPM	✓	✓	✗
Reducción 1/30	✗	✓	✗
Alimentación Trifásica	✓	✓	✓
Grado Protección IP55	✓	✓	✓
Rendimiento 81.3%	✓	✓	✓

De los reductores de velocidad disponible en la selección de la Tabla 5 se determina que la relación de transmisión que más se aproxima a la requerida es 30, por lo tanto, se Selecciona el moto-reductor ROSSI MR V 535 UO4E-90L, que se muestra en el Anexo 02.

2.4.2 Selección del limitador de torque

El limitador de torque tiene la función de desconectar de forma inmediata los componentes de la transmisión, cuando la persona que realiza la rehabilitación aplica un torque superior al configurado o completamente deja de aplicar fuerza (por dolor o distracción), evitando así lesiones en los pacientes y daños en la máquina. Por lo tanto, de los limitadores de par mecánicos disponibles en el mercado se busca uno cuyo rango de operación sea cercano al establecido en los parámetros de diseño:

134 Nm - 343 Nm

Tabla 6

Criteria Selección del Limitador de Torque.

Características Requeridas	Limitador Par HAFNER FHW-B- 1000	Limitador Par HAFNER FHW-B-160	Limitador Par HAFNER FHW-B-400
134Nm – 343Nm			
Sistema Mecánico			
Chavetero DIN 6885			
Bajo Momento Inercia			
Diámetro 25mm			

De acuerdo a la Tabla 6 Se selecciona el limitador de par mecánico HAFNER FHW-B-400 que funciona en un rango de torque de 120 Nm a 400 Nm (Anexo 02)

2.4.3 Diseño de pedal

Las personas que realizan los ejercicios de rehabilitación deben aplicar sobre el soporte tubular la fuerza muscular suficiente para vencer el torque que transmite el limitador de par. Por lo tanto, la fuerza (F_p) que debe aplicar con la pierna el paciente para generar el torque de 343 Nm, se obtiene en base a la figura 16:

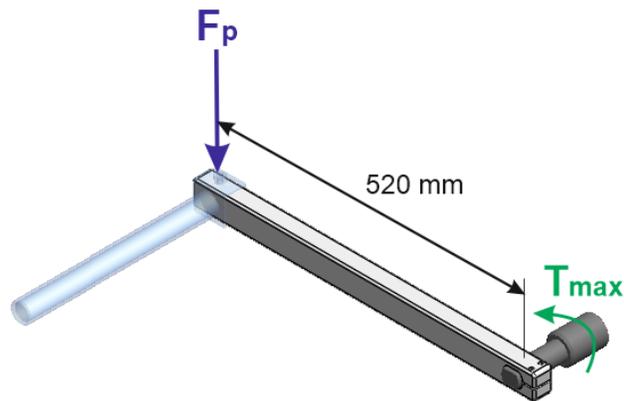


Figura 16: Fuerza requerida que generar el torque máximo

$$F_p = \frac{T_{max}}{d_1}$$

$$F_p = \frac{343 \text{ Nm}}{0,52 \text{ m}}$$

$$F_p = 659,6 \text{ N}$$

Donde:

T_{max} = Torque máximo para rehabilitación y fortalecimiento del paciente

A partir de la figura 16 y considerando al soporte tubular como una viga en voladizo, se determina el momento flector máximo M_{m1} que se genera en la base del soporte:

$$M_p = F_p \cdot d_2$$

$$M_p = 659,6 \text{ N} \cdot 0,3 \text{ m}$$

$$M_p = 197,8 \text{ Nm}$$

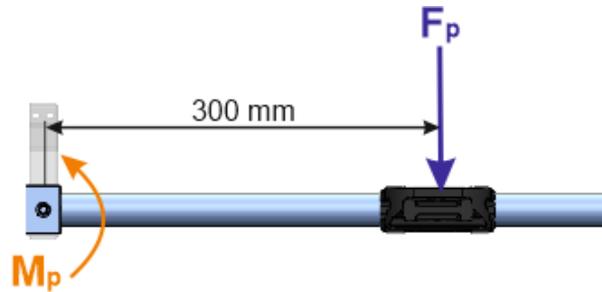


Figura 17: Cargas que actúan sobre el soporte de pedal

Como el soporte de pedal se fabricará de acero estructural ASTM A36, a partir de la ecuación para diseño de eje mediante la teoría de la energía de distorsión, se determina el diámetro mínimo requerido en el soporte:

$$\phi_{sop} = \left[\frac{32 \cdot FS}{\pi \cdot S_y} \left(M_p^2 + \frac{3}{4} T^2 \right)^{1/2} \right]^{1/3}$$

$$\phi_{sop} = \left[\frac{32 \cdot 2,5}{\pi \cdot 250 \cdot 10^6} \left(197,8^2 + \frac{3}{4} 0^2 \right)^{1/2} \right]^{1/3}$$

$$\phi_{sop} = 0,0272 \text{ m} = 27,3 \text{ mm}$$

Donde:

S_y = Resistencia a la fluencia del acero estructural ASTM A36 = 250 MPa

Para garantizar la seguridad en el diseño, el soporte de pedal se fabricará con un eje de acero estructural con un diámetro estándar de 30 mm.

2.4.4 Diseño del brazo giratorio

Este brazo transmite el torque y el movimiento giratorio desde el eje de transmisión hasta el soporte de pedal, por lo tanto, debe ser lo suficientemente rígido para resistir los esfuerzos por flexión que en él se generan.

El momento máximo (M_{max}) que se genera en el brazo giratorio se obtiene a partir de la figura 18:

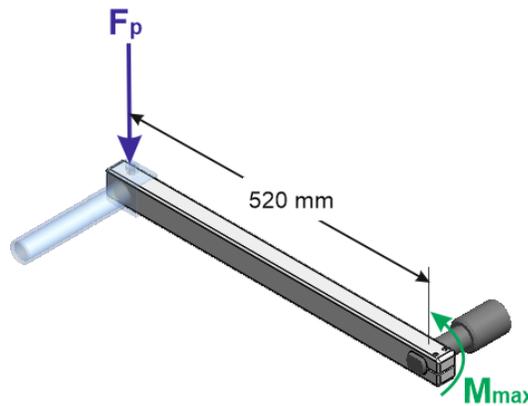


Figura 18: Cargas que actúan sobre el brazo giratorio

$$M_{max} = F_p \cdot d_3$$

$$M_{max} = 659,6 \text{ N} \cdot 0,52 \text{ m}$$

$$M_{max} = 343,0 \text{ Nm}$$

Debido a que el brazo giratorio se fabricará a partir de una barra de acero estructural ASTM A36 de 25 mm de espesor (1 plg), la altura mínima (h_b) requerida en la sección transversal de la barra (figura 18), se determina a partir de la ecuación para diseño de vigas mediante la teoría de la energía de distorsión:

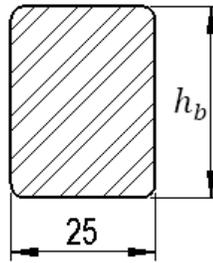


Figura 19: Sección transversal del brazo giratorio

$$\frac{S_y}{FS} \geq \frac{M_{max}}{\frac{b \cdot h_b^2}{6}}$$

$$h_b = \sqrt{\frac{6 \cdot FS \cdot M_{max}}{b \cdot S_y}}$$

$$h_b = \sqrt{\frac{6 \cdot 2,5 \cdot 343,0 \text{ Nm}}{0,025 \text{ m} \cdot 250 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2}}$$

$$h_b = 0,0287 \text{ m} = 28,7 \text{ mm}$$

Donde:

b = Espesor de la barra de acero = 0,025 m

Se selecciona una barra de acero estructural de 25 mm de espesor por 30 mm de altura.

2.4.5 Diseño del eje de transmisión

Como se muestra en la figura 20, el eje transmite el movimiento de rotación del moto-reductor al brazo giratorio por lo que debe soportar los esfuerzos producidos debido al torque máximo de operación (T_{max}) y el momento flector (M_{m1}) que se genera en la base del soporte de pedal.

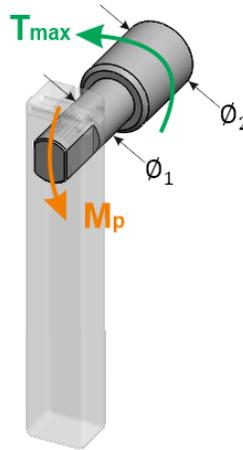


Figura 20: Cargas que actúan sobre el eje de transmisión

El eje se fabricará con acero de transmisión AISI 1018 CD, aplicando la ecuación para diseño de ejes, se determina el diámetro mínimo requerido en el eje:

$$\phi_1 = \left[\frac{32 \cdot FS}{\pi \cdot S_y} \left(M_p^2 + \frac{3}{4} T_{max}^2 \right)^{1/2} \right]^{1/3}$$

$$\phi_1 = \left[\frac{32 \cdot 2,5}{\pi \cdot 370 \cdot 10^6} \left(197,8^2 + \frac{3}{4} 343,0^2 \right)^{1/2} \right]^{1/3}$$

$$\phi_1 = 0,0291 \text{ m} = 29,1 \text{ mm}$$

Por lo tanto, el eje de transmisión tendrá un diámetro menor (ϕ_1) de 30 mm, mientras que el diámetro mayor (ϕ_2), se obtiene de las dimensiones del limitador de torque (anexo 01), que es de 46 mm.

