



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

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

**TEMA: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO
MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE
MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO DIFERENTES
CAMPOS MAGNÉTICOS".**

**AUTORES:
ERAZO BRAVO MARÍA INÉS
MERA OTOYA ERICK PAUL**

DIRECTOR: ING. ARTEAGA OSCAR

LATACUNGA-ECUADOR

2017



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS”** realizado por los señores María Inés Erazo Bravo y Erick Paul Mera Otoya, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar al señor María Inés Erazo Bravo y Erick Paul Mera Otoya para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 05 de diciembre del 2017

ING. OSCAR ARTEAGA

DIRECTOR



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, María Inés Erazo Bravo, con cédula de identidad N°1803843851 y Erick Paul Mera Otoyá, con cédula de identidad N°1718932609 declaramos que este trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS”** 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 autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 05 de diciembre del 2017

María Inés Erazo Bravo

C.C 1803843851.

Erick Paul Mera Otoyá

C.C 1718932609.



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, María Inés Erazo Bravo y Erick Paul Mera Otoya, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS”** cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 05 de diciembre del 2017

María Inés Erazo Bravo

C.C 1803843851.

Erick Paul Mera Otoya

C.C 1718932609.

DEDICATORIA

Dedico este proyecto primero a Dios por haber cumplido todos los anhelos de mi corazón, por darme fortaleza para vencer todos esos momentos difíciles que se presentaron en el transcurso de la carrera y por concederme el culminar con éxito esta etapa de mi vida profesional.

En memoria de mi Abuelita Mami Ana, aunque ahora no está aquí, le quiero dar gracias por haber estado en los momentos más importantes de mi formación y siempre la tendré presente en mi corazón.

A mis padres Inés y Patricio, quienes me brindaron apoyo incondicional, les quiero dedicar este trabajo porque fueron ellos los que siempre estuvieron ahí en los momentos difíciles con las palabras de aliento perfectas y por haber compartido con mucha alegría todos mis triunfos, son el regalo más hermoso que Dios me pudo dar, gracias por ser mis padres los amo.

A mis dos tías Marcela y Marisol, por haber sido como mis madres y por siempre haber estado presentes en mi vida, gracias les doy por ser las mejores tías y mis más bellas guías.

A mi abuelita Fany y a mi hermano Alex, por haberme dado los consejos más sabios y el amor más puro, gracias ñaño por haber sido mi maestro y haberte alegrado por mis éxitos, les amo infinitamente.

“Mira que te mando que te esfuerces y seas valiente; no temas ni desmayes, porque el señor tu Dios estará contigo en dondequiera que vayas.” Josué 1:9

María Inés Erazo

DEDICATORIA

Dedico este proyecto a Dios por haberme dado la vida, y haberme permitido llegar hasta este momento tan importante de mi formación para ser un profesional.

A mis padres por ser el pilar fundamental en todo lo que soy, en toda mi educación, tanto académica, como de valores y por su incondicional apoyo perfectamente mantenido a través del tiempo.

A mis abuelitos, por todas sus enseñanzas las cuales que me ayudaron a enfrentar la vida con sabiduría y tomar buenas decisiones, por quererme y apoyarme siempre.

A mi tía, por haberme dado mucho cariño y alentarme a seguir adelante siempre, gracias por todo la quiero mucho.

A mis hermanos, por compartir conmigo momentos maravillosos y siempre estar para mí cuando más los necesite.

Hoy concluye todo el esfuerzo y dedicación que demando la realización de este proyecto, pero el camino continúa, y dentro de este camino, tengo claridad y certeza de que siempre daré lo mejor de mí para alcanzar con éxito todos mis objetivos.

Erick Mera

AGRADECIMIENTOS

A todas las personas que de una u otra manera influyeron con apoyo y compañía incondicional para lograr la culminación de este proyecto.

Este proyecto es el resultado del esfuerzo conjunto de todos los que formamos el grupo de trabajo. Por esto agradezco a nuestro director, Ing. Oscar Arteaga por su esfuerzo, dedicación, por haber compartido su conocimiento y habernos guiado durante todo este tiempo, ganándose así nuestra admiración y lealtad, así como sentirnos muy agradecidos por todo lo recibido durante el desarrollo de este proyecto de titulación.

Queremos expresar un sincero agradecimiento a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE-L por abrirnos sus puertas, ampararnos en su seno científico, por las oportunidades que nos han brindado, por formarnos como profesionales y prepararnos para un futuro competitivo.

A todos nuestros catedráticos a quienes les debemos gran parte de nuestros conocimientos, gracias a su paciencia y enseñanza que nos guiaron para poder cumplir esta tan ansiada meta.

A todos nuestros compañeros y amigos, quienes compartieron con nosotros momentos de alegría y tristeza, por brindarnos consejos inigualables y por todos los momentos vividos.

María Inés y Erick

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA	i
CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTOS	vii
ÍNDICE DE CONTENIDO	viii
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	xi
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
ÍNDICE DE ECUACIONES	xiv
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xvii
PRESENTACIÓN	xviii

CAPÍTULO I PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema	19
1.2 Objetivos	20
1.2.1 Objetivo General	20
1.2.2 Objetivos Específicos	20
1.3 Artículos Realizados	20

CAPÍTULO II ESTADO DEL ARTE Y MARCO TEÓRICO

2.1 Introducción	22
2.2 Anatomía del Miembro Inferior	25
2.2.1 Anatomía del Tobillo	25
2.3 Articulación del Pie	27
2.3.1 Articulación del Tobillo	28
2.4 Biomecánica de la Marcha Humana	29
2.4.1 El Ciclo de la Marcha	29
2.4.2 Análisis Cinemático de la Marcha Humana	31
2.5 Amputación de Miembro Inferior	37
2.5.1 Niveles de Amputación del Miembro Inferior	37
2.5.2 Muñón	38

2.5.3	Gasto Energético en Amputados de Miembro Inferior	38
2.5.4	Amputaciones del Miembro Inferior en el Ecuador	39
2.6	Prótesis para Miembro Inferior	40
2.6.1	Tipos de Prótesis para Miembro Inferior	40
2.6.2	Componentes Prótesis Transtibial	41
2.7	Materiales	42
2.7.1	Materiales Inteligentes	43
2.8	Diseño de Dispositivos con MRF	50
2.8.1	Fuerza Controlable y Rango Dinámico	50
2.8.2	Presión y Volumen	52
2.9	Análisis de Elementos Finitos (FEA)	53

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA LA PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO

3.1	Comportamiento de Materiales Magnetoreológicos Bajo Diferentes Campos Magnéticos	54
3.1.1	Equipos	54
3.1.2	Sistemas de Medida	55
3.1.3	Conversión de Datos	55
3.1.4	Ensayos Reológicos	55
3.2	Parámetros de Diseño	58
3.2.1	Determinación de la Fuerza en Reposo con Apoyo en Ambos Pies	60
3.2.2	Determinación de la Fuerza con Apoyo en un Solo Pie	60
3.2.3	Determinación de la Fuerza de Impacto	64
3.3	Diseño del amortiguador	67
3.3.1	Determinación del Rango Dinámico	69
3.3.2	Determinación del Ducto Anular	69
3.3.3	Determinación del Área y Caudal	71
3.3.4	Determinación de Presiones	71
3.3.5	Determinación del Volumen	72
3.3.6	Diseño Magnético	72
3.3.7	Diseño Mecánico del Amortiguador	75
3.4	Diseño de Resorte	82
3.5	Análisis Estructural	87
3.6	Diseño del Circuito de Control	95

3.5.1	Selección de Componentes	95
3.5.2	Accionamiento del Circuito de Control.....	102
3.5.3	Circuito de Control	102

CAPÍTULO IV IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO

4.1	Implementación Mecánica	103
4.1.1	Implementación Estructura.....	103
4.1.2	Implementación Carcasa.....	105
4.1.3	Implementación de Elemento de Sujeción del Amortiguador para Ensayos	107
4.2	Implementación Electrónica	108
4.2.1	Calibración Celda de Carga	108
4.2.2	Implementación Circuito Electrónico	109
4.2.3	Programa para el control de amortiguación.....	110

CAPÍTULO V PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1	Ensayo del Comportamiento Dinámico del Amortiguador LORD RD- 8040-1.....	112
5.1.1	Identificación del Ensayo.....	112
5.1.2	Análisis de los Resultados Obtenidos	114
5.2	Pruebas de Funcionamiento del Prototipo de Prótesis.....	119
5.2.1	Análisis de los Resultados Obtenidos	120

CAPÍTULO VI CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1	Conclusiones	123
6.2	Recomendaciones.....	124
	BIBLIOGRAFÍA.....	125
	ANEXOS.....	131

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 1 Diseño del tobillo pie.....	24
Figura 2 a) Prótesis acoplada b) Piezas de la prótesis	25
Figura 3 Desplazamiento máximo del pie.	26
Figura 4 Planos anatómicos	27
Figura 5 Ejes de la articulación del pie.....	27
Figura 6 Articulación del tobillo	28
Figura 7 Componentes del ciclo de marcha	30
Figura 8 Estructura del ciclo de marcha humana.	31
Figura 9 Análisis cinemático del tobillo en el Intervalo I de la marcha.	32
Figura 10 Análisis cinemático de la rodilla en el Intervalo I de la marcha.	33
Figura 11 Análisis cinemático de la cadera en el Intervalo I de la marcha. ..	33
Figura 12 Análisis cinemático del tobillo en el Intervalo II de la marcha.	34
Figura 13 Análisis cinemático de la rodilla en el Intervalo II de la marcha.	35
Figura 14 Análisis cinemático de la cadera en el Intervalo II de la marcha. .	35
Figura 15 Análisis cinemático de las articulaciones en el Intervalo III de la marcha.....	36
Figura 16 Niveles de Amputaciones del Miembro Inferior	37
Figura 17 MRF en estado desmagnetizado	46
Figura 18 MRF en estado magnetizado	46
Figura 19 a) Circuito Magnético b) Equivalente Eléctrico	47
Figura 20 Bosquejo de la célula de medición MRD.....	49
Figura 21 Modos básicos de operación para dispositivos con fluidos controlables.....	50
Figura 22 Descomposición de fuerzas en un amortiguador MR	50
Figura 23 Reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar) junto con la célula magnetoreológica MRD-70/1T acoplada.	54
Figura 24 Comparación de la curva experimental con teórica a 40 [°C] y 0 [mT].	55
Figura 25 Curva de Bingham a 20 [°C] y 0 [mT].	56
Figura 26 Umbral de cizalladura Vs Campo Magnético a 20 [°C].	57
Figura 27 Propiedades Magnéticas Típicas	58
Figura 28 Equilibrio del cuerpo humano sobre un pie	61
Figura 29 a) Equilibrio del cuerpo apoyado sobre la pierna derecha. b) Juego de fuerzas que impiden la rotación sobre la cabeza del fémur	62
Figura 30 Segmentos del cuerpo humano.	66
Figura 31 Esquema Amortiguador MR.....	68
Figura 32 Área del bobinado alrededor del núcleo.....	75
Figura 33 Distribución de Bobinas	75
Figura 34 Valores de K para longitud efectiva, $Le = KL$, para diferentes conexiones en los extremos.....	78
Figura 35 Amortiguador RD-8040-1 de LORD.	81
Figura 36 Tensiones de diseño, alambre de acero ASTM A231, con aceleración de cromo y vanadio.....	84
Figura 37 Factor de Wahl contra índice de resorte para alambre redondo...	84
Figura 38 Diseño final de la estructura para una prótesis transtibial	88
Figura 39 Parámetros iniciales de análisis estático.....	89
Figura 40 Esfuerzos de Von Mises provocados en toda la estructura.	90
Figura 41 Deformación provocada por las cargas aplicadas.....	90

Figura 42 Factor de seguridad de diseño en cada punto de la estructura	91
Figura 43 Diseño de la camisa del cilindro; Presión generada internamente en el cilindro	91
Figura 44 Deformación producida en el cilindro	92
Figura 45 Factor de Seguridad del diseño del cilindro	92
Figura 46 Diseño del vástago del amortiguador	93
Figura 47 Deformación producida en el vástago por la fuerza axial	94
Figura 48 Factor de seguridad en el vástago del amortiguador	94
Figura 49 Celda de Carga TAS606 de 200 [kg].....	95
Figura 50 Dimensiones Celda de Carga TAS606 de 200 [kg]	96
Figura 51 Módulo Hx711.....	98
Figura 52 Controlador Wonder Box	99
Figura 53 Arduino Uno R3	100
Figura 54 Batería Turnigy 2200 mAh 3S.....	101
Figura 55 Diagrama de Conexión Eléctrica.....	102
Figura 56 Prototipo de prótesis transtibial con amortiguamiento activo.....	103
Figura 57 Bloque de aluminio C 330 R.	104
Figura 58 Mecanizado de la estructura.	104
Figura 59 Proceso de acabado de la estructura.....	105
Figura 60 Estructura mecanizada	105
Figura 61 Proceso de impresión de la carcasa	106
Figura 62 Carcasa Impresa	106
Figura 63 Implementación mecánica del prototipo	107
Figura 64 Utillaje para sujeción del amortiguador en el banco de pruebas.	108
Figura 65 Montaje del soporte superior.....	108
Figura 66 Celda de carga instalada.	109
Figura 67 Circuito electrónico implementado	110
Figura 68 Código Parte 1.....	110
Figura 69 Código Parte 2.....	111
Figura 70 Código Parte 3.....	111
Figura 71 Código Parte 4.....	111
Figura 72 Esquema de la configuración experimental para los ensayos de un amortiguador MR.	112
Figura 73 Fuerza Vs Desplazamiento a 0 [A].....	114
Figura 74 Fuerza Vs Velocidad a 0 [A]	115
Figura 75 Fuerza Vs Desplazamiento a 1.8 [A].....	115
Figura 76 Fuerza Vs Velocidad a 1.8 [A].....	116
Figura 77 Fuerza Vs Desplazamiento a 0 [A].....	117
Figura 78 Fuerza Vs Velocidad a 0 [A]	117
Figura 79 Fuerza Vs Desplazamiento a 1.8 [A].....	118
Figura 80 Fuerza Vs Velocidad a 1.8 [A].....	118
Figura 81 Pruebas del prototipo de prótesis a distintas cargas	119
Figura 82 Circuito implementado para adquisición de datos del ciclo de marcha.....	120
Figura 83 Recorrido Vs Tiempo de amortiguación durante el ciclo de marcha humana	121
Figura 84 Velocidad Vs Tiempo de amortiguación durante el ciclo de marcha humana	121
Figura 85 Fuerza Vs Tiempo de amortiguación durante el ciclo de marcha humana	122

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Datos INEC amputaciones traumáticas de Miembro Inferior	39
Tabla 2 Propiedades físicas y mecánicas del Aluminio C 330 R	42
Tabla 3 Propiedades del material TPU	43
Tabla 4 Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser	59
Tabla 5 Dimensiones de cada segmento del cuerpo humano según estatura	67
Tabla 6 Parámetros de diseño	68
Tabla 7 AWG del cable de cobre según amperaje	73
Tabla 8 Propiedades típicas del amortiguador RD-8040-1 de LORD	81
Tabla 9 Propiedades eléctricas del amortiguador RD-8040-1 de LORD	82
Tabla 10 Calibres de alambre y diámetros para resortes	85
Tabla 11 Propiedades y componentes del diseño	88
Tabla 12 Especificaciones técnicas celda de carga TAS606 de 200 [kg]	96
Tabla 13 Especificaciones técnicas módulo Hx711	97
Tabla 14 Especificaciones técnicas controlador Wonder Box	98
Tabla 15 Especificaciones técnicas Arduino Uno R3	100
Tabla 16 Especificaciones técnicas batería Turnigy 2200 [mAh] 3S	101
Tabla 17 Parámetros para caracterización de pruebas fijas	113
Tabla 18 Parámetros para caracterización de pruebas variables	113

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1.....	45
Ecuación 2.....	45
Ecuación 3.....	47
Ecuación 4.....	48
Ecuación 5.....	48
Ecuación 6.....	48
Ecuación 7.....	51
Ecuación 8.....	51
Ecuación 9.....	51
Ecuación 10.....	52
Ecuación 11.....	52
Ecuación 12.....	52
Ecuación 13.....	52
Ecuación 14.....	52
Ecuación 15.....	53
Ecuación 16.....	53
Ecuación 17.....	53
Ecuación 18.....	56
Ecuación 19.....	56
Ecuación 20.....	56
Ecuación 21.....	57
Ecuación 22.....	58
Ecuación 23.....	59
Ecuación 24.....	59
Ecuación 25.....	60
Ecuación 26.....	61
Ecuación 27.....	61
Ecuación 28.....	61
Ecuación 29.....	61
Ecuación 30.....	63
Ecuación 31.....	63
Ecuación 32.....	63
Ecuación 33.....	63
Ecuación 34.....	63
Ecuación 35.....	63
Ecuación 36.....	63
Ecuación 37.....	63
Ecuación 38.....	63
Ecuación 39.....	64
Ecuación 40.....	64
Ecuación 41.....	65
Ecuación 42.....	65
Ecuación 43.....	65
Ecuación 44.....	65
Ecuación 45.....	66
Ecuación 46.....	67
Ecuación 47.....	69
Ecuación 48.....	69

Ecuación 49.....	69
Ecuación 50.....	69
Ecuación 51.....	70
Ecuación 52.....	70
Ecuación 53.....	70
Ecuación 54.....	70
Ecuación 55.....	70
Ecuación 56.....	71
Ecuación 57.....	72
Ecuación 58.....	73
Ecuación 59.....	73
Ecuación 60.....	74
Ecuación 61.....	74
Ecuación 62.....	75
Ecuación 63.....	76
Ecuación 64.....	76
Ecuación 65.....	76
Ecuación 66.....	77
Ecuación 67.....	77
Ecuación 68.....	78
Ecuación 69.....	79
Ecuación 70.....	79
Ecuación 71.....	79
Ecuación 72.....	80
Ecuación 73.....	83
Ecuación 74.....	83
Ecuación 75.....	84
Ecuación 76.....	85
Ecuación 77.....	86
Ecuación 78.....	86
Ecuación 79.....	86
Ecuación 80.....	86
Ecuación 81.....	87
Ecuación 82.....	109

RESUMEN

En el presente proyecto se realizó la investigación sobre el uso de materiales Magnetoreológicos (MR) para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis transtibial con amortiguamiento activo para personas que sufren de amputaciones transtibiales, a través de los distintos parámetros de anatomía y biomecánica del sistema de pie-pierna, para ello se desarrolló una metodología junto con bases teóricas pertinentes para la ejecución del diseño y control de dicha prótesis. Para cumplir con el objetivo del proyecto, la amortiguación utiliza el principio de amortiguamiento con Fluidos Magnetoreológicos (MRF) y además el prototipo posee un control para el ajuste del campo magnético aplicado al MRF, permitiendo así la emulación de la prótesis en distintas posiciones según la carga aplicada. Como último punto este trabajo se enfocó en el uso de MRF con la única finalidad de que, si en el transcurso del ciclo de marcha se aplica una fuerza, esta pueda ser absorbida por la prótesis reduciendo así el impacto de las mismas en la columna de la persona que usa la prótesis, logrando la integridad del miembro amputado.

PALABRAS CLAVE:

- **FLUIDOS MAGNETOREOLÓGICOS**
- **CAMPOS MAGNÉTICOS**
- **AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL**
- **PRÓTESIS TRANSTIBIAL**

ABSTRACT

At the present project was made a research on the use of Magnetorheological Materials (MR) for the design and implementation of a prototype of transtibial prosthesis with active damping for people suffering from transtibial amputations, through the different parameters of anatomy and biomechanics of the foot-leg system, for this a methodology was developed together with pertinent theoretical bases for the execution of the design and control of the prosthesis. To achieve the objective of the project, the damping uses the principle of Magnetorheological Fluids (MRF) damping and also the prototype has a control for the adjustment of the magnetic field applied to the MRF, thus allowing the emulation of the prosthesis in different positions according to the applied load. As a last point, this work focused on the use of MRF with the sole purpose that, if during the course of the walking cycle a force is applied, it can be absorbed by the prosthesis reducing the impact of this in the column of the person who uses the prosthesis, achieving the integrity of the amputated limb.

KEYWORDS:

- **MAGNETORHEOLOGICAL FLUIDS**
- **MAGNETIC FIELD**
- **TRANSTIBIAL AMPUTATIONS**
- **TRANSTIBIAL PROSTHESIS**

PRESENTACIÓN

En el presente Proyecto se desarrolla el diseño e implementación de un prototipo de prótesis transtibial con amortiguamiento activo mediante la investigación del comportamiento de materiales magnetoreológicos bajo diferentes campos magnéticos.

En el Capítulo I se plantea el problema y los objetivos del proyecto, se presentan los artículos realizados referentes al mismo.

En el Capítulo II se recopila toda la información relevante sobre prótesis transtibiales, aquí también se puede ver la información acerca de la caracterización de los fluidos magnetoreológicos.

En el Capítulo III se describen los parámetros y se seleccionan los componentes necesarios para el diseño de la prótesis transtibial.

En el Capítulo IV se indica la implementación del prototipo de prótesis transtibial utilizando fluidos MRF.

En el Capítulo V se muestran las pruebas y resultados realizadas tanto al amortiguador MR y el prototipo de prótesis transtibial para garantizar una óptima amortiguación.

En el Capítulo VI se detallan las conclusiones y recomendaciones recopiladas durante todo el desarrollo del presente proyecto, las mismas que son de gran importancia para futuras investigaciones relacionadas con el mismo.

Finalmente se especifican las referencias bibliográficas empleadas a lo largo del proceso de diseño de este proyecto y los anexos necesarios para profundizar en el tema

CAPÍTULO I

PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema

En el mercado existen distintas empresas que ofrecen varios tipos de prótesis con un costo muy alto, además de esto, dichos productos no son adaptables al cliente en su totalidad por lo que se debe tomar en cuenta distintos parámetros como la compensación del peso específicamente del miembro amputado, localización del centro de masa y un óptimo amortiguamiento según sea el caso.

La mayoría de prótesis transtibiales constan de un encaje muy ajustado debido a la cual se hace más difícil la circulación del aire y retiene la transpiración, afectando a la piel del muñón, lo que hace que el amputado no sólo este físicamente incapacitado, también lo estará mental, social y económicamente, ya que el mantenimiento higiénico del muñón es de suma importancia para prevenir infecciones o problemas traumáticos de la piel en el futuro.

Las prótesis utilizadas en la actualidad debido a su rigidez y poca amortiguación causan la escoliosis, o curvatura acentuada de la espina dorsal, así como también daños en la cadera del lado amputado y la alineación brindada por dichas prótesis hace que exista un desgaste físico en el usuario de manera importante.

Existen prótesis transtibiales con amortiguadores hidráulicos los cuales presentan grandes inconvenientes como que tienen un tiempo de respuesta (aprox. 100/200 ms) superior al tiempo de muestreo del controlador por lo que la fuerza de control generada es diferente a la fuerza de control deseada; además requieren un mayor grado de mantenimiento, ya que de no hacerlo pueden presentar fugas del fluido hidráulico y perder efectividad.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Investigar el comportamiento de materiales magnetoreológicos bajo diferentes campos magnéticos para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis transtibial con amortiguamiento activo.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Construir una prótesis mediante el uso de actuadores hidráulicos para extremidades inferiores con amortiguamiento.
- Implementar fluidos magnetoreológicos en la prótesis construida, a fin de generar amortiguamiento activo.
- Proponer un esquema de control que permita maniobrar los actuadores de la prótesis para replicar la marcha humana.
- Realizar evaluaciones experimentales de la prótesis desarrollada para comprobar la incidencia del esquema de control en el amortiguamiento activo.

1.3 Artículos Realizados

Varios resultados obtenidos en el presente proyecto de investigación constan en dos artículos presentados en diferentes revistas: 1) Notas de Ponencia en Ingeniería Eléctrica (ISSN: 1876-1100) por Springer que se presentarán a EI, ISI y Scopus para ser indexados, 2) Cartas de Ciencias Avanzadas (ISSN: 1936-6612), se presentan en el Anexo A y a continuación se detallan los artículos:

- Oscar Arteaga, Diego Camacho, Segundo M. Espín, **Maria I. Erazo**, Victor H. Andaluz, M. Mounir Bou-Ali, Joanes Berasategi, Alvaro Velasco, **Erick Mera**. “**Characteristics of Magnetorheological Fluids Applied to Prosthesis for Lower Limbs with Active Damping**”, 7th iCatse International Conference on IT Convergence and Security, 2017.

- Oscar Arteaga, **Maria I. Erazo**, Hector C. Terán, Diego Camacho, Alvaro Velasco, **Erick Mera**, M. Mounir Bou-Ali², Joanes Berasategi. **“Characteristics of Magnetorheological Fluids Applied to Prosthesis for Lower Limbs”**, 2017 3rd Advanced Research in Material Sciences, Manufacturing, Mechanical and Mechatronic Engineering Technology International Conference.

CAPÍTULO II

ESTADO DEL ARTE Y MARCO TEÓRICO

2.1 Introducción

La amputación de una extremidad es un problema que afecta a un número específico de personas en el mundo que por lo general optan por el uso de una prótesis y para esto deben pasar por un tratamiento de protetización donde se intenta que el paciente recupere las habilidades perdidas.

Los seres humanos al verse expuestos a un ambiente desconocido pueden presentar sentimientos como desconfianza e inseguridad hasta que logran adaptarse, pero todo esto dependerá esencialmente del tipo de amputación que se posea, es decir, que si presenta una amputación pequeña de un miembro y no usa una prótesis tendrá la capacidad de vivir sin ningún problema luego de un período de adaptación, todo lo contrario sucede si el tamaño del miembro amputado es mayor, para lo cual si no se usa prótesis será mucho más difícil y tomará más tiempo el acostumbrarse.

Si se sufre un cambio permanente inesperado en la fisionomía del cuerpo resulta inminente la necesidad de una prótesis que equilibre su ritmo de vida y restablezca la forma en que había vivido hasta ese momento.

Todo lo mencionado anteriormente hace que aparezcan distintos tipos de prótesis que satisfagan distintos requerimientos como color, confortabilidad, centro de masa, entre otros, que harán esta experiencia aún más llevadera.

La parte inferior de la pierna es muy importante para el ser humano si de caminar, correr o marchar se trata debido a que necesita esencialmente del amortiguamiento que esta proporciona, todo esto se logra a través de la dinámica del pie donde los ligamentos y músculos de la tibia, peroné y astrágalo son fundamentales, entonces si se quisiera realizar una prótesis con articulaciones de los dedos del pie sería costoso y complicado a la vez por lo que se resuelve con un arreglo masa-resorte-amortiguado, en donde la amortiguación se generara a través del uso de MRF cuya viscosidad al aplicar un campo magnético se puede regular desde un fluido poco viscoso hasta un

estado similar a una masilla o lodo muy espeso, sin modificar ni su forma ni su volumen, lo cual permitirá una imitación del caminar, siempre y cuando el elemento que se utilice para la amortiguación sea el adecuado.

A continuación, se describen algunos trabajos relacionados a la prótesis transtibial con amortiguamiento activo que posteriormente servirán de análisis para la selección de un diseño adecuado.

- **(Guzhñay Cordero & Calle Arévalo, 2015). “Diseño y Construcción de Prótesis de Miembro Inferior Monitoreado desde un Computador Personal”. Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.**

Se presenta el pie y tobillo como principal elemento de locomoción del cuerpo humano, motivo por el cual es indispensable el estudio biomecánico y anatómico del pie-tobillo para el movimiento natural de la persona, se busca comprender el comportamiento del miembro en el medio físico y se diseña un sistema híbrido que pueda imitar el movimiento principal del pie que se presenta en el plano sagital, como se puede (ver figura 1).

El proyecto cuenta de un sistema híbrido que consta de una parte mecánica y una parte electrónica, para que juntos sean capaces de evitar la cojera del paciente, siendo este el principal problema existente en el diseño de prótesis con sistemas pasivos. Se realiza la simulación de fuerzas aplicadas a la prótesis para poder garantizar la fiabilidad del prototipo. (Guzhñay Cordero & Calle Arévalo, 2015)

El material utilizado para la construcción del pie es fibra de carbono, siendo un material flexible para la absorción de impactos en el ciclo de la marcha, pero a la vez tan resistente como para soportar las exigencias del usuario. (Guzhñay Cordero & Calle Arévalo, 2015)



Figura 1 Diseño del tobillo pie.

Fuente: (Guzhñay Cordero & Calle Arévalo, 2015)

- **(García & Rodríguez, 2012). “Diseño de una Prótesis Transtibial Amortiguada”. Instituto Politécnico Nacional, México.**

En el cual se presenta el diseño de una prótesis transtibial con amortiguación dinámica para un hombre de 90 kg y 1.76 m de altura, mediante los parámetros de anatomía y biomecánica del sistema pie-pierna obtenidos de la literatura de Dempster y Clauser. (García & Rodríguez, 2012)

Para el amortiguamiento activo se utilizó un prototipo de amortiguador con MRF compuesto de 40% de limadura de hierro y 60% de aceite de transmisión automática sometido a diferentes campos magnéticos que permiten una óptima amortiguación dinámica y además a todo el sistema final de la prótesis (ver figura 2) se aplica una simulación de esfuerzos con un programa de computo.