2.5. DISEÑO DEL SOPORTE REGULABLE

Sobre el soporte regulable se sujeta el asiento con arnés, con el objetivo de lograr el posicionamiento preciso del paciente que realiza los ejercicios

rehabilitación, mediante la regulación de la altura y la ubicación longitudinal de la base, de manera que se adapte al tipo de ejercicio a realizar y al tamaño de cada paciente

Como se muestra en la figura 21, la posición del soporte se regula mediante el accionamiento de un mecanismo de tornillo de potencia que desplaza la base soporte a la ubicación requerida. Los principales elementos del soporte regulable son:

1. Mecanismo de tornillo de potencia
2. Base soporte

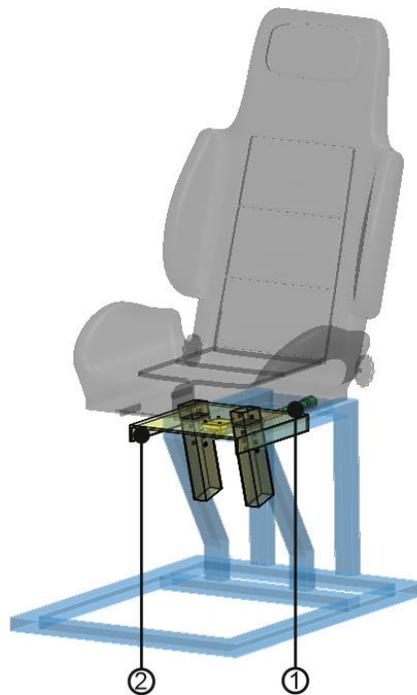


Figura 21: Soporte regulable

2.5.1 Diseño del mecanismo de tornillo de potencia

Para desplazar el asiento hasta la posición requerida se utilizará un mecanismo de tornillo de potencia como el que se muestra en la figura 22, por lo

tanto, el tornillo de potencia debe transmitir la fuerza de arrastre con una magnitud suficiente para vencer el peso combinado del asiento con el paciente.

La fuerza de arrastre (F_a) somete al tornillo a cargas axiales por tensión directa. Considerando que, el mecanismo será provisto de rosca ACME, el tornillo se fabricará de acero y la tuerca de bronce; el área de esfuerzo por tracción requerida para que no falle el tornillo, viene dado por la ecuación:

$$\sigma_t = \frac{F_a}{A_t} \leq \frac{\sigma_b}{FS}$$

$$A_t = \frac{FS \cdot F_a}{\sigma_b}$$

$$A_t = \frac{2,5 \cdot 1200 \text{ N}}{20,68 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2}$$

$$A_t = 1,45 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2 = 0,225 \text{ plg}^2$$

Donde:

σ_b = Esfuerzo promedio permisible = 3000 psi = 20,68 MPa (anexo 01)

A_t = área de esfuerzo de tensión mínima requerida en la cuerda del tornillo

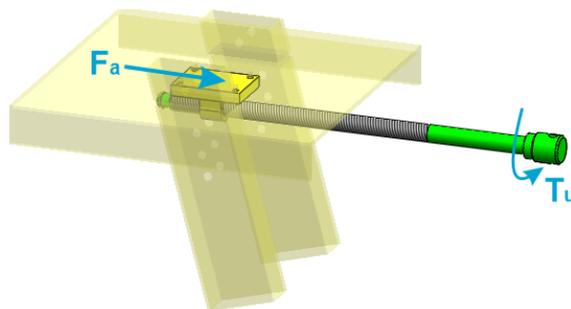


Figura 22: Mecanismo de tornillo de potencia

De la tabla del anexo 07 se selecciona un tornillo con cuerda ACME de $\frac{3}{4}$ plg (19,05 mm) de diámetro, con 6 hilos por pulgada, paso de 0,167 plg (4,24

mm) y diámetro de paso de 0,6424 plg (16,32 mm), que proporciona un área de esfuerzo de tensión de 0,2732 plg².

El torque requerido para desplazar el asiento a la posición requerida se calcula a partir de la ecuación:

$$T_u = \frac{F_a \cdot D_p}{2} \left[\frac{(\cos \phi \cdot \tan \lambda + f)}{(\cos \phi - f \tan \lambda)} \right]$$

$$T_u = \frac{1200 \text{ N} \cdot 0,01632 \text{ m}}{2} \left[\frac{(\cos 14,5^\circ \cdot \tan 4,73^\circ + 0,19)}{(\cos 14,5^\circ - 0,19 \cdot \tan 4,73^\circ)} \right]$$

$$T_u = 2,78 \text{ Nm}$$

Donde:

T_u = torque requerido para desplazar la carga

D_p = diámetro de paso del tornillo de potencia = 0,01632 m

ϕ = ángulo de la cuerda ACME = 14,5°

f = coeficiente de fricción promedio entre la tuerca de bronce y el tornillo de acero = 0,19 (Anexo 06)

p = paso de la cuerda del tornillo = 0,00424 m

λ = ángulo de desplazamiento

$$\lambda = \tan^{-1} \frac{p}{\pi \cdot D_p} = \tan^{-1} \frac{0,00424 \text{ m}}{\pi \cdot 0,01632 \text{ m}}$$

$$\lambda = 4,73^\circ$$

El área de corte (A_c) mínima requerida en la tuerca para que no se produzca un barrido o desprendimiento de las cuerdas, viene dado por:

$$A_c = \frac{F_a}{\tau_b}$$

$$A_c = \frac{1200 \text{ N}}{20,68 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2}$$

$$A_c = 5,80 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2 = 0,899 \text{ plg}^2$$

Donde:

τ_b = Esfuerzo promedio permisible = 3000 psi = 20,68 MPa

A_c = área de esfuerzo de corte requerida en la cuerda de la tuerca

Para este tornillo, cada pulgada de longitud de la tuerca proporciona un área de esfuerzo de corte en las cuerdas de 1,082 plg², por lo tanto, la longitud mínima requerida en la tuerca, se obtiene a partir de la ecuación:

$$L_t = \left(\frac{1 \text{ plg}}{1,082 \text{ plg}^2} \right) \cdot 0,899 \text{ plg}^2$$

$$L_t = 0,83 \text{ plg}$$

Donde:

L_t = Longitud mínima requerida en la tuerca

La eficiencia en la transmisión de movimiento del mecanismo de tornillo de potencia viene dada por:

$$e = \frac{F_a \cdot p}{2 \cdot \pi \cdot T_u}$$

$$e = \frac{1200 \text{ N} \cdot 0,00424 \text{ m}}{2 \cdot \pi \cdot 2,78 \text{ Nm}}$$

$$e = 0,291 = 29,1\%$$

2.5.2 Diseño de la base soporte

La base soporte debe ser lo suficientemente rígida para soportar tanto el peso del asiento con el paciente, así como las cargas que se generan en el mecanismo de tornillo de potencia.

La base soporte se fabricará con planchas de acero estructural ASTM A36 y debido a la geometría compleja que tiene, su análisis de esfuerzos se realiza con ayuda de un software de ingeniería asistida por computador.

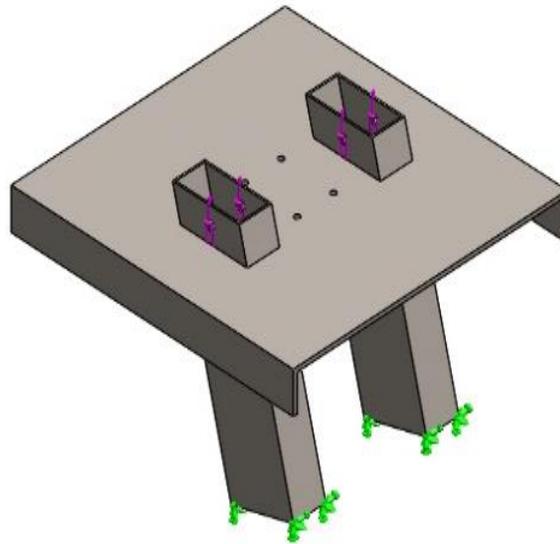


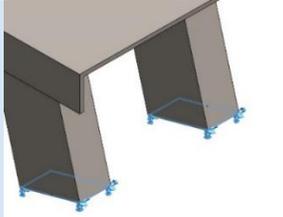
Figura 23: Diseño del Soporte de la Base

Tabla 7
Propiedades del Material

Referencia de modelo	Propiedades	
	Nombre:	ASTM A36 Acero
	Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal
	Límite elástico:	250 N/mm²
	Límite de tracción:	400 N/mm²
	Módulo elástico:	200000 N/mm²
	Coefficiente de Poisson:	0.26
	Densidad:	7850 g/cm³
	Módulo cortante:	79300 N/mm²

Interpretación: Revisando la Tabla 7 De acuerdo al peso y la fuerza de las sujeciones fijas se selecciona el Material ASTM A36 Acero.

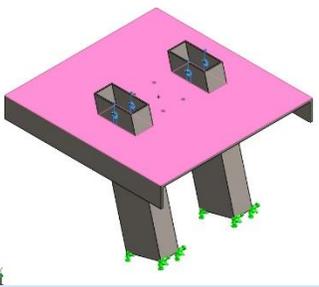
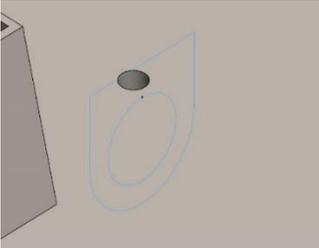
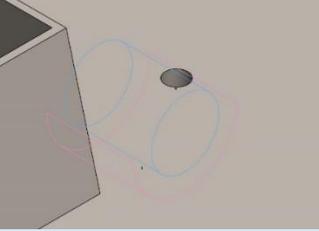
Tabla 8
Cargas y Sujeciones

NN. Sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción			
Fijo-1		Entidades:	2 cara(s)		
		Tipo:	Geometría fija		
Fuerzas resultants					
	Componentes	X	Y	Z	Resultante
	Fuerza de reacción(N)	1199.98	1200.09	-0.172732	1697.1

Interpretación: En lo referente a las cargas y sujeciones puestas en la base del asiento como se muestra en la Tabla 8 obtenemos dos fuerzas de reacción X,Y las cuales nos indican la fuerza opuesta aplicables para que falle la estructura del asiento base

Tabla 9

Cargas Aplicadas

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Wt		<p>Entidades: 4 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, 1200 N</p>
Fa		<p>Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1200 N</p>
Tu		<p>Entidades: 1 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar momento torsor Valor: 2.78 N.m</p>

Interpretación: Al ser una estructura irregular y aplicar una carga perpendicular a la base ejerce reacción en tres puntos W_t , F_a , T_u , como se aprecia en la Tabla 9 de los cuales se tiene una carga crítica y ya considerada en el diseño con respecto a la carga $T_u = 2.78 \text{ N.m}$.

Tabla 10

Información de Malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño máximo de elemento	15 mm
Tamaño mínimo del elemento	3 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar
Número total de nodos	31418
Número total de elementos	15958
Cociente máximo de aspecto	18.912
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	55.6
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:03

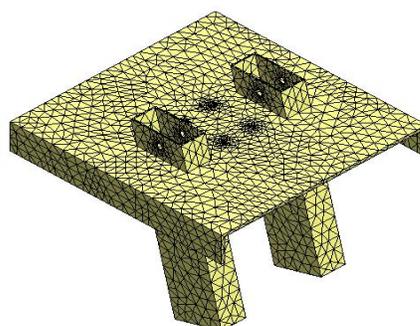


Figura 24: Soporte de la Base Mallado

Interpretación: Se realiza el mallado como se observa en la Figura 24 para observar de acuerdo a la teoría de Von Mises en qué punto sería el más crítico o en donde podría fallar la estructura del asiento base después de obtener el análisis de elementos finitos con los datos de la Tabla 10

Resultado del Estudio

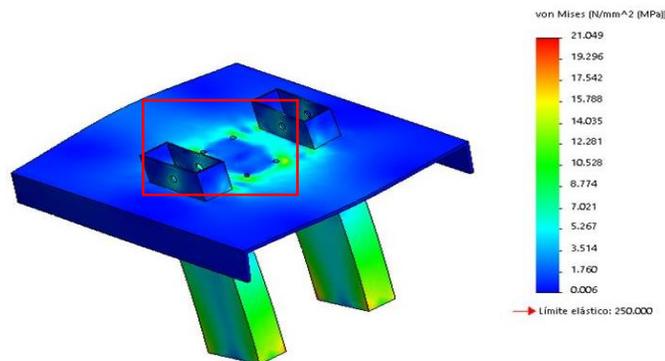


Figura 25: Estructura Factor Seguridad

Interpretación: El Software de Simulación de Elementos Finitos realizado en el programa de Solidwork permite utilizar el método de formulación de desplazamientos de para calcular desplazamientos, deformaciones y tensiones de los componentes con cargas internas y externas, la cual se ve reflejado en el Mallado y análisis de resultados de acuerdo a las tablas de Cargas, Sujeciones y Cargas Aplicadas.

La geometría que se analiza es muy irregular lo que se individualiza con elementos tetraédricos (3D), triangulares (2D) y de vigas, y se resuelve con un **Solver Direct Sparse** o iterativo para de esta manera conocer los límites de deformación y teoría de von Mies para de esta manera obtener los factores de Seguridad y los Limites de Ruptura o Falla.

En conclusión de acuerdo a la realización de estudio de cuerpos finitos de Solidworks en el soporte del asiento podemos observar en la Figura 25 que, de

acuerdo a la Teoría de Von Mises obtenemos un Limite Elástico máximo de $5.267N/mm^2(Mpa)$

2.5.3 Diseño de la base soporte y/o Estructura

La estructura debe ser lo suficientemente rígida para evitar las vibraciones y soportar el peso de los elementos mecánicos y de control. La estructura se fabricará con tubos rectangulares de acero estructural ASTM A36 y debido a la geometría compleja que tiene, su análisis de esfuerzos se realiza con ayuda de un software de ingeniería asistida por computador.

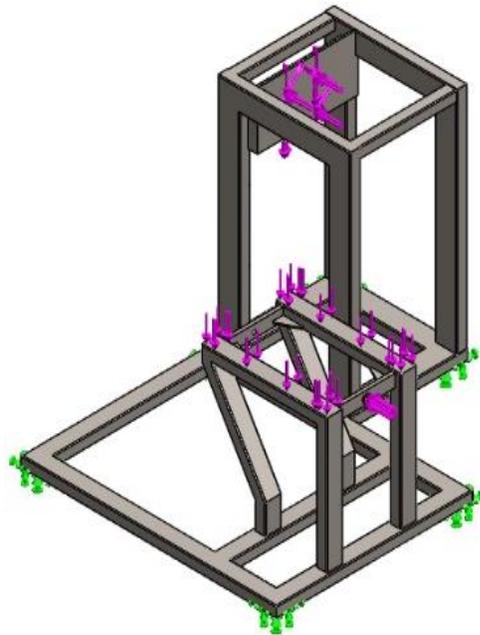


Figura 26: Diseño de la Estructura

En la siguiente tabla 11 observamos las características de la estructura en cuanto a dimensionamiento y volumen.

Tabla 11

Propiedades del Sólido

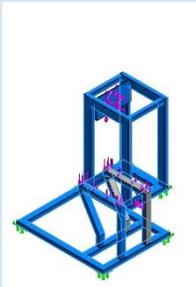
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Línea de partición2 	Sólido	Masa:64.1938 kg Volumen:0.00817755 m ³ Densidad:7850 kg/m ³ Peso:629.099 N	C:\Users\Mecatronica\Downloads\&Trabajos Solid\SolidWorks\&Análisis Esfuerzos \Estructura soporte D.SLDPRT Oct 08 12:25:21 2016

Tabla 12

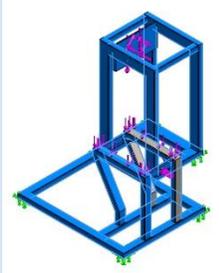
Propiedades de Estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	25 Celsius
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidez por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar

Interpretación: En la tabla 12 que hace referencia a las propiedades de estudio de la estructura observamos las propiedades y efectos correspondientes al ambiente en el cual se desempeñará

Tabla 13

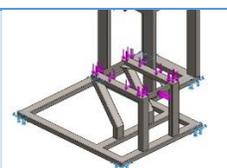
Propiedades del Material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: ASTM A36 Acero Límite elástico: 250 N/mm² Límite de tracción: 400 N/mm² Módulo elástico: 200000 N/mm² Coeficiente de Poisson: 0.26 Densidad: 7850 g/cm³ Módulo cortante: 79300 N/mm²	Sólido 1(Línea de partición2)(Estructura soporte -D)

Interpretación: De acuerdo a la Tabla 13 en la cual refleja las propiedades del material en cuanto a límite elástico, límite a la tracción podemos observar los parámetros para la simulación del estudio.

Tabla 14

Cargas y Sujeciones

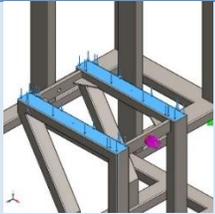
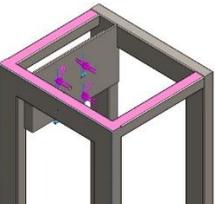
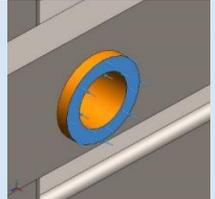
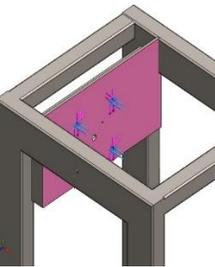
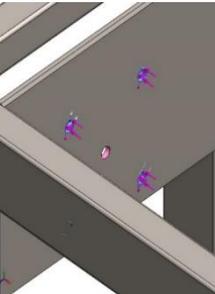
NN de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Fijo-1		Entidades: 6 cara(s) Tipo: Geometría fija

Fuerzas resultantes

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	1862.22	2805.85	627.583	3425.57

Tabla 15

Cargas Aplicadas

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Wt		Entidades: 2 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1200 N
Wm-r		Entidades: 4 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, -400 N
Fa		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1200 N
Fp		Entidades: 4 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, ---, -659.6 N
Torsión-1		Entidades: 4 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar momento torsor Valor: 343 N.m

Interpretación: Al ser una estructura base y por ende irregular al aplicar las cargas correspondientes ejercen reacción en cinco puntos W_t , W_{m-r} , F_a , F_p , Torsion-1, se aprecia en la Tabla 15 de los cuales se tiene una carga crítica y ya considerada en el diseño con respecto a la carga Torsion-1 = 343 N.m.