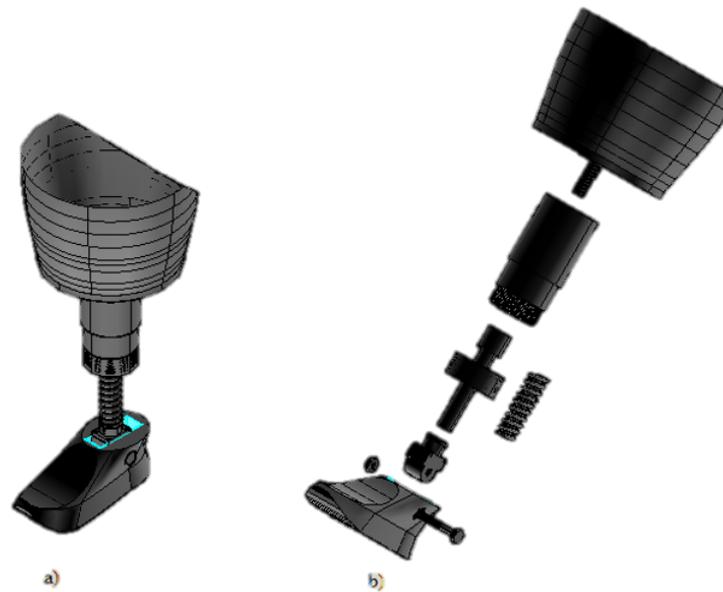


Figura 2 a) Prótesis acoplada b) Piezas de la prótesis

Fuente: (García & Rodríguez, 2012)

2.2 Anatomía del Miembro Inferior

Las leyes que rigen la física del cuerpo, la anatomía y la biomecánica son de vital importancia, para comprender el funcionamiento del mismo.

2.2.1 Anatomía del Tobillo

La parte inferior de la pierna debe tener la capacidad de adaptarse de tal forma que se establezca un equilibrio total del cuerpo en cualquier terreno, así como amortiguar las fuerzas que se ejercen durante la marcha.

La articulación del tobillo básicamente está conformada por la tróclea astragalina y por la mortaja tibioperonea. Posee un solo grado de libertad y es indispensable para efectuar la marcha.

A. Máximo Desplazamiento

El desplazamiento máximo del pie (ver figura 3), está dado cuando la articulación se encuentra relajada, es decir la persona esta suspendida en un salto y al hacer contacto el pie con el suelo se contrae.



Figura 3 Desplazamiento máximo del pie.

Fuente: (García & Rodríguez, 2012)

B. Planos Anatómicos

Los planos anatómicos son importantes en el estudio de la anatomía humana ya que son las referencias espaciales útiles para describir la posición de los diferentes tejidos, órganos y sistemas, y las relaciones que existen entre ellos. El origen del centro de masa del cuerpo se encuentra aproximadamente por delante de la segunda vertebra sacra. (García & Rodríguez, 2012)

La relación de los ejes coordenados con respecto a los planos anatómicos está dada por: frontal o coronal, es aquel que divide al cuerpo en secciones posterior y anterior (plano XY); el sagital divide al cuerpo en mitad derecha e izquierda (plano YZ); el horizontal divide al cuerpo en posiciones superior e inferior (plano XZ) (ver figura 4). (García & Rodríguez, 2012)

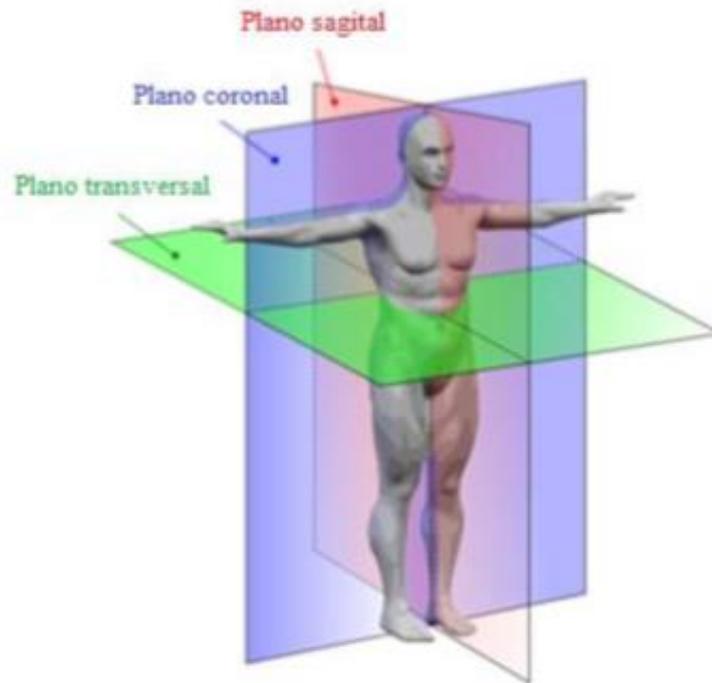


Figura 4 Planos anatómicos

Fuente: (García & Rodríguez, 2012)

2.3 Articulación del Pie

Los ejes principales de esta articulación se interrumpen en el retropié (ver figura 5), cuando el pie se encuentra en la posición de referencia, los tres ejes son perpendiculares entre sí, pero en el esquema que se muestra la orientación del eje Z se modifica debido a que el tobillo se encuentra extendido. (García & Rodríguez, 2012)

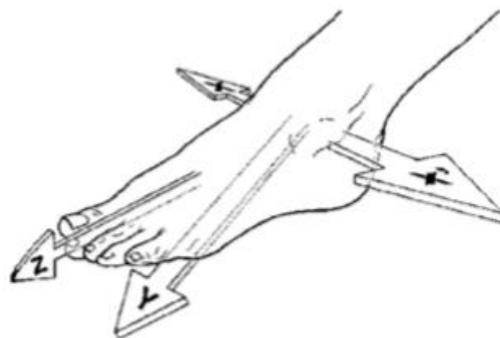


Figura 5 Ejes de la articulación del pie.

Fuente: (García & Rodríguez, 2012)

El pie consta de articulaciones que implican a los huesos del tarso, metatarsianos y falanges.

Los principales movimientos que implican a estas articulaciones es la inversión y eversión, donde el primero se refiere al aumento por flexión de los dedos y el segundo es el aumento debido a su extensión. Todos los huesos del pie proximales a las articulaciones metatarsofalángicas están unidos por ligamentos dorsales y plantares. Los huesos pertenecientes a las articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas están unidos por los ligamentos colaterales mediales y laterales. (García & Rodríguez, 2012)

2.3.1 Articulación del Tobillo

Esta articulación es una bisagra sinovial (ver figura 6), es decir, que se mueve en el plano sagital. Se localiza entre los extremos distales de la tibia y el peroné y la parte superior del astrágalo. (García & Rodríguez, 2012)

La mortaja maleolar en la que encaja la tróclea astragalina está formada por los extremos distales de la tibia y el peroné. (García & Rodríguez, 2012)



Figura 6 Articulación del tobillo

Fuente: (García & Rodríguez, 2012)

Los maléolos se encargan de sostener con fuerza al astrágalo mientras este se desliza durante los movimientos de la articulación. El agarre de los maléolos sobre la tróclea viene a ser más fuerte durante la dorsoflexión del pie debido a que este movimiento fuerza la parte más ancha y anterior en dirección posterior entre los maléolos, separando ligeramente el peroné y la tibia. Esto se encuentra limitado por el ligamento tibioperoneo interóseo, así como los ligamentos tibioperoneos anterior y posterior que unen la tibia y el peroné. (García & Rodríguez, 2012)

2.4 Biomecánica de la Marcha Humana

En el apartado anterior se explicó la anatomía del miembro inferior, es decir, los diferentes músculos, tendones y articulaciones que lo conforman. Es importante conocer cómo se comporta la pierna durante la marcha humana normal y poder construir una prótesis que sustente este comportamiento, para lo cual es necesario estudiar la biomecánica de la marcha humana que describe cómo se comportan los diferentes elementos que conforman la pierna humana. (catarina.udlap.mx, s.f.)

2.4.1 El Ciclo de la Marcha

Se da inicio al ciclo cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie, la distancia entre estos dos puntos se conoce como paso completo. (catarina.udlap.mx, s.f.)

El ciclo se encuentra dividido en dos fases importantes como son: la fase de apoyo y la de balanceo, la primera se da cuando el pie está en contacto con el suelo, mientras que el balanceo existe cuando no contacta con el suelo. Estas fases se alternan de una pierna a la otra durante la marcha. El apoyo sencillo durante un paso completo se refiere al período cuando solo una pierna está en contacto con el suelo y el período doble es cuando los dos pies se encuentran simultáneamente en contacto con el suelo (ver figura 7). (catarina.udlap.mx, s.f.)

Se debe tomar en cuenta que la diferencia entre correr y caminar se encuentra en la ausencia de un período de doble apoyo. (catarina.udlap.mx, s.f.)

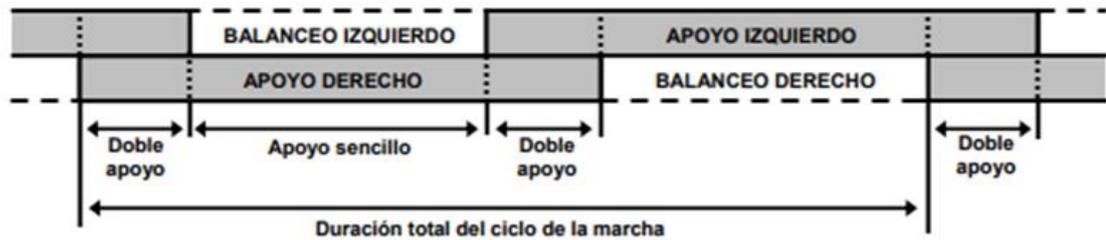


Figura 7 Componentes del ciclo de marcha

Fuente: (Luna, 1999)

Para poder comprender el ciclo de marcha se divide las fases de apoyo y balanceo en grupos de intervalos. (Luna, 1999)

La fase de apoyo se divide en los siguientes intervalos:

- Contacto del talón. - Cuando el talón toca el suelo.
- Apoyo plantar. - Cuando existe contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- Apoyo medio. - Se da cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie (visto desde el plano sagital).
- Elevación del talón. - Cuando el talón se eleva del suelo.
- Despegue del pie. - Cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de balanceo se divide en los siguientes intervalos:

- Aceleración. - Es la rápida aceleración del extremo de la pierna una vez que los dedos hayan dejado el suelo.
- Balanceo medio. - Cuando la pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo.
- Desaceleración. - Se da cuando la pierna desacelera al acercarse al final de la fase.

El tiempo que toma cada fase en el ciclo de marcha es importante tomar en cuenta para el diseño de la prótesis (ver figura 8):

- Fase de apoyo: 60% del ciclo
- Fase de balanceo: 40% del ciclo
- Doble apoyo: 20% del ciclo

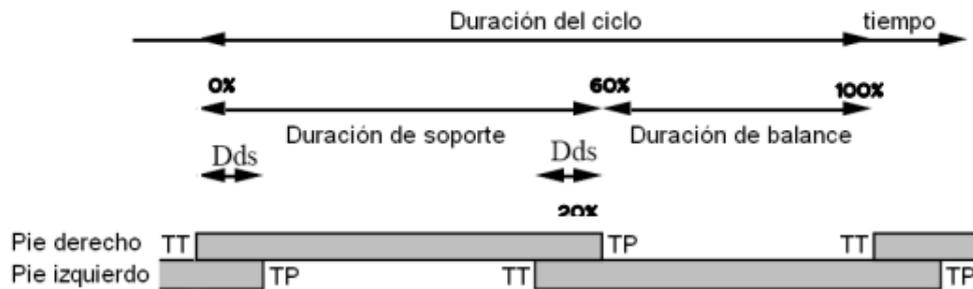


Figura 8 Estructura del ciclo de marcha humana.

Fuente: (Luna, 1999)

En la figura 8 Dds es la doble duración del soporte, TT viene a ser el torque del talón y TP es el torque de punta.

2.4.2 Análisis Cinemático de la Marcha Humana

El análisis cinemático se efectúa en el plano sagital, mediante el cual se pretende recrear todos los movimientos que comúnmente se dan en la marcha humana normal. Se muestra lo que sucede en cada segmento de la pierna al caminar.

Para el análisis se divide en tres intervalos, donde se describe como actúa el tobillo, la rodilla y la cadera en el plano sagital durante cada una de las fases.

A. Intervalo I

Las articulaciones se mueven en el plano sagital cuando se da el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio.

a. El Tobillo

- Contacto del talón con el suelo: La articulación del tobillo se encuentra en posición neutra (0°), sucede justo entre la dorsiflexión y la flexión plantar.

- Simultáneamente con el contacto del talón: La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la flexión plantar.
- La planta del pie hace contacto con el suelo: La articulación del tobillo se mueve de la posición neutra a la flexión plantar (15°).
- La fase media: La articulación del tobillo pasa de manera rápida a aproximadamente (5°) de dorsiflexión.

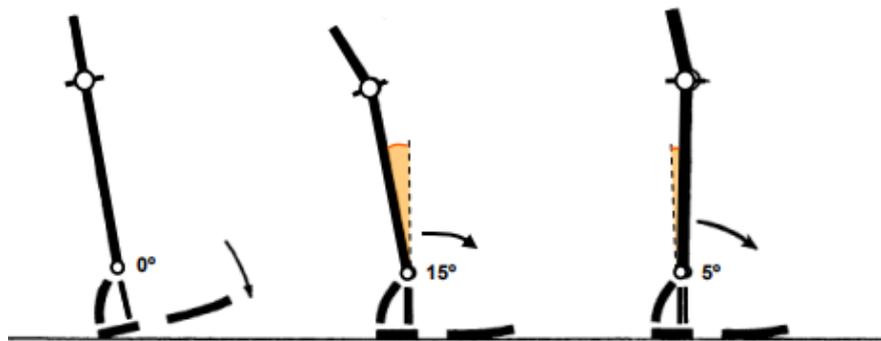


Figura 9 Análisis cinemático del tobillo en el Intervalo I de la marcha.

Fuente: (Luna, 1999)

b. La Rodilla

- Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo: La articulación se encuentra en completa extensión.
- Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo: La articulación empieza a flexionarse y continua hasta que la planta del pie se encuentre plana en el suelo.
- Inmediatamente después de alcanzar la posición plana del pie: La rodilla posee aproximadamente un ángulo de (20°) de flexión y comienza a extenderse. (catarina.udlap.mx, s.f.)
- En el apoyo medio: La rodilla posee aproximadamente un ángulo de (10°) de flexión y continúa su extensión.

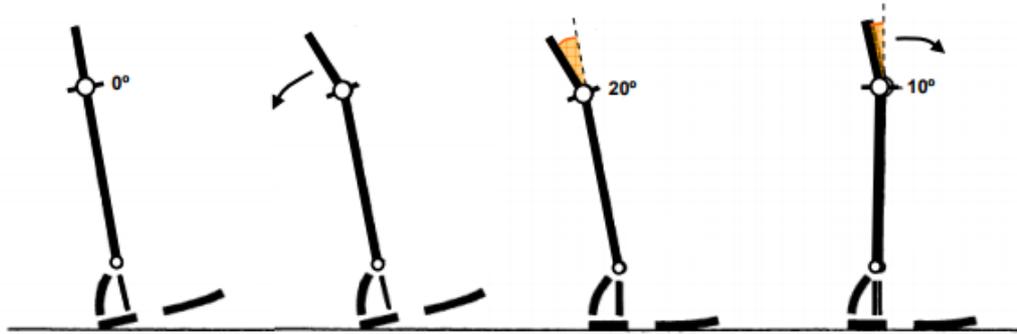


Figura 10 Análisis cinemático de la rodilla en el Intervalo I de la marcha.

Fuente: (Luna, 1999)

c. La Cadera

- Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo: La cadera se encuentra aproximadamente a (30°) de flexión.
- Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo: La articulación de la cadera empieza a extenderse.
- Posición del pie plano en el suelo: El ángulo de flexión disminuye alrededor de (20°).
- Entre el pie plano y el apoyo medio: La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°). (catarina.udlap.mx, s.f.)

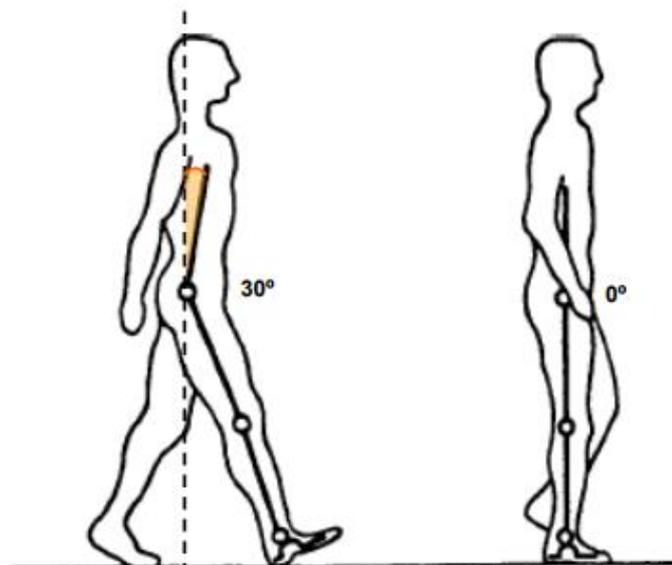


Figura 11 Análisis cinemático de la cadera en el Intervalo I de la marcha.

Fuente: (Luna, 1999)

B. Intervalo II

Las articulaciones se mueven en el plano sagital, entre el apoyo medio y despegue del pie del suelo.

a. El Tobillo

- Apoyo medio: La articulación pasa de forma rápida a aproximadamente (5°) de dorsiflexión.
- El talón se despegue del suelo: La articulación se encuentra aproximadamente a (15°) de dorsiflexión.
- Intervalo de elevación del talón y el despegue del pie: El tobillo se mueve de forma rápida (35°), con lo que al despegar el pie del suelo la articulación se encuentra aproximadamente en (20°) de flexión plantar. (catarina.udlap.mx, s.f.)



Figura 12 Análisis cinemático del tobillo en el Intervalo II de la marcha.

Fuente: (Luna, 1999)

b. La Rodilla

- Apoyo medio: La articulación tiene aproximadamente un ángulo de (10°) de flexión y continúa extendiéndose.
- Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo: La rodilla se encuentra a (4°) de la extensión completa.
- Entre el despliegue del talón y el de los dedos: La articulación se mueve de una extensión casi completa a (40°) de flexión.

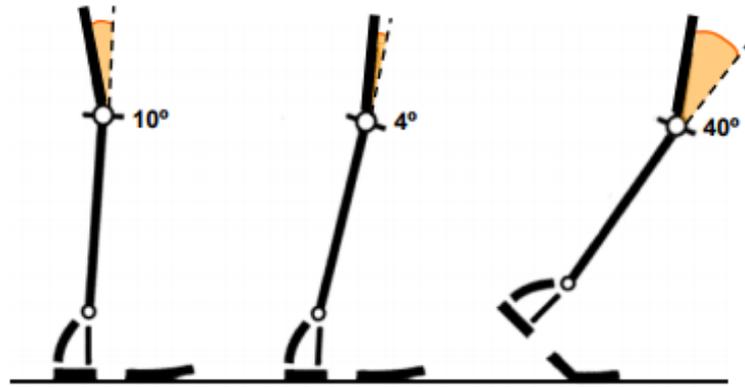


Figura 13 Análisis cinemático de la rodilla en el Intervalo II de la marcha.

Fuente: (Luna, 1999)

c. La Cadera

- Apoyo medio: La articulación de la cadera está en la posición neutra (0°) y empieza a moverse hacia la extensión.
- Inmediatamente después del despegue del talón: La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de (20°).
- Al despegar los dedos del pie del suelo: La cadera se encuentra cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de la flexión. (catarina.udlap.mx, s.f.)

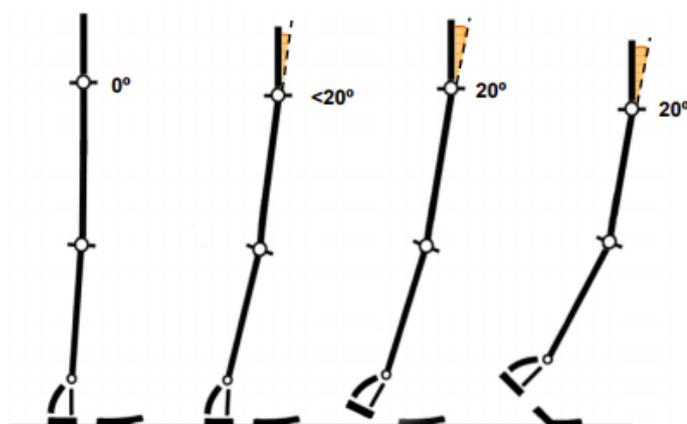


Figura 14 Análisis cinemático de la cadera en el Intervalo II de la marcha.

Fuente: (Luna, 1999)

C. Intervalo III

Las articulaciones se mueven en el plano sagital en la etapa de balanceo.

a. El Tobillo

- La etapa de balanceo: El pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar cuando se desprende del suelo a una posición esencialmente neutra (0°) que se mantiene durante toda la etapa de balanceo.

b. La Rodilla

- Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo: La rodilla va de una posición inicial de aproximadamente (40°) a un ángulo de máxima flexión de (65°).
- Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón: La articulación se extiende casi de forma completa hasta el último instante de la etapa de balanceo.

c. La Cadera

- La etapa de balanceo: Parte de una posición neutra, la articulación se flexiona aproximadamente (30°) y mantiene esa posición.

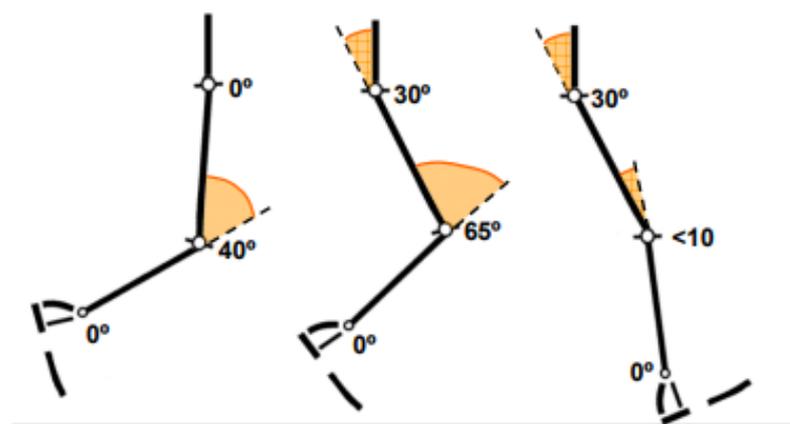


Figura 15 Análisis cinemático de las articulaciones en el Intervalo III de la marcha.

Fuente: (Luna, 1999)

2.5 Amputación de Miembro Inferior

2.5.1 Niveles de Amputación del Miembro Inferior

Según la Sociedad Internacional de Prótesis y Órtesis (ISPO) existe los siguientes niveles de amputaciones a considerarse (ver figura 7):

- PD. (Pelvic Disarticulation) desarticulación de la hemipelvis.
- HD. (Heep Disarticulation) desarticulación de la cadera.
- AK. (Above Knee) amputaciones sobre la rodilla.
- KD. (Knee Disarticulation) desarticulación de rodilla.
- BK. (Below Knee) amputaciones bajo la rodilla (Transtibial).
- PFA. (Partial Foot Amputation) amputación parcial del pie.

(Ispospain, s.f.)

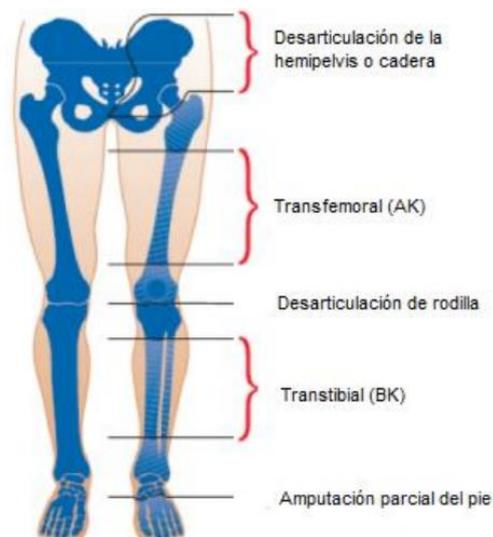


Figura 16 Niveles de Amputaciones del Miembro Inferior

Fuente: (Cuenca A. & Granda O., 2015)

A. Amputación Transtibial (BK)

Para este tipo de amputación la longitud inicial del muñón deberá variar entre 12,5 a 15,5 *cm* según sea la altura de la persona y la longitud de la pierna. (Gonzales & al, 2005)

Presentan algunas ventajas frente a una amputación transfemoral, al preservar la articulación de la rodilla presenta un brazo de palanca más largo lo que facilita la utilización de prótesis. (Gonzales & al, 2005)

2.5.2 Muñón

El muñón es considerado como parte del miembro amputado pues está comprendida entre la cicatriz y la articulación situada por encima. (Desvern, 2008)

Es necesario un tiempo para cicatrizar el muñón, razón por la cual el volumen se reducirá de manera rápida, por lo general tarda tres meses en estabilizarse, es decir, la herida ha cicatrizado completamente y ya se pueden retirar los puntos, permitiendo la protetización del amputado. (Desvern, 2008)

Las longitudes y formas que puede tener el muñón son las siguientes (Circ, 2011):

- Longitud de muñón
 - Corto (Proximal 1/3)
 - Medio (Medio 1/3)
 - Largo (Distal 1/3)
- Forma de muñón
 - Cilíndrico
 - Cónico
 - Bulboso

2.5.3 Gasto Energético en Amputados de Miembro Inferior

Existe una gran diferencia del consumo energético entre amputaciones transtibiales y transfemorales, como lo es la conservación de la articulación de la rodilla. Los pacientes que presentan amputaciones por encima de la rodilla van a generar una alteración en la mecánica y adaptación anatómica, debido a que el fémur ya no posee una alineación adecuada respecto a la tibia. (Circ, 2011)

La funcionalidad de un paciente será determinada por la longitud del muñón, ya que este provee un mayor brazo de palanca que ayuda en las transferencias de fuerza y a encontrar un mejor balance. (Ocampo & al, 2011)

Al ser una amputación transtibial se conserva la articulación de la rodilla sin existir un desplazamiento del centro de gravedad (CG) lo que permite un ahorro energético, debido a que la mínima variación del CG es energéticamente muy costosa, también la articulación de la rodilla absorbe el choque en el momento de la marcha. (Salazar, 2012)

2.5.4 Amputaciones del Miembro Inferior en el Ecuador

Una de las causas más comunes que conllevan a la amputación de una extremidad inferior se da por complicaciones graves de la diabetes como el pie diabético. Según estadísticas del Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC) 2011, la diabetes mellitus es la primera causa de muerte en el país. (salud.gob, 2013).

Tabla 1

Datos INEC amputaciones traumáticas de Miembro Inferior.

Amputaciones traumáticas de Miembro Inferior en el Ecuador-INEC											
Año	Grupo de Edad										Total
	1-4 años	5-9 años	10- 14 años	15- 19 años	20- 24 años	25- 34 años	35- 44 años	45- 54 años	55- 64 años	>65 años	
2013	7	5	4	10	15	13	10	12	25	44	145
2012	5	6	8	11	7	16	9	17	30	34	143
2011	4	5	6	7	8	6	11	11	17	46	121
2010	8	7	5	10	4	20	9	17	38	32	150
2009	6	4	8	6	9	16	7	12	15	32	115
2008	6	6	4	10	9	10	8	15	9	28	105
2007	1	4	5	6	5	9	9	12	8	37	96

Fuente: (Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC), 2011)

La población con discapacidad físico motora en el país es de 432443 personas, de las cuales alrededor de 6000 se debe a amputaciones del

miembro inferior, presentando el índice más elevado en amputaciones de pierna, tobillo y pie. A partir del año 2008 se presentan más de 100 amputaciones traumáticas por año (ver tabla 1) y las estadísticas muestran un crecimiento donde se pronostica que para el año 2017 se tendrá alrededor de 180 amputaciones anuales. (Guzhñay Cordero & Calle Arévalo, 2015)

2.6 Prótesis para Miembro Inferior

2.6.1 Tipos de Prótesis para Miembro Inferior

A. Según Estructura

a. Endoesquelética o Modular

La conexión del socket al pie se da a través de una pieza tubular denominada pylon, están hechas de distintos materiales como: acero inoxidable, titanio, aluminio o carbón. El material que se seleccione para la pieza se debe basar en las necesidades individuales de cada paciente, tomando en cuenta esto el diseño debe permitir el cambio del socket sin afectar a los otros componentes de la prótesis. (Rivera, 2005)

b. Exoesquelética o Convencional

No se utilizan con mucha frecuencia. No posee un segmento intermedio que permita la unión entre el encaje y el pie, sino que este se atornilla directamente con la pieza de tobillo de madera. La prótesis no lleva funda externa, dejándola con un acabado de plástico laminado. (Serro, 2011)

B. Según la Etapa de Amputación

a. Prótesis Inmediata

Esta prótesis es temporal se la realiza en el quirófano al terminar la cirugía, encamina a la recuperación adecuada por su efecto sobre el edema del muñón, permite la prevención de la aparición del miembro fantasma. (Cifuentes, 2012)

b. Prótesis Temporal

El propósito de esta prótesis es empezar la etapa de recuperación postquirúrgica y la protetización definitiva, también conocida como pilones

debido a su función de soporte de carga en bipedestación y equilibrio. (Cifuentes, 2012)

c. Prótesis Definitiva

Este dispositivo se considera como final ya que reemplazará permanentemente la función del miembro amputado en las mejores condiciones técnicas. (Cifuentes, 2012)

2.6.2 Componentes Prótesis Transtibial

A. Encaje o Socket

Este segmento de la prótesis tiene contacto directo con el muñón, se diseña según el paciente que lo vaya a usar. A este elemento se le aplicará la fuerza vertical que produce el piso, por lo que un correcto diseño y selección de material asegurará la distribución de presiones. (Salazar, 2012)

B. Suspensión

Es el sistema que permite la fijación entre el muñón y el socket, evita la inestabilidad y mantiene el fémur en la posición correcta. (Smith, 2004)

C. Vástago

Esta parte de prótesis se encarga de unir la rodilla con el pie, por lo general es un tubo de fibra de carbono, titanio u otros materiales ligeros. (Salazar, 2012)

D. Pie-Tobillo

Esta parte de la prótesis tiene el primer contacto con el suelo, permite distribuir las fuerzas a los demás componentes de la prótesis. El pie debe ser capaz de adaptarse a los diferentes tipos de terrenos generando una marcha normal, lo cual debe emularse con un pie prostético correctamente diseñado, capaz de absorber el golpe y devolverlo en energía para continuar con el movimiento de la extremidad. (Salazar, 2012)

2.7 Materiales

El aluminio viene a ser un metal no ferromagnético y es el tercer elemento que más comúnmente se encuentra en la corteza de la tierra. Los compuestos de aluminio se encuentran presentes en casi todas las rocas, vegetación y animales, también comprenden el 8% de la corteza terrestre, el material a utilizarse para la construcción de la prótesis se define tomando en cuenta las propiedades físicas y mecánicas del aluminio C 330 R que se muestran en la tabla 2. (García & Rodríguez, 2012)

Tabla 2

Propiedades físicas y mecánicas del Aluminio C 330 R

Aluminio	
Propiedades Mecánicas	
Límite elástico $R_{p0,2}$ [Pa]	$334 * 10^6$
Resistencia a la tracción R_m [Pa]	$362 * 10^6$
Alargamiento A (%)	3,1
Dureza HBW (2,5/62,5)	118
Propiedades Físicas	
Densidad $\left[\frac{g}{m^3}\right]$	2,8
Elasticidad [Pa]	$70 * 10^9$
Coefficiente de dilatación térmica [k^{-1}]	23,0
Conducción del calor $\left[\frac{W}{m} - K\right]$	125 – 155
Conducción electricidad $\left[\frac{M}{\Omega} \cdot mm^2\right]$	21 – 24

Fuente: (ACEROS BOEHLER UDDEHOLM S.A.)