Tabla 16

Información de Malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	42 mm
Tolerancia	2.1 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	37179
Número total de elementos	19719
Cociente máximo de aspecto	198.37
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	5.24

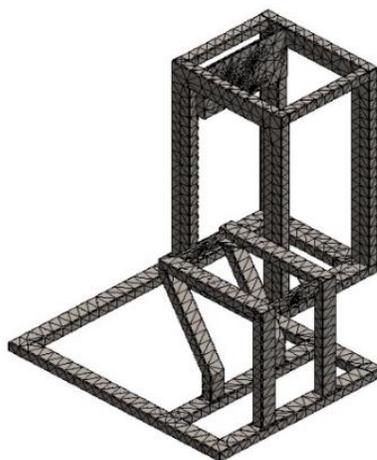


Figura 27: Estructura Mallado

Interpretación: Se realiza el mallado como se observa en la Figura 27 y las características que aparecen en la tabla 16 para observar de acuerdo a la teoría de Von Mises en qué punto sería el más crítico o en donde podría fallar la estructura de la Órtesis automatizada ya que conocemos cual es la carga crítica y como debería contrarrestar ciertos esfuerzos

Resultado del Estudio

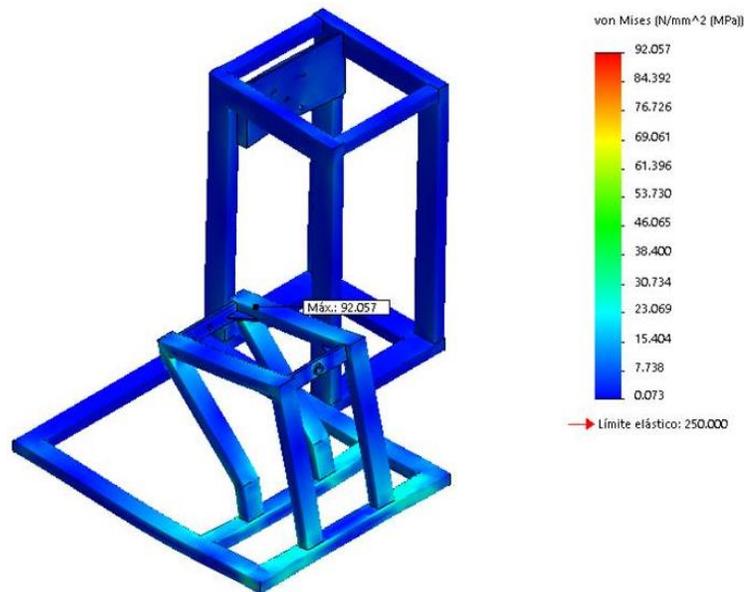


Figura 28: Estructura Factor Seguridad

Interpretación:

De acuerdo a la forma de la estructura base del prototipo hemos decidido utilizar el software de análisis de elementos finitos en lo cual se ha resuelto que este algoritmo matemático nos permite utilizar el método de formulación de desplazamientos de para calcular desplazamientos, deformaciones y tensiones de los componentes con cargas internas y externas, como observamos en el mallado de la Figura 28 la cual se ve reflejado en el Mallado y análisis de resultados de acuerdo a las tablas de Cargas, Sujeciones y Cargas Aplicadas.

Tomando en cuenta los cálculos procesados en el programa Solidworks basados en la estructura del prototipo podemos observar que, de acuerdo a la Teoría de Von Mises obtenemos un Limite Elástico máximo de $22.069N/mm^2(Mpa)$

2.6. MODELO COMPLETO DE ORTESIS AUTOMATIZADA DE RODILLA

En la siguiente figura se muestra el ensamblaje completo de la órtesis automatizada de rodilla.

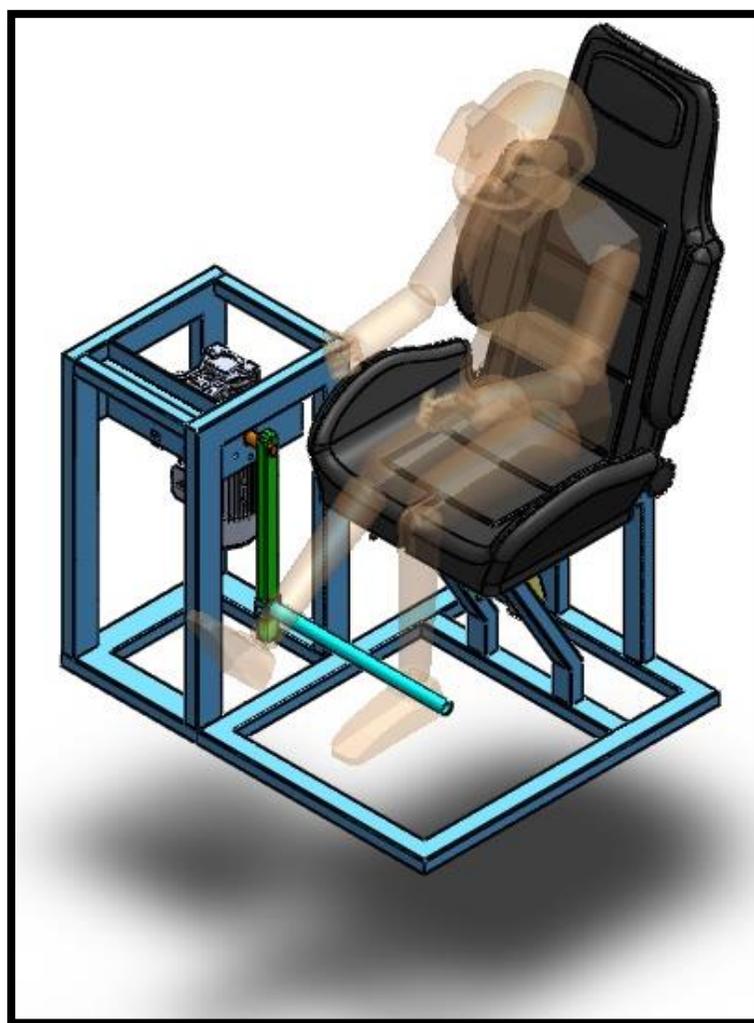


Figura 29: Modelado Órtesis Automatizada

2.7. CONSTRUCCIÓN SOPORTE BASE ESTRUCTURA

Para el montaje del motor se construyó una estructura a la medida con los criterios de diseño y las características del motor.

Pruebas de Soldadura (Líquidos Penetrantes)

Para la presente prueba de ensayo anti destructivo se realizara con dos tipos de técnica: la primera y más importante será la observación directa debido a la formación técnica obtenida a lo largo del tiempo estudiantil, la misma que se realizara en los laboratorios para poder verificar el cumplimiento de los objetivos planteados como también el dimensionamiento del proyecto y sobretodo la validez de los resultados obtenidos el momento de culminado éste; posteriormente se utilizará las pruebas de Ensayos No Destructivos para la comparación con la norma AWS D1.1 y comprobar los resultados obtenidos.

Este tipo de ensayo es empleado para detectar e indicar discontinuidades abiertas a la superficie en materiales sólidos no porosos y se puede aplicar perfectamente para la examinación de los acabados de soldadura.

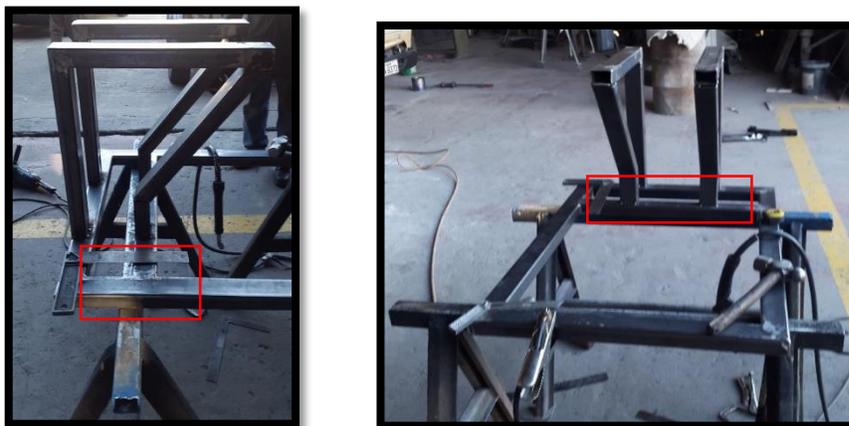


Figura 30: Construcción Estructura

Interpretación

Debido a que la falta de continuidad en el cordón no es severa, no se consideró como una falta de fusión transversal, Y por tanto se acepta la soldadura. Se realizó una placa base la cual se sujeta con 4 pernos a la estructura que aprisiona el motor de una manera firme y sólida.

Características de los Pernos SAE Grado 5 M10 HEXAGONAL.

Material: Acero al carbono, templado y revenido

Carga (KPSI): 85 – 74

Esfuerzo a la Ruptura: 120 – 105



Figura 31: Montaje Motor

2.8. CONSTRUCCIÓN ASIENTO.

Cabe recalcar que al obtener un asiento confortable se adquirió la base de esponja de una empresa ESPROM de la ciudad de Ambato la cual desarrolla investigación en cuanto a confortabilidad por lo que este asiento Recaro Pole Position

N.G. FIA Racing Seat de la Figura 32 de la línea ESPROM (Anexo 02) cumple con las características de diseño del prototipo que se especifican en la tabla 17

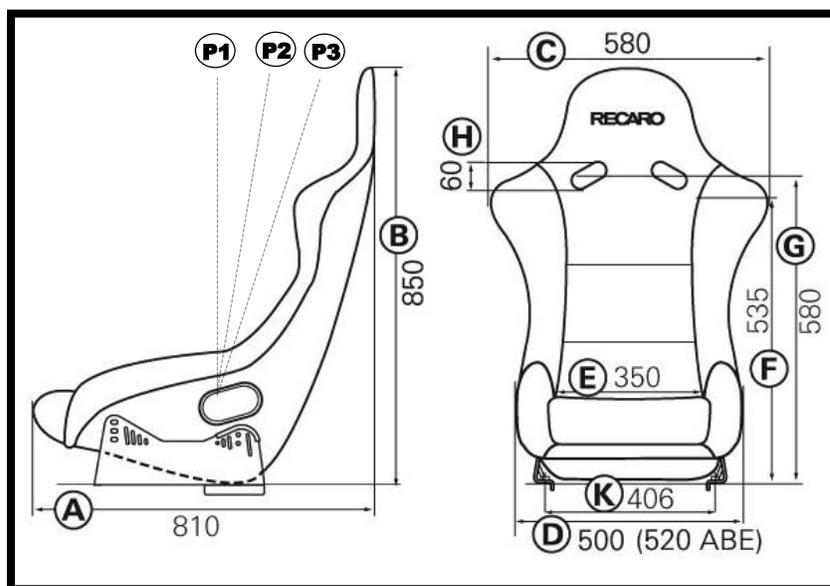


Figura 32: Asiento Recaro Pole

Tabla 17

Características del Asiento

CARACTERISTICAS	CONFORT
A: Profundidad del asiento	E: Anchura del asiento
B: Altura del asiento	F: Altura del soporte del hombro
C: Dimensión externa en el hombro	CINTURÓN
D: Cota externa en el cojín del asiento	G: Ranura de la correa central
K: Tamaño de la pista (ancho de montaje para los asientos de carreras)	H: Altura de la ranura de la correa

2.9. IMPLEMENTACIÓN GENERAL DE LA ÓRTESIS AUTOMATIZADA DE RODILLA

Después de haber realizado los diferentes componentes se procede al ensamblaje del prototipo final, consiguiendo así una estructura sólida con la capacidad de empotrarse al suelo y a su vez con una funcionalidad del 100% cumpliendo así los parámetros de diseño del Sistema Mecatrónico como se aprecia en la Figura 33



Figura 33: Ensamblaje Órtesis Automatizada de Rodilla

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE ELEMENTOS ELÉCTRICOS, ELECTRÓNICOS, INFORMÁTICOS E IMPLEMENTACIÓN

3.1 PARÁMETROS DE DISEÑO

Considerando que se establecerá un movimiento circular exacto de acuerdo a los grados seleccionados por el usuario y planteados en este proyecto, se han determinado los siguientes parámetros, tomando como referencia maquinas isocinéticas comercializadas a nivel mundial y diversas aplicaciones relacionadas con fisioterapia de rodilla.

- Desplazamiento: accionado mediante control de un encoder el cual nos permitirá tener los grados con una apreciación exacta
- Detección de Oposición de Movimientos controlados por un limitador de par.
- Control de Revoluciones del motor a través de un Variador de Frecuencia.
- Elemento de control mini PLC que permitirá entregar y recibir señales para la operación
- Rango de Recuperación de Arco 0° – 90° Ascendente / Descendente
- Actuadores: eléctricos/electrónicos.

3.2. DISEÑO DE LA INTERFAZ DE CONTROL Y SELECCIÓN DE MATERIALES

La interfaz de control consiste en la agrupación de diversos componentes eléctricos, electrónicos y de control, los mismos que permiten el desplazamiento angular requerida por el usuario. Dicho control se basa en la adquisición de

señales en base a un PLC, las cuales permiten accionar movimientos ascendente o descendente a través de un eslabón sujeto a la pierna del paciente.

Además se integra un control basado en sensores, los cuales permiten bloquear accionamientos en presencia de obstáculos e incluso oposición al movimiento.

3.3. SELECCIÓN DEL SENSOR DE POSICIÓN ANGULAR

Existen varios dispositivos que adquieren las señales angulares, éstos incluyen software con aplicaciones enfocadas al entretenimiento, pero además, muchos de estos sensores permiten realizar estudios e investigaciones, así como interactuar con diversos objetos físicos y virtuales.

Tomando en cuenta la relación de control y que nos interesa tener una apreciación gradual unitaria (Desplazamiento grado a grado) se lo selecciono de la siguiente manera Tabla 18

Tabla 18

Criterios Selección del Encoder.

Características Requeridas	Encoder FAGOR HP	Encoder ROUNDS REC80B	Encoder IHU Serie 4808
Encoder Hueco 30mm	✗	✓	✗
≥360 pulsos/Rev.	✗	✓	✓
Salida Digital	✓	✓	✓
Código Binario	✓	✓	✗
Alimentación 24V	✗	✓	✓
Flexibilidad Axial	✓	✓	✗

De acuerdo a los pulsos necesarios para tener una precisión de 1° y por características de fábrica del encoder incremental se seleccionó el encoder **Rounds REC80-B** como lo denota la Figura 34



Figura 34: Encoder Incremental Hueco 30mm (Anexo 02)

3.4. SELECCIÓN DEL PLC (CONTROLADOR LÓGICO PROGRAMABLE)

El PLC es el cerebro de la órtesis automatizada de rodilla, debido a que de su correcta programación y utilización dependerá el desempeño establecido para el presente proyecto.

Las principales características de viabilidad del PLC son:

- Comunicación Serial para conexión a la PC mediante software
- Uso de entradas digitales para procesar la señal adquirida por los sensores (Finales de carrera). Utilización de las entradas analógicas para determinar el número de pulsos los cuales requiere el encoder y a su vez la frecuencia con la que trabajara el Variador
- Pantalla LCD para visualización de Datos y HMI

Realizando una comparación de selección como en la Tabla 19

Tabla 19
Criterios Selección del PLC

Características Requeridas	PLC Allen Bradley Micro 810	PLC Siemens LOGO	PLC Unitronics V130
Comunicación Serial	✓	✓	✓
Salidas Analógicas #3	✓	✓	✓
Entradas Digitales #3	✓	✓	✓
Pantalla LCD incluida	✓	✓	✓
Alimentación 24V	✓	✓	✓
Software Leader Orientado a Objetos	✗	✗	✓

Se selecciona un mini PLC de la marca UNITRONICS el cual permitirá la facilidad de conexión con los componentes y a su vez un software mixto (Leader – Orientado a Objetos) además nos permite un LCD incluido al PLC véase Figura 35



Figura 35: Mini PLC Unitronics V130 (Anexo 02)

La programación del PLC se realiza mediante un software gratuito que puede ser descargado de la página web de Unitronics. La versión descargada para este proyecto es el software **VisiLogic** de Unitronics para el sistema operativo Windows 8.0 como se muestra en la Figura 36.



Figura 36: Software VisiLogic Unitronics (Anexo 02)

3.5. SELECCIÓN DEL VARIADOR DE FRECUENCIA

Este dispositivo es el encargado de convertir las señales de control de bajo voltaje y corriente, procedentes del Mini PLC, en señales de frecuencia, las cuales brindan la energía necesaria para accionar el motor.

Debido a que se requiere manejar un motor trifásico y se seleccionó el Variador de frecuencia INVT Goodrive10 el cual nos permite alimentarlo con 220V de Entrada y tener 360 a la Salida, y a su vez mediante entradas analógicas poder manipular la frecuencia desde el PLC como detallamos en la Tabla 20

Tabla 20

Criterios Selección del Variador de Frecuencia.

Características Requeridas	INVT GOODRIVE 10	SCHNEIDER ALTIVAR 12	ALLEN BRADLEY POWERFLEX 4M
Instalación Interna	✓	✓	✗
Humedad RH≤90%	✓	✓	✓
Vibración ≤ 5.8m/s ² (0.6g)	✓	✗	✓
Alimentación 220V	✓	✓	✓
Salida Trifásica	✓	✓	✓
Comunicación +485	✓	✗	✓
Potencia Salida 2.2Kw	✓	✓	✗
Corriente Entrada 7.1A	✓	✗	✓
Corriente Salida 5.5A	✓	✓	✓
Frecuencia 0 – 50Hz	✓	✓	✗

Se Selecciona un variador de Frecuencia de la marca INVT por facilidad de instalación, cumplimiento de parámetros de diseño y marca competitiva en el mercado industrial como se muestra a continuación Figura 37



Figura 37: Variador de Frecuencia INVT Goodrive10 (Anexo 02)

3.6. SELECCIÓN DE LOS FINALES DE CARRERA

Los finales de carrera nos permitirán una protección del paciente y a su vez como punto referencial para el encoder incremental el cual seteará la variable y permitirá referenciar la posición $0^\circ - 90^\circ$, Hemos seleccionado unos finales de carrera de vástago regulable en posición y longitud CHINT TRAVEL SWITCH tomando en cuenta el acople hacia la estructura realizando una comparación de características Tabla 21

Tabla 21

Criterios Selección Final de Carrera.