El filamento para impresora 3D TPU (Poliuretano Termoplástico) es un material flexible y con cierta elasticidad. Viene a ser un polímero elastomérico lineal y de ahí lo termoplástico. Caracterizado por su alta resistencia a la abrasión, al desgaste, al desgarre, al oxígeno, al ozono y a las bajas temperaturas. Esta combinación de propiedades hace del poliuretano termoplástico un plástico de ingeniería; por esta razón, se utiliza en aplicaciones especiales, como puede ser la carcasa de la prótesis a realizarse (ver tabla 3). (3dproditive, s.f.)

Tabla 3

Propiedades del material TPU

Ensayo	MAC 80	MAC 85	MAC 90	MAC 92	MAC 95	MAC 96	MAC 64D	MAC 74D
Dureza [Shore ± 2]	80 A	85 A	90 A	92 A	95 A	96 A	64 D	74 D
Densidad [$\frac{g}{cm^3}$]	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,2	1,25	1,25
Resistencia a la tracción [MPa]	50	50	52	55	45	45	45	45
Alargamiento a la rotura [%]	650	550	570	550	500	500	400	350
Resistencia al desgarre [$\frac{N}{mm}$]	72	86	103	101	100	125	190	170
Elasticidad [%]	40	40	40	35	35	30	–	–
Abrasión mm^3	30	35	35	35	35	35	30	20
Compresión Set [$\frac{kN}{m}$]	18	21	22	40	45	45	55	55

Fuente: (polylanema)

2.7.1 Materiales Inteligentes

Estos materiales tratan de simular la habilidad que posee la naturaleza para reaccionar a estímulos externos. Hace más de 50 años ya se utilizaban materiales a los cuales también se los puede llamar inteligentes pues cambian

su forma, ductibilidad, conductividad entre otras características. (Proaño Mejía & Delgado Terán, 2011)

Para poder representar el comportamiento de la naturaleza es necesario un sistema que contenga sensores, controladores y actuadores, para captar las señales del entorno, las procesen en un ordenador y se establezca señales oportunas que debe ejecutar el actuador. (Proaño Mejía & Delgado Terán, 2011)

Se puede encontrar varios tipos de estos materiales, como lo son los Fluidos Magnetoreológicos (MRF), los cuales serán estudiados a profundidad.

A. Fluidos Magnetoreológicos

Son suspensiones acuosas compuestas por microesferas de hierro a carbono u otras partículas que sean magnetizables suspendidas en un fluido base de hidrocarburo sintético. Las partículas empleadas en el fluido no tienen remanencia ni histéresis magnética. El desarrollo de los fluidos y dispositivos magnetoreológicos pueden ser acreditados a Jacob Rabinow en el US National Bureau of Standard en los años cuarenta. (Falkner & Irazza, 2003)

Al existir campo magnético constante, las partículas del fluido adquieren un momento bipolar, lo cual hace que las partículas adquieran la forma de collares de cuentas alineados. Al formar estos agregados existe un cambio drástico de las propiedades mecánicas y ópticas de las suspensiones. Con campo rotante continúa ocurriendo la agregación, pero además se induce un par de giro sobre las cadenas a los que se opone la fricción viscosa. Las cadenas siguen la rotación del campo con cierto desfase y deformación. (García & Rodríguez, 2012)

La presencia de campo magnético permite la alineación de las partículas metálicas en estructuras fibrosas, con un control del límite elástico del fluido sin afectar su viscosidad. El tiempo de respuesta del MRF es de menos de un milisegundo. (García & Rodríguez, 2012)

Los MRF responden a la aplicación de un campo magnético con un cambio en sus propiedades reológicas, lo cual se produce mediante el desarrollo de un esfuerzo producido monotónicamente que crece con el campo aplicado. De ahí viene su habilidad para proveer una silenciosa, rápida y simple respuesta en la interface entre sistemas mecánicos y controles electrónicos. (Falkner & Irazza, 2003)

Las estructuras tipo cadena formadas en el MRF al aplicarse un campo magnético, restringen el movimiento del fluido haciendo que incremente las características viscosas del mismo. La energía mecánica necesaria para formar estas cadenas incrementa conforme crece el campo aplicado, dando como resultado un esfuerzo dependiente del campo. Cuando no se aplica al fluido un campo magnético, este tiende a presentar un comportamiento Newtoniano. (García & Rodríguez, 2012)

El comportamiento de los fluidos controlables se representa como un plástico de Bingham el cual tiene un límite elástico variable. En este modelo el flujo es gobernado por la ecuación:

$$\tau = \tau_y(H) + \eta\dot{\gamma} \quad \text{(Ecu. 1)}$$

Donde:

τ : Esfuerzo total.

$\tau_y(H)$: Esfuerzo ejercido sobre el eje, dependiente del campo magnético aplicado.

η : Viscosidad del fluido.

$\dot{\gamma}$: Tasa de corte que generan las microesferas en el proceso dado.

Cuando el esfuerzo τ está abajo del esfuerzo de cedencia τ_y el material se comporta viscoelásticamente:

$$\tau = G\dot{\gamma} \quad \tau > \tau_y \quad \text{(Ecu. 2)}$$

Donde:

G : Módulo complejo del material la cual es adimensional.

Con todo lo anteriormente mencionado se concluye en sí que un fluido magnetoreológico en el estado desmagnetizado es una dispersión aleatoria de partículas (ver figura 17), exhibe el comportamiento reológico newtoniano (esfuerzo cortante = viscosidad por velocidad tangencial), pero cuando se magnetiza el MRF, cambia su comportamiento reológico, actuando como un plástico Bingham (esfuerzo cortante = límite elástico por velocidad tangencial) (ver figura 18). (García & Rodríguez, 2012)

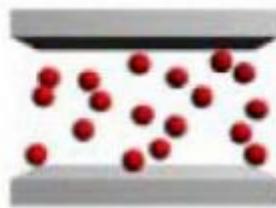


Figura 17 MRF en estado desmagnetizado

Fuente: (García & Rodríguez, 2012)

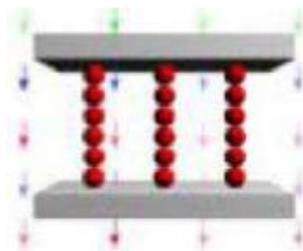


Figura 18 MRF en estado magnetizado

Fuente: (García & Rodríguez, 2012)

A. Campo Magnético

Se considera como el mecanismo fundamental que permite convertir la energía de corriente continua en corriente alterna o viceversa, a continuación, se describen los puntos de la utilización del campo magnético (García & Rodríguez, 2012):

- Un conductor que porta corriente genera un campo magnético a su alrededor.

- Un campo magnético variable en el tiempo induce un voltaje en una bobina de alambre si pasa a través de ésta.
- Si el conductor porta corriente en presencia de un campo magnético advierte una fuerza inducida sobre él.
- El conductor al moverse en presencia de un campo magnético tendrá un voltaje inducido en él. (García & Rodríguez, 2012)

La ley de Ampère gobierna la generación de un campo magnético por una corriente:

$$\oint H * dl = I \quad (\text{Ecu. 3})$$

Donde:

H : Intensidad de campo magnético producida por la corriente.

I : Corriente eléctrica.

a. Núcleo magnético con un gap lleno de fluido MR

Este tipo de configuración corresponde a un escenario donde se usa un electroimán para controlar la viscosidad aparente del MRF. Cuando no se aplica corriente a la bobina, la viscosidad aparente del MRF es mínima. (Carlson J. , 2007)

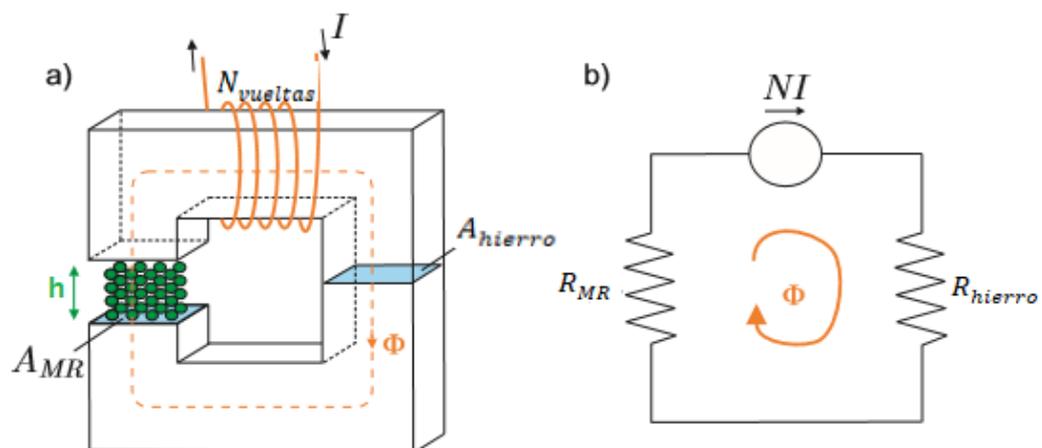


Figura 19 a) Circuito Magnético b) Equivalente Eléctrico

Fuente: (Carlson J. , 2007)

De la figura 19 del circuito equivalente eléctrico se aplica la ley de voltaje de Kirchhoff's dado por:

$$N_{vueltas}I = (R_{MR} + R_{Acero})\Phi \quad (\text{Ecu. 4})$$

Llevando a:

$$\Phi = \frac{N_{vueltas}I}{(R_{MR}+R_{Acero})} = \frac{N_{vueltas}I}{\left(\frac{h}{\mu_{MR}A_{MR}} + \frac{l_{bobina}}{\mu_{Acero}A_{Acero}}\right)} \quad (\text{Ecu. 5})$$

Lo cual es equivalente a:

$$H_{MR} = \frac{\Phi}{\mu_{MR}A_{MR}} = \frac{N_{vueltas}I}{h+l_{bobina}\left(\frac{\mu_{MR}}{\mu_{Acero}}\right)\left(\frac{A_{MR}}{A_{Acero}}\right)} \quad (\text{Ecu. 6})$$

Donde:

H_{MR} : Intensidad de campo magnético de los MRF.

$N_{vueltas}$: Numero de vueltas.

h : Ducto Anular.

l_{bobina} : Longitud de la bobina.

μ_{MR} : Permeabilidad del MRF.

μ_{Acero} : Permeabilidad del acero.

A_{MR} : Área donde se encuentra el MRF.

A_{Acero} : Área del acero.

B. Reología de los Fluidos Magnetoreológicos

Uno de los datos más relevantes sobre el comportamiento de los fluidos bajo la influencia del campo magnético se obtiene mediante mediciones reológicas. El cambio en los datos de la viscosidad del fluido dependientes del campo magnético aplicado, para una amplia gama de tasas de cizallamiento, las propiedades viscoelásticas, el límite de elasticidad, los

factores de diferencia de fuerzas normales, etc., se pueden encontrar usando el reómetro junto con el dispositivo magnetoreológico. (F.D., J.H., & M., 2006)

El sistema de medición estándar (ver figura 19) utilizado en combinación con la célula MRD es una placa con un diámetro de 20 mm (PP20 / MRD / TI), en una configuración de placas paralelas. Para evitar que las fuerzas radiales actúen sobre el eje, el material utilizado para la geometría de la placa paralela es material no magnético. La placa no magnética colocada en la parte superior del yugo de la base contiene el sensor de la punta, pero también desplaza hacia arriba el espacio de medición de la placa de 1,5 mm. Así, colocando la muestra simétricamente en el centro entre los yugos, se mejora considerablemente la homogeneidad de la densidad de flujo magnético en el fluido magneto-reológico, se recomienda un grosor de la capa de muestra de 0,3 mm. (H.M., G., C., & C., 2008)

Sin embargo, para la muestra que contiene partículas grandes o que tiene una distribución de tamaño de partículas desconocida, la distancia de medición puede extenderse hasta aproximadamente 1 mm. En este caso, debe tenerse en cuenta el gradiente de densidad de flujo magnético cerca del borde de la muestra. (H.M., G., C., & C., 2008)

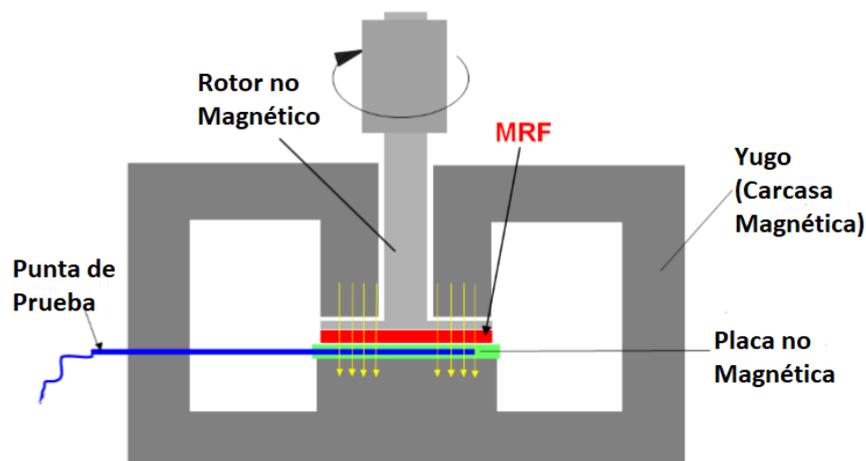


Figura 20 Bosquejo de la célula de medición MRD

Fuente: (H.M., G., C., & C., 2008)

2.8 Diseño de Dispositivos con MRF

La mayoría de los dispositivos que utilizan fluidos controlables en este caso MRF, pueden clasificarse en aquellos que poseen polos fijos (modo válvula) o con polos relativamente móviles (modo de corte directo) (ver figura 20). Algunos ejemplos de dispositivos con modo válvula son los servo-válvulas y amortiguadores. Ejemplos de dispositivos con modo de corte directo incluyen embragues, frenos, dispositivos de sujeción y bloqueo. (Carlson, Catanzarite, & Clair, 1996)

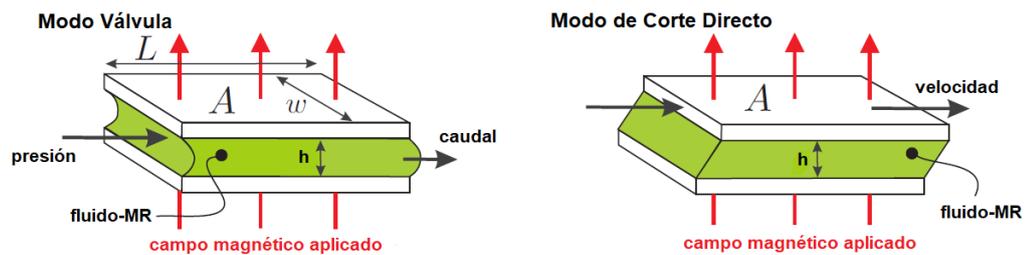


Figura 21 Modos básicos de operación para dispositivos con fluidos controlables.

Fuente: (Carlson, Catanzarite, & Clair, 1996)

2.8.1 Fuerza Controlable y Rango Dinámico

La fuerza controlable y el rango dinámico son dos de los parámetros más importantes en la evaluación del rendimiento general del amortiguador MR.

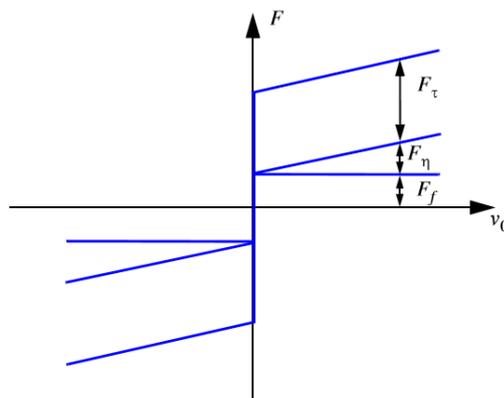


Figura 22 Descomposición de fuerzas en un amortiguador MR

Fuente: (Yang, Spencer Jr., Carlson, & Sain, 2002)

Como se puede ver en la figura 22, la fuerza total del amortiguador se puede descomponer en:

F_{τ} : Fuerza controlable, dependiente de un esfuerzo de cizallamiento controlado $\tau_y(H)$.

F_{uc} : Fuerza incontrolable, la cual es igual a la suma de las siguientes fuerzas:

F_n : Fuerza de viscosidad plástica

F_f : Fuerza de fricción.

El rango dinámico está definido como la relación entre la fuerza de resistencia del amortiguador F y la fuerza incontrolable F_{uc} cómo se indica (Yang, Spencer Jr., Carlson, & Sain, 2002):

$$D = \frac{F}{F_{uc}} = 1 + \frac{F_{\tau}}{F_n + F_f} \quad \text{(Ecu. 7)}$$

Basado en el modelo de plato-paralelo, F_n y F_f se definen como:

$$F_n = \left(1 + \frac{whV_a}{2Q}\right) \frac{12 \eta Q L A_p}{wh^3} \quad \text{(Ecu. 8)}$$

$$F_f = c \frac{\tau_y(H) L A_p}{h} \text{sgn}(V_a) \quad \text{(Ecu. 9)}$$

Donde:

c : Parámetro con un valor que oscila entre un mínimo de 2.07 y un máximo de 3.07 que se puede calcular con la ecuación 10.

Q : Caudal.

L : Longitud del polo.

w : Ancho del polo.

A_p : Sección transversal del pistón.

V_a : Velocidad de la cabeza del pistón.

$$c \approx 2.07 + \frac{1}{(1+0.4\tau)} \quad \text{(Ecu. 10)}$$

En la ecuación 10 τ esta dado por:

$$\tau = \frac{wh^2\tau_y(H)}{12\eta A_P V_a} \quad \text{(Ecu. 11)}$$

2.8.2 Presión y Volumen

La caída de presión desarrollada en un dispositivo con modo válvula se puede dividir en un componente viscoso independiente del campo ΔP_η y una componente del esfuerzo de cizallamiento dependiente del campo magnético inducido ΔP_τ . Estas presiones están dadas por las ecuaciones (Phillips, 1969) (Duclos, 1987):

$$\Delta P_\eta = \frac{12\eta QL}{h^3 w} \quad \text{(Ecu. 12)}$$

$$\Delta P_\tau = \frac{c\tau_y(H)L}{h} \quad \text{(Ecu. 13)}$$

La presión total en un dispositivo con modo válvula es aproximadamente igual a la suma de ΔP_η y ΔP_τ . (Carlson, Catanzarite, & Clair, 1996)

Mientras que las ecuaciones 7-13 son ciertamente útiles en el diseño de dispositivos con fluidos controlables. A menudo es útil manipular algebraicamente las ecuaciones anteriores para proporcionar una ecuación derivada diferente (Carlson, Catanzarite, & Clair, 1996):

$$V = k \left(\frac{\eta}{\tau_y(H)^2} \right) \lambda W_m \quad \text{(Ecu. 14)}$$

Donde:

k : Constante dada en la ecuación 15.

λ : Relación de control definida por la ecuación 16.

W_m : Potencia mecánica, cuyo valor está definido por la ecuación 17. (Siginer, 1999)

$$k = \frac{12}{c^2} \quad \text{(Ecu. 15)}$$

$$\lambda = \frac{\Delta P_\tau}{\Delta P_\eta} \quad \text{(Ecu. 16)}$$

$$W_m = Q \Delta P_\tau \quad \text{(Ecu. 17)}$$

La ecuación 14 da el volumen mínimo del fluido activo, lo cual es necesario para conseguir la relación de control deseada $\Delta P_\tau/\Delta P_\eta$ dado un caudal Q con una caída de presión controlada especificada por ΔP_τ . (Carlson, Catanzarite, & Clair, 1996)

Tanto para dispositivos con modo válvula y modo de corte directo el volumen mínimo depende de la relación de la viscosidad al esfuerzo de cizallamiento al cuadrado $(\eta/\tau_y(H)^2)$.

2.9 Análisis de Elementos Finitos (FEA)

Viene a ser la aplicación práctica de un método matemático para elementos finitos (FEM), utilizado para modelar problemas estructurales y térmicos complejos. (PTC, s.f.)

En términos generales FEM es un método que consiste en subdividir la geometría compleja con comportamiento estructural desconocido en un número finito de elementos geométricos simples con comportamiento estructural conocido, denominado malla FEM. En los límites del elemento, los desplazamientos se igualan con los elementos próximos y se despliega una ecuación de matriz. La ecuación se resuelve numéricamente y se pueden ver los resultados de forma gráfica mediante un postprocesado. Los resultados muestran las tensiones y el desplazamiento calculados que se producen en el modelo al aplicar fuerzas. (PTC, s.f.)

Uno de los programas disponibles para este tipo de análisis viene a ser el software de CAD de SOLIDWORKS, las soluciones de SOLIDWORKS Simulation y sus funciones pueden convertirse en un elemento habitual del proceso de diseño, lo que reduce la necesidad de realizar costosos prototipos, acaba con las repeticiones de trabajo y las demoras, y ahorra tiempo y costes de desarrollo.

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA EL PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO

3.1 Comportamiento de Materiales Magnetoreológicos Bajo Diferentes Campos Magnéticos

En este apartado se establece el procedimiento experimental para la caracterización magnetoreológica del fluido MRF-140CG de LORD. Este procedimiento conlleva definir el equipamiento, y la conversión de los datos experimentales.

3.1.1 Equipos

Se utiliza el reómetro rotacional de MCR-501 (Anton Paar Physica) junto con la célula MRD-70/1T acoplada, para poder realizar la caracterización magnetoreológica (ver figura 23). Conjuntamente se realiza un baño termostático Julabo F-25 para poder controlar la temperatura de la muestra.

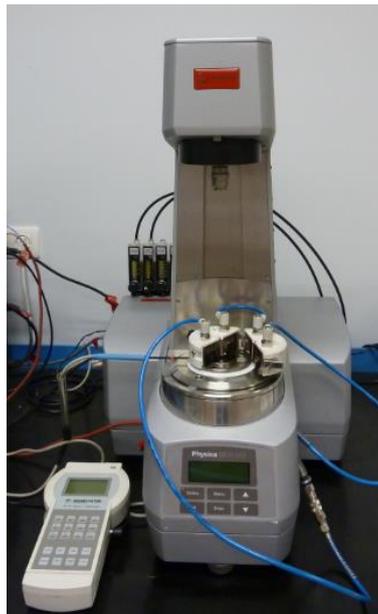


Figura 23 Reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar) junto con la célula magnetoreológica MRD-70/1T acoplada.

3.1.2 Sistemas de Medida

El reómetro MCR-501 permite emplear diferentes geometrías de medida, pero se debe tomar en cuenta que la célula magnetoreológica MRD-70/1T está calibrada para que se pueda obtener un campo magnético apropiado únicamente con la configuración de platos paralelos de $0.02 [m]$.

3.1.3 Conversión de Datos

Se debe tener en cuenta que los fluidos MR tienen un comportamiento reológico no Newtoniano y que el estado tensional no es constante en toda la muestra, la conversión desde los parámetros físicos del reómetro (ángulo de giro, velocidad de giro y par de torsión) a los parámetros reológicos (deformación, velocidad de deformación y tensión de corte) no es posible realizarla según la norma DIN-53018 implementada en el software del reómetro MCR-501. Para poder realizar dicha conversión se utiliza la conversión de Rabinowitsch.

3.1.4 Ensayos Reológicos

Los ensayos se realizan con una velocidad de deformación máxima de $350 \left[\frac{1}{s} \right]$ para poder evitar el esparcimiento de la muestra.

Se toman los datos de esfuerzo cortante a una temperatura de $40 [^{\circ}C]$ y sin campo magnético, es decir, $0 [mT]$ para poder comparar con la curva dada en la hoja de datos del fluido (ver figura 24).



Figura 24 Comparación de la curva experimental con teórica a $40 [^{\circ}C]$ y $0 [mT]$.

Las ecuaciones de Bingham obtenidas tanto para los datos experimentales como para los teóricos son:

$$\tau = 37.62 + 0.5234 \dot{\gamma} \quad \text{(Ecu. 18)}$$

$$\tau = 28.85 + 0.306 \dot{\gamma} \quad \text{(Ecu. 19)}$$

En las ecuaciones 18 y 19 se puede distinguir claramente que la viscosidad varía, afirmando que los datos indicados en la ficha técnica representan valores típicos, ya que no todas las pruebas se ejecutan en cada lote de material producido, siendo así necesaria la caracterización del fluido para especificaciones de producto formalizadas para usos finales específicos. (LordCorporation)

Una vez justificada la necesidad de realizar la caracterización del fluido que se posee, se obtiene la viscosidad plástica (η) sin aplicación de campo, está dada por la ecuación de Bingham de los datos experimentales a una temperatura de 20 [°C] (ver figura 25).

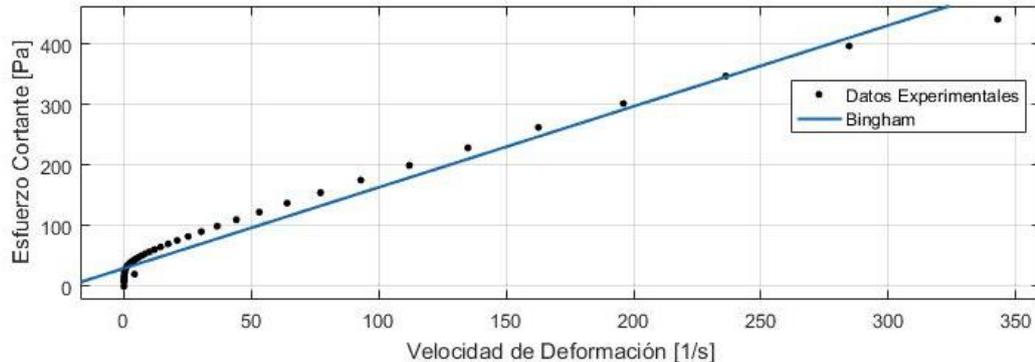


Figura 25 Curva de Bingham a 20 [°C] y 0 [mT].

La ecuación de Bingham para la curva presentada en la figura 25 está dada por:

$$\tau = 29.8 + 1.338 \dot{\gamma} \quad \text{(Ecu. 20)}$$

Se espera que el máximo campo que el electroimán puede generar es de 600 [mT] alcanzando una temperatura de 20 [°C].

A partir del esfuerzo cortante se determina el umbral de cizalladura en función del campo magnético para la temperatura alcanzada (Ver figura 26).

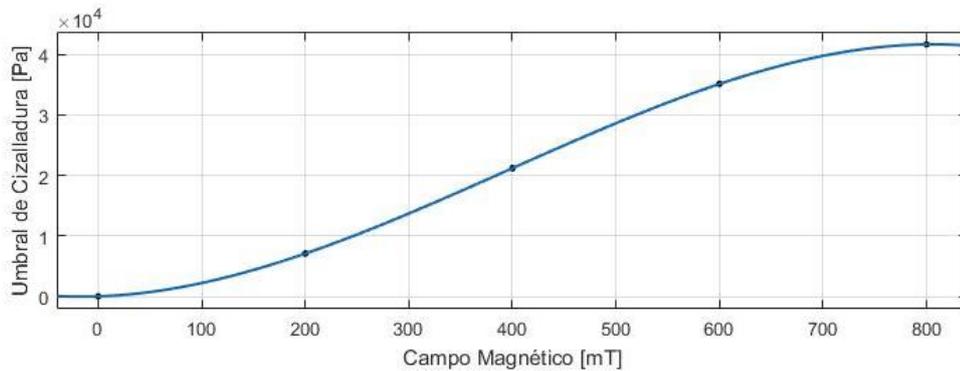


Figura 26 Umbral de cizalladura Vs Campo Magnético a 20 [°C].