Características Requeridas	ALLEN BRADLEY COMPACTO 802B	HONEYWELL SERIE 91MCE	CHINT TRAVEL SWITCH
Facilidad Instalación	✓	✓	✓
Robustez	✓	✓	✓
Vástago Regulable	✓	✓	✓
Reg. Manual 6 pos.	✓	✓	✓
Precio Conveniente	✗	✗	✓

Se adquirió el final de carrera de la Marca CHINT debido a la flexibilidad que proporciona en la instalación y en la regulación, podemos apreciarlo en la Figura 38



Figura 38: Final de Carrera Chint Travel Switch (Anexo 02)

3.7. SELECCIÓN DE LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN

De acuerdo a la fuente requerida por el PLC que es de 24V y nos permitirá tener una corriente y voltaje constante se ha seleccionado una fuente NXX-L 2405 DE 24V tomando en cuenta que soporta una entrada de 110V – 240V y nos entrega un voltaje de salida de 24V, que nos permitirá tener una estabilidad considerable en la conexión, el cual lo seleccionamos de la siguiente manera Tabla 22

Tabla 22

Criterios Selección Fuente de Alimentación.

Características Requeridas	MW-SP-240-24	CAIPE 2402	NXX-L 2405
Voltaje de IN 220Vac	✗	✓	✓
Voltaje OUT 24Vcc	✓	✓	✓
Frecuencia 60HZ	✓	✓	✓
Corriente 5A	✓	✗	✓

La fuente seleccionada es la NXX-L 2405 por el amperaje que maneja y la versatilidad de su alimentación de 220Vac/110Vac, sin embargo cumple las características técnicas y físicas necesarias para encajar en el prototipo véase Figura 39



Figura 39: Fuente 24V 5A NXX-L 2405 (Anexo 02)

3.8. SELECCIÓN DEL SOFTWARE DE CONTROL DEL DISPOSITIVO

La implementación de este proyecto fue la programación del PLC, se seleccionó este software ya que es una marca reciente de controlador. Se realizó una investigación exhaustiva en lo que se refiere a la manera de usar el software Visilogic 9.4.0, para comenzar a declarar entradas y salidas así como timers y bits de memoria dentro de dicho software.

3.8.1. Desarrollo del Programa

De una manera general el funcionamiento del prototipo se basa en 2 modos el uno que constaría de un control manual y el otro de un control automático el cual se detalla a continuación Figura 40:

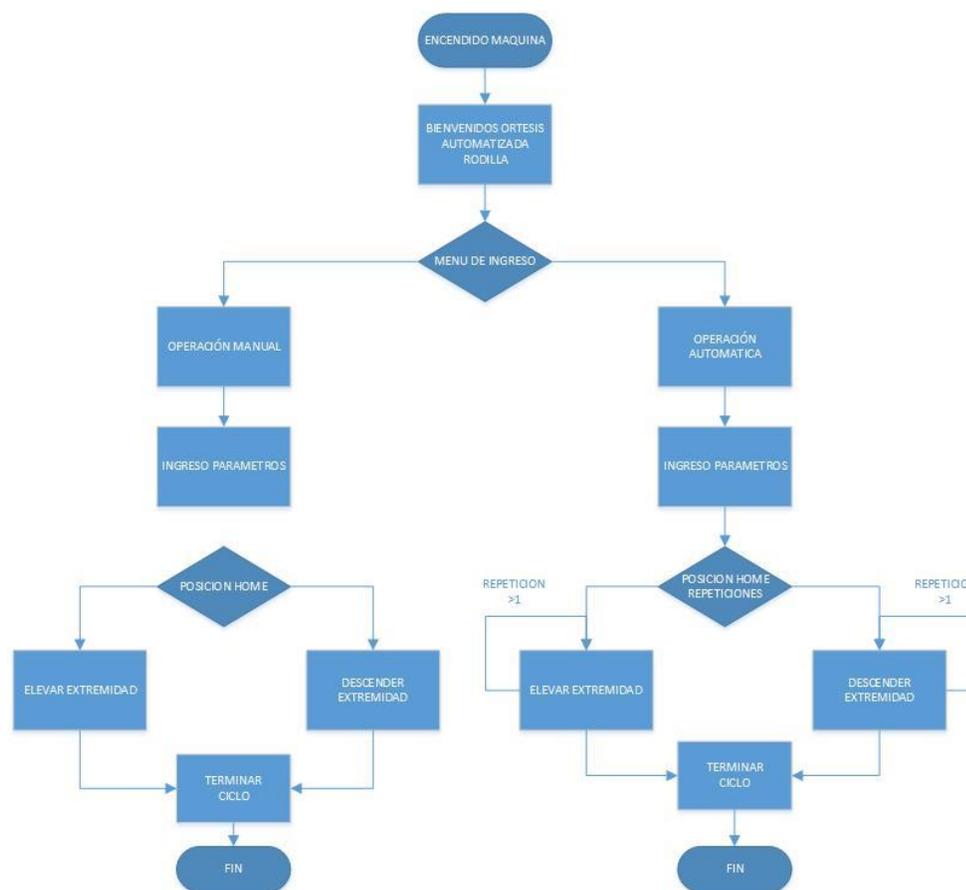


Figura 40: Diagrama de Flujo Representación Programa (Anexo 01)

3.9. DIAGRAMA DE CONEXIÓN ELÉCTRICA

En lo referente al diagrama de conexión eléctrica tenemos diferentes dispositivos que se enlazan de la siguiente manera la Fuente de 220V va conectada hacia la L1 y L2 del Variador de Frecuencia el cual a su vez por medio de sus salidas U V W va instalado hacia el motoreductor.

De tal manera que el variador de frecuencia también se encuentra conectado por medio de sus entradas analógicas S1 S2 GND A1 al PLC en las salidas 06 01 0V A0 respectivamente, de tal manera que las entradas del PLC se encuentran ocupadas con los datos del Encoder y Finales de carrera. Detallada las conexiones y el esquema a continuación (Figura 41)

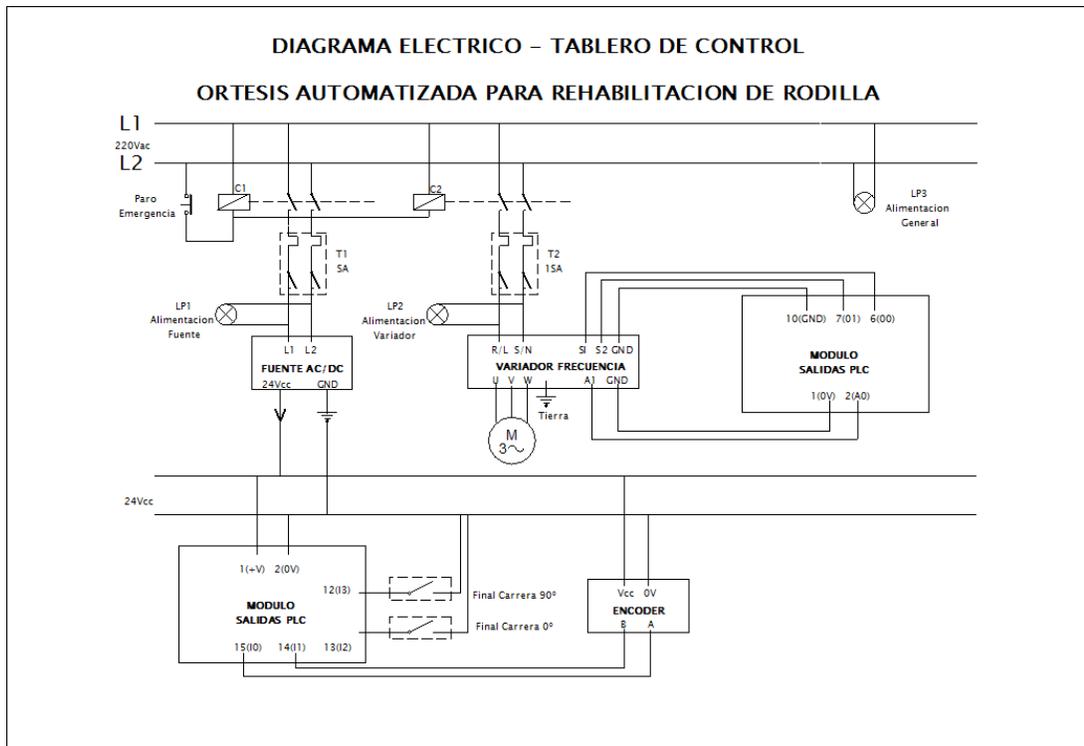


Figura 41: Diagrama Conexión Eléctrica

3.10. DISEÑO DE LAS PROTECCIONES.

Las protecciones son elementos de seguridad que nos permiten cuidar a todos los dispositivos que componen nuestro sistema, estos elementos de protección básicamente trabajan por medio del nivel de corriente que genera la alimentación y nos permite obtener un diseño seguro, dentro de las protecciones utilizadas en este proyecto son 2 Breaker.

3.10.1 Dimensionamiento del Breaker

Para el dimensionamiento del Breaker se debe utilizar la corriente de protección que es al coeficiente 1.25 multiplicada por la corriente nominal.

Coeficiente 1.25 debido a que el Breaker es de 2 polos y el factor de servicio es de 1.40.

$$I_p = 1.25 * I_n$$

$$I_p = 1.25 * 3.65A = 4.56 \approx 5A$$

3.10.2 Dimensionamiento del Relé (Contactor)

Para realizar el cálculo del Contactor a utilizar debemos obtener los siguientes valores técnicos de nuestro motor trifásico Asíncrono que son Tensión Frecuencia Amperaje y Factor Potencia. (Anexo 02)

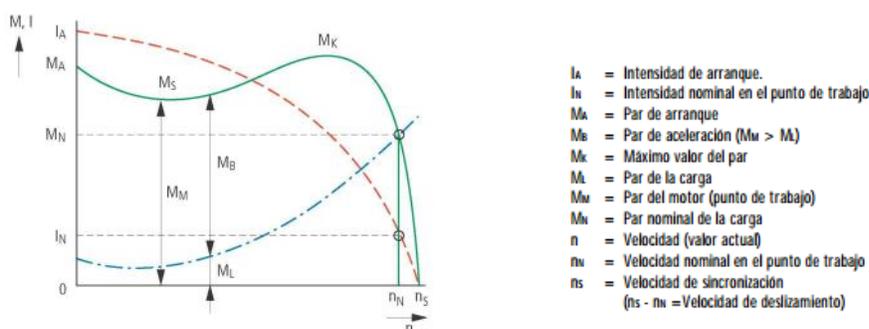


Figura 42: Curva Arranque Motor Trifásico

$$I_{rele} = 25\% * I_n$$

$$I_{rele} = 1.25 * 3.65A = 4.56 \approx 5A$$

Contactador 220v 5A.

3.11. IMPLEMENTACIÓN DEL TABLERO DE CONTROL

De acuerdo a las necesidades de nuestro proyecto de investigación tenemos los siguientes recursos, un gabinete de interposición tipo intemperie para el módulo de transformación con los siguientes elementos: Interruptores con contacto auxiliar de indicación de disparo y posición, Borneras de conexión, Borneras con desconexión para pruebas, para cada circuito de tensión y de corriente, Luz piloto, Paro de Emergencia

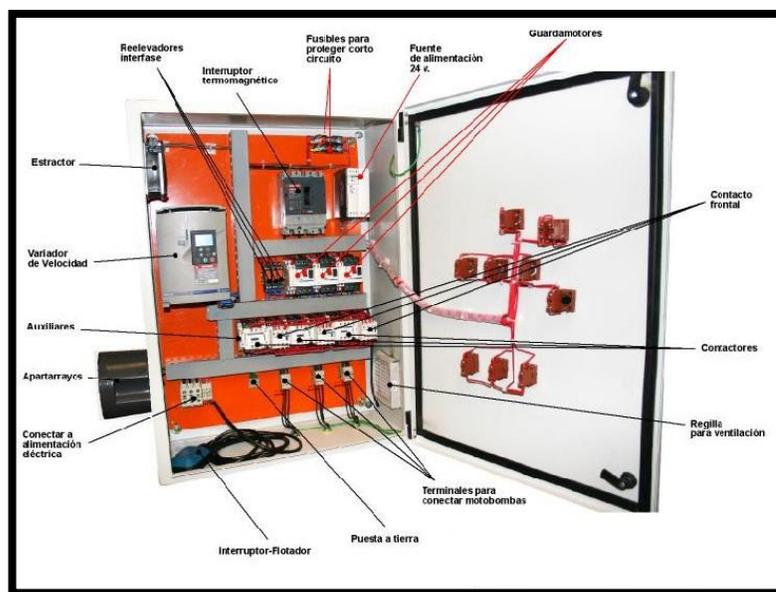


Figura 43: Partes Tablero Control

3.12. IMPLEMENTACIÓN GENERAL

Una vez realizado todas las conexiones entre los dispositivos y cargado el programa Leader al PLC obtendremos ya la órtesis automatizada de rodilla en funcionamiento donde la podemos ejecutar de una manera muy sencilla y segura,

por lo que en el anexo 04 se encontrara el manual de operación el cual permitirá tener un mejor funcionamiento del sistema mecatrónico.



Figura 44: Implementación Tablero Control

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 PROCEDIMIENTO

Para la realización de las pruebas y obtención de resultados del proyecto, se procederá con análisis individuales en los aspectos mecánicos, eléctricos / electrónicos y software, los cuales servirán para comprobar los resultados esperados y corregir los errores existentes.

Una vez que realicemos los análisis independientes, se unirán todas las partes del proyecto para obtener las pruebas y correcciones finales.

4.2. PRUEBAS DEL ENCODER INCREMENTAL

Para comprobar las funcionalidades que menciona el fabricante del sensor angular realizamos las pruebas con el final de carrera como referencia y posicionamiento.

4.2.1. Prueba de las señales y pulsaciones del Encoder

Con esta prueba se determina que el encoder incremental nos censa sin inconveniente 360 pulsaciones por minuto ya que podremos tener la apreciación de 1°

A continuación se indican los pasos para realizar la prueba:

- Conectar el Encoder a las entradas del PLC
- Conectar un final de carrera al PLC como referencia de posición
- Abrir el Software VisiLogic y obtener los datos al girar el diámetro exterior del Encoder Incremental

Tabla 23
Prueba del Encoder Incremental

Pulsos Censados	Grados de Movimiento
0 pulsos	0°
45 pulsos	45°
90 pulsos	90°
135 pulsos	135°

Los resultados de esta prueba nos muestran que los números de pulsos obtenidos forman correspondientemente a los grados desplazados de acuerdo al punto de referencia.

4.3. PRUEBA MOTOR - VARIADOR

Al realizar la operación entre el variador de frecuencia obtenemos que el torque no varía de acuerdo a la variación de velocidad por lo que en la siguiente tabla podremos ver las correspondencias de la frecuencia con las revoluciones del Motoreductor, tomando en cuenta que el motor es de 1700 RPM y la reducción es de 1/30 obtenemos lo siguiente:

Tabla 24
Prueba del Variador de Frecuencia - Motoreductor

FRECUENCIA (Hz)	REVOLUCIONES (RPM)
5	5.66
10	11.32
25	28.33
40	45.28
50	56.6

4.4. PRUEBA DEL PLC ENTRADAS Y SALIDAS

En lo referente al PLC a través del Software VisiLogic y la posibilidad que nos da al venir con una Pantalla LCD que nos servirá como dispositivo de visualización se logró obtener los datos reflejados en la pantalla como a continuación se detalla.

Tabla 25

Prueba del PLC visualizar al LCD

Jump Condition	Display
SB 57 - ESC	MENU INGRESO
SB 41 - Tecla: # 1	1.1 OPERACION MANUAL_POSICIONAMIENTO
SB 42 - Tecla: # 2	1.2 OPERACION MANUAL_ELEVAR EXTREMIDAD
SB 43 - Tecla: # 3	1.3 OPERACION MANUAL_DESCENDER EXTREMIDAD
SB 44 - Tecla: # 4	1.4 OPERACION MANUAL_PARAMETROS



Figura 45: Prueba del PLC Visualizar al LCD

4.5. PRUEBA DEL PLC PROGRAMACION LEADER

Elaboración de diferentes subrutinas que nos ayudaran a controlar de mejor manera el programa y a su vez detectar de mejor manera algún tipo de error, y al trabajar con este software nos permite obtener una base de datos en

la parte inferior y observar la variable que se va ejecutando como se muestra a continuación.

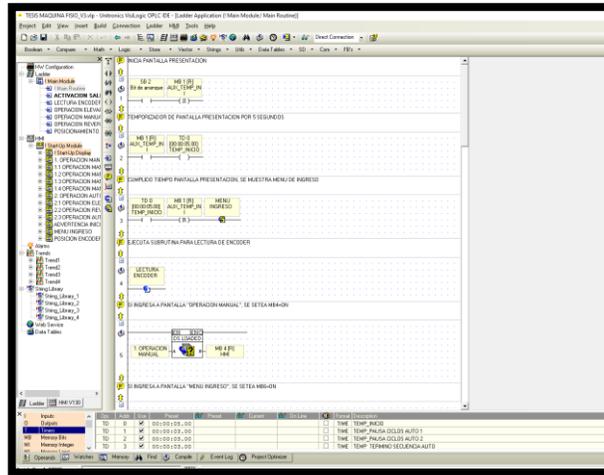


Figura 46: Elaboración de Subrutinas para tener mejor control del programa

4.6. FUNCIONAMIENTO GENERAL DE LA MAQUINA

De acuerdo a los parámetros ya establecidos en el diseño se procede a la prueba de funcionamiento de la maquina al contar con una persona ejerciendo fuerza en el eslabón motriz, tomando en cuenta la resolución de la maquina se procede a ejecutar un movimiento ascendente de 90° de una forma manual, la cual el operador podrá manipular a criterio personal. En lo referente al otro modo de funcionamiento lo encontraremos en el manual de operación correspondiente.