De la figura 26 se puede ver que el umbral de cizalladura aumenta según la intensidad del campo magnético y se toma el valor a un campo de 600 [mT]:

$$\tau_y(H) = 35117.639 [Pa] \quad \text{(Ecu. 21)}$$

A. Relación B-H

De la información disponible en la hoja de datos del fluido MR-140G, la curva $B - H$ para fluidos MR dentro de su rango útil es principalmente no lineal para los fluidos proporcionados por LORD. Dicha característica de la curva puede ser explicada por diferentes formulaciones de fluidos MR o por diferencias en el protocolo experimental. La figura 27 muestra una gráfica del campo magnético B en relación con el campo de inducción H para el fluido MR considerado en este estudio.

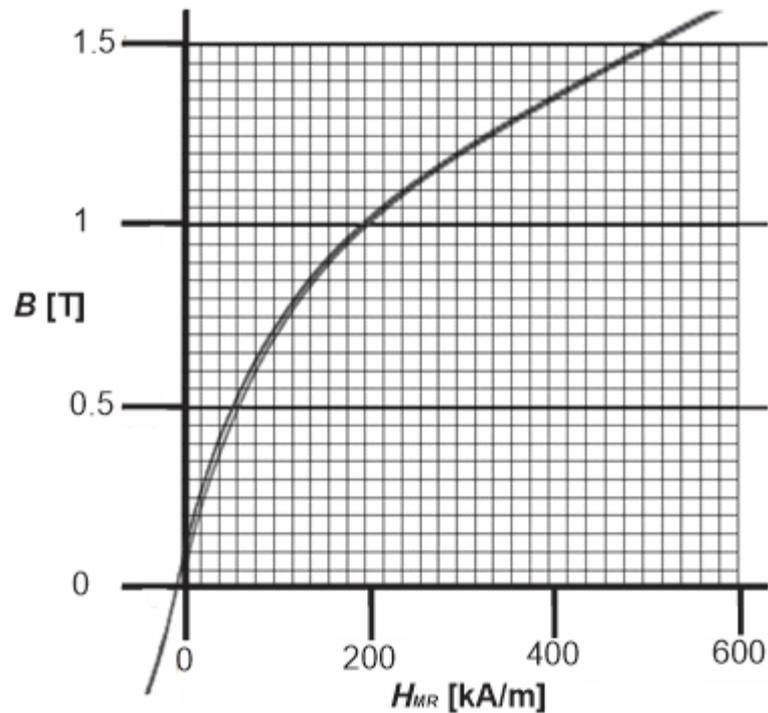


Figura 27 Propiedades Magnéticas Típicas

Fuente: (LordCorporation)

Además, se puede notar que existe poca o ninguna histéresis en las curvas $B - H$ del fluido MR. Este comportamiento es una consecuencia de las propiedades magnéticamente blandas del hierro utilizado para las partículas, así como de la movilidad de las mismas.

3.2 Parámetros de Diseño

El Ecuador es un país multiétnico y pluricultural. La talla de sus habitantes varía de acuerdo a la genética y la nutrición. Cuando las poblaciones comparten antecedentes genéticos y factores ambientales, la estatura media es una característica común en el seno del grupo. Excepcionalmente la altura varía (alrededor del 20% de desviación media) dentro de dicha población. (Lema, 2013)

$$\text{Estatura promedio hombre Ecuatoriano} = 1,68 \text{ [m]} - 1,70 \text{ [m]} \quad \text{(Ecu. 22)}$$

Tomando en cuenta que su masa se encuentra entre $(65 - 70) \text{ [kg]}$ aproximadamente, la cual varía según los factores externos propios de cada región del país.

$$Masa\ total\ del\ cuerpo = m_{cuerpo} = 70 [kg] \quad (\text{Ecu. 23})$$

El peso total de la prótesis está dado por los modelos humanos existentes en el que se determina cuantos segmentos lo componen, en donde se localiza el centro de gravedad y el peso de cada segmento, permitiendo establecer este conjunto de datos como parámetros inerciales.

En la tabla 4 se presentan los parámetros por cada segmento del cuerpo del modelo de Dempster y Clauser el cual ha sido utilizado para el desarrollo del presente proyecto. (Antonio & Mas, 2015)

Tabla 4

Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser

Segmento	Masa (%)	Centro de Gravedad (%)	Punto Proximal
Cabeza y cuello	7.3	46.4	Gonión medio
Tronco	50.7	38.03	Cadera media
Brazo	2.6	51.3	Radiale
Antebrazo	1.6	38.96	Art. Muñeca
Mano	0.7	82	Estiloides 3ºdedo
Muslo	10.3	37.19	Tibiale
Pantorrilla	4.3	37.05	Art. Tobillo
Pie	1.5	44.9	Dedo 1º

Fuente: (Antonio & Mas, 2015)

Para el caso propuesto la prótesis debe tener aproximadamente la misma cantidad de masa que la fracción del cuerpo que representa, entonces, se debe considerar el segmento del cuerpo que la compone, es decir, la pantorrilla, la cual representa un porcentaje del peso total del cuerpo como se expresa a continuación:

$$m_{protesis} = m_{pantorrilla} \quad (\text{Ecu. 24})$$

$$m_{protesis} = (0.043) m_{cuerpo}$$

$$m_{protesis} = (0.043) 70 [kg]$$

$$m_{protesis} = 3.01 [kg]$$

Una vez obtenida la masa total de la prótesis, se debe encontrar el peso que va a soportar la misma, para ello se lleva a cabo un análisis de fuerzas y torques ejercidos en el segmento.

3.2.1 Determinación de la Fuerza en Reposo con Apoyo en Ambos Pies

Cuando una persona se encuentra de pie en posición erguida, en reposo, sobre ambos pies, la fuerza de contacto del suelo F_{reposo} es la misma en cada uno de los dos e igual a la mitad del peso del cuerpo.

$$F_{reposo} = \frac{m_{cuerpo} * g}{2} \quad \text{(Ecu. 25)}$$

$$F_{reposo} = \frac{70 [kg] * 9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right]}{2}$$

$$F_{reposo} = 343.35 [N]$$

3.2.2 Determinación de la Fuerza con Apoyo en un Solo Pie

Cuando la persona se apoya sobre un solo pie (en este caso el derecho) se calcula la fuerza de contacto de la siguiente forma:

El centro de masas del conjunto del tronco, cabeza, extremidades superiores y pierna izquierda, es decir todo el cuerpo menos la pierna derecha está ligeramente desplazado una distancia d a la izquierda del eje de simetría del cuerpo (ver figura 28). (Villar, López, & Cussó, 2013)

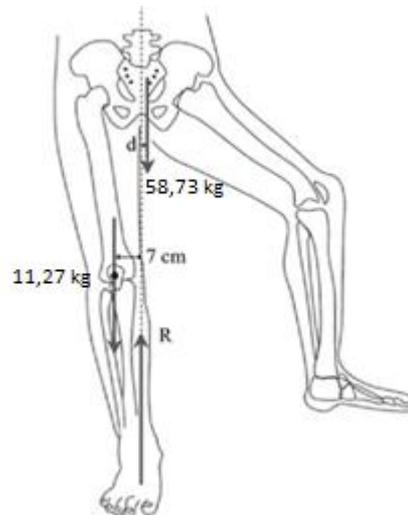


Figura 28 Equilibrio del cuerpo humano sobre un pie

Fuente: (Villar, López, & Cussó, 2013)

El centro de masa de la pierna derecha se encuentra a $7 [cm] = 0.07 [m]$ a la derecha de la vertical del eje de simetría del cuerpo. (Villar, López, & Cussó, 2013)

Las condiciones de equilibrio para que no exista un pivoteo en el cuerpo:

$$\sum F = -(m_{cuerpo} - m_{pierna}) * g - (m_{pierna}) * g + R_{apoyo} = 0 \quad \text{(Ecu. 26)}$$

$$-(70 [kg] - 11.27 [kg]) * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] - (11.27 [kg]) * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] + R_{apoyo} = 0$$

$$R_{apoyo} = 686.7 [N] \quad \text{(Ecu. 27)}$$

$$\sum T = (m_{pierna}) * 0.07 [m] * g - (m_{cuerpo} - m_{pierna}) * g * d = 0 \quad \text{(Ecu. 28)}$$

$$(11.27 [kg]) * 0.07 [m] * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] - (70 [kg] - 11.27 [kg]) * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] * d = 0$$

$$d = 0.0134 [m] \quad \text{(Ecu. 29)}$$

La fuerza $R_{apoyo} = 686.7 [N]$ es igual al peso del cuerpo como se esperaba, la cual será la carga que va a soportar la prótesis en el momento de la

caminata cuando el cuerpo esté apoyado únicamente sobre esa pierna a una distancia $d = 0.0134 [m]$ desplazado a la izquierda del eje de simetría.

Se consideran las condiciones de equilibrio provocadas por la parte superior del cuerpo apoyadas sobre la pierna derecha, esta puede pivotar sobre el punto de contacto entre la cadera y la cabeza del fémur a causa de la asimetría de la posición y la tendencia de girar hacia la izquierda (ver figura 29) debido a que ese pie no está apoyado en el suelo.

Para evitar el giro lateral, el glúteo mayor, que une el fémur y los huesos que forman la cadera, tira de ésta hacia el trocánter mayor, que es la protuberancia más externa del fémur, con una fuerza T que forma un ángulo con la horizontal que los estudios anatómicos y de rayos X han mostrado ser de un ángulo 60° respecto a la horizontal. (Villar, López, & Cussó, 2013)

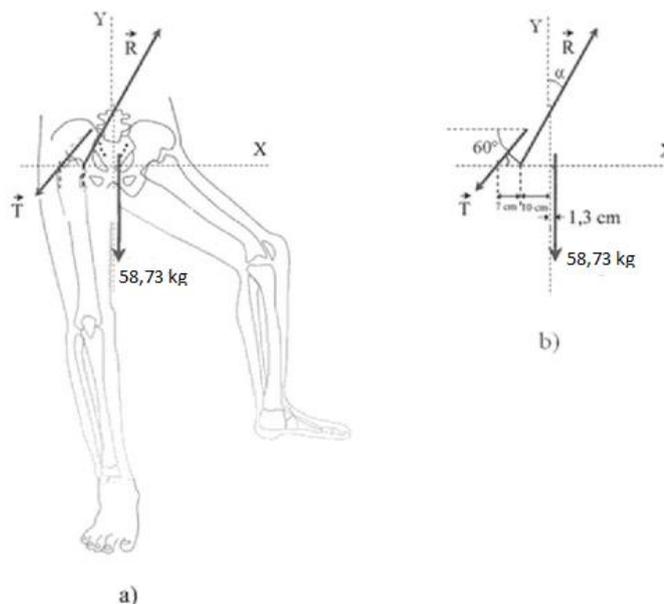


Figura 29 a) Equilibrio del cuerpo apoyado sobre la pierna derecha. b) Juego de fuerzas que impiden la rotación sobre la cabeza del fémur

Fuente: (Villar, López, & Cussó, 2013)

Es así que las condiciones de equilibrio se dan mediante el cálculo de los momentos respecto al punto en el que se aplica la fuerza de contacto, en concreto dicho punto se encuentra a $10 [cm] = 0.1 [m]$ en horizontal del eje de simetría y a unos $7 [cm] = 0.07 [m]$ en horizontal del trocánter mayor (Villar, López, & Cussó, 2013), que sería el centro de giro:

$$\sum F_x = -T * \cos 60^\circ + R_x = 0 \quad \text{(Ecu. 30)}$$

$$R_x = T * \cos 60^\circ \quad \text{(Ecu. 31)}$$

$$\sum F_y = -T * \sen 60^\circ + R_y - (m_{\text{cuerpo}} - m_{\text{pierna}}) * g = 0 \quad \text{(Ecu. 32)}$$

$$R_y = T * \sen 60^\circ + (m_{\text{cuerpo}} - m_{\text{pierna}}) * g \quad \text{(Ecu. 33)}$$

$$\sum T_z = T * \sen 60^\circ * 0.07 [m] - (m_{\text{cuerpo}} - m_{\text{pierna}}) * g * (0.1 [m] + d) = 0 \quad \text{(Ecu. 34)}$$

$$T = \frac{(m_{\text{cuerpo}} - m_{\text{pierna}}) * g * (0.1 [m] + d)}{\sen 60^\circ * 0.07 [m]} \quad \text{(Ecu. 35)}$$

$$T = \frac{(70 [kg] - 11.27 [kg]) * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] * 0.1134 [m]}{\sen 60^\circ * 0.07 [m]}$$

$$T = 1077.74 [N]$$

Entonces:

$$R_x = 1077.74 [N] * \cos 60^\circ \quad \text{(Ecu. 36)}$$

$$R_x = 538.87 [N]$$

$$R_y = 1077.74 [N] * \sen 60^\circ + (70 [kg] - 11.27 [kg]) * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad \text{(Ecu. 37)}$$

$$R_y = 1509.49 [N]$$

$$R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2} \quad \text{(Ecu. 38)}$$

$$R = \sqrt{(538.87 [N])^2 + (1509.49 [N])^2}$$

$$R = 1602.79 [N]$$

La pierna debe ser capaz de soportar un peso máximo de 1602.79 [N] para evitar que el pivoteo generado al apoyarse en un solo pie.

3.2.3 Determinación de la Fuerza de Impacto

Resulta necesario considerar la fuerza de impacto producida cuando el cuerpo cae desde una altura determinada debido a la fuerza gravitatoria, la cual representa la aceleración que sufre la masa que compone el cuerpo generando una carga mayor al peso del cuerpo durante un instante denominado tiempo de amortiguamiento.

El cuerpo parte de un estado de reposo, es decir, no existe una velocidad inicial, a medida que el cuerpo empieza a descender la gravedad provoca un incremento en la velocidad hasta que el cuerpo toque la superficie generando una velocidad de impacto, en este punto el cuerpo tiende a cambiar de posición recorriendo su centro de masa hasta detenerse totalmente y regresar a su posición erguida.

Para el caso se considera:

Δy : Altura de caída sobre el nivel del suelo = 0.2 [m].

e : Desplazamiento del centro de masa = 0.04 [m].

Los valores anteriores se justifican en el capítulo 2, el desplazamiento e es provocado por la amortiguación que el cuerpo genera para evitar lesionarse.

A. Velocidad final (Al momento del impactar)

$$V_f = \sqrt{2 * g * \Delta y} \quad \text{(Ecu. 39)}$$

$$V_f = \sqrt{2 * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right] * 0.2 [m]}$$

$$V_f = 1.98 \left[\frac{m}{s} \right]$$

B. Velocidad Media de frenado

$$V_m = \frac{V_i + V_f}{2} \quad \text{(Ecu. 40)}$$

$$V_m = \frac{0 + 1.98 \left[\frac{m}{s} \right]}{2}$$

$$V_m = 0.99 \left[\frac{m}{s} \right]$$

C. Tiempo de Amortiguamiento

Tiempo Δt que demora en amortiguar la caída:

$$\Delta t = \frac{e}{v_m} \quad \text{(Ecu. 41)}$$

$$\Delta t = \frac{0.04 \text{ [m]}}{0.99 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right]}$$

$$\Delta t = 0.04 \text{ [s]}$$

D. Aceleración Media

$$a_m = \frac{v_o - v_f}{\Delta t} \quad \text{(Ecu. 42)}$$

$$a_m = \frac{0 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] - 1.98 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right]}{0.04 \text{ [s]}}$$

$$a_m = -49.03 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

La aceleración media posee signo negativo ya que se refiere a que el cuerpo frena.

E. Fuerza de impacto

$$F_m = m * a_m \quad \text{(Ecu. 43)}$$

$$F_m = 70 \text{ [kg]} \times 49.03 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

$$F_m = 3432.1 \text{ [N]}$$

La fuerza crítica es la de impacto con 3432.1 [N] generada por la masa de todo el cuerpo, y soportada por ambas piernas; para motivo de estudio se considera la mitad de la fuerza de impacto como fuerza de diseño y se expresa a continuación:

$$F_d = \frac{F_m}{2} \quad \text{(Ecu. 44)}$$

$$F_d = \frac{3432.1 \text{ [N]}}{2}$$

$$F_d = 1716.05 \text{ [N]}$$

Aun así, se debe considerar un factor de carga para el peso que va a soportar la prótesis, en este caso se estima un valor para el factor de carga de 1.2; entonces:

$$\text{Factor de carga} = F_c = 1.2$$

$$F_d = F_c * 1716.05 [N] \quad (\text{Ecu. 45})$$

$$F_d = 1.2 * 1716.05 [N]$$

$$F_d = 2059.26 [N]$$

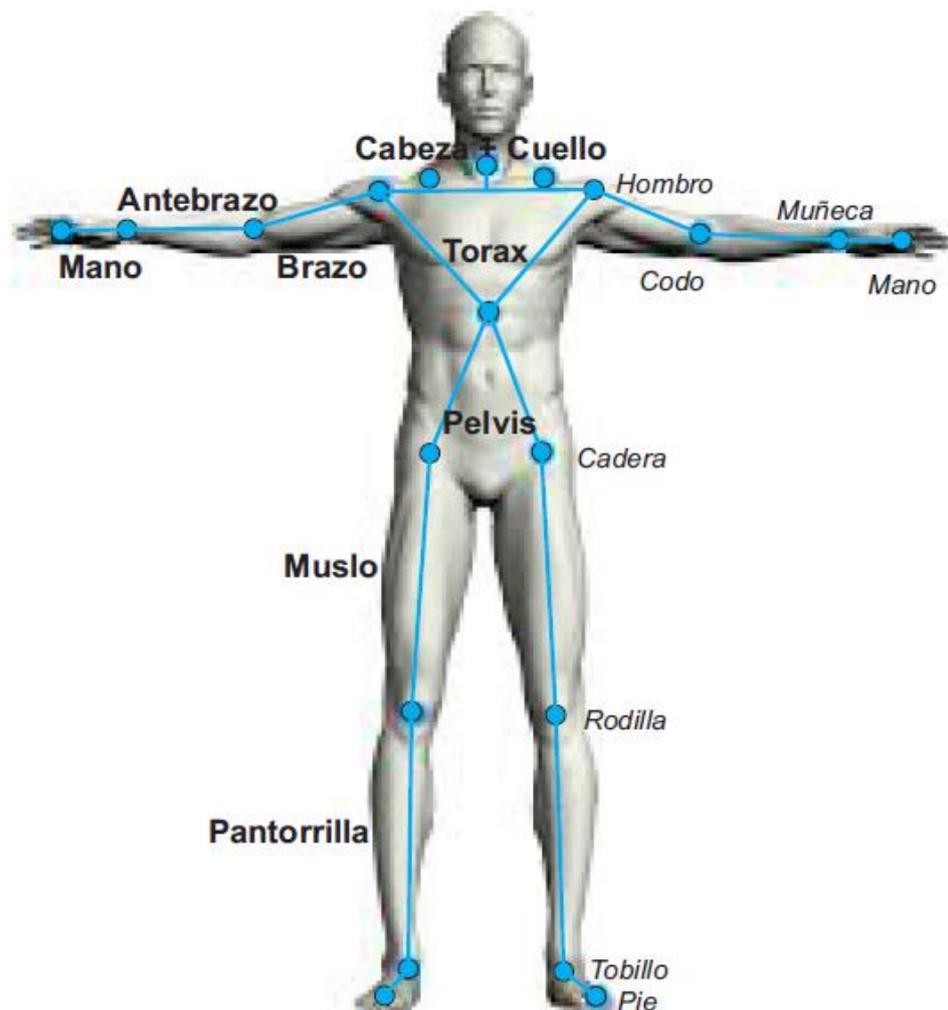


Figura 30 Segmentos del cuerpo humano.

Además, la prótesis debe respetar las dimensiones de la parte del cuerpo que va a representar, para esto se repasa los estudios de Drillis y Contini (1966) en donde se indican las dimensiones de cada segmento del cuerpo según la estatura de la persona (ver tabla 5).

Tabla 5

Dimensiones de cada segmento del cuerpo humano según estatura.

Segmento	Estatura (%)
Mano	10.8
Tórax	28.8
Brazo	18.6
Antebrazo	14.6
Pelvis	4.5
Muslo	20
Pantorrilla y pie	28.5

Fuente: (Antonio & Mas, 2015)

Una prótesis por debajo de la rodilla representa el 28.5 % de la longitud total del cuerpo:

$$L_{protesis} = (0.285) L_{cuerpo} \quad \text{(Ecu. 46)}$$

$$L_{protesis} = (0.285) * 1.7 [m]$$

$$L_{protesis} = 0.4845 [m]$$

La prótesis debe tener una longitud máxima de 0.4845 [m] incluyendo al pie de la persona, por lo tanto, al no incluir el pie en el diseño esta debe tener una longitud menor para hacer posible la adición de uno.

Los diseños de prótesis comerciales poseen medidas estándar, las cuales establecen una longitud de 0.22 a 0.28 [m], conociendo este dato se establece una dimensión de 0.25 [m] para la prótesis a diseñar.

3.3 Diseño del amortiguador

Se toman en consideración los parámetros indicados en la tabla 6 para el diseño del dispositivo:

Tabla 6

Parámetros de diseño

Parámetro	Valor
Viscosidad Plástica η [$Pa \cdot s$]	1.338
Esfuerzo de cizallamiento $\tau_y(H)$ [Pa]	35117.639
Carrera c_t [m]	0.055
Carrera de Amortiguamiento c_a [m]	0.020
Diámetro Exterior del cuerpo D_c [m]	0.0421
Espesor del cuerpo t_w [m]	0.006
Longitud extendida L_a [m]	0.208
Diámetro del vástago D_v [m]	0.01
Diámetro externo D_e [m]	0.0301
Longitud del polo L [m]	0.01
Diámetro del núcleo $D_{núcleo}$ [m]	0.022
Longitud de la bobina L_{bobina} [m]	0.01

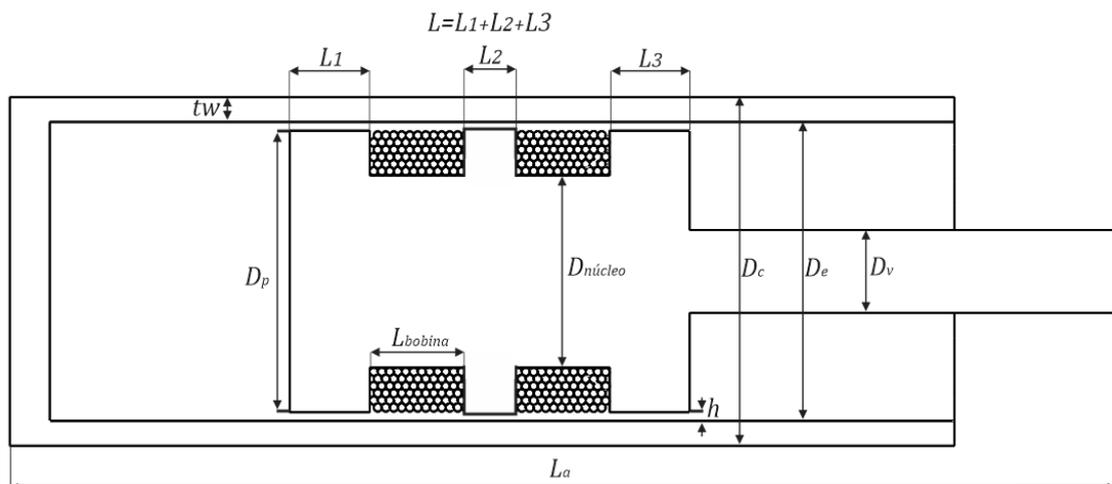


Figura 31 Esquema Amortiguador MR

Se considera una duración total del ciclo de marcha de 1.14 [s], es decir, el tiempo que tarda desde que inicia la caminata hasta volver a la posición inicial como se indica en la figura 7, además se observa que el balanceo sobre la pierna izquierda revela el apoyo único sobre la pierna derecha, es decir, que la misma soporta toda la carga del cuerpo.

La fase de apoyo sencillo dura el 40% de la duración total del ciclo de marcha que se especifica en el capítulo 2, por lo que el tiempo de amortiguación $\Delta t_c = 0.456$ [s].

Es necesario calcular la velocidad promedio de la cabeza del pistón V_a :

$$V_a = \frac{c_a}{\Delta t_c} \quad \text{(Ecu. 47)}$$

$$V_a = \frac{0.020 \text{ [m]}}{0.456 \text{ [s]}}$$

$$V_a = 0.044 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right]$$

3.3.1 Determinación del Rango Dinámico

En el capítulo 2 se mencionan la descomposición de fuerzas del amortiguador MR, para lo cual se establece que:

$$F_{uc} = F_{reposo} = 343.35 \text{ [N]} \quad \text{(Ecu. 48)}$$

$$F_{\tau} = F_d = 2059.26 \text{ [N]} \quad \text{(Ecu. 49)}$$

Para calcular el rango dinámico se reemplazan los valores de las fuerzas en la ecuación 7:

$$D = 1 + \frac{2059.26 \text{ [N]}}{343.35 \text{ [N]}}$$

$$D = 7$$

3.3.2 Determinación del Ducto Anular

Se debe tomar en cuenta que la fuerza incontrolable F_{uc} es igual a la suma de la fuerza viscosa F_n y la fuerza de fricción F_f . Es imposible conocer el valor exacto de la fuerza de fricción antes de que el amortiguador sea probado, uno se puede asumir razonablemente que la $F_n = F_f$ (Yang, Spencer Jr., Carlson, & Sain, 2002), entonces se puede decir que la F_n es igual a:

$$F_n = \frac{F_{uc}}{2} \quad \text{(Ecu. 50)}$$

$$F_n = \frac{343.35 [N]}{2}$$

$$F_n = \frac{343.35 [N]}{2}$$

$$F_n = 171.675 [N]$$

Para poder obtener el valor del ducto anular h se debe definir lo siguiente:

$$A_p = \frac{\pi}{4} (D_e - 2h)^2 \quad \text{(Ecu. 51)}$$

$$w = \pi(D_e - h) \quad \text{(Ecu. 52)}$$

$$Q = \frac{\pi}{4} (D_e - 2h)^2 * V_a \quad \text{(Ecu. 53)}$$

Se reemplaza las ecuaciones 51 – 53 en la ecuación 8:

$$F_n = \frac{3\eta\pi^2 V_a L (D_e - 2h)^4}{4\pi(D_e - h)h^3} + \frac{3\eta\pi V_a L (D_e - 2h)^2}{2h^2} \quad \text{(Ecu. 54)}$$

De la ecuación anterior se despeja la variable h obteniendo la siguiente ecuación:

$$0 = (24\eta\pi^2 V_a L + 4F_n\pi)h^4 - (48\eta\pi^2 V_a L D_e + 4F_n\pi D_e)h^3 + (42\eta\pi^2 V_a L D_e^2)h^2 - (18\eta\pi^2 V_a L D_e^3)h + 3\eta\pi^2 V_a L D_e^4 \quad \text{(Ecu. 55)}$$

$$0 = \left(24 * 1.338 [Pa * s] * \pi^2 * 0.044 \left[\frac{m}{s}\right] * 0.01 [m] + 4 * 171.675 [N] * \pi\right) h^4 - \left(48 * 1.338 [Pa * s] * \pi^2 * 0.044 \left[\frac{m}{s}\right] * 0.01 [m] * 0.0301 [m] + 4 * 171.675 [N] * \pi * 0.0301 [m]\right) h^3 + \left(42 * 1.338 [Pa * s] * \pi^2 * 0.044 \left[\frac{m}{s}\right] * 0.01 [m] * (0.0301 [m])^2\right) h^2 + \left(18 * 1.338 [Pa * s] * \pi^2 * 0.044 \left[\frac{m}{s}\right] * 0.01 [m] * (0.0301 [m])^3\right) h + 3 * 1.338 [Pa * s] * \pi^2 * 0.044 \left[\frac{m}{s}\right] * 0.01 [m] * (0.0301 [m])^4$$

$$h = 0.00063 [m] = 0.63 [mm]$$

El parámetro c se calcula reemplazando la ecuación 11 en la ecuación 10:

$$c \approx 2.07 + \frac{1}{(1+0.4 \frac{wh^2\tau_y(H)}{12\eta APV_a})} \quad \text{(Ecu. 56)}$$

$$c \approx 2.07 + \frac{1}{(1 + 0.4 \frac{\pi(D_e - h)h^2\tau_y(H)}{3\eta\pi(D_e - 2h)^2V_a})}$$

$$c \approx 2.07 + \frac{1}{(1 + 0.4 \frac{\pi * (0.0301 [m] - 0.00063[m]) * (0.00063 [m])^2 * 35117.639 [Pa]}{3 * 1.338 [Pa * s] * \pi * (0.0301 [m] - 2 * 0.00063[m])^2 * 0.044 \left[\frac{m}{s}\right]})}$$

$$c \approx 2.5420$$

3.3.3 Determinación del Área y Caudal

El área de la sección transversal del pistón se calcula con la ecuación 51:

$$A_p = \frac{\pi}{4} (0.0301 [m] - 2 * 0.00063 [m])^2$$

$$A_p = 6.5325 * 10^{-4} [m]$$

La ecuación 53 permite determinar el caudal en el amortiguador:

$$Q = 0.044 \left[\frac{m}{s}\right] * \frac{\pi}{4} (0.0301 [m] - 2 * 0.00063 [m])^2$$

$$Q = 2.8743 \times 10^{-5} \left[\frac{m^3}{s}\right] = 28.7431 \left[\frac{cm^3}{s}\right]$$

3.3.4 Determinación de Presiones

Una vez obtenido todos los parámetros se reemplazan en las ecuaciones 12 - 13.

$$\Delta P_\eta = \frac{12 * 1.338 [Pa * s] * 2.8743 \times 10^{-5} \left[\frac{m^3}{s}\right] * 0.01 [m]}{(0.00063 [m])^3 * \pi * (0.0301 [m] - 0.00063 [m])}$$

$$\Delta P_\eta = 199350.7149 [Pa]$$

$$\Delta P_\tau = \frac{2.5420 * 35117.639 [Pa] * 0.01 [m]}{0.00063 [m]}$$

$$\Delta P_\tau = 1416968.863 [Pa]$$

La presión total está dada por la suma de ΔP_η y ΔP_τ :

$$\Delta P = \Delta P_\eta + \Delta P_\tau \quad \text{(Ecu. 57)}$$

$$\Delta P = 199350.7149 \text{ [Pa]} + 1416968.863 \text{ [Pa]}$$

$$\Delta P = 1616319.578 \text{ [Pa]}$$

3.3.5 Determinación del Volumen

Se calculan los parámetros especificados en las ecuaciones 15-17.

$$k = \frac{12}{2.5420^2}$$

$$k = 1.8571$$

$$\lambda = \frac{1416968.863 \text{ [Pa]}}{199350.7149 \text{ [Pa]}}$$

$$\lambda = 7.1079$$

$$W_m = 2.8743 \times 10^{-5} \left[\frac{m^3}{s} \right] * 1416968.863 \text{ [Pa]}$$

$$W_m = 40.7279 \text{ [W]}$$

El volumen mínimo requerido de fluido dentro del amortiguador se obtiene reemplazando en la ecuación 14 los parámetros calculados.

$$V = 1.8571 * \left(\frac{1.338 \text{ [Pa} * \text{s]}}{(35117.639 \text{ [Pa]})^2} \right) * 7.1079 * 40.7279 \text{ [W]}$$

$$V = 5.8328 * 10^{-7} \text{ [m}^3\text{]} = 0.5833 \text{ [cm}^3\text{]}$$

3.3.6 Diseño Magnético

Para el diseño magnético se debe conocer que para generar un máximo campo magnético de 600 [mT] se necesita entregar al amortiguador una corriente 1.8 [A], para lo cual se selecciona un calibre de cable de cobre capaz de soportar dicha cantidad de corriente (ver tabla 7).

Tabla 7

AWG del cable de cobre según amperaje.

AWG calibre	Conductor Diámetro (mm)	Amperaje
17	1.15	4.1
18	1.02	3.2
19	0.91	2.6
20	0.81	2.0
21	0.72	1.6

Fuente: (Sites.google, s.f.)

El conductor seleccionado es de calibre AWG 20 ya que permite soportar 2.0 [A] dando un poco de holgura a la corriente real requerida.

La permeabilidad relativa del fluido MR μ_{MR} esta dada por la ecuación:

$$\mu_{MR} = \frac{B}{\mu_0 H_{MR}} \quad \text{(Ecu. 58)}$$

Donde:

$$\mu_0 : \text{Permeabilidad absoluta del vacío} = 4\pi * 10^{-7} \left[\frac{\text{Henry}}{\text{m}} \right].$$

El valor de $H_{MR} = 70000 \left[\frac{\text{A}}{\text{m}} \right]$ se obtiene relacionándola con $B = 600 \text{ [mT]} = 0.6 \text{ [T]}$ en la figura 31 de propiedades magnéticas típicas dada por LORD para el fluido MRF-140G.

Los datos ya conocidos se reemplazan en la ecuación 58:

$$\mu_{MR} = \frac{0.6 \text{ [T]}}{4\pi * 10^{-7} \left[\frac{\text{Henry}}{\text{m}} \right] * 70000 \left[\frac{\text{A}}{\text{m}} \right]}$$

$$\mu_{MR} = 6.82$$

Para calcular el número de vueltas de la bobina se despeja esta variable de la ecuación 6 y se sabe que el material del núcleo del electroimán es acero 705, cuya permeabilidad es $\mu_{Acero} = 100$ (hyperphysics.phy-astr.gsu, s.f.)

$$N_{vueltas} = \frac{H_{MR} \left[h + l_{bobina} \left(\frac{\mu_{MR}}{\mu_{Acero}} \right) \left(\frac{A_{MR}}{A_{Acero}} \right) \right]}{I} \quad \text{(Ecu. 59)}$$

$$N_{vueltas} = \frac{H_{MR} \left[h + l_{bobina} \left(\frac{\mu_{MR}}{\mu_{Acero}} \right) \left(\frac{\pi(D_e^2 - (D_e - 2h)^2)}{4} \right) \right]}{I}$$

$$N_{vueltas} = \frac{70000 \left[\frac{A}{m} \right] * \left[0.00063 [m] + 0.010[m] * \left(\frac{6.82}{100} \right) \left(\frac{\pi((0.0301 [m])^2 - (0.0301 [m] - 2 * 0.00063)^2)}{4} \right) \right]}{1.8 [A]}$$

$$N_{vueltas} = 28.57 \approx 35$$

La bobina debe tener 35 vueltas con un cable calibre AWG 20, el cual tiene un diámetro de 0.00081 [m], el ancho del bobinado define cuantas vueltas alcanzan alrededor del núcleo.

$$N_{vueltas \text{ por capa}} = \frac{l_{bobinado}}{D_{AWG 20}} \quad \text{(Ecu. 60)}$$

$$N_{vueltas \text{ por capa}} = \frac{0.01 [m]}{0.00081 [m]}$$

$$N_{vueltas \text{ por capa}} = 12.34 \approx 12$$

Es posible comprobar que el diámetro del núcleo se encuentra dentro del rango adecuado, simulando el bobinado del cable de diámetro determinado por el calibre del cable y el número de vueltas que requiere para generar el campo necesario.

Conocido el número de vueltas máximo por capa se calcula cuantas capas debe tener el bobinado para alcanzar el número de vueltas necesario.

$$N_{capas} = \frac{N_{vueltas}}{N_{vueltas \text{ por capa}}} \quad \text{(Ecu. 61)}$$

$$N_{capas} = \frac{35}{12}$$

$$N_{capas} = 2.92 \approx 3$$

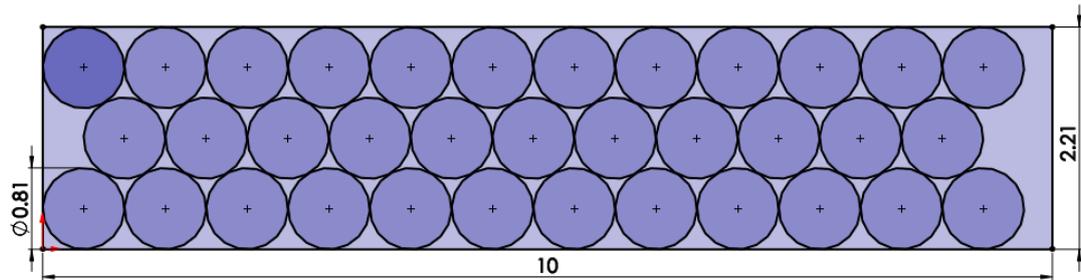


Figura 32 Área del bobinado alrededor del núcleo

Según los cálculos el bobinado debe tener 3 capas, las cuales ocupan una altura z de $0.00221 [m]$ como indica la figura 32, conocido este dato, el diámetro de la bobina es igual a:

$$D_{bobina} = D_{núcleo} + 2 * z \quad \text{(Ecu. 62)}$$

$$D_{bobina} = 0.022 [m] + 2 * 0.00221 [m]$$

$$D_{bobina} = 0.02642 [m]$$

El amortiguador se diseñó para implementarse con dos bobinas, cada una de ellas con los parámetros ya calculados (ver figura 33).

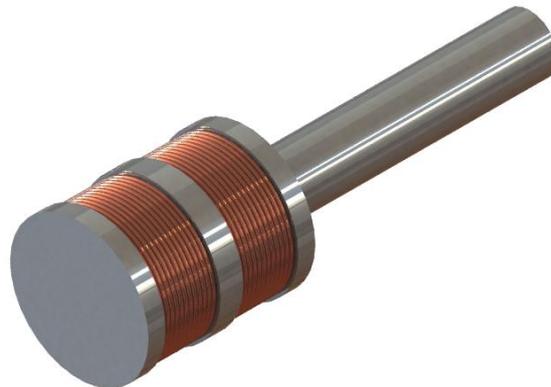


Figura 33 Distribución de Bobinas

3.3.7 Diseño Mecánico del Amortiguador

Es necesario considerar la presión que se genera internamente en el cilindro para establecer el grosor de la camisa, la misma que estará hecha de acero de bajo carbono y como diámetro interno tendrá el establecido anteriormente en los cálculos, es decir, el grosor de la camisa definirá el

diámetro del cilindro que en este caso está hecho de Acero AISI 1050 Laminado en Caliente.

$$\sigma = \frac{\Delta P * r}{2 * t} \quad \text{(Ecu. 63)}$$

Donde:

r : Radio interior de la camisa.

t : Espesor o grosor de la camisa.

σ : Esfuerzo de fluencia máximo.

$$t = \frac{\Delta P * r}{2 * \sigma} \quad \text{(Ecu. 64)}$$

$$t = \frac{1.62 [MPa] * 0.01505 [m]}{2 * 338 [MPa]}$$

$$t = 0.0000361 [m] = 0.0361 [mm]$$

Un espesor de 0.0361 [mm] es suficiente para soportar la presión generada dentro del cilindro, es decir, cualquier espesor mayor será adecuado, por lo cual se propone un espesor de pared de 2 [mm], una vez definido este parámetro se puede concretar el diámetro del cilindro.

$$D_c = D_e + 2t \quad \text{(Ecu. 65)}$$

$$D_c = 0.0301 [m] + 2 * 0.002 [m]$$

$$D_c = 0.0341 [m]$$

Resulta necesario definir una sección transversal para el vástago tomando en cuenta que debe ser capaz de transmitir toda la fuerza sin sufrir alteraciones como pandeo o fractura, considerando que debe ser hueco con el fin de que este espacio sirva para conducir los cables que excitan la bobina sin alterar los sellos del amortiguador.

Para el caso se propone un vástago de Acero Inoxidable AISI 301 con una geometría cilíndrica hueca, con los siguientes parámetros:

t_v : Espesor de pared del vástago = 0.001 [m]

L_v : longitud del vástago = 0.06 [m]

Se realiza un análisis considerando el vástago como una columna.

Para el respectivo análisis es necesario encontrar el radio de giro r .

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}} \quad \text{(Ecu. 66)}$$

$$r = \sqrt{\frac{\frac{\pi}{64} (D_v^4 - (D_v - 2t_v)^4)}{\frac{\pi}{4} * (D_v^2 - (D_v - 2t_v)^2)}}$$

$$r = \sqrt{\frac{(0.01^4 - (0.01 - 0.002)^4)}{16 * (0.01^2 - (0.01 - 0.002)^2)}}$$

$$r = 0.0032[m]$$

A continuación, se calcula la longitud efectiva, la cual es la longitud real de la columna entre los soportes y K es una constante que depende de la fijación de sus extremos. Para el caso propuesto se considera una columna Empotrada-Atornillada, la cual representa un valor práctico de $K = 0.8$.

$$L_e = K * L_v \quad \text{(Ecu. 67)}$$

Donde:

L_e : Longitud Efectiva de columna.

$$L_e = 0.8 * 0.06 [m]$$

$$L_e = 0.048 [m]$$

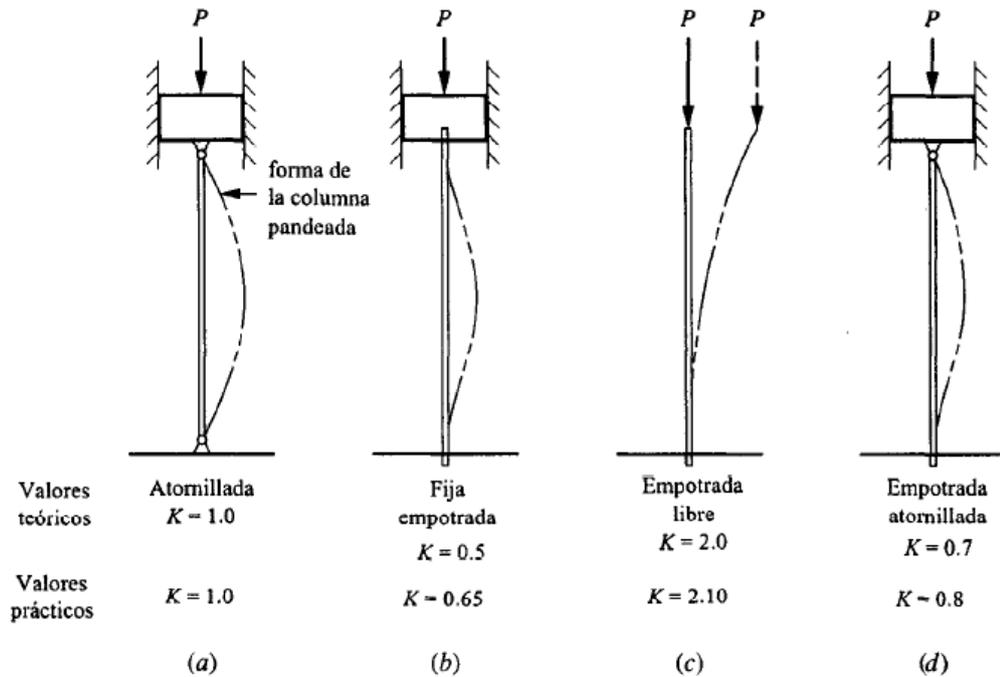


Figura 34 Valores de K para longitud efectiva, $L_e = KL$, para diferentes conexiones en los extremos.

Fuente: (Mott, 2006)

Se procede a hallar la razón de delgadez o esbeltez, la cual es la relación entre la longitud efectiva y el radio de giro, esta relación contribuye en la selección del método para realizar el análisis de columnas rectas que se cargan en el centro.

$$\text{Razón de esbeltez} = \frac{L_e}{r} \quad \text{(Ecu. 68)}$$

Donde:

r : Radio de giro de la columna.

$$\text{Razón de esbeltez} = \frac{0.048[m]}{0.0032 [m]}$$

$$\text{Razón de esbeltez} = 15$$

La razón de transición de delgadez aporta para determinar el método a utilizar para el análisis respectivo, la selección se realiza mediante una comparación entre esta y la relación de esbeltez hallada anteriormente.

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 * E}{S_y}} \quad \text{(Ecu. 69)}$$

Donde:

C_c : Constante de columna.

t : Espesor o grosor de la camisa.

E : Módulo de Elasticidad del Material.

S_y : Límite de Fluencia del Material.

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 * 207 \times 10^9 \text{ [Pa]}}{276 \times 10^6 \text{ [Pa]}}}$$

$$C_c = 122$$

Si la relación de esbeltez es mayor que la transición de esbeltez la columna se considera como columna larga y se utiliza la Ecuación de Euler, caso contrario se considera como columna corta y el método a utilizar será la Fórmula de J. B. Johnson.

$$\text{Relación de esbeltez (15)} < C_c(122) \quad \text{(Ecu. 70)}$$

La relación de esbeltez es menor a la transición de esbeltez, por lo tanto, se considera una columna corta y se analiza la columna mediante la Fórmula de J. B. Johnson para hallar la carga crítica que puede ser soportada por la misma, la cual se ve afectada por la resistencia del material y su rigidez.

$$P_{cr} = A * S_y \left[1 - \frac{S_y \left(\frac{L_e}{r} \right)^2}{4\pi^2 E} \right] \quad \text{(Ecu. 71)}$$

Donde:

P_{cr} : Carga Crítica de la columna.

A : Área de la sección transversal de la columna.

$$P_{cr} = \frac{\pi}{4} * (D_v^2 - (D_v - 2t_v)^2) * S_y \left[1 - \frac{S_y \left(\frac{L_e}{r} \right)^2}{4\pi^2 E} \right]$$

$$P_{cr} = \frac{\pi}{4} * (0.01^2 - (0.01 - 0.002)^2) * 276x10^6 [Pa] \left[1 - \frac{276x10^6 [Pa] * (15)^2}{4\pi^2 * 207x10^9 [Pa]} \right]$$

$$P_{cr} = 7744 [N]$$

Una vez obtenida la carga crítica que puede soportar el vástago se considera un factor de seguridad $N = 3$ para encontrar una carga admisible que soporte la columna sin sufrir alteraciones.

$$P_a = \frac{P_{cr}}{N} \quad \text{(Ecu. 72)}$$

Donde:

P_a : Carga Admisible de la columna.

N : Factor de Seguridad.

$$P_a = \frac{7744 [N]}{3}$$

$$P_a = 2581 [N]$$

La carga admisible para el vástago es de 2581 [N], la cuál es mayor que la carga máxima producida en el cilindro, la cual es de 2059.26 [N], por lo tanto, se considera el diseño propuesto como seguro.

Una vez obtenidas las especificaciones que debe tener el amortiguador se procede a seleccionar uno que cumpla con estas características, en este caso se considera la carrera mínima que debe tener, la fuerza que debe soportar y el diámetro exterior de la carcasa del dispositivo.

La fuerza máxima que debe soportar es de 2059.26 [N], la carrera mínima que debe alcanzar es de 0.04 [m] y un diámetro exterior de 0.0421 [m]; características que cumple el amortiguador RD-8040-1 de LORD (ver figura 35), el cual existe en el mercado.



Figura 35 Amortiguador RD-8040-1 de LORD.

Tabla 8

Propiedades típicas del amortiguador RD-8040-1 de LORD

Propiedad	Valor
Carrera [mm]	55
Longitud Extendida [mm]	208
Diámetro del cuerpo [mm]	42.1
Diámetro del vástago [mm]	10
Resistencia a la tracción [N]	8896
Temperatura de Operación [°C]	71
Fuerzas de Amortiguamiento [N]	
5[cm/s] @ 1A	> 2447
20[cm/s] @ 0A	< 667

Fuente: (Lord Corporation)

Tabla 9**Propiedades eléctricas del amortiguador RD-8040-1 de LORD**

Propiedad	Valor
Corriente de Entrada [A]	
Continua por 30 segundos	1 <i>max</i>
Intermitente	2 <i>max</i>

Fuente: (Lord Corporation)

Las características detalladas del amortiguador en la tabla 9 cumplen con las condiciones de diseño ya que la corriente máxima con la que se diseñó está dentro del rango de trabajo del dispositivo seleccionado.

El amortiguador se sometió a varios ensayos en el banco de pruebas Dyno-Shock 11, en la figura 73 se presenta una prueba del amortiguador sin campo magnético y a velocidad de $125.7 \left[\frac{mm}{s} \right]$.

La fuerza obtenida en la figura 73 va desde $-16.69 [N]$ hasta $25.64 [N]$, es decir que existe una compensación en origen de $4.48 [N]$, esto se debe a la precarga de gas necesaria dentro del amortiguador para compensar la temperatura y para prevenir cavitación.

3.4 Diseño de Resorte

Para que el amortiguador regrese en el tiempo que se estima el 40 % del ciclo de marcha será necesario emplear dos resortes tanto en el vástago como en la guía.

Se debe tomar en cuenta que para el diseño del resorte se poseen los siguientes datos:

$$L_f = \text{Longitud libre} = 35 [mm]$$

$$L_i = \text{Longitud instalado} = 30 [mm]$$

L_o = Longitud operación = 20 [mm]

ID = Diámetro interior = 18 [mm]

D_m = Diámetro medio = 20 [mm]

La fuerza de operación $F_o = 119$ [N] se obtiene de la figura 71 con la velocidad de amortiguación.

Se calcula la razón del resorte, k :

$$k = \frac{F_o}{L_f - L_o} \quad \text{(Ecu. 73)}$$

$$k = \frac{119 \text{ [N]}}{35 \text{ [mm]} - 20 \text{ [mm]}}$$

$$k = 7.93 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$$

Se optó por alambre de acero ASTM A231 para el resorte cuyo módulo de elasticidad ante esfuerzo de corte es de $G = 77.2$ [GPa] y el módulo de tensión es $E = 196$ [GPa].

Calculo de la fuerza libre F_i :

$$F_i = (L_f - L_i)k \quad \text{(Ecu. 74)}$$

$$F_i = (35 \text{ [mm]} - 30 \text{ [mm]}) * 7.93 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$$

$$F_i = 39.65 \text{ [N]}$$

Se especifica la tensión de diseño inicial, de la figura 36 se determina una tensión de diseño nominal a servicio promedio de $\tau_d = 1000$ [MPa].

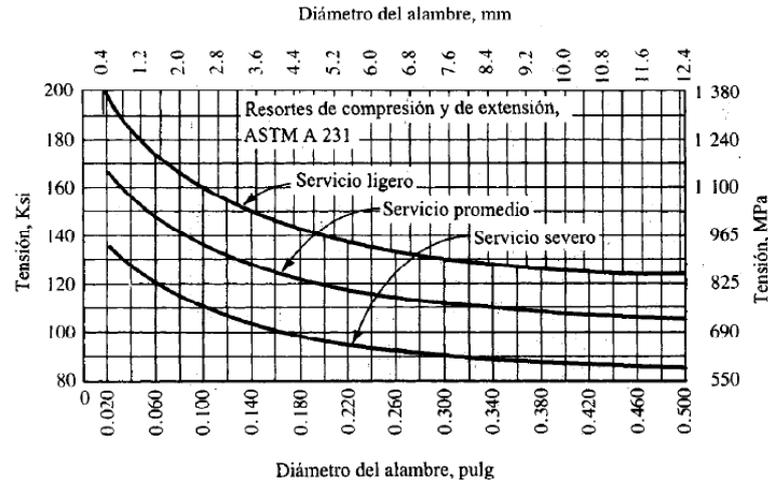


Figura 36 Tensiones de diseño, alambre de acero ASTM A231, con aceleración de cromo y vanadio.

Fuente: (Mott, 2006)

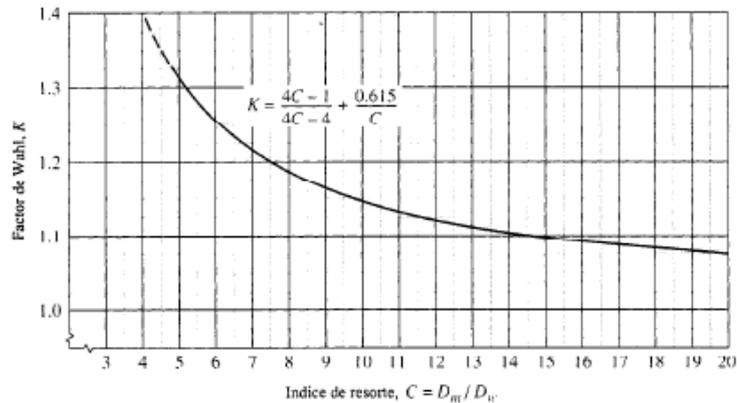


Figura 37 Factor de Wahl contra índice de resorte para alambre redondo.

Fuente: (Mott, 2006)

Se calcula el diámetro del alambre D_w para la prueba, tomando en cuenta que el factor de Wahl es $K = 1.2$ según la figura 37.

$$D_w = \left[\frac{3.06 * F_o * D_m}{\tau_d} \right]^{1/3} \quad \text{(Ecu. 75)}$$

$$D_w = \left[\frac{3.06 * 119 [N] * 20 [mm]}{1000 \left[\frac{N}{mm^2} \right]} \right]^{1/3}$$

$$D_w = 1.94 [mm]$$

Se estandariza el diámetro del alambre a 2 [mm] cuyo número de calibre es 14 según la tabla 10.

Tabla 10

Calibres de alambre y diámetros para resortes

Número de calibre de calibre	Número de calibre de alambre U. S. Steel (pulg) ^a	Calibre de alambre instrumentos musicales (pulg) ^b	Calibre Brown & Sharpe (pulg) ^c	Diámetros métricos recomendables (mm) ^d
7/0	0.490 0	—	—	13.0
6/0	0.461 5	0.004	0.580 0	12.0
5/0	0.430 5	0.005	0.516 5	11.0
4/0	0.393 8	0.006	0.460 0	10.0
3/0	0.362 5	0.007	0.409 6	9.0
2/0	0.331 0	0.008	0.364 8	8.5
0	0.306 5	0.009	0.324 9	8.0
1	0.283 0	0.010	0.289 3	7.0
2	0.262 5	0.011	0.257 6	6.5
3	0.243 7	0.012	0.229 4	6.0
4	0.225 3	0.013	0.204 3	5.5
5	0.207 0	0.014	0.181 9	5.0
6	0.192 0	0.016	0.162 0	4.8
7	0.177 0	0.018	0.144 3	4.5
8	0.162 0	0.020	0.128 5	4.0
9	0.148 3	0.022	0.114 4	3.8
10	0.135 0	0.024	0.101 9	3.5
11	0.120 5	0.026	0.090 7	3.0
12	0.105 5	0.029	0.080 8	2.8
13	0.091 5	0.031	0.072 0	2.5
14	0.080 0	0.033	0.064 1	2.0
15	0.072 0	0.035	0.057 1	1.8
16	0.062 5	0.037	0.050 8	1.6
17	0.054 0	0.039	0.045 3	1.4
18	0.047 5	0.041	0.040 3	1.2
19	0.041 0	0.043	0.035 9	1.0
20	0.034 8	0.045	0.032 0	0.90
21	0.031 7	0.047	0.028 5	0.80
22	0.028 6	0.049	0.025 3	0.70

Fuente: (Mott, 2006)

Una vez determinado el diámetro del alambre se vuelve a la figura 36 y se determina la tensión de diseño $\tau_d = 980 [MPa]$ aproximadamente para servicio promedio y una tensión máxima permisible de 1150 [MPa].

Se determina los valores reales del índice del resorte C y K .

$$C = \frac{D_m}{D_w} \quad (\text{Ecu. 76})$$

$$C = \frac{20 [mm]}{2 [mm]}$$

$$C = 10$$

$$K = \frac{4C-1}{4C-4} + \frac{0.615}{C} \quad \text{(Ecu. 77)}$$

$$K = \frac{4(10) - 1}{4(10) - 4} + \frac{0.615}{10}$$

$$K = 1.14$$

La tensión real que se espera debido a la fuerza de operación se calcula:

$$\tau_o = \frac{8KF_oD_m}{\pi D_w^3} \quad \text{(Ecu. 78)}$$

$$\tau_o = \frac{8 * 1.14 * 119 [N] * 20 [mm]}{\pi(2 [mm])^3}$$

$$\tau_o = 864 [MPa]$$

Al comparar esto con la la tensión de diseño $\tau_d = 980 [MPa]$ vemos que es segura.

Para calcular el número de bobinas activas N_a necesarias para darle las características de deflexión adecuada al resorte, se utiliza la siguiente ecuación:

$$N_a = \frac{GD_w}{8kC^3} \quad \text{(Ecu. 79)}$$

$$N_a = \frac{77200 [MPa] * 2 [mm]}{8 * 7.93 \left[\frac{N}{mm} \right] * 10^3}$$

$$N_a = 2.5 \approx 4$$

La longitud para el resorte totalmente comprimido L_s esta dada por:

$$L_s = D_w(N_a + 2) \quad \text{(Ecu. 80)}$$

$$L_s = 2 [mm](4 + 2)$$

$$L_s = 12 [mm]$$

La fuerza en longitud comprimido F_s es el producto de la razón del resorte por la deflexión en longitud comprimido:

$$F_s = k(L_f - L_s) \quad \text{(Ecu. 81)}$$

$$F_s = 7.93 \left[\frac{N}{mm} \right] * (35 [mm] - 12 [mm])$$

$$F_s = 182.39 [N]$$

3.5 Análisis Estructural

En este apartado se muestra el análisis estático de la estructura, esto se realiza mediante Ingeniería Asistida por Computador (CAE) y Análisis de Elementos Finitos (FEA), los 3 parámetros considerados entre los resultados son: Esfuerzos de Von Misses, Deformación y Factor de Seguridad, siendo este tercero determinante en la aceptación del diseño debiendo cumplir con un factor de seguridad mínimo de $N = 2$.

Para el diseño de la estructura se considera que esta tesis será parte de una prótesis transfemoral, es decir, representa la mayor parte de la extremidad inferior, la articulación de la rodilla será reemplazada por un limitador de torque y un actuador activo que sustituye el movimiento, además en la parte inferior de la estructura se acoplará un sistema de tobillo pie, el cuál será capaz de suplir el movimiento original de la articulación, complementándose así para emular la marcha humana.

En la parte superior de la estructura se encontrará el limitador de torque y actuador activo, en la cavidad inferior se ubicará el amortiguador, baterías y demás componentes electrónicos requeridos para el óptimo funcionamiento de la prótesis.

Primero debemos asegurar que el material tenga las características del que será utilizado en la construcción, en este caso Aluminio C330R que por su gran resistencia y baja densidad representa una ventaja significativa frente a otros materiales.

Tabla 11

Propiedades y componentes del diseño

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p> Nombre: C 330 R Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite elástico: 7e+010 N/m² Límite de tracción: 3.62e+008 N/m² Módulo elástico: 3.34e+008 N/m² Coefficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2800 kg/m³ Coefficiente de dilatación térmica: 2.2e-005 /Kelvin </p>	<p>Sólido 1 (Línea de partición2) (Estructura)</p>

Una vez establecido el tipo de material se procede a colocar la sujeción y cargas como lo son la fuerza gravitatoria y la carga máxima, la cual fue calculada con anterioridad (2059.26 [N]).

Para el diseño de la estructura es indispensable el uso de un software CAD (Diseño Asistido por Computador), como se indicó anteriormente está hecha de aluminio en una sola pieza. (Figura 38)



Figura 38 Diseño final de la estructura para una prótesis transtibial

Para el caso propuesto se sujeta la estructura en la articulación donde ocurre el movimiento, se define el plano sobre el cuál se va a aplicar la fuerza gravitatoria, la fuerza resultante del peso de la persona y los parámetros de mallado, los cuales definen la precisión del análisis al momento de su ejecución. (Figura 39)

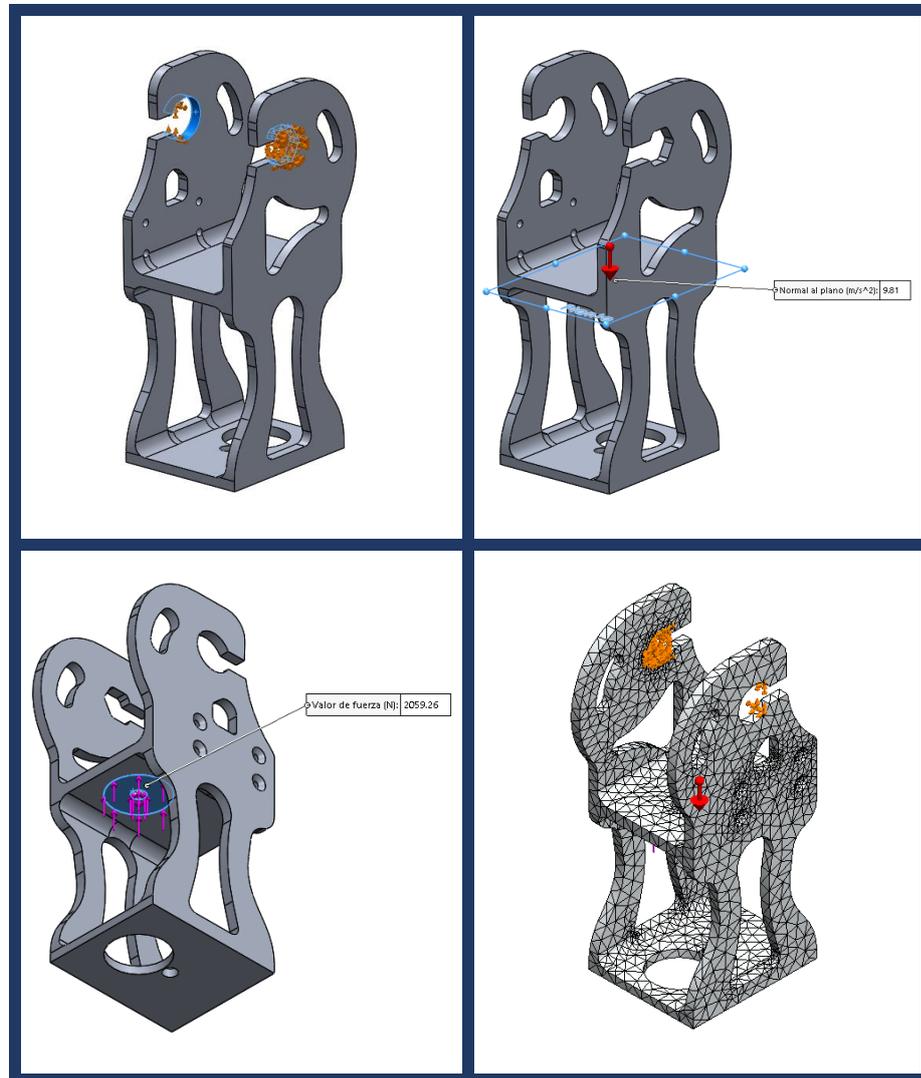


Figura 39 Parámetros iniciales de análisis estático

Son varios los parámetros que se pueden obtener mediante la ejecución de este análisis, para el caso consideramos los de interés como son Esfuerzos de Von Mises, Deformación y Factor de Seguridad; para los resultados de los análisis se ha optado en aplicar una escala de deformación de 100, ya que, aunque la deformación es despreciable, resulta necesario poder visualizar en que parte ocurre. En la figura 40 se puede observar los esfuerzos de Von Mises producidos en la estructura por efecto de las cargas aplicadas.

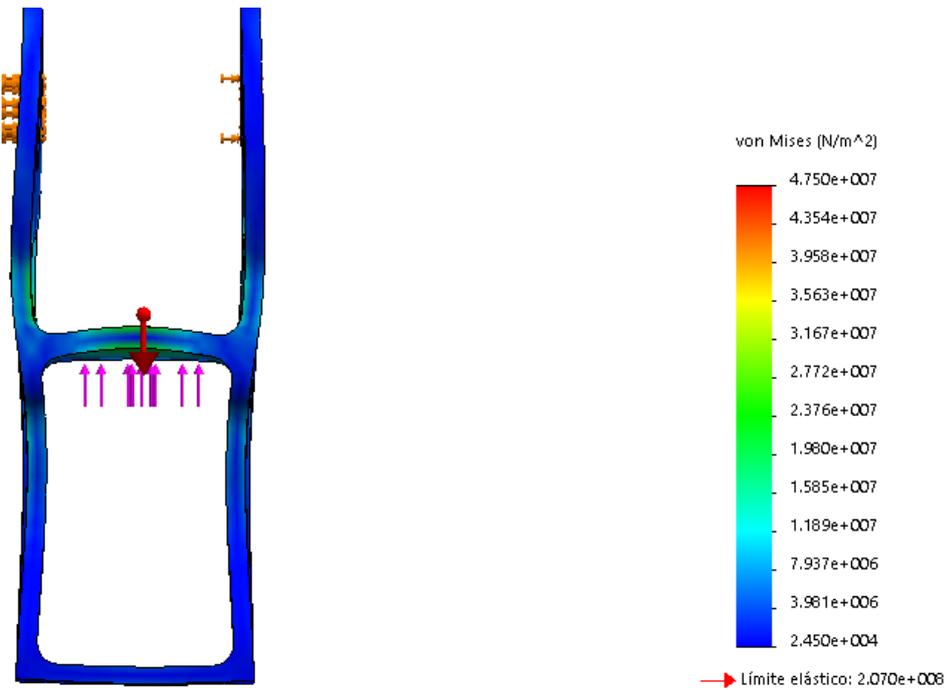


Figura 40 Esfuerzos de Von Mises provocados en toda la estructura.

En la figura 41 se puede observar la deformación producida por la carga, la misma que ocurre donde se apoya el amortiguador, la máxima deformación producida es de apenas 0.00005908 [m], la cual se considera como despreciable.

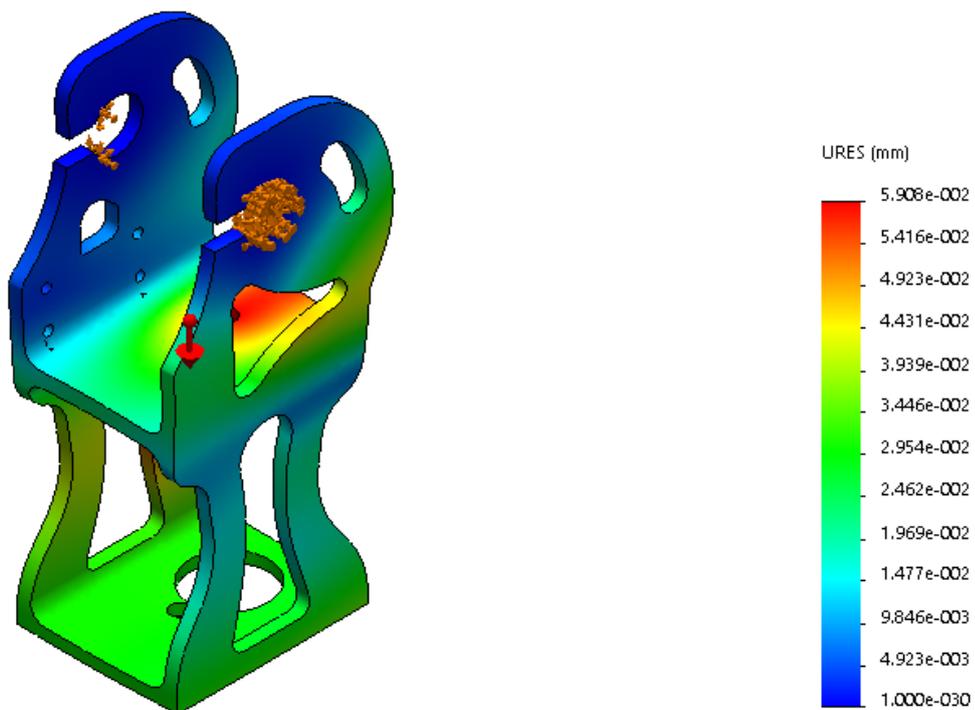


Figura 41 Deformación provocada por las cargas aplicadas

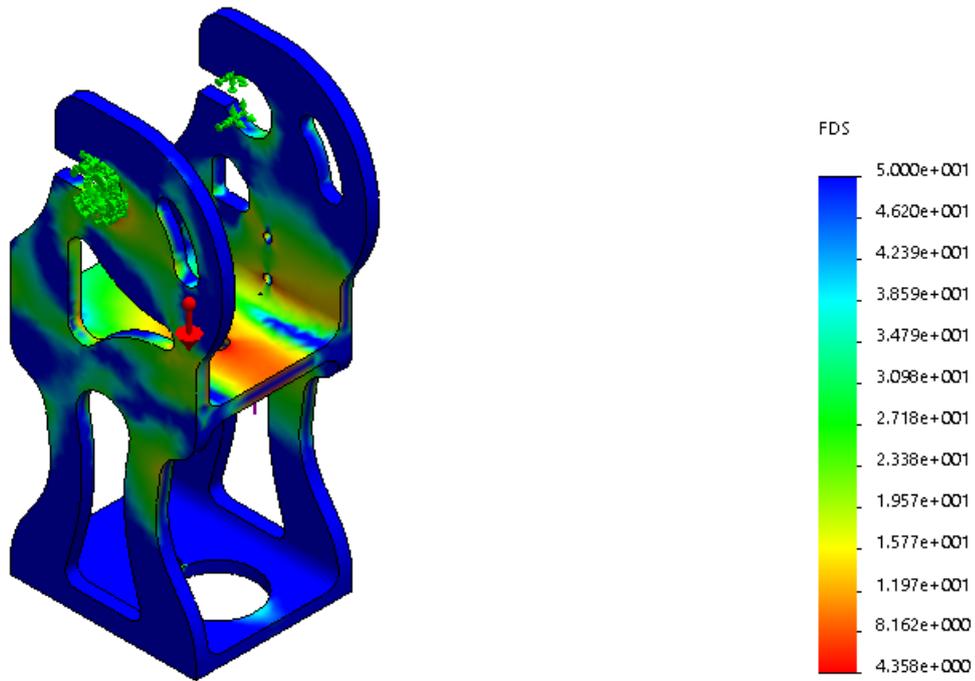


Figura 42 Factor de seguridad de diseño en cada punto de la estructura

El factor de seguridad mínimo, es decir, crítico es de $N = 4.358$, al ser mayor que el factor de seguridad mínimo $N = 2$, se considera un diseño seguro. (Figura 42)

Para el caso de estudio se propuso una camisa de acero AISI 1050 para el cilindro con un espesor de 2 [mm], la sujeción estará en la cara donde se apoya el cilindro, y además de la presión generada en la pared interna se considera para objeto de estudio el efecto de la gravedad. (Figura 43)

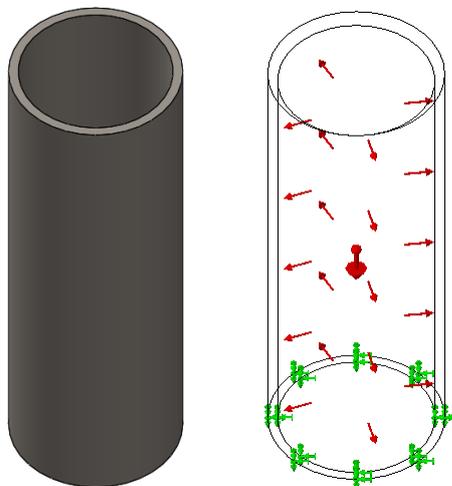


Figura 43 Diseño de la camisa del cilindro; Presión generada internamente en el cilindro

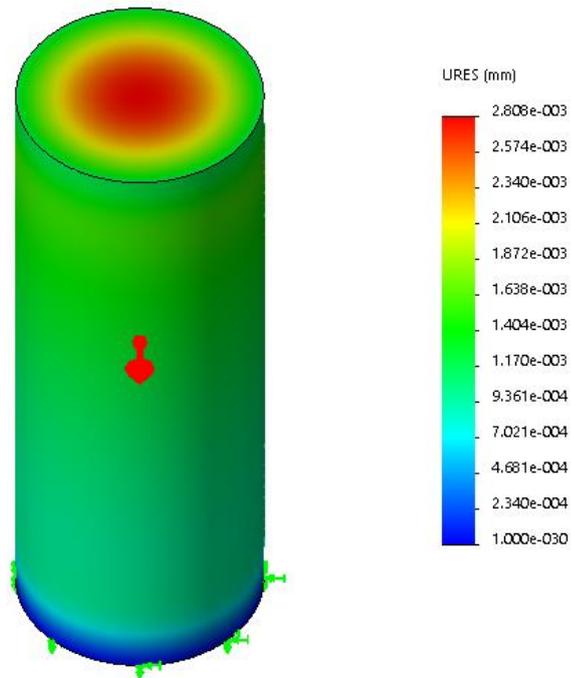


Figura 44 Deformación producida en el cilindro

En la figura 44 se puede observar la deformación producida en la camisa del cilindro, la máxima deformación producida es de apenas $0.000002808 [m]$, la cual se considera como despreciable.

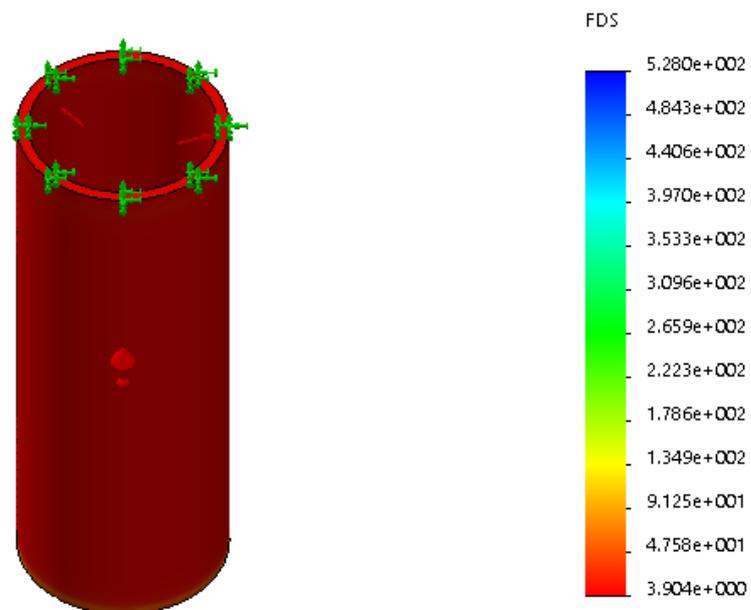


Figura 45 Factor de Seguridad del diseño del cilindro

El factor de seguridad mínimo en el análisis de la camisa del cilindro es de $N = 3.9$, al ser mayor que el factor de seguridad mínimo $N = 2$, se considera como un diseño seguro y capaz de soportar la presión interna a la que se somete la camisa del cilindro por el efecto de la amortiguación. (Figura 45)

Para el caso de estudio se analiza el vástago del amortiguador, el mismo que se compone de acero AISI 305, se propone una sección transversal cilíndrica hueca con el objeto de conducir los cables encargados de excitar la bobina sin alterar los sellos del amortiguador. (Figura 46)



Figura 46 Diseño del vástago del amortiguador

En la figura 47 se puede observar la deformación producida en el vástago del cilindro, la misma que es generada por la carga máxima, la cual es axial, es decir, es paralela al eje neutro del vástago y fue calculada con anterioridad, la máxima deformación producida es de apenas $0.00002296 [m]$, la cual se considera como despreciable.

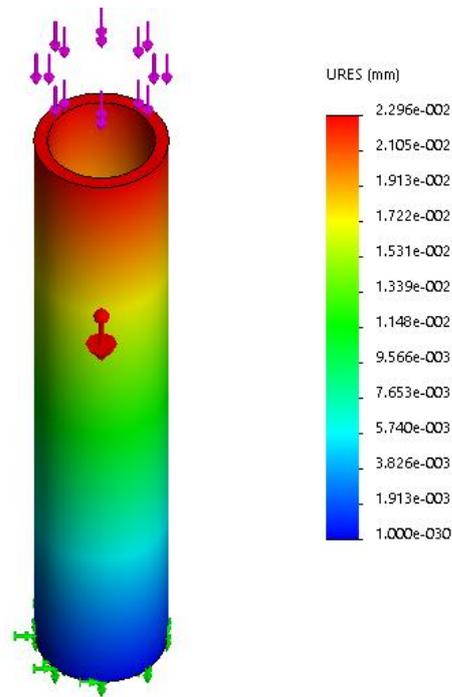


Figura 47 Deformación producida en el vástago por la fuerza axial

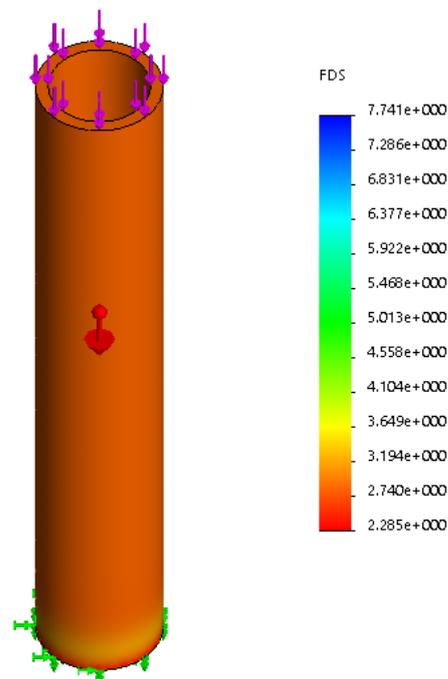


Figura 48 Factor de seguridad en el vástago del amortiguador

El factor de seguridad mínimo, es decir, crítico es de $N = 2.285$, al ser mayor que el factor de seguridad mínimo $N = 2$, se considera un diseño seguro. (Figura 48)

3.6 Diseño del Circuito de Control

Posterior al diseño mecánico del prototipo se procede a diseñar el circuito de control encargado de accionar el electroimán, tomando en cuenta que solo es necesario generar campo magnético en ocasiones en que el impacto sea elevado, por lo que se utiliza la modulación por ancho de pulsos (PWM) para controlar la corriente suministrada al amortiguador según el peso censado por la celda de carga.

3.5.1 Selección de Componentes

Para implementar el control se seleccionan los dispositivos electrónicos fundamentales para controlar el líquido magnetoreológico y variar su viscosidad según sea el caso.

A. Celda de Carga

Las celdas de carga consisten básicamente en un metal que sufre una deformación conforme se le aplica una fuerza. Este metal es capaz de soportar un rango de fuerza (que va desde cero fuerzas hasta la capacidad máxima) ya sea a tensión, compresión o ambos. La deformación se da en la "parte elástica", esto es lo que limita la capacidad de una celda de carga. Al momento de sobrepasar la parte elástica del metal, sufre una deformación permanente, la cual se puede comparar con un resorte cuando se estira de más y ya no regresa a su punto inicial (cuando detecta cero fuerzas). (Basculaspoise, s.f.)



Figura 49 Celda de Carga TAS606 de 200 [kg]

Fuente: (htc-sensor, s.f.)

Tabla 12

Especificaciones técnicas celda de carga TAS606 de 200 [kg]

Especificaciones	Valores
Capacidad [kg]	200
Sobrecarga segura [%]	120
Sobrecarga ultima [%]	150
Relación de salida $\left[\frac{mV}{V}\right]$	1.5 ± 0.5
Voltaje de excitación [Vdc]	5~15
Error combinado [%]	± 0.3
Balance cero [%]	± 0.1
No linealidad [%]	± 0.3
Histéresis [%]	± 0.3
Repetibilidad [%]	± 0.3
Arrastre $\left[\frac{\%}{30 \text{ min}}\right]$	± 0.1
Impedancia de entrada [Ω]	385 ± 35
Impedancia de salida [Ω]	350 ± 3
Resistencia de aislamiento a [$M\Omega$]	≥ 2000
Rango de Temperatura compensada [$^{\circ}C$]	-10~40
Rango de Temperatura de Operación [$^{\circ}C$]	-20~65
Conexión de cables	Excitación+: Rojo, Excitación-: Negro, Salida+: Verde, Salida-: Blanco

Fuente: (htc-sensor, s.f.)

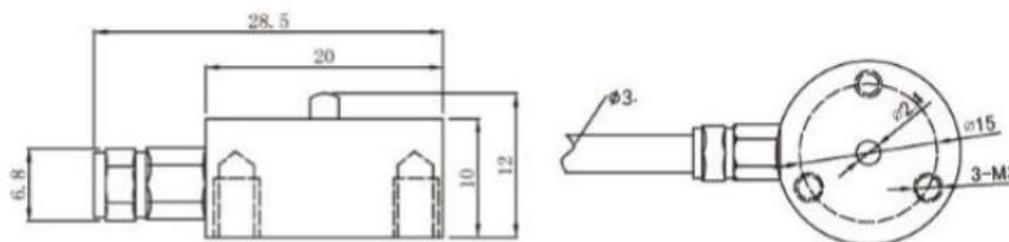


Figura 50 Dimensiones Celda de Carga TAS606 de 200 [kg]

Fuente: (htc-sensor, s.f.)

B. Módulo de Conversión de Celdas de Carga (HX 711) para Arduino

Este módulo utiliza un convertidor de analógico a digital de 24 *bits* de alta precisión. El chip está fabricado para diseño y escala electrónica de alta precisión, tiene dos canales de entradas analógicas, con una ganancia programable de 128 en el amplificador integrado. La entrada del circuito puede ser configurado para proporcionar un puente de voltaje eléctrico (como presión, carga), este modelo de sensor es de alta precisión. (Instructables, s.f.)

Tabla 13

Especificaciones técnicas módulo Hx711

Especificaciones	Valor
Dos canales de entrada diferencial seleccionables	
Regulador de fuente de alimentación on-chip para alimentación de célula de carga y ADC	
Oscilador en chip que no requiere componente externo con cristal externo opcional	
On-chip power-on-reset	
Precisión de los datos [<i>bits</i>]	24
Frecuencia de actualización [<i>Hz</i>]	10/80
Rango de voltaje de funcionamiento [<i>V</i>]	4.8 ~ 5.5
Corriente de la fuente de funcionamiento [<i>A</i>]	0.0016
Temperatura de Funcionamiento [$^{\circ}\text{C}$]	-20~ 85
Dimensiones [<i>m</i>]	0.036 x 0.021 x 0.004

Fuente: (Instructables, s.f.)

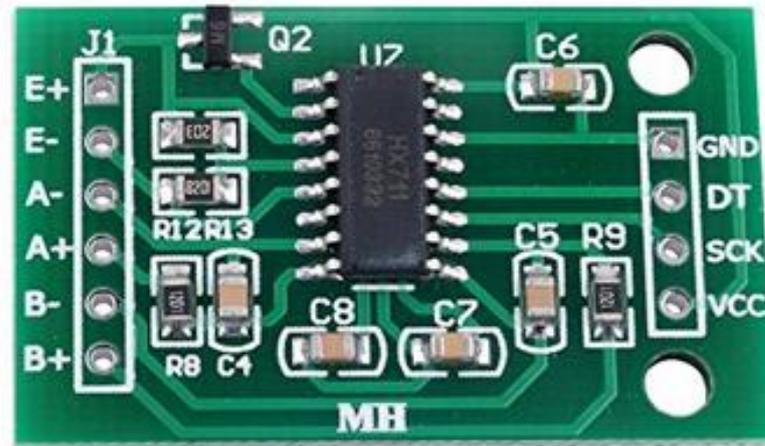


Figura 51 Módulo Hx711

Fuente: (Amazon, s.f.)

C. Controlador Wonder Box

La Wonder Box viene a ser un producto que complementa a los dispositivos que utilizan fluidos MR, ya que proporciona control de corriente de bucle cerrado para compensar el cambio de las cargas eléctricas hasta los límites de la fuente de alimentación. El controlador puede ser operado como un dispositivo de interfaz para PLC o control por computadora de dispositivos con fluidos MR. Si se desea un control manual, existe un potenciómetro para variar la corriente suministrada a un dispositivo conectado. (Lord Corporation)

Tabla 14

Especificaciones técnicas controlador Wonder Box

Especificaciones	Valores
Dimensiones [m]	0.0635 x 0.0279 x 0.0889
Receptor de entrada [m]	0.0021
Frecuencia de Modulación de Ancho de Pulso (PWM) [Hz]	30000
Corriente máxima de salida [A]	2

Fuente: (Lord Corporation)



Figura 52 Controlador Wonder Box

Fuente: (Lord Corporation)

D. Arduino Uno R3

El Arduino Uno es una plataforma computacional física de código abierto basada en una simple tarjeta de Entradas/Salidas y un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje Procesamiento/Cableado. El Arduino Uno R3 puede ser utilizado para el desarrollo de objetos interactivos o puede ser conectado al software de una computadora (por ejemplo, Flash, Processing, MaxMSP). El IDE código abierto puede ser descargado gratuitamente (actualmente para Mac OS X, Windows y Linux). (arduino, s.f.)

Este nuevo modelo de Arduino Uno R3 utiliza el microcontrolador ATmega328. En adición a todas las características de las tarjetas anteriores, el Arduino Uno utiliza el ATmega16U2 para el manejo de USB en lugar del 8U2 (o del FTDI encontrado en generaciones previas). Esto permite una transferencia más rápida y más memoria. (Arduino, 2011)

Tabla 15

Especificaciones técnicas Arduino Uno R3

Especificaciones	Valores
Microcontrolador ATmega328.	
Voltaje de Entrada [V]	7 – 12
Pines digitales de Entradas/Salidas	14 (6 salidas PWM)
Entradas Análogas	6
Memoria Flash [k]	32
Velocidad del Reloj [Hz]	$16 * 10^6$

Fuente: (Arduino, 2011)

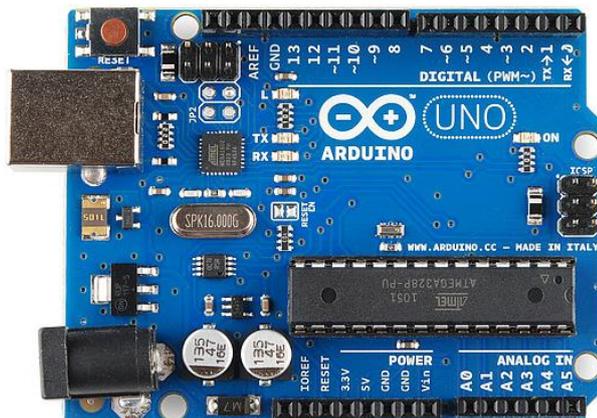


Figura 53 Arduino Uno R3

Fuente: (Arduino, 2011)

E. Batería LiPo

Las baterías LiPo o más comúnmente batería de polímero de litio son recargables, están compuestas generalmente de varias células secundarias idénticas cada una con un voltaje máximo de entre 3,7 y 4,2V dependiendo de los materiales con los que se ha hecho la batería, todas

estas se encuentran en paralelo para aumentar la capacidad de la corriente de descarga, y están disponibles en serie de "packs" para aumentar el voltaje total. Las baterías LiPo se caracterizan por ser ligeras y por poder almacenar una gran cantidad de energía.

La batería LiPo seleccionada para el diseño electrónico es la Batería Turnigy 2200 [mAh] 3S 11.1 [V] 30C.

Tabla 16

Especificaciones técnicas batería Turnigy 2200 [mAh] 3S

Especificaciones	Valores
Capacidad [mAh]	2200
Configuración	3S1P/3 celdas/11.1[V]
Descarga constante	20C
Descarga máxima (10 seg)	40C
Peso [kg]	0.197
Dimensiones [m]	0.108 x 0.034 x 0.027

Fuente: (afel, s.f.)



Figura 54 Batería Turnigy 2200 [mAh] 3S

Fuente: (Teslabem)

3.5.2 Accionamiento del Circuito de Control

Durante el ciclo de marcha, cuando el pie protésico no tiene contacto con el suelo no es necesario la activación del electroimán ya que no existe un peso considerable sobre este.

Al censar la celda de carga un peso mayor al soportado por el amortiguador cuando la corriente de entrada es 0 [A], el circuito se accionará controlando la corriente de suministro.

3.5.3 Circuito de Control

En la Figura 55 se muestra el circuito para el accionamiento del electroimán, a través de la variación de corriente de suministro de 0 a 1.8 [A]. Donde la celda de carga con una relación de $1.0 \left[\frac{mV}{V} \right]$, es decir, que por cada Voltio que se alimente a la celda, esta entregará a su máxima capacidad 1.0 [mV] multiplicado por el voltaje alimentación, se encuentra conectada al módulo de conversión HX 711 que envía la señal de entrada al Arduino, siendo este último el que suministra la señal PWM al dispositivo Wonder Box para el control de corriente de bucle cerrado.

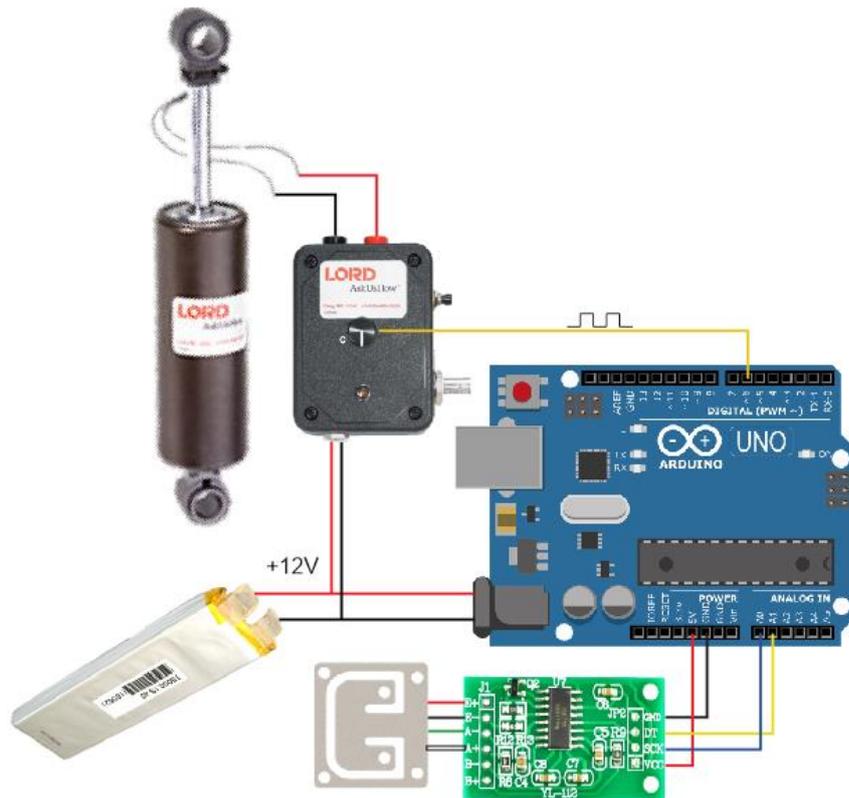


Figura 55 Diagrama de Conexión Eléctrica

CAPÍTULO IV

IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO

4.1 Implementación Mecánica

Una vez validado el diseño mediante el análisis por elementos finitos de cargas y esfuerzos que se realizó en el capítulo anterior, se procede a la fabricación de la estructura aplicando distintos procesos en su manufactura para la óptima implementación del prototipo (ver Figura 56).

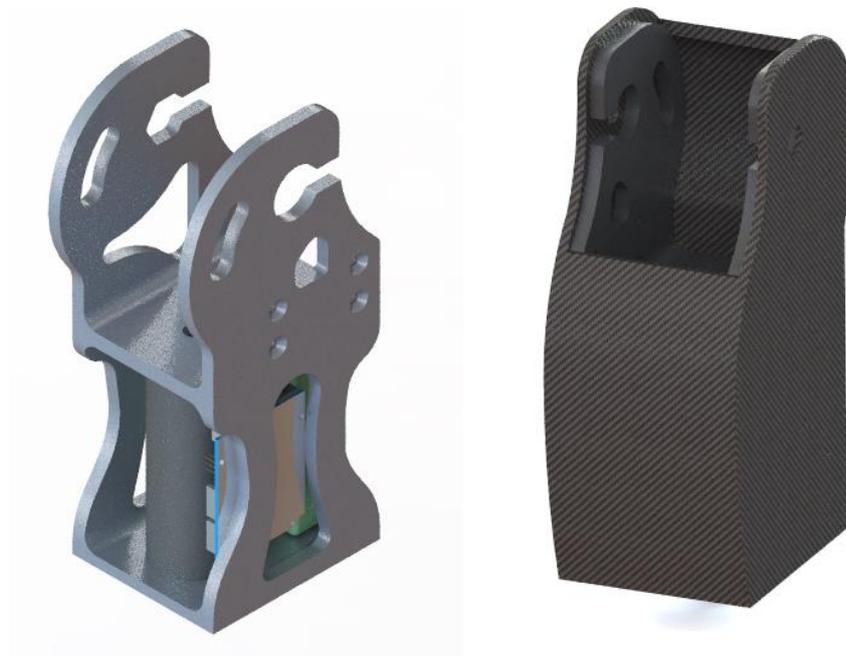


Figura 56 Prototipo de prótesis transtibial con amortiguamiento activo.

El procedimiento para la fabricación e implementación del prototipo se sintetiza en los siguientes pasos:

4.1.1 Implementación Estructura

Es indispensable el uso de un centro de mecanizado con control numérico computarizado (CNC), debido a la compleja geometría de la pieza se requiere de gran precisión y se fabrica la estructura a partir de un bloque de Aluminio C 330 R con dimensiones 0.1 [m] x 0.132 [m] x 0.260 [m] (ver figura 57 y 58) seleccionado según la actividad física del paciente, pero sin duda alguna se

encuentra directamente ligado al aspecto económico ya que según el nivel de resistencia y bajo peso el material aumenta su valor monetario.



Figura 57 Bloque de aluminio C 330 R.

Otro aspecto importante que se debe tomar en cuenta en el manejo del material empleado es la durabilidad del mismo ya que los elementos fabricados tienen una vida útil debido al desgaste de las piezas.



Figura 58 Mecanizado de la estructura.

Con objeto de mejorar su apariencia superficial se realiza una última etapa de pulido, en la cual se reduce el avance y aumenta la velocidad del husillo

para proporcionar un mejor acabado a la estructura de la prótesis (ver figura 59).



Figura 59 Proceso de acabado de la estructura

En la figura 60 se muestra el resultado final de la estructura mecanizada para el prototipo.



Figura 60 Estructura mecanizada

4.1.2 Implementación Carcasa

Con el fin de que el prototipo tenga un mejor acabado se recubre la estructura con una carcasa impresa en 3D que permitirá ocultar y proteger a los elementos tanto mecánicos como electrónicos de agentes externos.

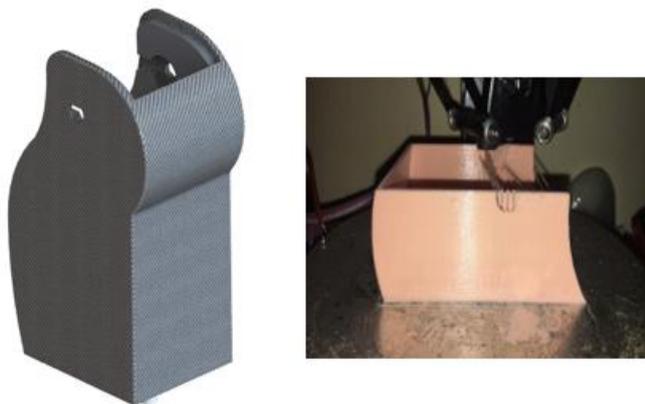


Figura 61 Proceso de impresión de la carcasa



Figura 62 Carcasa Impresa

Se realiza el proceso de ensamblaje mecánico del prototipo de prótesis transtibial con amortiguamiento activo (ver figura 63). Para poder desarrollar esta etapa es necesario tener todos los elementos que conforman el sistema.

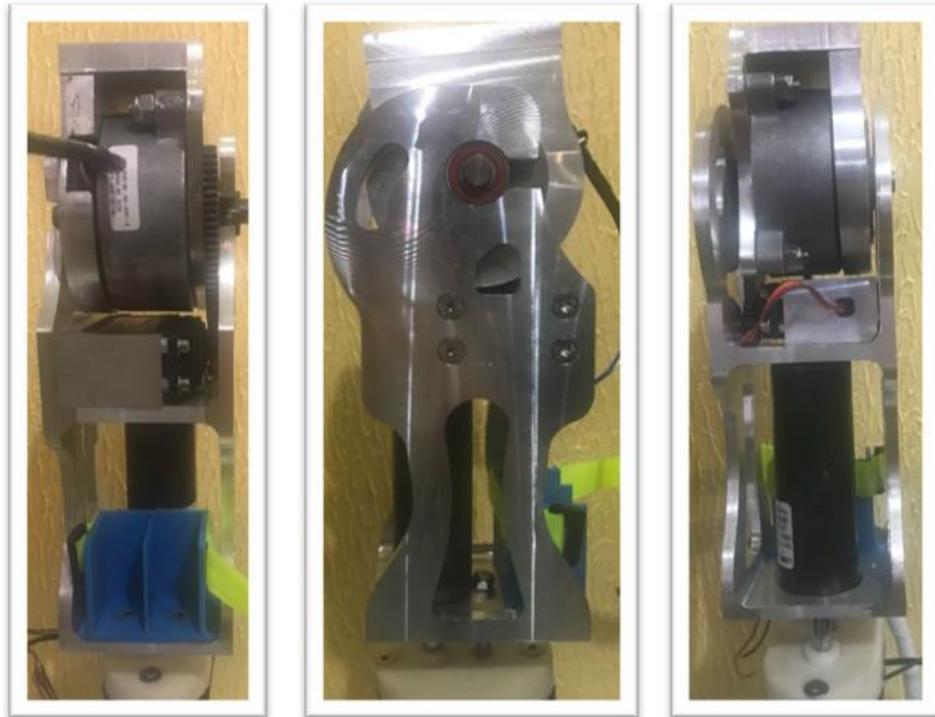


Figura 63 Implementación mecánica del prototipo

4.1.3 Implementación de Elemento de Sujeción del Amortiguador para Ensayos

Se fabrico un utillaje para la sujeción tanto superior como inferior del amortiguador en el banco de pruebas “Dyno-Shock”, para su elaboración se utiliza un perfil cuadrado de ASTM 36 de $37.5 \times 37.5 \times 180$ [mm], dos pernos de hierro dulce $M12 \times 50$ [mm] y cuatro tuercas de hierro dulce $S8 \ 12$ [mm].

Se corta del perfil cuadrado un pedazo de 40 mm de longitud. En sus extremos se perfora de forma centrada dos agujeros de 12 [mm] de diámetro, uno a cada lado, en los cuales posteriormente se soldó las dos tuercas de 12 [mm].

Del perfil cuadrado restante se corta un pedazo de 50 mm de longitud. En sus extremos se perfora de forma centrada dos agujeros de 12.05 [mm] de diámetro, uno a cada lado, por los cuales pasara el perno para la sujeción del amortiguador.



Figura 64 Utillaje para sujeción del amortiguador en el banco de pruebas.

Se procede a verificar el conjunto montando este soporte en el banco (ver figura 65), una vez comprobado su efectividad se realiza el soporte inferior siguiendo el mismo procedimiento.



Figura 65 Montaje del soporte superior.

4.2 Implementación Electrónica

4.2.1 Calibración Celda de Carga

Es muy importante calibrar la celda, tomando en cuenta que el mismo está desarrollado expresamente para trabajar en Arduino por lo que la utilización de la librería HX711 del amplificador facilita el trabajo. Solo es necesario establecer el factor de calibración correspondiente a la célula de carga, ya que esta librería se utiliza para células de todo tipo. Por lo que el factor de calibración será uno u otro según la forma de la celda.

El factor de calibración es la relación entre la variación de una resistencia y la deformación sufrida por un material, así que cada dispositivo tiene un factor distinto.

$$\text{Factor de Calibración} = \frac{\frac{\delta R}{R}}{\varepsilon} \quad (\text{Ecu. 82})$$

Para calibrar la celda se realizaron pruebas con un objeto cuyo peso era conocido, para lo cual el factor tendrá un valor de 16800. Una vez instalado la celda se mantiene el factor (ver figura 66).



Figura 66 Celda de carga instalada.

4.2.2 Implementación Circuito Electrónico

Una vez calibrado la celda de carga se procede a armar el circuito electrónico que se muestra en la figura 55, para lo cual será necesario colocar los elementos de forma estética y óptima para la correcta adquisición de datos necesarios para la validación del prototipo. (ver figura 67)



Figura 67 Circuito electrónico implementado

4.2.3 Programa para el control de amortiguación

Para la implementación del algoritmo de control se hizo uso de un Arduino UNO R3 como se indicó con anterioridad, un sensor de carga instalado en la parte inferior de la prótesis mide la fuerza que se aplica por el peso de la persona durante el ciclo de caminata, el control para la amortiguación es proporcional, es decir, que a mayor carga mayor será la fuerza de amortiguación, es decir, la viscosidad del fluido aumentará por efecto de la corriente aplicada y la capacidad de amortiguamiento será mayor absorbiendo así gran cantidad de la energía que se transmite al cuerpo durante la marcha.

```
#include "HX711.h"
#define DOUT 11
#define CLK 12
HX711 scale(DOUT, CLK);
float calibration_factor = 16800;
```

Figura 68 Código Parte 1

La celda de carga tiene un principio de funcionamiento de galgas extensiométricas, es decir, la señal que emite es muy baja, por lo cual resulta necesario el uso de un amplificador de esta señal, en este caso se utiliza un HX711 que recibe la señal de la celda de carga, la multiplica y la envía a la tarjeta de control (Arduino UNO R3); pero para que esta tarjeta sea capaz de interpretar esta señal es indispensable agregar una nueva librería HX711.h y

designar los pines a los cuales estará conectado el amplificador y definir un factor de calibración según la capacidad de la celda de carga. (Figura 68)

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  scale.set_scale();
  scale.tare();
  long zero_factor = scale.read_average();}
```

Figura 69 Código Parte 2

Una vez definidos los parámetros iniciales se encera la celda de carga cada vez que se enciende el circuito de control para así evitar lecturas erróneas y el control sea preciso. (Figura 69)

```
void loop(){
  scale.set_scale(calibration_factor);
  Serial.print("Reading: ");
  Serial.print(scale.get_units(), 1);
  Serial.print(" Kg");
  Serial.println();}
```

Figura 70 Código Parte 3

Inicia el bucle de control de programa calibrando la balanza con el factor previamente establecido, y por medio de una comunicación serial nos indica la lectura en tiempo real. (Figura 70)

```
if(scale.get_units()<0)
  analogWrite(pin, 0);

if(scale.get_units()<=70 && scale.get_units()>=0){
  valor=3.6429*scale.get_units();
  analogWrite(pin, valor);
  Serial.print(" Potenciometro: ");
  Serial.println(valor);}

if(scale.get_units()>70){
  analogWrite(pin, 255);
  Serial.print(" Potenciometro: ");
  Serial.println(255);}}
```

Figura 71 Código Parte 4

Una vez obtenida la lectura se realiza la conversión de la carga a fuerza de amortiguamiento y se genera una señal la cual va directo al controlador MR para manipular la corriente que será aplicada al dispositivo MR. (Figura 71)

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1 Ensayo del Comportamiento Dinámico del Amortiguador LORD RD-8040-1

5.1.1 Identificación del Ensayo

Con la finalidad de simular el comportamiento del amortiguador para comprobar su efectividad al amortiguar la caminata a través del uso de la prótesis transtibial. Con este propósito el amortiguador MR tipo RD-8040-1 fue sometido a ensayos experimentales, el esquema de la configuración experimental para los ensayos se muestra en la figura 72.

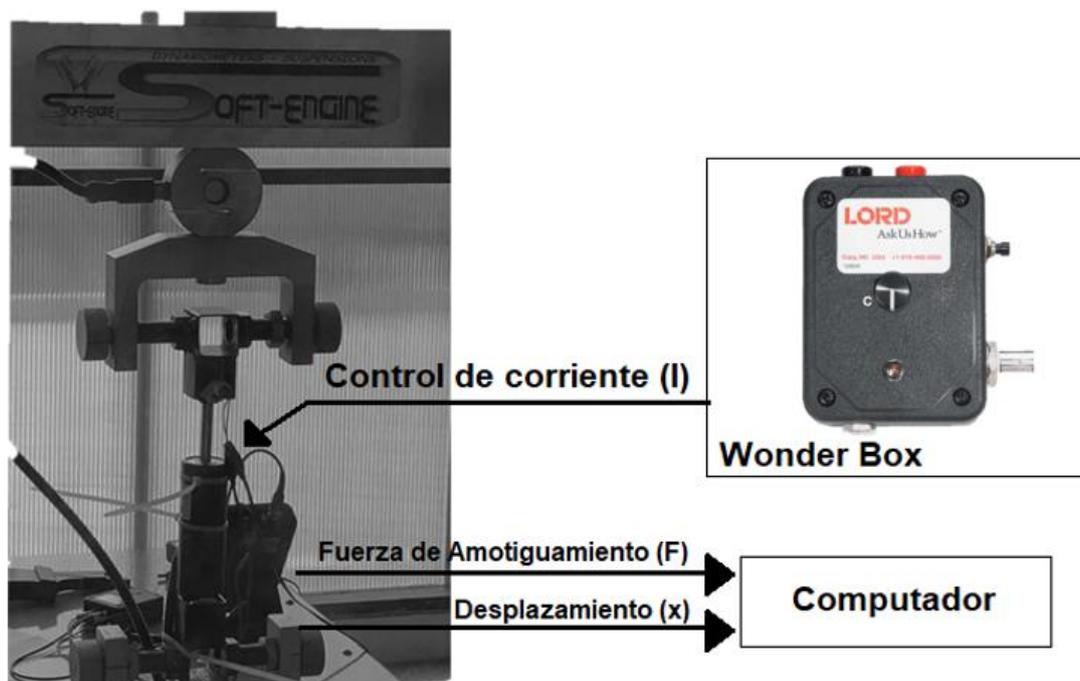


Figura 72 Esquema de la configuración experimental para los ensayos de un amortiguador MR.

Los ensayos fueron realizados con la configuración que se muestra en la figura 72, lo que nos permite determinar el desempeño del amortiguador en un sistema “Dyno-Shock” bajo condiciones de ensayo pre-establecidas en un ambiente controlado. Permite obtener el comportamiento dinámico, de acuerdo a resultados numéricos y gráficos de las fuerzas de compresión y extensión comparados con el desplazamiento y la velocidad.

El banco de pruebas se programó con los siguientes parámetros tanto para pruebas fijas como para las pruebas variables (ver tabla 17-18).

Tabla 17

Parámetros para caracterización de pruebas fijas

Parámetro	Valores
Excursión [<i>mm</i>]	40
Frecuencia [<i>Hz</i>]	1
Velocidad [$\frac{mm}{s}$]	125.7
Temperatura de calentamiento [°C]	25
Velocidad de calentamiento [$\frac{mm}{s}$]	200
Amperaje [<i>A</i>]	(0; 0.2; 0.4; 0.6; 0.8; 1; 1.2; 1.4 y 1.6)

Tabla 18

Parámetros para caracterización de pruebas variables

Parámetro	Valores
Excursión [<i>mm</i>]	40
Frecuencia [<i>Hz</i>]	(1.5; 3.18; 4.77 y 6.37)
Velocidad [$\frac{mm}{s}$]	(200; 400; 600 y 800)
Temperatura de calentamiento [°C]	25
Velocidad de calentamiento [$\frac{mm}{s}$]	200
Amperaje [<i>A</i>]	(0; 1 y 1.8)

5.1.2 Análisis de los Resultados Obtenidos

Utilizando los parámetros para la caracterización y el esquema de configuración expuestos, las pruebas preliminares se realizaron para medir la respuesta del amortiguador MR bajo varias condiciones de carga.

A. Pruebas Fijas

En este tipo de ensayos, el amortiguador fue conducido con señales armónicas a una frecuencia fija de 1Hz o 125.7 [mm/s] , y un nivel constante de corriente aplicado a la bobina del amortiguador MR RD-8040-1 de Lord.

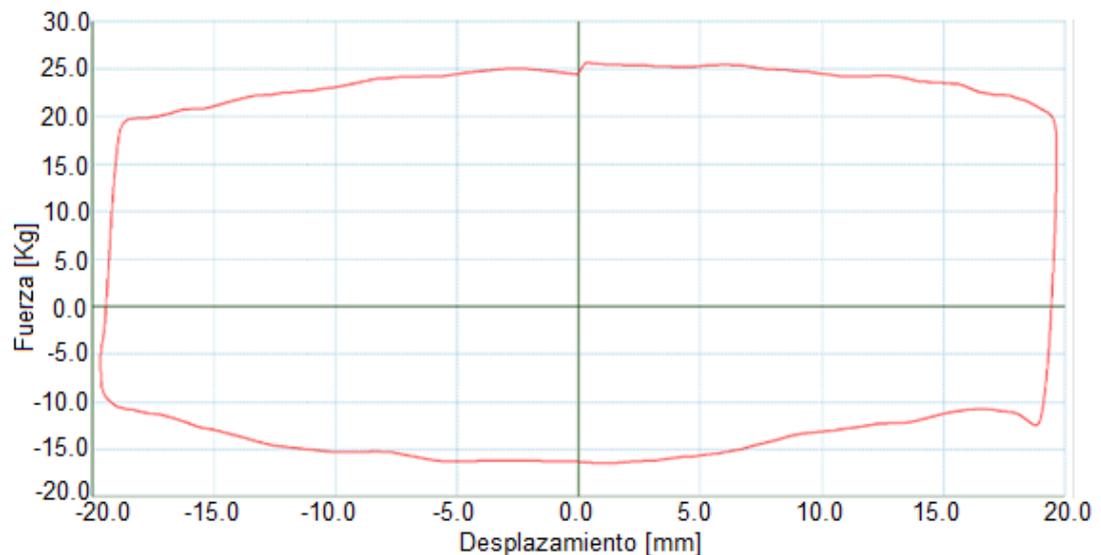


Figura 73 Fuerza Vs Desplazamiento a 0 [A]

En la figura 73 se muestra que para un desplazamiento específico de 20 [mm] , la fuerza de compresión es $25,64\text{ [kg]}$ y la fuerza de rebote es $16,69\text{ [kg]}$ cuando la corriente de alimentación es 0 [A] . Como no existe corriente a través de la bobina del actuador, la temperatura del amortiguador permanece constante, específicamente a $25,05\text{ }^\circ\text{C}$.

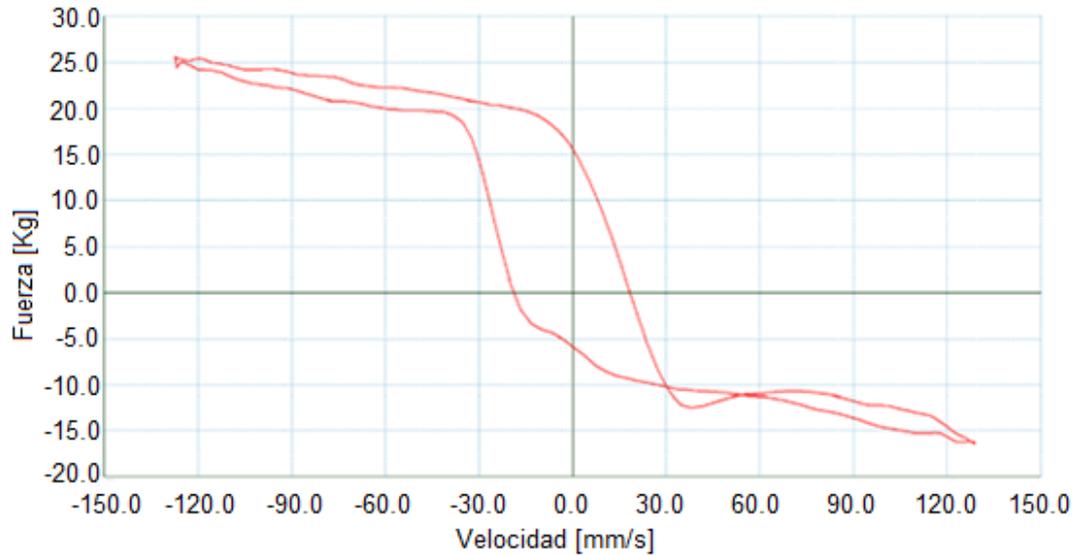


Figura 74 Fuerza Vs Velocidad a 0 [A]

En la figura 74 se puede ver que cuando la corriente de entrada es 0 [A] y la velocidad es 0 $\left[\frac{mm}{s}\right]$, la fuerza de amortiguamiento es aproximadamente 15 [kg], la cual viene a ser la fuerza de fricción mecánica del amortiguador MR.

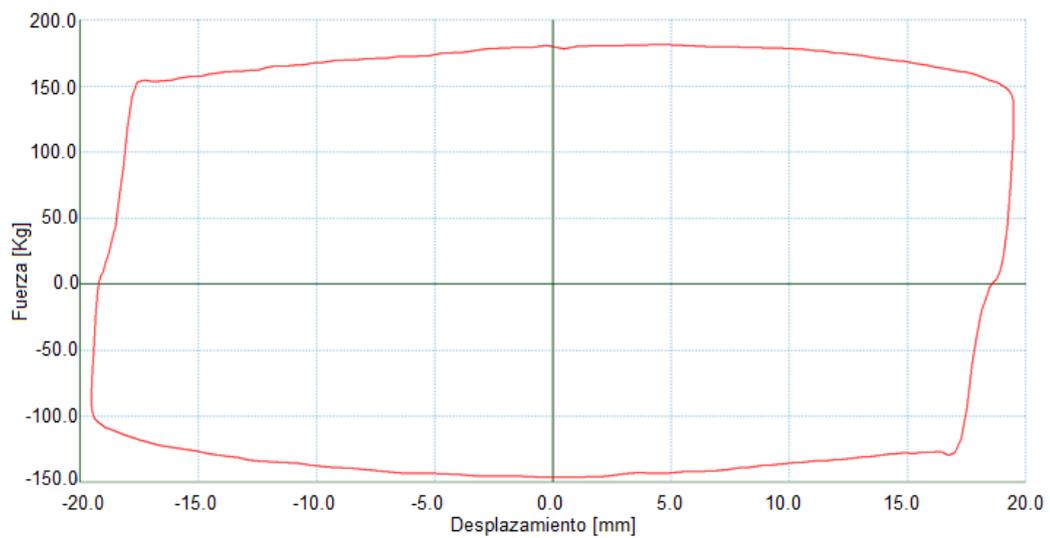


Figura 75 Fuerza Vs Desplazamiento a 1.8 [A]

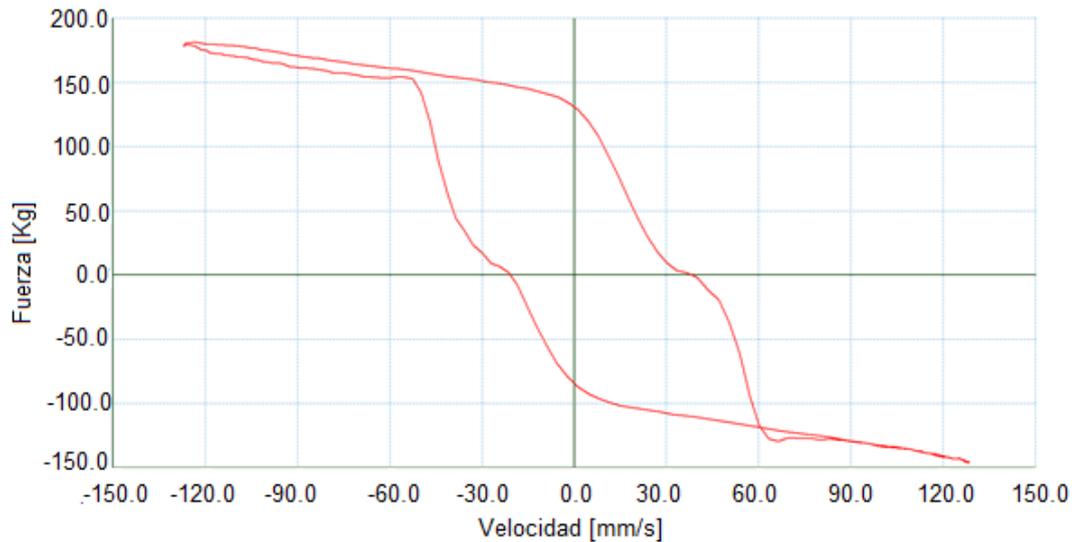


Figura 76 Fuerza Vs Velocidad a 1.8 [A]

La figura 75 y 76 exponen que a la misma amplitud de desplazamiento y con una corriente de 1.8 [A], la fuerza de compresión es 181.12 [kg] y en extensión es 146.11 [kg] con velocidades de 125.88 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ y 128.54 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ respectivamente.

Como se muestra en la figura 73 y 75, a medida que se incrementa la corriente que se aplica al electroimán del amortiguador, aumenta el campo magnético y por consiguiente también lo hace el amortiguamiento, lo cual se representa por el área creciente encerrada por el ciclo de histéresis de la fuerza vs desplazamiento.

El comportamiento como plástico Bingham del amortiguador MR se puede ver en los ciclos de histéresis de fuerza vs velocidad como se muestran en la figura 74 y 76. Considerando la asíntota de alta velocidad de un ciclo de histéresis de fuerza vs velocidad, si esta asíntota es proyectada sobre el eje de la fuerza, esta intercepción da el valor de la fuerza de fluencia F_y , la cual se puede ver que incrementa a medida que la corriente aplicada (campo magnético) incrementa. Cuando la fuerza de recuperación es menor que la fuerza de fluencia, se dice que el amortiguador está funcionando en la región de pre-rendimiento. Cuando la fuerza de recuperación es mayor que la fuerza de fluencia, el amortiguador funciona en la región de post-rendimiento. La

transición de rendimiento ocurre cuando la fuerza de restauración del amortiguador transita a través del valor de la fuerza de fluencia.

B. Pruebas Variables

En estos ensayos, el amortiguador fue conducido con señales armónicas a frecuencias variables de 1.5; 3.18; 4.77 y 6.37 [Hz] o 200; 400; 600 y 800 $\left[\frac{mm}{s}\right]$, y un nivel constante de corriente aplicado a la bobina del amortiguador MR RD-8040-1 de Lord.

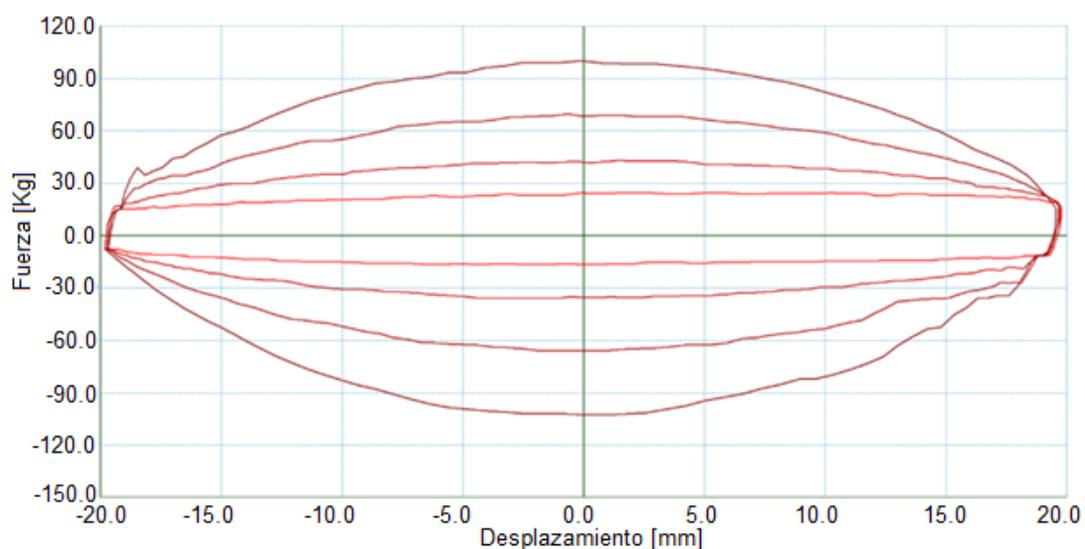


Figura 77 Fuerza Vs Desplazamiento a 0 [A]

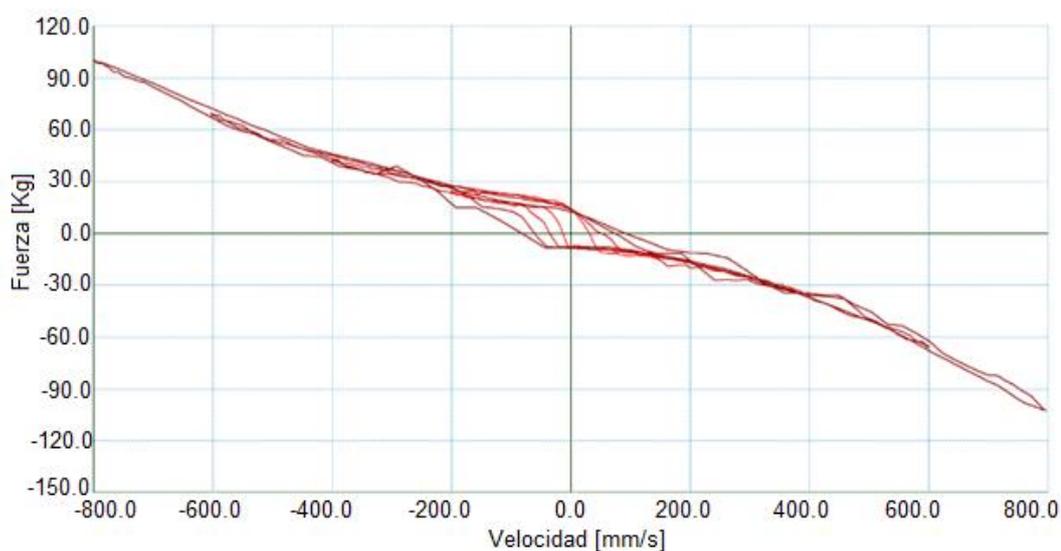


Figura 78 Fuerza Vs Velocidad a 0 [A]

En la figura 77 y 78 para un desplazamiento de 20 [mm], las fuerzas necesarias para 200 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ en expansión y compresión del amortiguador MR son 16.69 y 24.42 [kg] respectivamente, para 400 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ son 35.82 y 43.14 [kg], para 600 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ son 65.93 y 69.6 [kg] y para 800 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ son 102.56 y 100.12 [kg], alcanzando una temperatura media de trabajo de 47.18°C.

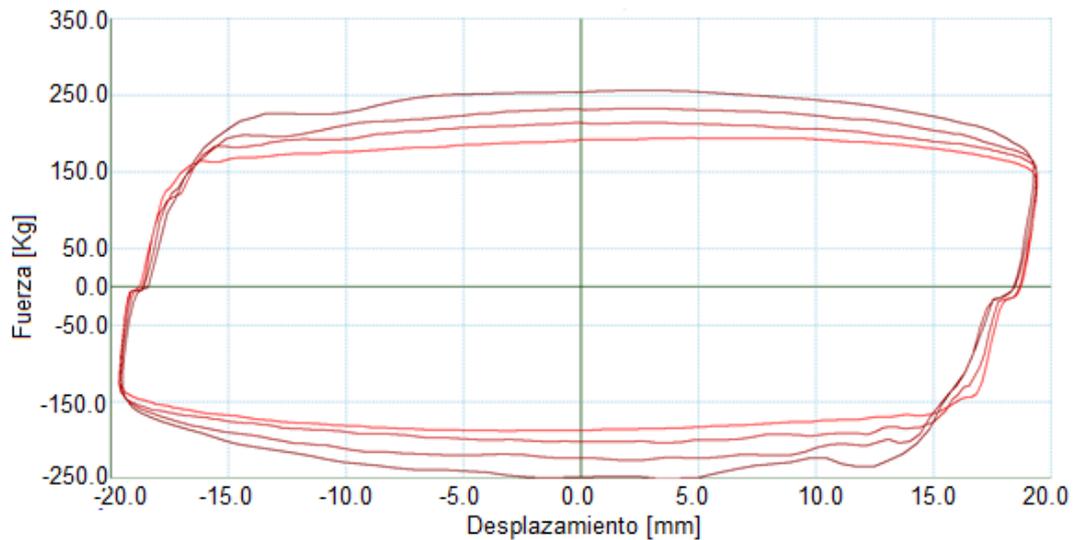


Figura 79 Fuerza Vs Desplazamiento a 1.8 [A]

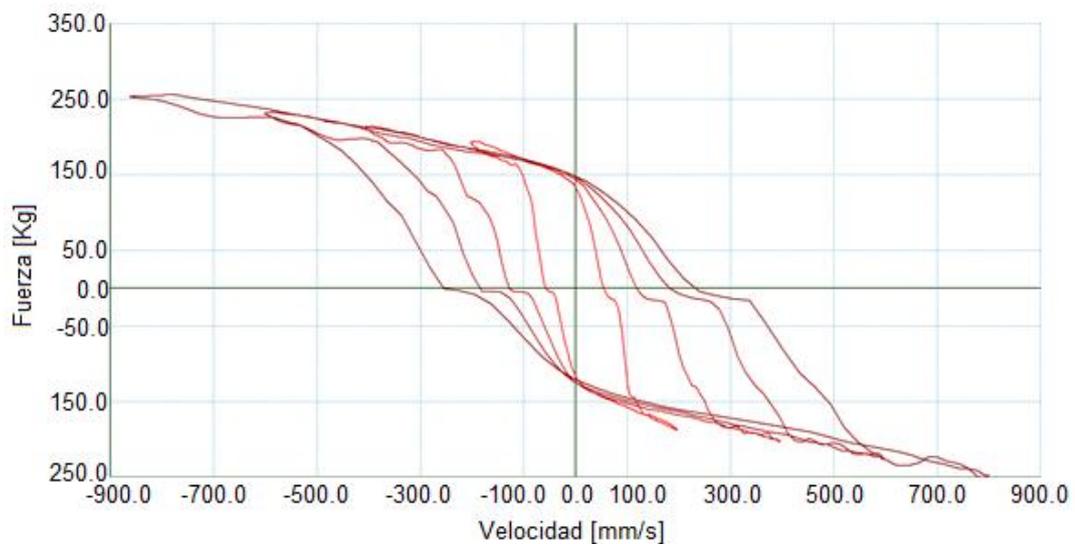


Figura 80 Fuerza Vs Velocidad a 1.8 [A]

En la figura 79 y 80 las fuerzas necesarias para la expansión y compresión del amortiguador MR a una velocidad de 200 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ son 154,25 y 175,01 [Kg] respectivamente, para 400 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ son 175.42 y 196.58 [kg], para 600 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ son

195.77 y 221.0 [Kg] y para 800 $\left[\frac{mm}{s}\right]$ son 212.05 y 233.21 [Kg], alcanzando una temperatura media de trabajo de 39.78°C.

En los resultados para pruebas variables se muestra que a medida que el valor de la corriente aumenta, la fuerza de amortiguación aumenta y el desplazamiento del pistón disminuye. La fuerza de amortiguación es baja para cero corriente y aumenta gradualmente a medida que aumenta la corriente.

5.2 Pruebas de Funcionamiento del Prototipo de Prótesis

Para realizar las pruebas del correcto funcionamiento del prototipo, se implementó un pie de apoyo y además se tomó en cuenta que la celda utilizada no mide sobre una superficie sino en un punto, de modo que dependiendo de la dirección en la que se aplique la fuerza registra unos valores u otros. Por lo tanto, se tuvo que realizar las pruebas sobre una lámina de aluminio para garantizar que la fuerza siempre se aplica en el mismo punto. (ver figura 81)



Figura 81 Pruebas del prototipo de prótesis a distintas cargas



Figura 82 Circuito implementado para adquisición de datos del ciclo de marcha.

5.2.1 Análisis de los Resultados Obtenidos

Para el despliegue de los resultados se utilizó reportes electrónicos mediante el uso de un sensor ultrasónico (ver figura 82), para poder medir el recorrido del amortiguador durante el ciclo de marcha, dicha información se refleja a modo de gráficas cinemáticas. Usualmente, los programas permiten adaptar los reportes para que incluyan sólo los parámetros que, de momento, sean de interés para el análisis.

Con los reportes generados es posible obtener información acerca de la eficiencia de la marcha, su grado de normalidad o la regularidad del movimiento, y con base en esto poder realizar las calibraciones necesarias para una marcha efectiva.

En la figura 83 se puede observar que durante las pruebas el tiempo total de duración del ciclo de marcha es de 2.5 [s] el mismo que es relativamente aceptable, durante el ciclo la compresión máxima efectuada por el amortiguador es de 5 [mm] en un lapso de 1.2 [s] que se encuentra dentro de los márgenes adecuados para la fase de apoyo sencillo que en este caso es el 40% del tiempo total del ciclo.

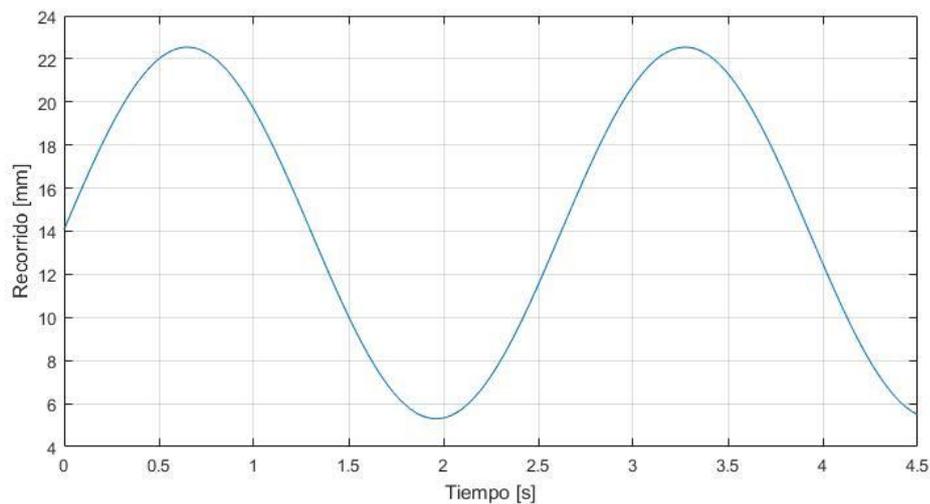


Figura 83 Recorrido Vs Tiempo de amortiguación durante el ciclo de marcha humana

En la figura 84 se muestra la velocidad de la marcha la cual se determinó a partir de la derivada de la ecuación que representa a la curva de la figura 83, la velocidad indica la habilidad para caminar. Establece una relación con la cadencia y la longitud del paso largo. La velocidad y la cadencia natural o libre son variables autoseleccionadas que toda persona adopta para proveer la máxima eficiencia energética.

La velocidad de la marcha en personas saludables se puede incrementar hasta en 44%, sin embargo, las personas con limitaciones al incrementar la velocidad evidencian problemas en los mecanismos de amortiguación.

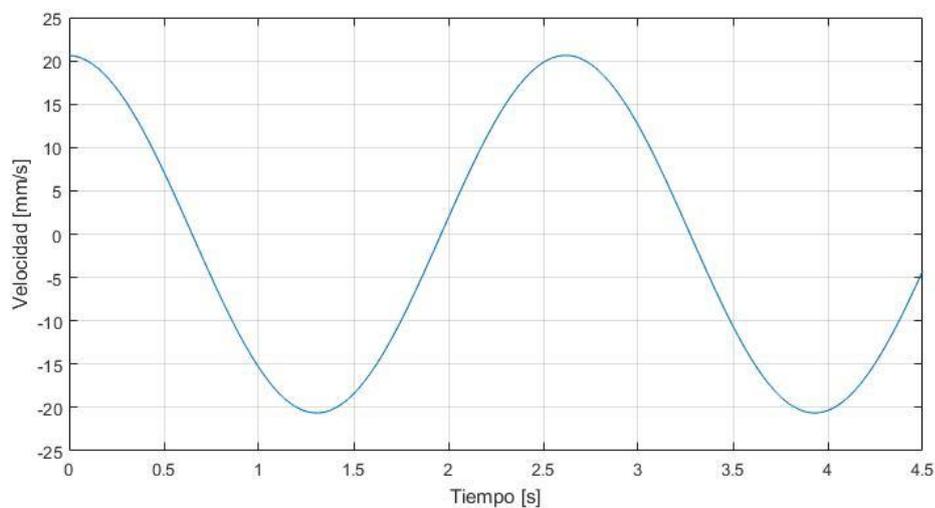


Figura 84 Velocidad Vs Tiempo de amortiguación durante el ciclo de marcha humana

En la figura 85 nos permite evaluar en forma superpuesta la curva que representa la fuerza vs el tiempo generada durante el ciclo de marcha. Esto nos permite comparar, evaluar simetría o asimetría, diferenciar talón de antepié y su funcionamiento normal o anormal.

Así como podemos evaluar el funcionamiento mecánico del corazón a través de un resultado gráfico (electrocardiograma), lo mismo podemos hacer en la actualidad con la pisada humana.

Diferentes formas de curvas se pueden obtener registrando la pisada humana, en la figura 85 se ve claramente que en el rango de 1.9 [s] - 2.1 [s] existe un área plana, es decir que se genera un mayor tiempo de apoyo del talón en el suelo y no eleva la presión en antepié.

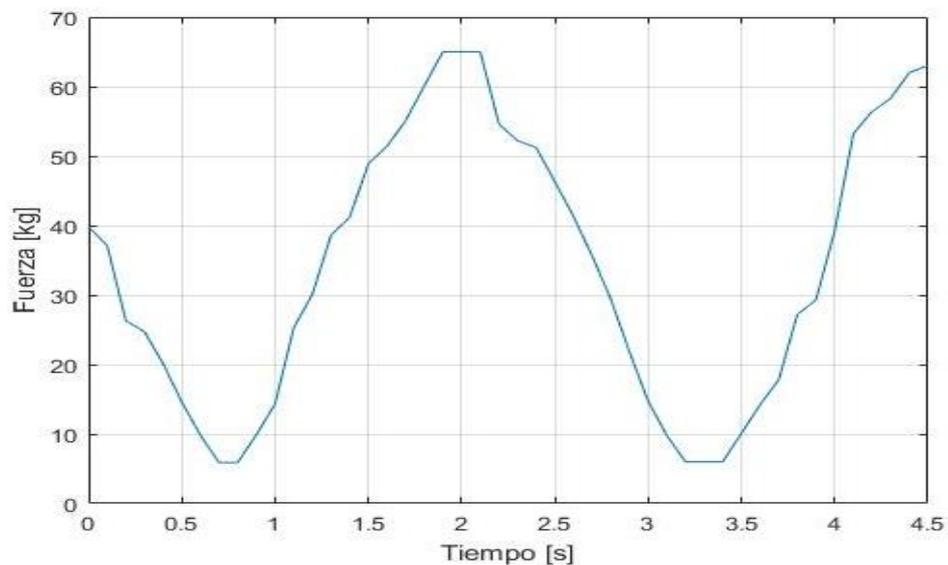


Figura 85 Fuerza Vs Tiempo de amortiguación durante el ciclo de marcha humana

6.1 Conclusiones

- Se determinó de forma experimental las propiedades reológicas del fluido MRF-140CG mediante la aplicación de diferentes campos magnéticos, en donde el umbral de cizallamiento es de $35117.639 [Pa]$ a un campo magnético de $600 [mT]$.
- Se comprobó que el amortiguador soporta una carga de $2510 [N]$, es decir, mayor a la requerida, aunque la prótesis está diseñada para soportar fuerzas no mayores a $2059.26 [N]$, la cual se alcanza con una corriente de entrada a la bobina de $1.6 [A]$ creando un campo magnético de $600 [mT]$, el dispositivo MR es capaz de soportar estas cargas por efecto del fluido y la geometría que este posee.
- Se implementó fluidos MR al seleccionar el amortiguador RD-8040-1 de Lord, el cual los contiene y son indispensables para controlar el amortiguamiento a través de la variación de su viscosidad, en consecuencia, su resistividad fluídica en más de un orden de magnitud bajo la influencia de un campo magnético inducido.
- Se diseñó y construyó una prótesis transtibial con amortiguamiento activo cuya efectividad se demostró experimentalmente, la misma que para el efecto de amortiguación utiliza un actuador del tamaño y capacidad óptimo.
- Se desarrolló un algoritmo de control que cumpla con las condiciones establecidas para que se realice el ciclo de la marcha del prototipo, el cual permite el correcto funcionamiento de los elementos al ser accionados, a través de la vinculación óptima de los elementos con el microcontrolador.
- Se verificó la teoría básica de un amortiguador MR, mediante evaluación y ensayos realizados al amortiguador RD-8040-1 de Lord, los mismos que muestran que el usuario logre tener un control óptimo sobre la fuerza de amortiguamiento del dispositivo MR mediante la variación de la corriente de entrada suministrada al electroimán del amortiguador.

- El amortiguador MR utilizado presentó una fuerza de amortiguamiento de 25,64 [kg] cuando la corriente de entrada es 0 [A], es decir, apagado; esto se debe al hecho de que el dispositivo contiene una cámara de nitrógeno al vacío para evitar fenómenos como la cavitación y la fricción producida entre el fluido y el ducto anular.

6.2 Recomendaciones

- Para trabajos futuros se recomienda realizar la caracterización de otro fluido de tipo MR que brinde otras características al amortiguador, basándose principalmente en el grado de sedimentación y el porcentaje de partículas sólidas en el fluido.
- Un fluido de buenas características al momento de su caracterización cuando se le aplique campo magnético no manifestará muchas perturbaciones debido a los aditivos que contiene.
- Se aconseja mecanizar una estructura de prueba en un material más suave como nylon o duralón, esto nos servirá para realizar un ensamblaje previo y verificar que no sea necesario realizar modificaciones en el diseño y más importante aún definir los procesos de maquinado para llegar a obtener el producto final.
- Para el mecanizado de la estructura de la prótesis es necesario seleccionar la herramienta adecuada y calcular correctamente los parámetros de mecanizado y que sea del material óptimo para maquinar aluminio.
- Para la optimización de la estructura se debe considerar otros materiales de menor peso y suficiente resistencia mecánica tomando en cuenta su disponibilidad en el mercado.

BIBLIOGRAFÍA

- *3dproditive*. (s.f.). Recuperado el 10 de Octubre de 2017, de <http://3dproditive.com/es/material/tpu>
- ACEROS BOEHLER UDDEHOLM S.A. (s.f.). *bohler-uddeholm*. Recuperado el 18 de Julio de 2017, de http://www.bohler-uddeholm.com.ar/media/Aluminio_C330R.pdf
- *afel*. (s.f.). Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de <http://www.afel.cl/producto/bateria-lipo-turnigy-2200mah-3s-11-1v-30c/>
- *Amazon*. (s.f.). Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de https://www.amazon.com/DIYmall-Weighing-Conversion-Sensors-Microcontroller/dp/B010FG9RXO/ref=pd_bxgy_328_img_2?_encoding=UTF8&pd_rd_i=B010FG9RXO&pd_rd_r=DZ4GDTP87D9QW047ABX3&pd_rd_w=Kkzwm&pd_rd_wg=z8WIV&psc=1&refRID=DZ4GDTP87D9QW047ABX3
- Antonio, J., & Mas, D. (2015). Recuperado el 07 de Agosto de 2017, de <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>
- *arduino*. (s.f.). Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de <http://arduino.cl/arduino-uno/>
- Arduino. (2011). *Store Arduino*. Obtenido de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>
- *Basculaspoise*. (s.f.). Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de http://www.basculaspoise.com/Soporte/Celdas_de_Carga.html
- Blocks, A. (2017). *Arduino Blocks*. Obtenido de <http://www.arduinoblocks.com/blog/2017/02/02/bloque-de-sensor-acelerometro-adxl335/>
- Bohórquez, C. (2010). Estudio sobre la marcha humana. *Ingenio Libre*, 55-61.

- Carlson, J. (2007). Semi-active Vibration Supression. *CISM Course: Semi-Active Vibration Suppression-the Best from Active and Passive Technologies*.
- Carlson, J., Catanzarite, D., & Clair, K. (1996). Commercial Magneto-Rheological Fluid Devices. *International Journal of Modern Physics*, 2857-2865.
- *catarina.udlap.mx*. (s.f.). Recuperado el 10 de Julio de 2017, de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf
- Chapman, S. J. (2000). *Máquinas Eléctricas Tercera Edición*. Mc Graw Hill.
- Cifuentes, L. (2012). *Ortesis, Prótesis y Ayuda Técnicas para Discapacitados*. Quito, Ecuador: Industria Gráfica.
- Circ, C. (2011). *Curso de fisioterapia sobre manejo de amputados de miembro inferior*. Bogotá: CICR.
- Cuenca A., G., & Granda O., M. (Junio de 2015). *Valoración Funcional en el Paciente Amputado de Miembro Inferior en la Etapa Post-Protésica Mediante la Clasificación de Russek y el Cuestionario Locomotor Index en el Centro de Rehabilitación Integral Especializada de Conocoto Número 1*. Quito, Pichincha, Ecuador: Pontificia Universidad Católica del Ecuador.
- Desvern, I. (2008). *Manual para amputador de Miembro Inferior*. Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de <http://www.discapacidadonline.com/wp-content/uploads/2011/05/manual.amputados.mienbro.inferior.pdf>
- Duclos, T. (1987). An Externally Tunable Hydraulic Mount Which Uses Electrorheological Fluid. *Soc. Automotive Engineers*.

- Engineering, D. (2013). Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de <https://www.dimensionengineering.com/products/sabertooth2x5>
- F.D., G., J.H., K., & M., A. (2006). A Review of the State of the Art in Magneto-Rheological Fluid Technologies. *Part I: MR fluid and MR fluid models*. Shock and Vibration Digest.
- Falkner, A., & Iraza, I. (2003). *Amortiguadores por Fluidos Magnetoreológicos*. Cupich R. Miguel.
- Fragassa, C., Berardi, L., & Balsamini, G. (2016). Magnetorheological Fluid Devices: an Advanced Solution for Active Control. *Faculty of Mechanical Engineering*, 333-339.
- García, J., & Rodríguez, C. (Mayo de 2012). Diseño de una Prótesis Transtibial Amortiguada. México DF, México: Instituto Politécnico Nacional.
- Gonzales, M., & al, e. (2005). Amputación de Extremidad Inferior y Discapacidad. *Prótesis y Rehabilitación*. Barcelona: Masson.
- Guzhñay Cordero, A. E., & Calle Arévalo, L. A. (Marzo de 2015). Diseño y Construcción de Prótesis de Miembro Inferior Monitoreando desde un Computador Personal. Cuenca, Azuay, Ecuador: Univerisidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca.
- H.M., L., G., S., C., G., & C., K. (2008). Reliable Plate-Plate MRF Magneto-Rheometry Based on Validated Radial Magnetic Flux Density Profile Simulations. *Rheol.*
- *htc-sensor*. (s.f.). Recuperado el 30 de Octubre de 2017, de <http://www.htc-sensor.com/products/151.html>
- *hyperphysics.phy-astr.gsu*. (s.f.). Recuperado el 25 de Septiembre de 2017, de <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Tables/magprop.html>

- *Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC)*. (2011). Recuperado el 06 de Septiembre de 2017, de <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/estadisticas-de-camas-y-egresos-hospitalarios-bases-de-datos/>
- *Instructables*. (s.f.). Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de <http://www.instructables.com/id/How-to-Interface-HX711-Balance-Module-With-Load-Ce/>
- *Isospain*. (s.f.). Recuperado el 15 de Junio de 2017, de <http://www.isospain.org/>
- Lema, V. (Julio de 2013). *Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, afroecuatorianos e indígenas del Ecuador*. Recuperado el 30 de Octubre de 2017, de <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/2631/1/107724.pdf>
- Lord Corporation. (s.f.). *Lord Technical Data RD-8040-1 and RD-8041-1 Dampers*. Recuperado el 31 de Agosto de 2017, de <http://www.lordfulfillment.com/upload/DS7016.pdf>
- Lord Corporation. (s.f.). *Lord User Instructions LORD Wonder Box Device Controller Kit*. Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de http://www.lordmrstore.com/_literature_236287/Wonderbox_Technical_Data_Sheet.
- LordCorporation. (s.f.). *Lord Technical Data MRF-140CG Magneto-Rheological Fluid*. Recuperado el 28 de Agosto de 2017, de <http://www.lordfulfillment.com/upload/DS7012.pdf>
- Luna, P. (1999). *Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica*. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Mott, R. (2006). *Diseño de Elementos de Maquinas*. México: PEARSON Educacion.

- Ocampo, & al, e. (2011). *Amputación de Miembro Inferior: Cambios Funcionales, Inmovilización y Actividad Física*. Obtenido de Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano: http://www.urosario.edu.co/urosario_files/09/09ecdc88-5c0d-47d6-955fa671bbc97c45.pdf
- Phillips, R. (1969). *Engineering Applications of Fluids with a Variable Yield Stress*. California: University of California.
- *polylanema*. (s.f.). Recuperado el 31 de Octubre de 2017, de <https://www.polylanema.pt/download.php?f=353&key=385956da87400d86058d352731bc4c97>.
- Proaño Mejía, R., & Delgado Terán, J. (2011). *Estudio de los Fluidos Magnetoreológicos y su Aplicación e Implementación en el Sistema de Suspensión del Vehículo Buggy Fórmula FAU*. Latacunga: Escuela Politécnica del Ejército Extensión Latacunga.
- *PTC*. (s.f.). Recuperado el 31 de Agosto de 2017, de <http://www.ptc.es/cad/simulation/fea>
- Rivera, A. (2005). *Prótesis Transtibial*. Humacao, Puerto Rico: Centro de Competencias de Comunicación.
- Salazar, S. (2012). *Alineación de Prótesis de Miembro Inferior por encima de la Rodilla*. Recuperado el 05 de Octubre de 2017, de <http://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/343/1/BIOM0200.pdf>
- *salud.gob*. (2013). Recuperado el 10 de Septiembre de 2017, de <http://www.salud.gob.ec/dia-mundial-de-la-diabetes-msp-ejecuta-acciones-para-reducir-su-incidencia-y-complicaciones/>
- Serro, P. (2011). *Módulo Ortoprotésica. Prótesis*. Valencia, España: Universidad de Valencia.
- Siginer, D. (1999). *Advanced in the Flow and Rheology of Non-Newtonian Fluids*. *Elsevier*.

- *Sites.google*. (s.f.). Recuperado el 31 de Agosto de 2017, de <https://sites.google.com/site/sitiodelu5mcmza/calculo-de-transformadores>
- Smith, D. (2004). *In motion*. Recuperado el 10 de Octubre de 2017, de http://www.amputeecoalition.org/spanish/inmotion/sep_oct_04/transfe_moral4.html
- *Solidworks*. (s.f.). Recuperado el 31 de Agosto de 2017, de <http://www.solidworks.es/sw/products/simulation/finite-element-analysis.htm>
- *Teslabem*. (s.f.). Recuperado el 06 de Septiembre de 2017, de <http://teslabem.com/bateria-lipo-2-2ah-11v-3s.html>
- Villar, R., López, C., & Cussó, F. (2013). *Fundamentos Físicos de los Procesos Biológicos*. Editorial Club Universitario.
- *Walmart*. (s.f.). Recuperado el 05 de Septiembre de 2017, de https://www.walmart.com/ip/100kg-42mm-x-38mm-x-3mm-Electronic-Scale-Body-Load-Cell-Weighing-Sensor/181619550?affp1=1KtdpV2ksgUY_FcKCez27UErsp5MjvmeV9Ak1P_UPrA&affilsrc=api&u1=&oid=223073.7200&wmlspartner=ZL7ibEZqdU0&sourceid=21699142990741065652&affillink
- Yang, G., Spencer Jr., B., Carlson, J., & Sain, M. (2002). Large-Scale MR Fluid Dampers: Modeling and Dynamic Performance Considerations. *ELSEVIER*, 309-323.

ANEXOS



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

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICADO

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores; María Inés Erazo Bravo y Erick Paul Mera Otoya.

En la ciudad de Latacunga a los 5 días del mes de diciembre del 2017

Latacunga, 05 de diciembre del 2017



Ing. Oscar Arteaga

DIRECTOR DEL PROYECTO



Ing. Vicente Hallo

DIRECTOR DE CARRERA

Aprobado por:



Dr. Rodrigo Vaca

SECRETARIO ACADÉMICO