Figura 47: Prueba Modo Manual Movimiento Ascendente 90°

4.6.1 Funcionamiento Rehabilitación



Figura 48: Prueba Rehabilitación Rodilla

En lo referente al funcionamiento de rehabilitación de rodilla se ha implementado un sistema que consta de dos tipos: Recuperación de Arco de movimiento y a su vez pruebas de resistencia Grado 5.

Recuperación de Arco de Movimiento: para poder recuperar el arco de movimiento nuestra órtesis automatizada de rodilla se basó en la siguiente tabla:

Tabla 26

Comparación de rendimiento rehabilitación

Sesiones	GRADOS DE RECUPERACION	
	Fisioterapeuta	Órtesis
1	15	15
2	25	40
3	35	60
4	50	80
5	75	90
6	90	90

Nota: Cabe recalcar que al realizar estos ejercicios en forma manual el fisioterapeuta recurre a posiciones incómodas y genera desgaste físico, no

obstante la Órtesis automatizada de rodilla contribuye al bienestar del fisioterapeuta.

4.6.2 Funcionamiento Resistencia Grado 5



Figura 49: Resistencia Grado 5

Una vez obtenido la recuperación del arco de movimiento el procedimiento para evaluar el avance de un paciente es realizando pruebas de resistencia en la cual nos permita conocer cómo se encuentran desarrollados y ejercitados los músculos isquiotibiales, por lo que se considera la siguientes pruebas.

Tabla 27

Comparación de rendimiento resistencia

Resistencia Grado 5		
Sesiones	Fisioterapeuta	Órtesis
1	20%	40%
2	50%	80%
3	80%	90%

Como podemos observar la órtesis automatizada nos genera un mejor avance en cuanto a porcentaje de recuperación debido a su precisión, en cuanto al

fisioterapeuta observamos que obtiene un porcentaje aceptable pero de la misma manera que la rehabilitación, también facilita el trabajo del fisioterapeuta.

4.7. RESULTADOS OBTENIDOS

Dentro de los resultados obtenidos, podemos encontrar los diferentes aspectos que se detallan a continuación referentes a la órtesis automatizada para rehabilitación de rodilla

- De acuerdo a la prueba realizada por el Encoder Incremental se obtiene como resultado que la apreciación del dispositivo es de 1° por lo que se restringe a un rango máximo de 0° - 90° pretendiendo así precautelar la integridad del paciente.
- Mediante el Variador de frecuencia utilizado para monitorear el motoreductor nos permite obtener revoluciones que no son muy altas y por ende nos permite el correcto funcionamiento del Sensor mecánico (Limitador de par) para que pueda actuar en cualquier momento.
- Al obtener la prueba del software Leader VisiLogic se concluye que por su aspecto físico de obtener pantalla LCD incluida y tener una programación parcial en base a objetos facilita notablemente la programación y el control de variables al ejecutar el programa.
- Una vez concluido y probada la Órtesis automatizada para rehabilitación de rodilla en sus 2 modos (Automático, Manual), se da la apertura para realizar una prueba a tiempo prolongado permitiendo a los diferentes pacientes del Patronato Municipal de Amparo Social para que puedan tener una rehabilitación a corto plazo y con un mejor resultado fisioterapéutico ya que permite obtener repeticiones constantes y de la misma intensidad, además se cuenta con un informe validado por un fisioterapeuta calificado que daría fe del correcto funcionamiento de la órtesis automatizada de rodilla.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

El equipo construido cumple con el objetivo planteado que se orienta a la rehabilitación efectiva de rodilla y sobre todo a corto plazo de tal manera que al utilizar esta órtesis automatizada se pueda contribuir al desarrollo del país y por ende a mejorar el estilo de vida de todas las personas que conforman nuestro país.

Algo muy importante que se obtiene de realizar este prototipo es que a través de la investigación y el conocimiento técnico adquirido en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE extensión Latacunga se puede formar ese criterio de diseño que se torna tan complicado en los estudiantes y elaborando este tipo de equipos se lo podrá fortalecer.

Las dimensiones del sistema mecatrónico se basó básicamente en la comodidad y confortabilidad del usuario para que de esta manera obtenga el mejor servicio a través del Profesional

Para finalizar cabe recalcar que la carrera de Ingeniería Mecatrónica tiene posibilidades innumerables para su aplicación, los cuales no solamente se enfocaran en maquinaria o en prototipos industriales como se elaboró en este trabajo de titulación, ya que al fortalecer el pensamiento crítico y razonable se puede implementar a bajas y medianas escalas, lo que dará un toque investigativo y profesional.

RECOMENDACIONES

De acuerdo a los criterios de diseño del prototipo, la órtesis automatizada para rehabilitación de rodilla está diseñada para todas las personas de carácter normal y con un peso dentro del rango de operación, ya que si no se cumple los rangos preestablecidos, puede bajar la vida útil de la máquina y por ende afectar su funcionamiento.

Al ser una máquina de rehabilitación se debe operar a través de un profesional correspondiente a la rama de la Fisioterapia, ya que ellos tienen el suficiente conocimiento para poder establecer las rutinas de rehabilitación de acuerdo al grado de movimiento que tenga cada paciente.

Se sugiere de la manera más comedida seguir exactamente el manual de operación del usuario correspondiente en el Anexo indicado, para de esta manera evitar daños tanto de los elementos eléctricos como mecánicos y de esta manera contribuir a mejorar la vida útil del sistema mecatrónico.

El tipo de proyectos como el presente, que presentan una facilidad social ya que está orientado a la Fisioterapia, contribuye a la implementación de nuevas tecnologías en la rama Médica con la finalidad de contribuir a mejorar los tratamientos de los diferentes pacientes, aportar al desarrollo a nivel nacional e incentivar a los mercados industriales a realizar prototipos semejantes.

Se recomienda en próximos proyectos, realizar una adaptación al asiento con la finalidad de obtener mayor facilidad al subir y bajar por parte de los pacientes a rehabilitarse.

Se sugiere que en próximos proyectos se regule el asiento para que el paciente tenga una mejor comodidad al utilizar la órtesis automatizada de rodilla.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

CLAYBOURNE, Anna. (2005). "EL GRAN LIBRO DEL CUERPO HUMANO". I Edición. Usborne Publishing. Estados Unidos de América.

RAHILLY, Ronan. (1989). "ANATOMÍA DE GARDNER". V Edición. México, D.F.:Mc Graw Hill - Interamericana.

ROUVIERÉ & DELMAS. (2006). "ANATOMÍA HUMANA". XI Edición. Masson, S.A. Barcelona, ESPAÑA.

PALASTANGA, FIELD, SOAMES. (2000). "ANATOMÍA Y MOVIMIENTO HUMANO. ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO". I Edición. Editorial Paidotribo. Barcelona, ESPAÑA.

BALLESTEROS, Rafael. (2002). "TRAUMATOLOGÍA Y MEDICINA DEPORTIVA". I Edición. Paraninfo Thomson Learning. Madrid, España

PRENTICE, William. (2001). "TÉCNICAS DE REHABILITACIÓN Y MEDICINA DEPORTIVA". III Edición. Editorial Paidoribo. España.

KISNER & COLBY. (2010). "EJERCICIO TERAPÉUTICO FUNDAMENTOS Y TÉCNICAS". V Edición. Editorial Médica Panamericana. Barcelona, ESPAÑA.

BUDYNAS & NISBETT. (2008). "DISEÑO EN INGENIERÍA MECANICA DE SHIGLEY". VIII Edición. México, D.F.: McGraw – Hill Interamericana.

NÓRTON, Robert. (2001). "DISEÑO DE MÁQUINAS". I Edición. México, D.F.: Pearson Prentice Hall.

MOOT, Robert. (2006). "DISEÑO DE ELEMENTOS DE MÁQUINAS". IV Edición. México, D.F.: Pearson Prentice Hall.

RODRIGUEZ, MONDRAGON. (2013). "ÓRTESIS ACTIVA PARA LA RECUPERACIÓN MEDULAR DEL MIEMBRO INFERIOR". p.2. Recuperado de: <http://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/13218/ORTESIS%20ACTIVA%20PARA%20LA%20REHABILITACION%20DE%20LESION%20MEDULAR%20DE%20MIEMBRO%20INFERIOR.pdf?sequence=1>. Fecha de consulta (19/03/2016)

HERNANDEZ, Othoniel. (2012). "TECNOLOGIAS CAD / CAM / CAE / CIM". pp. 1 – 12. Recuperado de: <http://es.slideshare.net/OthonielHernandezOvando/tecnologas-cadcamcaecim> Fecha de consulta (19/03/2016)

HERNANDEZ, Othoniel. (2012). "TECNOLOGÍAS CAD / CAM / CAE / CIM". pp. 1 – 12. Recuperado de: <http://www.uam.es/docencia/geoteca/articulos/error/Esp%20Exactitud%20y%20Precision.html> Fecha de consulta (19/03/2016)

Flores 2009 https://microcontroladores2utec.files.wordpress.com/2009/11/180909_articulo_colaboracion_boletin_fica_omar_otoniel_flores.pdf

ANEXOS



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo de titulación fue desarrollado por los Sres. Paul Fernando Jerez Villacrés – Juan Sebastian Vásquez Álvarez

En la ciudad de Latacunga a los 14 del mes de Febrero del 2017

Aprobado por:

