



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

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

**TEMA: “DESARROLLO DE INGENIERÍA DE DETALLE
SOBRE LA INCLUSIÓN DE MATERIALES
MAGNETOREOLÓGICOS CON CARACTERÍSTICAS
DOMINANTES EN EL CAMPO DE LA AMORTIGUACIÓN Y SU
VIABILIDAD TÉCNICA EN UN PROTOTIPO MECATRÓNICO
DE PRÓTESIS DE TOBILLO Y PIE CON CONTROL DE
TORQUE”.**

AUTORES

**JULIO DAVID ESCORZA PAREDES
ISMAEL ALEJANDRO MEDINA NÚÑEZ**

DIRECTOR: ING. OSCAR ARTEAGA

LATACUNGA-ECUADOR

2017



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certificó que el trabajo de titulación, “**DESARROLLO DE INGENIERÍA DE DETALLE SOBRE LA INCLUSIÓN DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS CON CARACTERÍSTICAS DOMINANTES EN EL CAMPO DE LA AMORTIGUACIÓN Y SU VIABILIDAD TÉCNICA EN UN PROTOTIPO MECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE TOBILLO Y PIE CON CONTROL DE TORQUE**” realizado por los señores Julio David Escorza Paredes e Ismael Alejandro Medina Núñez, 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 **JULIO DAVID ESCORZA PAREDES** e **ISMAEL ALEJANDRO MEDINA NÚÑEZ** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 08 de diciembre de 2017

Atentamente;

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Oscar Arteaga', is written over a horizontal line.

**ING. OSCAR ARTEAGA
DIRECTOR**



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **JULIO DAVID ESCORZA PAREDES**, con cédula de identidad N°1804628517 e **ISMAEL ALEJANDRO MEDINA NÚÑEZ**, con cédula de identidad N°1804301529, declaramos que este trabajo de titulación **“DESARROLLO DE INGENIERÍA DE DETALLE SOBRE LA INCLUSIÓN DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS CON CARACTERÍSTICAS DOMINANTES EN EL CAMPO DE LA AMORTIGUACIÓN Y SU VIABILIDAD TÉCNICA EN UN PROTOTIPO MECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE TOBILLO Y PIE CON CONTROL DE TORQUE”**, 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 nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 08 de diciembre de 2017

JULIO DAVID ESCORZA PAREDES

C.C.: 1804628517

ISMAEL ALEJANDRO MEDINA NÚÑEZ

C.C.: 1804301529



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **JULIO DAVID ESCORZA PAREDES** e **ISMAEL ALEJANDRO MEDINA NÚÑEZ**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la Biblioteca Virtual de la Institución el presente proyecto de titulación “**DESARROLLO DE INGENIERÍA DE DETALLE SOBRE LA INCLUSIÓN DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS CON CARACTERÍSTICAS DOMINANTES EN EL CAMPO DE LA AMORTIGUACIÓN Y SU VIABILIDAD TÉCNICA EN UN PROTOTIPO MECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE TOBILLO Y PIE CON CONTROL DE TORQUE**”, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 08 de diciembre de 2017

JULIO DAVID ESCORZA PAREDES

C.C.: 1804628517

ISMAEL ALEJANDRO MEDINA NÚÑEZ

C.C.: 1804301529

DEDICATORIA

Julio David Escorza Paredes

Dedicado a quienes no limitaron mi vuelo, a quienes cuidaron mis alas y con su amor y ejemplo me enseñaron a volar. A quienes jamás requirieron el uso excesivo de la palabra para darme una lección de vida, a quienes han dado todo por mí y se alegran con cada triunfo que alcanzo en mi vida.

Dedicado a Mamá y Papá que me acompañan en cada paso importante de mi vida, que cada mañana extienden una oración por mí y movilizan al cielo entero para protegerme, a ellos que son todo y que jamás me pidieron nada para amarme.

Ismael Alejandro Medina Núñez

Dedico este trabajo a mi familia, en especial a mis padres que con su ejemplo de perseverancia y apoyo incondicional me han impulsado a seguir adelante, a siempre enfocarme en mis objetivos y a nunca rendirme ante los obstáculos que se puedan presentar

A mis hermanos que confiaron en mí y que sin importar la distancia velaron por mi bienestar, convirtiéndose en los pilares fundamentales para alcanzar esta meta tan anhelada en mi vida.

AGRADECIMIENTO

Julio David Escorza Paredes

Extiendo mi agradecimiento a todos quienes en el transcurso de esta investigación me brindaron su apoyo y confiaron en mis capacidades para crear. Agradezco a quienes entienden que el verdadero conocimiento debe estar orientado al servicio de la sociedad y debe nacer desde la iniciativa, la inteligencia y la humildad personal. Agradezco a mi alma mater por ser el seno de mi aprendizaje, la razón de mi perseverancia y mi fe constante.

Agradezco a quienes simplemente fueron lo que debieron ser sin pretensiones, a quienes desde el ámbito personal siempre me impulsaron a ser mejor.

Ismael Alejandro Medina Núñez

Agradezco en primer lugar a Dios por permitirme culminar esta etapa de mi formación académica, a mis padres por esforzarse cada día para que pueda cumplir con mis objetivos y que con su infinito amor y comprensión me enseñaron la importancia de la humildad y el valor del trabajo y la dedicación.

Agradezco a mis compañeros y amigos con quienes compartí durante estos años, por ayudarme a superar los obstáculos e impulsarme a sobresalir en cada aspecto de mi vida.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xx
ABSTRACT	xxi
CAPÍTULO I	1
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	1
1.1. Antecedentes.....	1
1.2. Justificación e importancia	1
1.3. Planteamiento del problema	2
1.4. Hipótesis.....	3
CAPÍTULO II	4
2. MARCO TEÓRICO	4
2.1. Prótesis de pie y tobillo presentes en el mercado	4
2.1.1. Élan	4
2.1.2. Triton Harmony	5
2.1.3. Biom T2 ankle & foot system	6
2.1.4. Proprio foot	7
2.1.5. Balance Foot J.....	7
2.2. Anatomía del tobillo y pie	8
2.2.1. Anatomía del pie.....	8
2.2.2. La articulación del tobillo.....	11
2.3. Biomecánica del tobillo y pie.....	12

2.3.1. Movimientos y su denominación	13
2.4. Palancas presentes en el cuerpo humano	16
2.4.1. Palancas de segundo orden	16
2.5. Estudio de la marcha	17
2.6. Fuerzas y mecánica del pie	21
2.7. Fluidos y su clasificación	25
2.7.1. Fluidos newtonianos	25
2.7.2. Fluidos no newtonianos	25
2.8. Caracterización de fluidos magnetoreológicos	27
2.8.1. Modo de movimiento.....	29
2.8.2. Síntesis magnetoreológica.....	30
2.8.3. Reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar Physica)	33
2.9. Campo magnético de un solenoide.....	35
2.9.1. Medidor de campo magnético.....	37
2.10. Materiales ferromagnéticos.....	39
2.11. Tipos de amortiguadores	39
2.11.1. Amortiguador monotubo.....	39
2.11.2. Amortiguador bitubo.....	40
CAPÍTULO III	41
3. INGENIERÍA DE DETALLE.....	41
3.1. Sistematización de variables.....	41
3.1.1. Obtención de parámetros de cálculo.....	41
3.1.2. Compensación máxima de masa	44
3.1.3. Resolución del sistema de fuerzas.....	45
3.2. Diseño del sistema de amortiguamiento	46
3.2.1. Comportamiento del fluido magnetoreológico	46
3.2.2. Modo de amortiguación	47
3.2.3. Resolución magnetoreológica	48

3.2.4. Selección de materiales	55
3.2.5. Diseño mecánico	57
3.2.6. Diseño del electroimán	66
3.2.7. Diseño del resorte.....	69
3.3. Control de torque	73
3.3.1. Selección del actuador.....	73
3.3.2. Diseño planta del pie	74
3.3.3. Síntesis y cálculo	75
3.4. Altura de salto.....	79
3.5. Ensamblaje del Prototipo	81
3.6. Selección y equipamiento eléctrico	84
3.6.1. Controlador para el cilindro magnetoreológico	85
3.6.2. Tarjeta controladora.....	85
3.6.3. Sensor de fuerza	86
3.6.4. Módulo amplificador.....	88
3.6.5. Controlador del cilindro eléctrico	88
3.6.6. Batería.....	89
3.6.7. Módulo bluetooth	90
3.6.8. Acelerómetro MPU6050.....	91
CAPÍTULO IV.....	92
4. IMPLEMENTACIÓN MECATRÓNICA.....	92
4.1. Construcción mecánica.....	92
4.2. Fabricación de la PCB	101
4.3. Diagrama de conexiones del sistema electrónico	102
4.4. Implementación electrónica	103
4.5. Algoritmo de control.....	106
4.6. Descripción del interfaz humano máquina (HMI).....	106
CAPITULO V.....	109

5. PRUEBAS Y RESULTADOS	109
5.1. Pruebas del sistema de inducción magnética	109
5.2. Pruebas del actuador magnetoreológico	112
5.3. Pruebas de funcionamiento del prototipo	116
5.3.1. Pruebas de amortiguamiento	117
5.3.2. Pruebas de sensores y ángulo del tobillo	119
5.3.3. Pruebas de velocidad y aceleración	122
5.4. Pruebas del mecanismo protésico	124
CAPITULO VI.....	125
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	125
6.1. Conclusiones	125
6.2. Recomendaciones	127
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	128
ANEXOS	1

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Especificaciones técnicas de la prótesis Élan	5
Tabla 2 Especificaciones técnicas de la prótesis Triton Harmony	6
Tabla 3 Especificaciones técnicas de la prótesis Biom T2	6
Tabla 4 Especificaciones técnicas de la prótesis Proprio foot	7
Tabla 5 Especificaciones técnicas de la prótesis Balance foot J	8
Tabla 6 Especificaciones técnicas del Xplorer GLX	38
Tabla 7 Especificaciones técnicas del sensor PASPORT	38
Tabla 8 Límites aceptables del IMC de acuerdo a la OMS.....	42
Tabla 9 Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.....	42
Tabla 10 Longitud de segmentos corporales por Drillis y Contini	43
Tabla 11 Parámetros de diseño vástago.....	62
Tabla 12 Comparativa de Drivers de motor.....	85
Tabla 13 Comparativa de tarjetas controladoras.....	86
Tabla 14 Especificaciones técnicas de Arduino Nano.....	86
Tabla 15 Comparativa de sensores de fuerza.....	87
Tabla 16 Comparativa de módulos amplificador	88
Tabla 17 Comparativa de baterías Lipo	89
Tabla 18 Especificaciones técnicas del Bluetooth HC-05	90
Tabla 19 Especificaciones del módulo MPU6050	91
Tabla 20 Distribución de pines analógicos y digitales del Arduino Nano	106
Tabla 21 Descripción de los elementos del diagrama de bloques.....	107
Tabla 22 Descripción de los elementos del panel frontal del HMI	108
Tabla 23 Comparativa del sistema de inducción magnética.....	111
Tabla 24 Resultados del ensayo (Fuerza - Desplazamiento).....	114
Tabla 25 Resultados del ensayo (Fuerza - Velocidad).....	115
Tabla 26 Ángulos adquiridos por el acelerómetro MPU 6050	120
Tabla 27 Comparativa de ángulos de adquisición y experimentales	122

ÍNDICE DE FÍGURAS

Figura 2.1 Prótesis Élan.....	4
Figura 2.2 Prótesis Triton Harmony	5
Figura 2.3 Biom T2 ankle & foot system	6
Figura 2.4 Prótesis Proprio foot	7
Figura 2.5 Prótesis Balance foot J	8
Figura 2.6 Partes del pie.....	9
Figura 2.7 Huesos y articulaciones del pie.....	10
Figura 2.8 Arcos del pie	10
Figura 2.9 Articulación del tobillo y ligamentos del pie derecho	12
Figura 2.10 Puntos de apoyo de la bóveda planar	13
Figura 2.11 Planos espaciales	13
Figura 2.12 Ejes principales.....	14
Figura 2.13 Flexión dorsal y flexión planar del tobillo.....	15
Figura 2.14 Movimiento de abducción y aducción	15
Figura 2.15 a) Supinación, b) Pronación.....	16
Figura 2.16 Palanca de segundo orden	17
Figura 2.17 Descripción de las fases de la marcha.....	17
Figura 2.18 Arcos de movimiento del tobillo.....	18
Figura 2.19 Ángulos en la fase de apoyo.....	19
Figura 2.20 Ángulos en la fase de oscilación	20
Figura 2.21 Ciclo de marcha.....	21
Figura 2.22 Ángulos articulares: B (dorsiflexión), C (flexión planar)	22
Figura 2.23 Fuerzas FT, FS y Fuerza resultante R	22
Figura 2.24 Fuerzas que actúan en el pie	23
Figura 2.25 Diagrama de cuerpo libre del pie	24
Figura 2.26 Fluidos newtonianos y no newtonianos.....	26
Figura 2.27 Formación de estructuras en fluidos magnetoreológicos	28
Figura 2.28 Modo de corte directo	29
Figura 2.29 Modo válvula.....	29
Figura 2.30 Modo de compresión	30
Figura 2.31 Movimiento armónico del actuador MR	30
Figura 2.32 Sistema masa-resorte-amortiguador	31

Figura 2.33 Fuerza de resistencia total	32
Figura 2.34 Célula MRD-70/1T	34
Figura 2.35 Reómetro rotacional MCR-501 con célula MRD-70/1T	35
Figura 2.36 Solenoide idealizado.....	35
Figura 2.37 Campo magnético a la periferia del solenoide.....	37
Figura 2.38 Medidor Xplorer GLX	37
Figura 2.39 Sensor de campo magnético PASPORT.....	38
Figura 2.40 Amortiguador monotubo	40
Figura 2.41 Amortiguador bitubo.....	40
Figura 3.1 Nivel de amputación	44
Figura 3.2 Representación ángulos α y θ	45
Figura 3.3 Caracterización del fluido MRF-140CG.....	46
Figura 3.4 Modo de amortiguación (plato - paralelo).....	47
Figura 3.5 Determinación de la carrera del cilindro MR	48
Figura 3.6 Comportamiento del amortiguador durante la marcha	49
Figura 3.7 Comportamiento del amortiguador durante un salto	49
Figura 3.8 Esquema del amortiguador.....	50
Figura 3.9 Comportamiento del amortiguador RD-8040-1 (Short Stroke)....	51
Figura 3.10 Rango dinámico frente a la relación (h/Rpistón).....	51
Figura 3.11 Fluido MR trabajando en modo (plato - paralelo)	53
Figura 3.12 Distribución de polos magnéticos.....	53
Figura 3.13 Fuerza de resistencia total	54
Figura 3.14 Esfuerzo cortante ante campo aplicado	55
Figura 3.15 Componentes de inducción magnética	56
Figura 3.16 Componentes del amortiguador magnetoreológico	56
Figura 3.17 Espesor de trabajo - camisa	58
Figura 3.18 Distribución de cargas y sujeciones (Camisa).....	59
Figura 3.19 Máxima tensión de Von Mises (Camisa)	59
Figura 3.20 Mínimo factor de seguridad (Camisa)	60
Figura 3.21 Máxima deformación (Camisa)	60
Figura 3.22 Esquema vástago	61
Figura 3.23 Distribución de carga y sujeciones (Vástago).....	64
Figura 3.24 Análisis de pandeo (Vástago)	64
Figura 3.25 Máxima deformación (Vástago)	65

Figura 3.26 Componentes amortiguador magnetoreológico.....	65
Figura 3.27 Esquematación del funcionamiento del electroimán	66
Figura 3.28 Distribución de bobinas.....	67
Figura 3.29 Especificaciones de parámetros	68
Figura 3.30 Distribución de campos magnéticos.....	69
Figura 3.31 Parámetros resorte	69
Figura 3.32 Notación de longitudes y fuerzas	70
Figura 3.33 Actuador lineal Heavy Duty	74
Figura 3.34 Diseño planta pie	74
Figura 3.35 Esquema torque	75
Figura 3.36 Distribución de cargas (Tornillos M8)	76
Figura 3.37 Distribución de cargas (Planta Inferior)	77
Figura 3.38 Máxima tensión de Von Mises (Tornillos M8).....	77
Figura 3.39 Mínimo factor de seguridad (Tornillos M8)	77
Figura 3.40 Máxima deformación (Tornillos M8)	78
Figura 3.41 Máxima tensión de Von Mises (Planta Inferior)	78
Figura 3.42 Mínimo factor de seguridad (Planta Inferior)	78
Figura 3.43 Máxima deformación (Planta Inferior)	79
Figura 3.44 Esquema de salto	79
Figura 3.45 Acople superior	81
Figura 3.46 Máxima tensión de Von Mises (Acople superior)	82
Figura 3.47 Mínimo factor de seguridad (Acople superior)	82
Figura 3.48 Máxima deformación (Acople superior).....	83
Figura 3.49 Prototipo de Prótesis de Tobillo-Pie	83
Figura 3.50 Amortiguamiento magnetoreológico.....	84
Figura 3.51 Impulsión eléctrica	84
Figura 3.52 Driver TB6612FNG	85
Figura 3.53 Controlador Arduino Nano	86
Figura 3.54 Celda de carga Uxcell 1000N	87
Figura 3.55 Sensor resistivo FSR 402	87
Figura 3.56 DIYmall Hx711	88
Figura 3.57 Kit MPC 0462 de interruptor y relé	89
Figura 3.58 Batería Turnigy Nano-tech.....	90
Figura 3.59 Módulo Bluetooth HC-05.....	90

Figura 3.60 Módulo MPU6050	91
Figura 4.1 Cilindrado externo e interno de la camisa	92
Figura 4.2 Ranurado de la camisa	92
Figura 4.3 Roscado con paso de un milímetro	93
Figura 4.4 Camisa del amortiguador	93
Figura 4.5 Ranurado y corte tapa	94
Figura 4.6 Tapa y empaques del Amortiguador	94
Figura 4.7 Cilindrado vástago y émbolos	95
Figura 4.8 Ranurado y distribución émbolos	95
Figura 4.9 Taladrado interno del vástago.....	96
Figura 4.10 Taladrados externos vástago y émbolos	96
Figura 4.11 Pistón mecanizado.....	97
Figura 4.12 Mecanización CNC anillo de soporte	97
Figura 4.13 Mecanización CNC bocín.....	97
Figura 4.14 Bobinado del pistón principal (Diseño)	98
Figura 4.15 Sistema de inducción magnética (Pistón principal)	98
Figura 4.16 Ensamblaje del sistema de amortiguación	98
Figura 4.17 Amortiguador magnetoreológico	99
Figura 4.18 Mecanización CNC planta pie	99
Figura 4.19 Mecanización CNC acople superior	100
Figura 4.20 Prototipo de prótesis de tobillo - pie	100
Figura 4.21 Prótesis con relación al ser humano	101
Figura 4.22 PCB en software de simulación	101
Figura 4.23 PCB completa.....	102
Figura 4.24 Conexiones eléctricas.....	102
Figura 4.25 PCB Implementación de sensores FSR 402	103
Figura 4.26 Posicionamiento de la galga Uxcell.....	103
Figura 4.27 Ubicación del cableado de los sensores y ensamblaje	103
Figura 4.28 Acelerómetro y pulsadores	104
Figura 4.29 Ubicación del controlador del cilindro eléctrico.....	104
Figura 4.30 Ubicación de la placa de control	105
Figura 4.31 Ubicación del módulo Bluetooth HC-05.....	105
Figura 4.32 Ubicación de la carcasa impresa en 3D	105
Figura 4.33 Programación en diagrama de bloques	107

Figura 4.34 Panel frontal del HMI	108
Figura 5.1 Distribución de campos magnéticos.....	109
Figura 5.2 Simulación de la inducción magnética	110
Figura 5.3 Inducción experimental	111
Figura 5.4 Medición campo magnético ante bocín	112
Figura 5.5 Banco Dyno-Shock 11	112
Figura 5.6 Ubicación del Amortiguador MR	113
Figura 5.7 Ensayo Fuerza - Desplazamiento	113
Figura 5.8 Ensayo Fuerza - Velocidad.....	114
Figura 5.9 Ensayo a 0,8 Amperios.....	115
Figura 5.10 Acoplamiento prótesis - muñón.....	116
Figura 5.11 Trayectoria del punto de amortiguación	117
Figura 5.12 Valores de amortiguación en cada ciclo de marcha	118
Figura 5.13 Gráfica de amortiguación	118
Figura 5.14 Ángulo de lectura del acelerómetro MPU-6050.....	119
Figura 5.15 Ángulo del tobillo	120
Figura 5.16 Ángulo experimentales del tobillo.....	121
Figura 5.17 Gráfica de velocidad del pie protésico	122
Figura 5.18 Gráfica de aceleración del pie protésico	123
Figura 5.19 Valor de intensidad de corriente.....	123
Figura 5.20 Posición de cadera, rodilla y tobillo	124

NOMENCLATURA

P = Masa Ideal

m = Masa del cuerpo

g = Gravedad

C_m = Centro de masa (miembro inferior)

F_T = Fuerza de tensión ejercida por los músculos gastrocnemio y sóleo

F_{RA} = Fuerza de reacción de la articulación del tobillo

F_S = Fuerza ejercida por el peso del cuerpo

F_{RT} = Fuerza de resistencia total del amortiguador

F_{τ_0} = Fuerza controlable dependiente del campo

F_{η} = Fuerza viscosa independiente del campo

F_f = Fuerza de fricción

D_f = Variación de distancia ante el ángulo de apoyo

Lp = Longitud de la pierna

R_D = Rango dinámico del amortiguador

τ_0 = Esfuerzo cortante dependiente del campo

η = Viscosidad del fluido magnetoreológico

ΔA_{marcha} = Carrera del amortiguador durante la marcha

w = Ancho del área expuesta al campo magnético

h = Distancia de entrehierro

v_0 = Velocidad del pistón del amortiguador magnetoreológico

Q = Caudal de fluido magnetoreológico que desplaza el pistón

L = Longitud del polo magnético

A_p = Área de la sección transversal del pistón

V = Mínima cantidad de volumen de fluido

σ = Esfuerzo longitudinal

σ' = Esfuerzo de Von Mises

p = Presión ejercida por el líquido

r_{ic} = Radio interno de la camisa

t = Espesor mínimo de la camisa

A_c = Área de la sección transversal de la cámara del amortiguador

P_a =Carga admisible

P_{cr} = Carga crítica de pandeo

N_s = Factor de seguridad

A_{ch} = Área de la sección trasversal de la columna hueca

S_y = Resistencia de fluencia del material

K = Constante de fijación

L_h = Longitud de la columna hueca

r = Radio de giro

E = Módulo de elasticidad del material

C_c = Constante de la columna

$T_{control}$ = Torque a manipular

R = Longitud de la palanca que genera el torque

B = Campo magnético del solenoide

N = Número de espiras de alambre conductor

N_c = Número de capas

L_s = Longitud del solenoide

μ_0 = Permeabilidad magnética de vacío

μ_r = Permeabilidad magnética relativa del núcleo

i = Corriente que circula por el conductor

B_s = Campo magnético producido en la parte superior del solenoide

B_x = Campo magnético producido en el extremo del solenoide

a = Radio del núcleo del solenoide

x = Distancia superior al solenoide

Z = Distancia externa al solenoide

d_r = Diámetro de rosca

d = Diámetro mayor nominal

p_s = Paso

k_r = Constante del resorte

G = Módulo de elasticidad transversal

D_w = Diámetro del alambre

D_i = Diámetro interno del resorte

n_a = Número de espiras

F_i = Fuerza de impulso

M_c = Movimiento del cuerpo durante el impacto

\bar{v} = Rapidez promedio

y = Altura de salto

RESUMEN

El presente proyecto está orientado a realizar el diseño e implementación de una prótesis de tobillo y pie, mediante el uso de fluidos magnetoreológicos. Para ello se recurrió al estudio de la anatomía, fisiología y movimientos de la extremidad inferior durante el ciclo de marcha, con el fin de promover a través de la prótesis, movimientos naturales, sin presión y otorgando seguridad a la persona que requiera de este amplio, interesante, útil y argumentado proyecto de investigación. Con este antecedente y debido al análisis del comportamiento del pie en cuanto a la parte física, se decidió diseñar un sistema híbrido magnetoreológico, dotado por un mecanismo limitador de torque, que emula el movimiento principal de tobillo y pie en el plano sagital, tomando en cuenta como elementos fundamentales: la amortiguación, rotación, alineación y otros aspectos relevantes que disminuyen notablemente las posibilidades de afectación a otras partes del cuerpo, como por ejemplo, la cadera, debido al uso de la prótesis, por tanto, con este mecanismo se logra solucionar los problemas de estabilidad, peso, eficiencia y comodidad. Finalmente, para que el proyecto de investigación sea más innovador y presente soluciones viables para una persona con amputación, se incluye un control de campo magnético que actúa de manera perpendicular a la dirección del fluido magnetoreológico, maximizando la absorción de impactos en función de la carga aplicada al prototipo protésico.

PALABRAS CLAVE

- **FLUIDO MAGNETOREOLÓGICO**
- **CILINDRO DE IMPACTO**
- **AMORTIGUACIÓN INFERIOR**
- **LIMITADOR DE TORQUE**
- **EMULACIÓN DE TOBILLO**

ABSTRACT

The present project aims to make the design and implementation an ankle and foot prosthesis using magnetorheological fluids; based on the study of anatomy, physiology and movements during the march of the lower limb in order to provide through the prosthesis natural movements, without pressure, granting security to the person that requires of this broad, interesting, useful and argue research project. On this background and due to foot's behavior analysis in respect to physical part, it was decided to design a hybrid magnetorheological system, equipped with a torque limiter mechanism that can emulate the main movement of the ankle and foot that occurs in the sagittal plane, taking into account as fundamental elements: the cushioning, rotation, alignment and other relevant aspects that significantly reduce the possibilities of affecting other parts of the body, for example, the hip, due to the use of the prosthesis. Therefore, with this mechanism it's possible to solve the issues of stability, weight, efficiency and comfort. Finally, in order to have a research project more innovative that presents viable solutions to a person who has an amputation, it includes a magnetic field control that works perpendicular to the direction of the magnetorheological fluid, maximizing the absorption of impacts as a function of the load applied to the prosthetic prototype.

KEYWORDS:

- **MAGNETORHEOLOGICAL FLUID**
- **IMPACT CYLINDER**
- **LOWER DAMPING**
- **TORQUE LIMITER**
- **ANKLE EMULATION**

CAPÍTULO I

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Antecedentes

A lo largo de la historia, las personas han sido propensas a pasar por diferentes situaciones que afectan su desenvolvimiento físico normal, sean estos factores congénitos o hereditarios, así como accidentes en donde se perjudican varias partes del cuerpo ocasionando discapacidades. Debido a lo mencionado se busca hacer énfasis en superar estos problemas, a fin de adquirir una vida sin impedimentos, por ende, las prótesis han sido un medio de ayuda en este sentido.

Según el INEC en el Ecuador desde el año 2007 hasta el 2013 existieron alrededor de 875 casos de amputaciones traumáticas del miembro inferior, y según la proyección al 2017 se espera que este índice aumente significativamente. Por tal razón se busca mediante una prótesis, otorgar la posibilidad de mejorar la calidad de vida, pero considerando un diseño caracterizado por una eficiente amortiguación.

Es aquí, donde el descubrimiento inicial y el desarrollo de fluidos magnetoreológicos acreditado a Jacob Rainbow en la década de 1940 juega un papel primordial, ya que gracias a estas referencias se ha logrado diseñar varios dispositivos como amortiguadores, frenos, prótesis, entre otros, donde estos fluidos se constituyen como la base para el estudio del proyecto en cuestión, debido a sus propiedades físicas, útiles para el diseño de una prótesis.

1.2. Justificación e importancia

La necesidad de satisfacer la creciente demanda de servicios en rehabilitación y dar respuesta acertada y oportuna a las condiciones que afectan el desempeño motor, implica la integración de diversas disciplinas clínicas y de ingeniería que aportan soluciones integrales y en lo posible, duraderas, a la compleja problemática que lleva inmersa el movimiento humano en todas las etapas de la vida y en todas las modalidades de función.

Es por ello que, los avances en los diseños de los componentes de las nuevas prótesis totales de pie y tobillo han permitido mejorar los resultados clínicos y aumentar la tasa de supervivencia de los mismos.

En síntesis, debido al constante aumento de personas que adquieren una discapacidad por diferentes causas que conllevan a una pérdida significativa del miembro inferior, se complica la adaptabilidad a una vida normal, a todo esto se suma la difícil adquisición de prótesis con características de alta calidad y con un factor económico relativamente bajo, puesto que las prótesis activas resultan ser demasiado costosas y las fabricadas en nuestro país presentan peculiaridades que van desde problemáticas con el peso, incidencia de incomodidad, hasta falta de investigaciones en el campo de nuevos materiales que simplifiquen la adaptabilidad de los pacientes a su nuevo estilo de vida, como es el caso del empleo de materiales magnetoreológicos, de los cuales existe poca o ninguna área de estudio e implementación.

En razón de lo anterior, el presente proyecto pretende resolver estas dificultades mediante una propuesta que involucre un prototipo tecnológico en donde la originalidad y la innovación jueguen un papel crucial para proveer estabilidad y balance al miembro amputado, mejorando y restableciendo la función de caminar en una persona con discapacidad.

1.3. Planteamiento del problema

A nivel mundial existen empresas e institutos dedicados a la investigación y desarrollo de prótesis de miembro inferior, debido al alto índice de amputaciones presentes en la sociedad, sin embargo, estos tienen elevados costos de adquisición, ya sea por su mecanismo de movimiento, por el amortiguamiento empleado, por su compensación de peso e inclusive por el material del cual están constituidos, siendo relevantes el plástico, el hierro, la fibra de carbono, aluminio e inclusive la fibra de vidrio, todos estos datos enunciados tienen como particularidad ayudar a mejorar la inclusión de un ser humano a su vida diaria.

Sin embargo, también se debe considerar el paradigma de la adaptabilidad y el confort para el paciente, a fin de evitar lesiones, molestias e incidencia de daños en otras partes del cuerpo, dado que el pie y el tobillo es el principal elemento de locomoción del cuerpo humano y por ende se vuelve indispensable para el movimiento natural de una persona.

Así se pretende mediante el estudio biomecánico y anatómico del tobillo y pie solventar los problemas referentes a la flexibilidad, adaptabilidad y amortiguación confiable, todo esto argumentado en que las prótesis manufacturadas en Ecuador tienden a carecer de funciones ergonómicas, optándose así por la importación que involucra elevados costos, siendo inaccesible para algunas personas.

1.4. Hipótesis

¿El empleo de dispositivos electrónicos en sinergia con materiales magnetoreológicos en una prótesis de tobillo y pie, permitirá controlar el torque necesario para emular el funcionamiento de la articulación brindando una mayor flexibilidad, ergonomía, adaptabilidad y maniobrabilidad?

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Prótesis de pie y tobillo presentes en el mercado

2.1.1. Élan

Se trata de una prótesis que imita la resistencia muscular natural y movimiento del tobillo, adaptando los niveles de resistencia hidráulica para optimizar la estabilidad cuando se está caminando, en pendientes y terreno irregular. Esto estimula una carga más simétrica de las extremidades, una velocidad de marcha más rápida y movimientos compensatorios reducidos. El punto de pivote del tobillo se posiciona óptimamente cerca de la línea de peso natural para una mejor respuesta en el ciclo de marcha (Blatchford Group, 2017).



Figura 2.1 Prótesis Élan

Fuente: (Blatchford Group, 2017)

Características

- Microprocesador controlado de auto-alineación de flexión planar y dorsal.
- Ayuda a mejorar el equilibrio, reducir el esfuerzo y fomentar una postura natural.
- Respuesta variable a los cambios de velocidad.

- El aumento de la resistencia a la flexión planar permite más almacenamiento de energía y retorno al caminar o al subir pendientes.
- Las baterías contenidas dentro del tobillo.
- El aumento de la resistencia a la dorsiflexión proporciona un freno cuando se camina por las laderas para mejorar la seguridad y la estabilidad.

Tabla 1
Especificaciones técnicas de la prótesis Élan

Peso máximo del usuario	125 kg
Nivel de actividad	3
Rango de tamaño	0,22-0,3 m
Peso	1,2 kg
Altura de tacón	0,01 m
Altura total	0,175 m

Fuente: (Blatchford Group, 2017)

2.1.2. Triton Harmony

Es un sistema de pie muy funcional y compacto con la bomba Harmony integrada para la fabricación de un sistema de zócalo con mayor vacío, absorción de choque adicional y capacidad de torsión. Mejora la adherencia entre la extremidad residual y la prótesis dando como resultado una ventaja adicional en seguridad en cualquier situación (Ottobock, 2017).



Figura 2.2 Prótesis Triton Harmony

Fuente: (Ottobock, 2017)

Tabla 2**Especificaciones técnicas de la prótesis Triton Harmony**

Nivel de actividad	K3, k4 (Impacto moderado, velocidad variable)
Peso máximo del cuerpo	150 kg
Altura de tacón	+/- 5 mm
Tamaños	0,210-0,3 m
Rigidez	1, 2, 3, 4, 5
Peso de la prótesis	0,655 – 0,840 kg
Altura máxima	0,219 m

Fuente: (Ottobock, 2017)

2.1.3. Biom T2 ankle & foot system

El tobillo Biom restaura la pérdida de potencia muscular y el movimiento de tobillo-pie, permitiendo a los miembros amputados de las extremidades inferiores tener una propulsión motorizada para mejorar la movilidad y usar menos energía metabólica, imitar el movimiento natural del tobillo para una marcha normal, tener un mayor equilibrio y reducir el riesgo de caídas (Bionx, 2017).

**Figura 2.3 Biom T2 ankle & foot system**

Fuente: (Bionx, 2017)

Tabla 3**Especificaciones técnicas de la prótesis Biom T2**

Peso máximo	113 kg
Tamaño del pie	0,250 – 0,3 m
Altura	0,217 m
Nivel funcional	K3, k4 (Impacto moderado, velocidad variable)

Fuente: (Bionx, 2017)

2.1.4. Proprio foot

Es una prótesis adaptativa para amputados por debajo de la rodilla con un nivel de actividad de bajo a moderado. Incorpora un tobillo motorizado que imita el movimiento natural del pie, lo que permite al usuario caminar por diferentes tipos de terreno de forma segura y natural (Ossur, 2017).



Figura 2.4 Prótesis Proprio foot

Fuente: (Ossur, 2017)

Tabla 4

Especificaciones técnicas de la prótesis Proprio foot

Nivel de amputación	Transtibial
Nivel de impacto	Bajo a moderado
Peso máximo del usuario	125 kg
Tallas	22-30
Peso del pie	1,424 kg
Altura del talón regulable	<0,05 m
Altura de montaje perfil estándar	0,186 m
Presión normal de funcionamiento	16-20 inHg

Fuente: (Ossur, 2017)

2.1.5. Balance Foot J

Está diseñado para satisfacer las necesidades de los caminantes de velocidad lenta. Es ligero con un talón que proporciona estabilidad y amortiguación. Incorpora un talón acolchado para mayor comodidad cuando el talón toca el suelo y a medida que se empuja hacia afuera en su otro pie, el dedo del pie compuesto de carbono asegura energía para ayudarse a mover hacia adelante (Ossur, 2017).



Figura 2.5 Prótesis Balance foot J

Fuente: (Ossur, 2017)

Tabla 5

Especificaciones técnicas de la prótesis Balance foot J

Nivel de Amputación	Transtibial
Nivel de impacto	Bajo
Peso máximo del usuario	136 kg
Tallas	22-30
Peso del pie	0,576 kg

Fuente: (Ossur, 2017)

2.2. Anatomía del tobillo y pie

El tobillo y el pie constituyen una parte de vital importancia para la locomoción y el equilibrio del cuerpo. Es una estructura rígida o flexible según la función para la cual es requerida y las características del terreno en que se mueve (Pérez Á., 2013).

2.2.1. Anatomía del pie

El pie, es una parte del sistema músculo - esquelético que recibe y distribuye el peso del cuerpo al caminar o correr. Está dispuesto por 26 huesos, los cuales están relacionados por 30 articulaciones unidas por ligamentos y cápsulas articulares; se incluyen músculos y tendones que envuelven al pie (Pecho A., 2008).

Son muchos los huesos que componen el pie, en sentido posterior se encuentran los huesos del tarso, mientras que en el sentido anterior se hallan los metatarsianos y las falanges. El tarso y los metatarsianos comprenden el pie propiamente dicho, mientras que las falanges corresponden a los dedos (Palastanga N., Field D., Soames R., 2007).

Los huesos del tarso se disponen en dos filas: una anterior y otra posterior, que forma el talón y está compuesto por el astrágalo, calcáneo, cuboides y 3 cuñas. La inversión y eversión del pie, o giro de la planta del pie o lateral, respectivamente, se producen en las articulaciones existentes entre estos huesos (Barone L., s.f.).

El metatarso está formado por 5 metatarsianos cuyos movimientos están limitados por ligamentos transversos profundos, que unen de forma eficaz las cabezas distales de los huesos en las articulaciones metatarsofalángeas. Existe un metatarso para cada uno de los cinco dedos, y cada dedo tiene tres falanges, excepto el dedo gordo que tiene solo dos (Gray H., Drake R., Vogl W., Mitchell A., 2005).



Figura 2.6 Partes del pie

Fuente: (Barone L., s.f.)

Las articulaciones metatarsofalángeas permiten la flexión, extensión, abducción y aducción de los dedos. Las articulaciones interfalángeas son de tipo bisagra que permiten la flexión y extensión (Gray H., Drake R., Vogl W., Mitchell A., 2005).

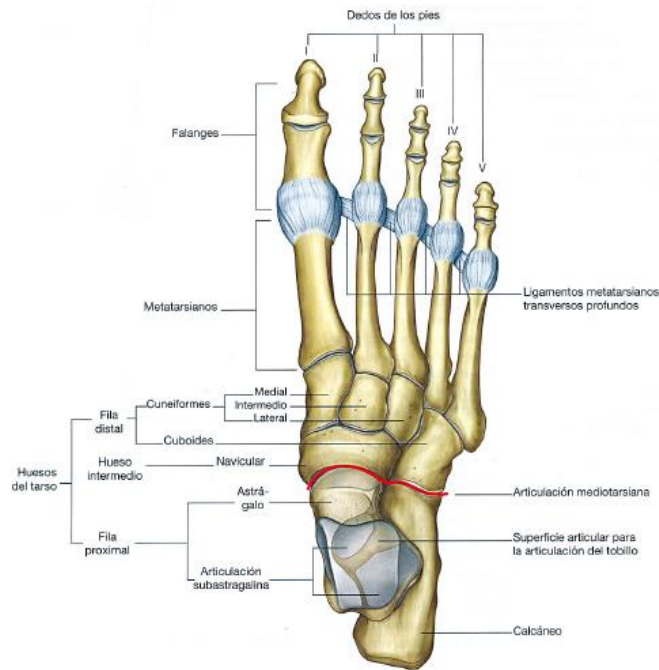


Figura 2.7 Huesos y articulaciones del pie

Fuente: (Gray H., Drake R., Vogl W., Mitchell A., 2005)

Los huesos del pie no están organizados en un solo plano de forma que se dispongan pegados al suelo, sino que los metatarsianos y los huesos del tarso forman arcos longitudinal y transversal. El arco longitudinal es más alto en la cara del pie. Los arcos son flexibles y están sostenidos por músculos y ligamentos. Absorben y transmiten fuerzas durante la marcha y la bipedestación (Gray H., Drake R., Vogl W., Mitchell A., 2005).

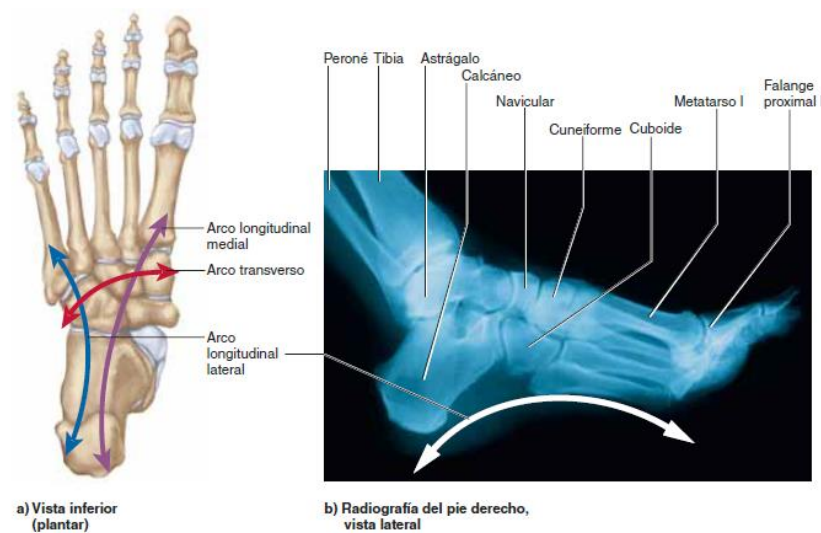


Figura 2.8 Arcos del pie

Fuente: (Saladin K., 2013)

2.2.2. La articulación del tobillo

La articulación del tobillo es de tipo sinovial, debido a su configuración anatómica, es una de las más congruentes y, por lo tanto, de las más estables de la extremidad inferior. A través de ella se realizan los movimientos de flexión dorsal y planar de tipo bisagra del pie sobre la pierna (Viladot A., 2003).

Consta de dos articulaciones: una medial entre la tibia y el astrágalo y una lateral entre el peroné y el astrágalo, ambas incluidas en una capsula articular, siendo el movimiento de esta articulación más restringida que la muñeca (Saladin K., 2013).

El tobillo cuenta con ligamentos tibioperoneos anterior y posterior, que unen la tibia con el peroné; un ligamento medial de varias partes, que une la tibia con el pie en el lado medial, y un ligamento que une el peroné con el pie en el lado lateral. El tendón calcáneo o tendón de Aquiles se extiende desde los músculos de la pantorrilla hasta el calcáneo y realiza la flexión planar del pie y limita la dorsiflexión. La flexión planar está limitada por los tendones extensores en el lado anterior del tobillo y por la parte anterior de la cápsula articular (Saladin K., 2013).



Continua ➡

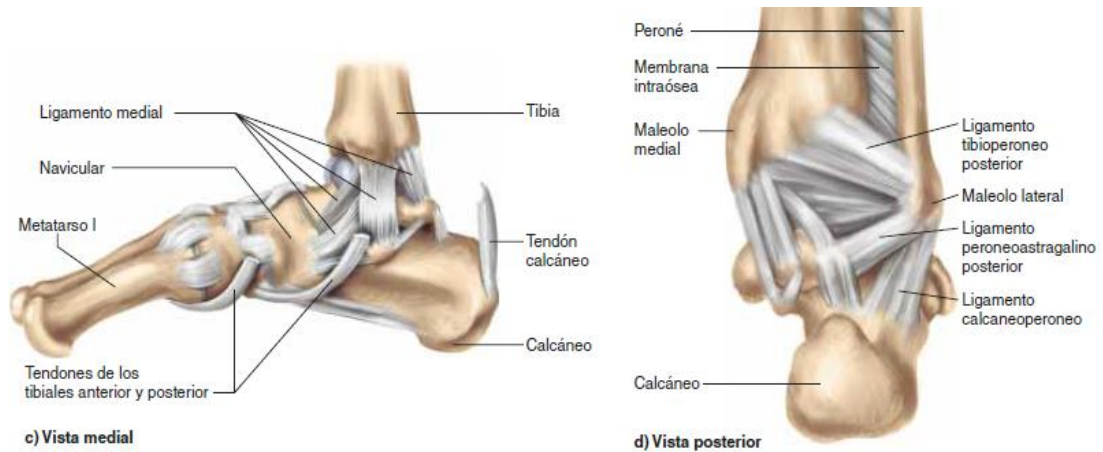


Figura 2.9 Articulación del tobillo y ligamentos del pie derecho

Fuente: (Saladin K., 2013)

2.3. Biomecánica del tobillo y pie

Adaptado a la bipedestación, el pie del hombre desempeña una doble función: soporta el peso del cuerpo y permite el desarrollo dinámico del paso cuando se camina, por lo que el pie es resistente y flexible a la vez. El tobillo es el vértice donde se enlazan el plano vertical del cuerpo y el horizontal del pie (Calais B., 1999).

Las funciones del tobillo y pie son a la vez sensitivas y activas. Precisan de las multimovibilidades de las numerosas articulaciones y de la activación de todos los músculos (Lamotte A., Calais B., 2004).

Cuando estamos en apoyo sobre los pies, éstos forman un polígono de sustentación delimitado en cada pie por tres puntos: el talón detrás, la cabeza del primer metatarsiano delante y por dentro, la cabeza del quinto metatarsiano delante y por fuera (Calais B., 1999).

Entre estos tres puntos de apoyo se forman los arcos del pie y estos arcos la bóveda del pie, cuyo objetivo es asociar con armonía todos los elementos osteoarticulares, ligamentos y músculos del pie. La bóveda planar desempeña el papel de amortiguador indispensable para la flexibilidad, y es la encargada de transmitir el peso del cuerpo hacia el suelo durante la bipedestación, la marcha, la carrera y el salto (Kapandji A., 2010).

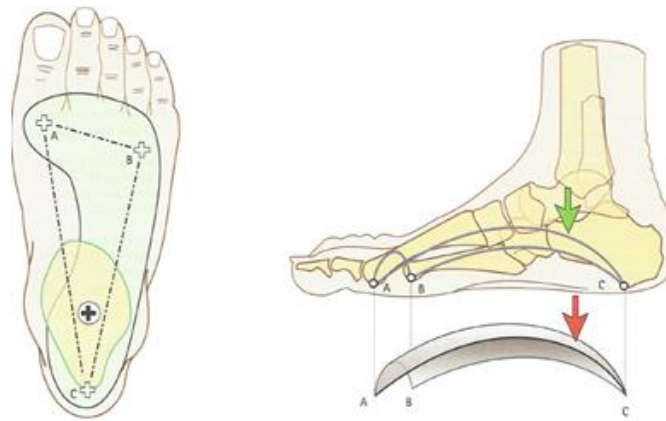


Figura 2.10 Puntos de apoyo de la bóveda planar

Fuente: (Kapandji A., 2010)

El peso del cuerpo se ejerce sobre el tarso posterior a la altura de la tróclea astragalina a través de la articulación talocrural. De ahí, las fuerzas se reparten en tres direcciones, hacia los tres puntos de apoyo de la bóveda. En bipedestación, vertical e inmóvil, el talón es el que soporta la mayor fuerza, la mitad del peso del cuerpo (Kapandji A., 2010).

2.3.1. Movimientos y su denominación

El pie junto al tobillo al igual que el cuerpo en sí efectúan movimientos en los tres planos del espacio: sagital, frontal y transversal y en cada uno de ellos existen ejes imaginarios en los cuales se desarrollan tipos de acciones específicas (Pérez Á., 2013).

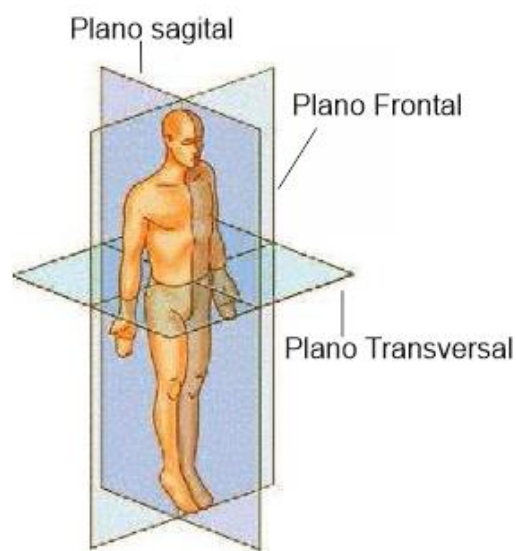


Figura 2.11 Planos espaciales

Fuente: (Pérez Á., 2013)

Las acciones que se consideran son aquellos que se producen globalmente en el pie, así se tiene en el eje transversal el movimiento de flexión dorsal y planar; en el eje vertical, los movimientos de aducción y abducción; y en el eje longitudinal, los movimientos de pronación y supinación (Calais B., 1999).

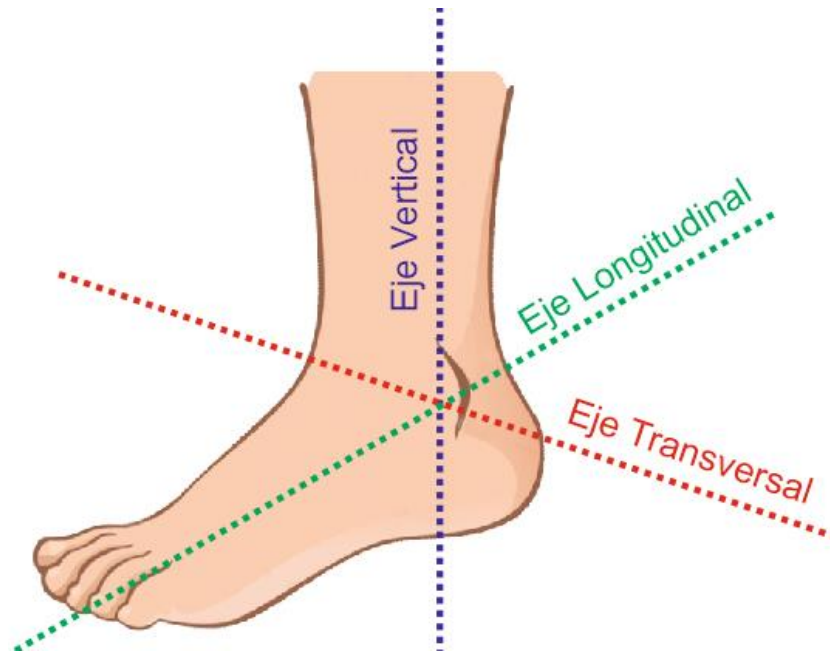


Figura 2.12 Ejes principales

La flexión dorsal la realiza la articulación tibiotarsiana. Las caras de esta articulación se hallan constituida, la superior por la tibia y el peroné; y la inferior por la cara articular del astrágalo (Fucci S., Benigni M., Fornasari V., 2003).

Es un movimiento que acerca el pie hacia la cara anterior de la pierna con un rango de acción de 20° a 30° , se da cuando el pie esta sin apoyo, en el momento del paso oscilante en la marcha o al subir una escalera, también al momento de ponerse en cuclillas o al despegar y aterrizar en el salto (Lamotte A., Calais B., 2004).

La flexión planar es un movimiento que acerca la planta del pie a la cara posterior de la pierna con un rango de acción de 30° a 50° . Este movimiento se da sin apoyo en el final del paso posterior de la marcha y también en la elevación sobre las puntas de los pies (Lamotte A., Calais B., 2004).

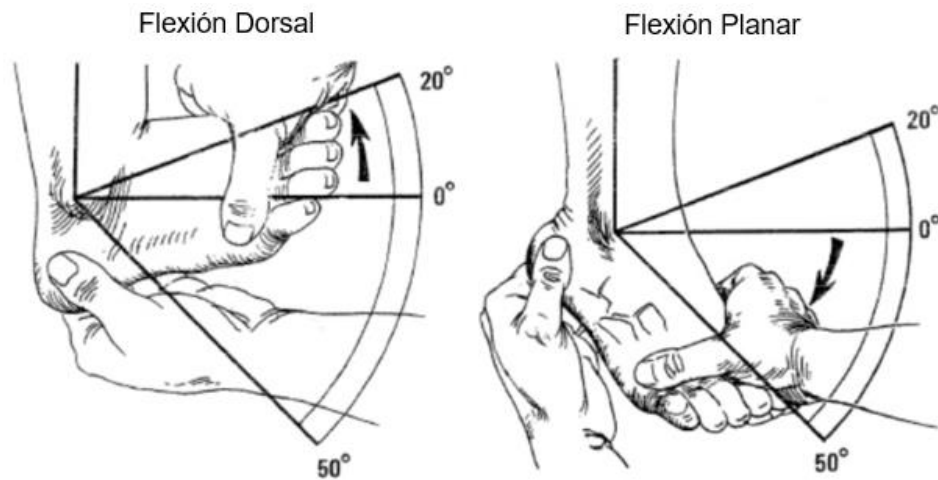


Figura 2.13 Flexión dorsal y flexión planar del tobillo

Fuente: (Hoppenfeld S., 1999)

Los movimientos de abducción y aducción se dan alrededor del eje vertical, la abducción es la acción de llevar la parte delantera del pie hacia afuera, mientras que la aducción hacia el plano de simetría del cuerpo o hacia adentro. La amplitud de ambos movimientos es de 35° a 45° (Calais B., 1999).



Figura 2.14 Movimiento de abducción y aducción

Fuente: (Gray H., Drake R., Vogl W., Mitchell A., 2005)

Los movimientos de pronación y supinación del pie se realizan a cargo de la articulación del tarso. La supinación se conoce a la acción que orienta el pie hacia dentro levantando el borde interno, mientras que la pronación orienta la planta del pie hacia afuera levantando el borde externo (Calais B., 1999).

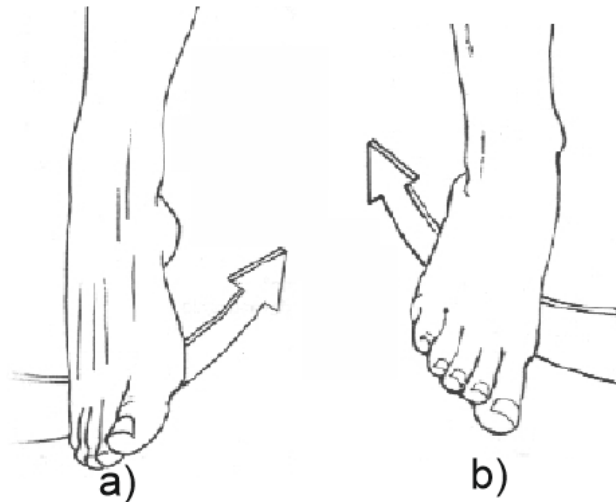


Figura 2.15 a) Supinación, b) Pronación

Fuente: (Calais B., 1999)

El eje de rotación de estas acciones es oblicuo respecto al eje longitudinal del pie, por lo que en la práctica lo normal es que se produzca una asociación automática de tres tipos de movimientos. La aducción-supinación-flexión planar para formar la inversión y la abducción-pronación-flexión dorsal para formar la eversión (Fucci S., Benigni M., Fornasari V., 2003).

2.4. Palancas presentes en el cuerpo humano

En física existen tres tipos de palancas, que se corresponden con la forma de ordenar las diferentes fuerzas que actúan sobre un determinado mecanismo. Igualmente existen en el organismo conjuntos músculo-esqueléticos que se configuran como los tres tipos de palancas existentes siendo estas de primero, segundo y tercer orden; sin embargo, el interés para la presente investigación se enfoca en las palancas de segundo orden.

2.4.1. Palancas de segundo orden

En este tipo de palanca la resistencia se encuentra situada entre el punto de apoyo y la potencia. Esta palanca recibe la denominación de fuerza y se localiza en el movimiento realizado para levantar el peso del cuerpo representado en la Figura 2.16, en donde el apoyo se encuentra en las puntas de los pies, mientras que los flexores del pie levantan el peso del cuerpo aplicado sobre la articulación tibiotarsiana (González D., 2009).

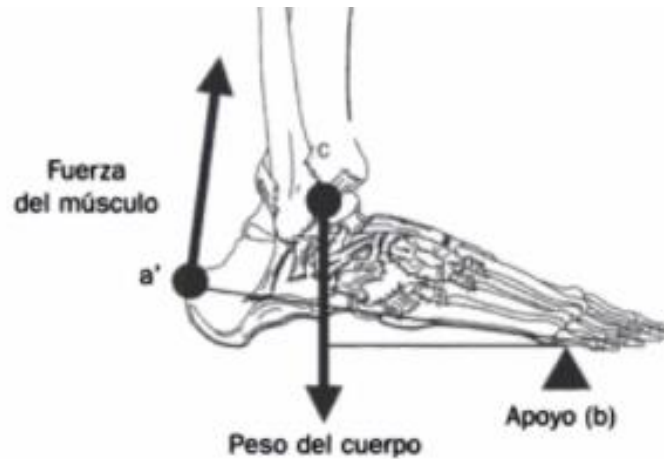


Figura 2.16 Palanca de segundo orden

Fuente: (González D., 2009)

2.5. Estudio de la marcha

La marcha es un ejemplo de movimiento de locomoción periódico, constituida básicamente por dos fases, una de apoyo que representa el 60% de la marcha y otra de balanceo con 40% para completar el ciclo (Cailliet R., 2006).

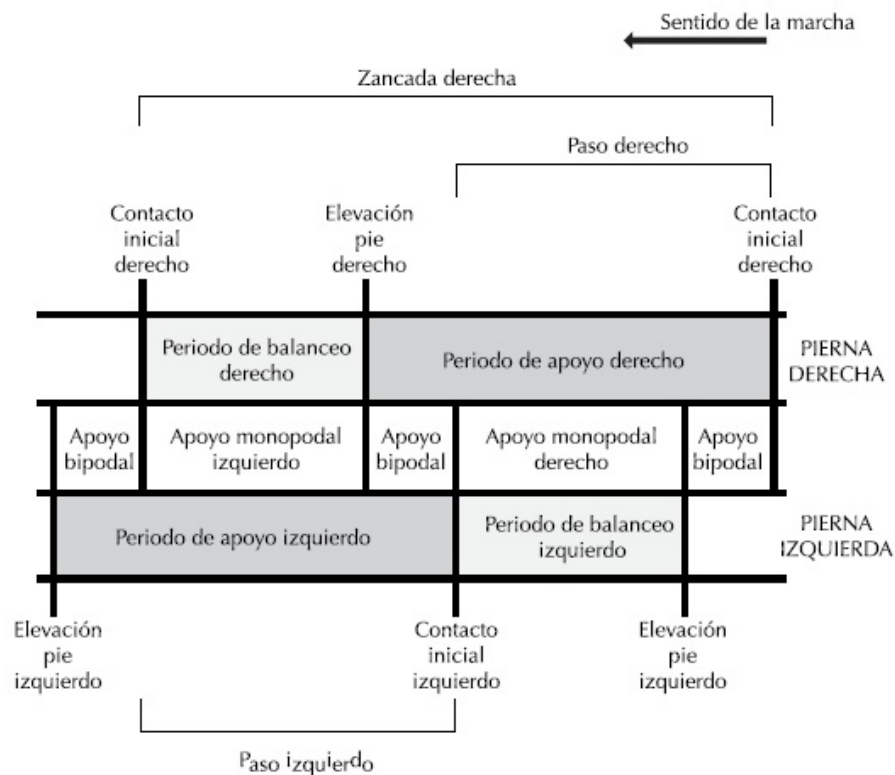


Figura 2.17 Descripción de las fases de la marcha

Fuente: (Cámara J., 2011)

Durante la marcha, muchas características anatómicas de la extremidad inferior contribuyen a minimizar las fluctuaciones del centro de gravedad del cuerpo, reduciendo la cantidad de energía necesaria para mantener la locomoción y producir una marcha suave y eficaz (Gray H., Drake R., Vogl W., Mitchell A., 2005).

La extremidad inferior experimenta una rotación durante la marcha, además de la flexión y la extensión, y todas ellas afectan al pie y al tobillo. Cuando el miembro inferior entra en la fase de balanceo, el fémur rota internamente con lentitud, con la tibia girando simultáneamente hacia dentro sobre el fémur. Esta rotación continua tras el golpe del talón hasta la fase de apoyo, y concluye cuando el pie está completamente apoyado en el suelo en la fase de apoyo intermedio (Cailliet R., 2006).

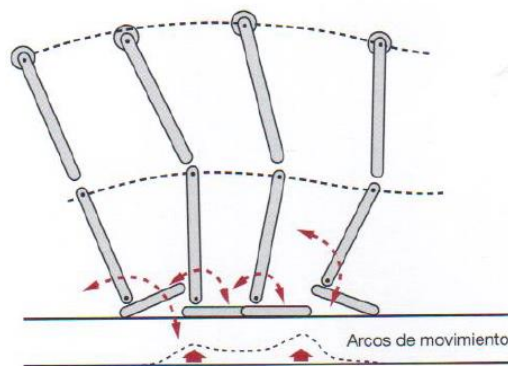


Figura 2.18 Arcos de movimiento del tobillo

Fuente: (Cailliet R., 2006)

Un aspecto importante durante la marcha es la velocidad de movimiento, pues se debe tener en cuenta el gasto metabólico del cuerpo, así una velocidad óptima es de 1,33 m/s. El hecho de que una persona tienda a adoptar una rapidez cercana a ésta de forma natural, indica que el ser humano optimiza su velocidad de marcha con el mínimo consumo energético (Muñoz J., Andisco D., 2007).

La distancia media entre dos apoyos consecutivos del mismo pie se denomina longitud de zancada (Figura 2.17) y equivale a la suma de las longitudes del paso izquierdo y del derecho. En promedio, en varones adultos es de 1,50 m mientras que en mujeres es de 1,30 m, y a una velocidad normal se puede tener de 100 a 115 pasos por minuto (Muñoz J., Andisco D., 2007).

En un ciclo de marcha, cada pie atraviesa consecutivamente las fases de apoyo y balanceo, la primera durante el periodo en el cual el pie está en contacto con el terreno y la segunda cuando el pie se encuentra oscilando en el aire, a su vez, estas dos fases se subdividen en respectivas subfases (Muñoz J., Andisco D., 2007).

Las subfases de la fase de apoyo son:

- **AI:** Apoyo inicial (0-10%). Desde el contacto de talón derecho hasta el despegue del antepié izquierdo. Se produce la respuesta a la carga, absorbiendo el impacto inicial, manteniendo la estabilidad y la progresión. Esta subfase coincide con el primer apoyo bipodal e incluye el contacto inicial que representa del 0 a 2% (Muñoz J., Andisco D., 2007).
- **AM:** Apoyo medio (10-30%). Se produce el apoyo completo del pie. Finaliza con el despegue de talón derecho.
- **AF:** Apoyo final (30-50%). Se prolonga desde el despegue del talón derecho hasta el contacto del pie izquierdo con el suelo. Se realiza el impulso hacia adelante con elevación del talón.
- **OP:** Oscilación previa (50-60%). Desde el contacto del pie izquierdo hasta el despegue del pie derecho, finalizando con el dedo gordo, tras apoyarse en la cabeza del primer metatarsiano.

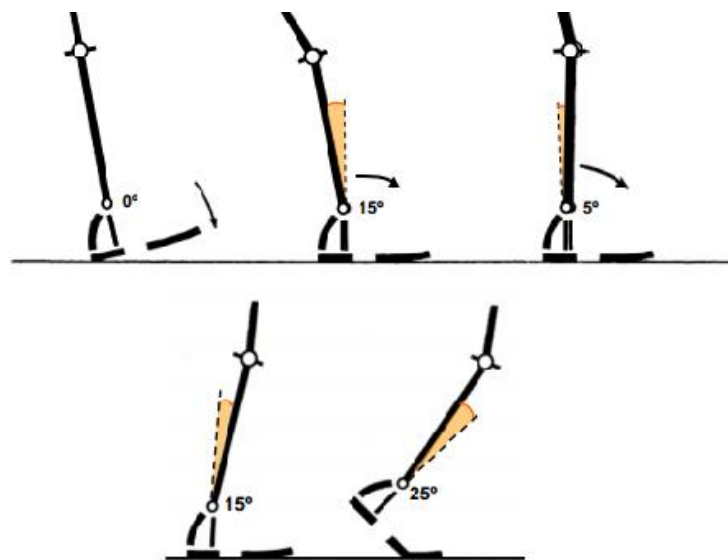


Figura 2.19 Ángulos en la fase de apoyo

Fuente: (Hernández F., 2014)

Las subfases de la fase de oscilación son:

- **OI:** Oscilación inicial (60-73%). Es el inicio de la oscilación y se prolonga hasta que la rodilla oscilante (derecha) alcanza la posición de la rodilla izquierda (en plano sagital). Se realiza la máxima flexión de rodilla que permite el paso estable.
- **OM:** Oscilación media (73-87%). Se prolonga desde el cruce de las rodillas hasta que la pierna oscilante (derecha) queda en posición vertical. El miembro inferior se comporta casi como un péndulo compuesto, lo que produce una mínima actividad muscular extensora de rodilla.
- **OF:** Oscilación final (87-100%). Desde la tibia derecha vertical hasta el nuevo contacto del talón derecho. Se produce el frenado y la preparación para el siguiente apoyo de talón.

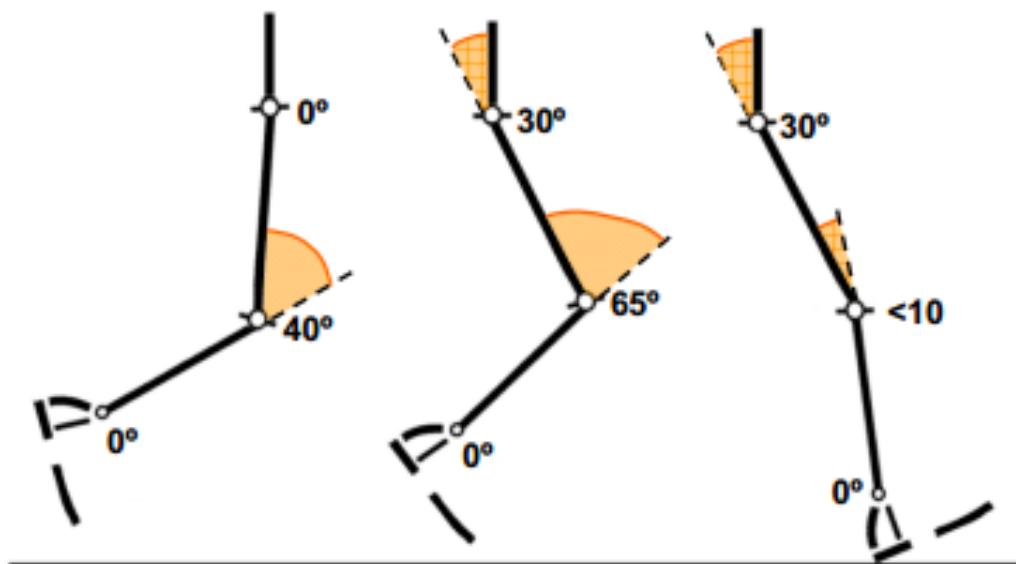


Figura 2.20 Ángulos en la fase de oscilación

Fuente: (Hernández F., 2014)

Las modificaciones que experimenta el ciclo de marcha normal de una persona pueden deberse a diversos factores, que pueden ser tanto intrínsecos como extrínsecos al individuo. Entre estos factores podemos mencionar la edad, la talla, la cadencia, el calzado, el terreno, la carga transportada, el uso de prótesis entre otros (Muñoz J., Andisco D., 2007).

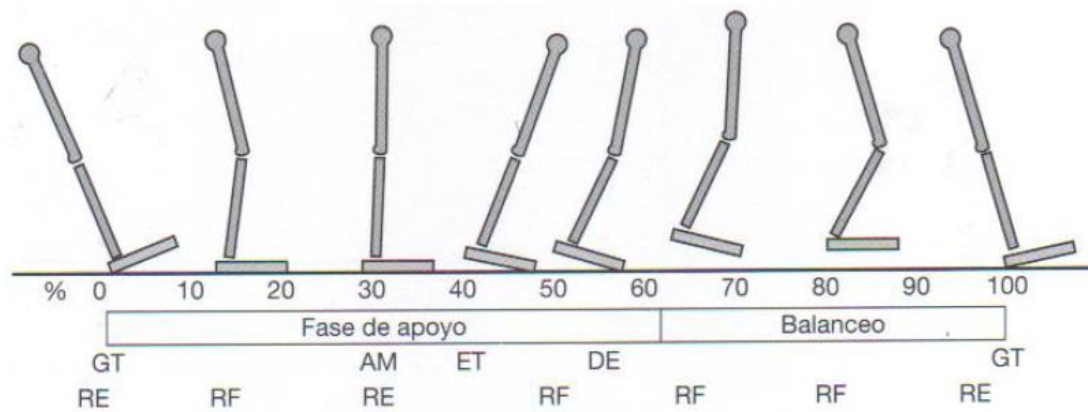


Figura 2.21 Ciclo de marcha

Fuente: (Cailliet R., 2006)

De la Figura 2.21 se puede visualizar que el porcentaje indica los incrementos de un ciclo de marcha completo. GT es el golpe de talón que inicia la fase de apoyo (0%). En el golpe de talón la rodilla está extendida (RE). Cuando el cuerpo pasa por encima de la pierna cargada, la rodilla se flexiona (RF) levemente para absorber el golpe. En la fase de apoyo medio (AM, 30%), la rodilla está completamente extendida (RE). Cuando el talón se eleva (ET, 40%), la rodilla comienza a flexionarse levemente (FR, 50%), y permanece flexionada mientras los dedos están elevados (DE, 62%), cuando comienza la fase de oscilación. La rodilla permanece flexionada hasta justo antes del golpe de talón, momento en el que la rodilla se reextiende (RE, 100%).

2.6. Fuerzas y mecánica del pie

Tomando en cuenta que el pie es el eslabón más distal de la extremidad inferior y la base de sustentación del aparato locomotor, se indica que, gracias a su peculiar biomecánica, puede convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido, siendo sus principales movimientos para esta investigación la dorsiflexión y la flexión planar, acciones que constituyen el punto de partida para el análisis de fuerzas. (Viladot A., 2003)

De Figura 2.22, la flexión planar tiende a incrementar el ángulo entre la parte frontal del pie y la tibia, mientras que, en la dorsiflexión, la parte dorsal del pie se aproxima hacia la tibia, reduciéndose el ángulo entre ambas, esto sirve para sintetizar el análisis de fuerzas vigentes en el pie en el instante de la marcha, lográndose entonces dos acciones respecto al piso,

correspondientes al despegue (Punto C) y al contacto del talón (Punto B), en donde, la mejor posición para evaluar el máximo esfuerzo resulta ser durante la flexión planar.

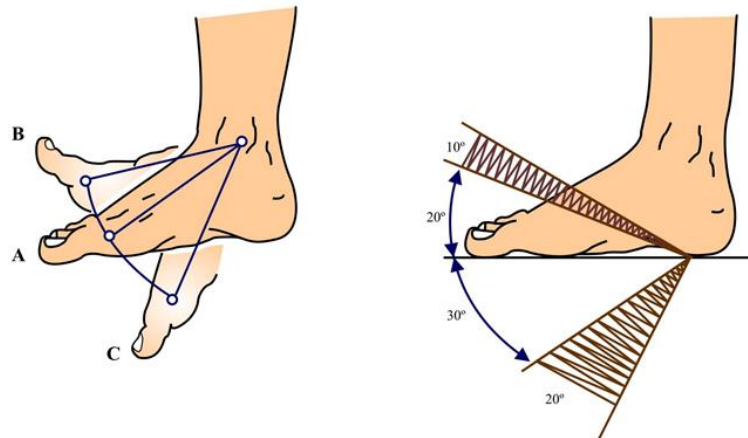


Figura 2.22 Ángulos articulares: B (dorsiflexión), C (flexión planar)

Fuente: (García J., Rodríguez C., 2012)

La fuerza que se transmite hacia la pierna en el despegue del talón tiende a dirigirse sobre el eje de la tibia (vector F_T). A esto se suma una reacción perpendicular desde el suelo (vector F_S) y dado que el vector F_T en algún momento intersecará al vector F_S en el punto O, se produce entonces una suma con la característica de generar un nuevo vector de fuerza R, el mismo que es dependiente de la inclinación que pueda adquirir la fuerza F_T .

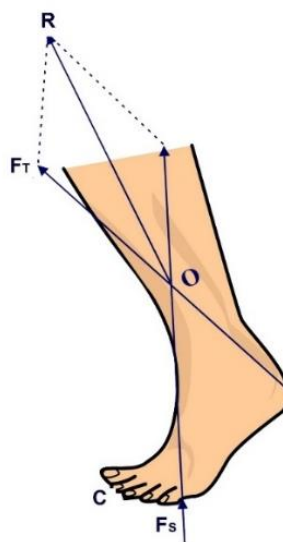


Figura 2.23 Fuerzas F_T , F_S y Fuerza resultante R

Así las fuerzas que actúan en el pie durante ese instante (Figura 2.24) corresponden a F_s como el peso de la persona aplicado en el pie en función de la fuerza de reacción del peso, F_T es la magnitud de la fuerza de tensión ejercida por los músculos gastrocnemio y sóleo en el hueso calcáneo a través del tendón de Aquiles, y F_{RA} es la magnitud de la fuerza de reacción de la articulación del tobillo aplicada por la tibia en el domo talar.

El tendón de Aquiles está sujeto al hueso calcáneo en A, la articulación del tobillo se localiza en B, y la fuerza de reacción del piso es aplicada en el pie en C. En esta posición se estima que la línea de acción de la fuerza de tensión en el tendón de Aquiles forma un ángulo “ θ ” con la horizontal, y la línea de acción de la fuerza de reacción de articulación del tobillo forma un ángulo “ α ” con la horizontal (Valencia A., 2009).

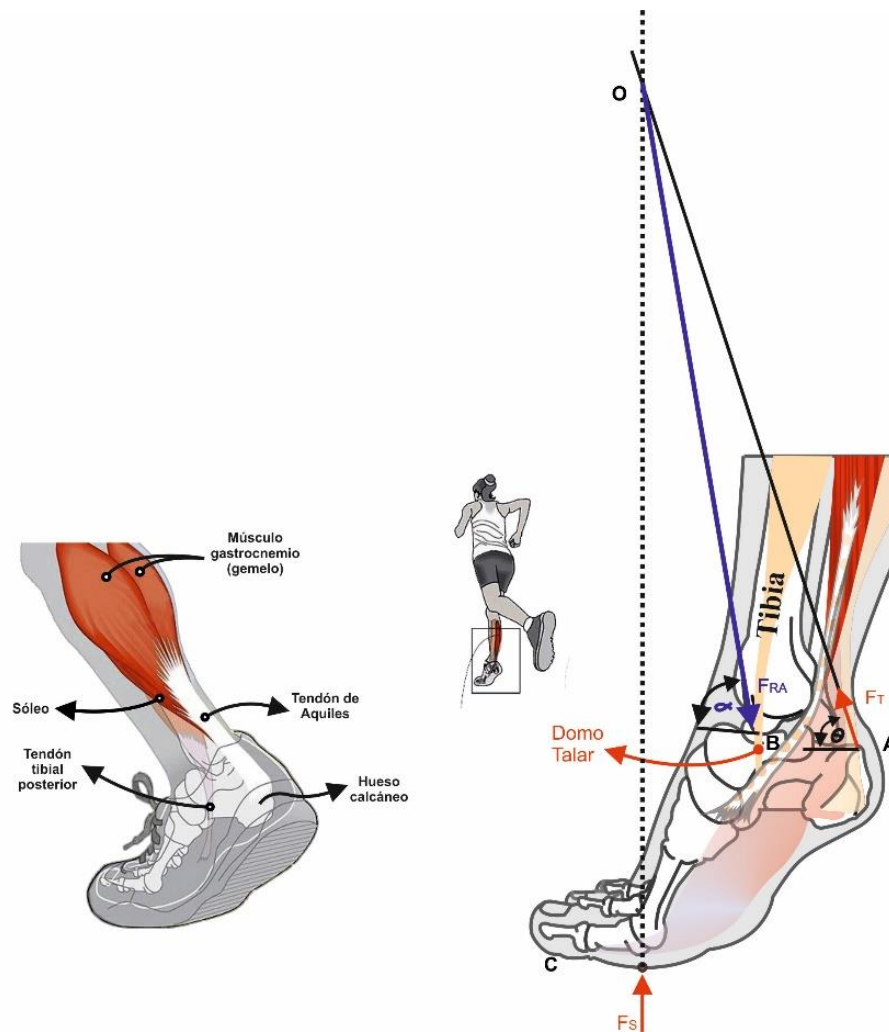


Figura 2.24 Fuerzas que actúan en el pie

Por ende, las magnitudes de las fuerzas de reacción de la articulación y del músculo se calculan trasladando las tres fuerzas involucradas en el punto común de intersección "O". El diagrama de cuerpo libre que involucra las variables puede mostrarse en la Figura 2.25.

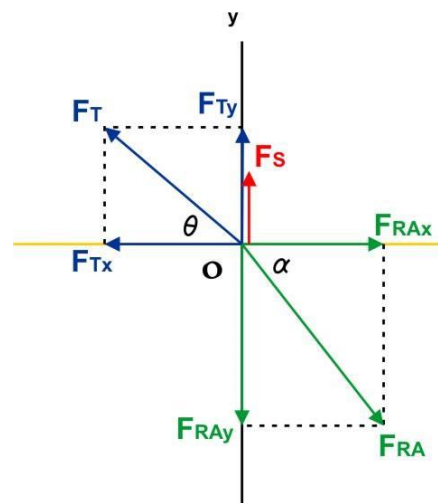


Figura 2.25 Diagrama de cuerpo libre del pie

Para el análisis de fuerzas, se descompone los vectores F_T y F_{RA} en sus respectivas proyecciones tanto para el eje "x" como para el eje "y":

$$F_{Tx} = F_T \cos(\theta) \quad [2.1]$$

$$F_{Ty} = F_T \text{sen}(\theta) \quad [2.2]$$

$$F_{RAx} = F_{RA} \cos(\alpha) \quad [2.3]$$

$$F_{RAy} = F_{RA} \text{sen}(\alpha) \quad [2.4]$$

Posteriormente para mantener la permanencia de equilibrio tanto en la dirección horizontal como vertical se tiene:

$$\sum F_x = 0; F_{RAx} = F_{Tx} \quad [2.5]$$

$$\sum F_y = 0; F_{RAy} = F_{Ty} + F_s \quad [2.6]$$

Finalmente, las soluciones simultáneas de estas ecuaciones proyectan:

$$F_T = \frac{F_s \cdot \cos(\alpha)}{\cos(\theta) \text{sen}(\alpha) - \text{sen}(\theta) \cos(\alpha)} \quad [2.7]$$

$$F_{RA} = \frac{F_s \cdot \cos(\theta)}{\cos(\theta) \text{sen}(\alpha) - \text{sen}(\theta) \cos(\alpha)} \quad [2.8]$$

2.7. Fluidos y su clasificación

Un fluido se define como una sustancia que cambia su forma continuamente siempre que esté sometida a un esfuerzo cortante, sin importar qué tan pequeño sea. En dicho caso se pueden considerar fluidos tanto líquidos como gases (Shames I., 1995).

2.7.1. Fluidos newtonianos

Es importante saber si un fluido es newtoniano o no newtoniano. Los fluidos newtonianos son aquellos en los que el esfuerzo es directamente proporcional a la velocidad de deformación del fluido, en donde el esfuerzo y el gradiente de velocidad que se produce son directamente proporcionales a la constante de proporcionalidad que se conoce como viscosidad (Mott R., 2006).

$$\tau = \eta \left(\frac{\Delta v}{\Delta y} \right) \quad [2.9]$$

Donde a la constante de proporcionalidad η se le denomina viscosidad dinámica del fluido, y el gradiente de velocidad se define como $\frac{\Delta v}{\Delta y}$.

2.7.2. Fluidos no newtonianos

Los fluidos no newtonianos son materiales viscosos, en los cuales el esfuerzo cortante está relacionado con la tasa de corte, dV/dy , en una forma más complicada. La ley de potencia es una forma de describir el comportamiento de materiales viscosos (Shames I., 1995).

$$\tau = k \left(\frac{dV}{dy} \right)^n \quad [2.10]$$

Es importante clasificar los fluidos no newtonianos en independientes del tiempo o dependientes del tiempo. Los fluidos independientes tienen una viscosidad que no varía con el tiempo a cualquier esfuerzo cortante dado. Sin embargo, la viscosidad de los fluidos dependientes del tiempo cambia si varía este (Mott R., 2006).

Así los fluidos independientes del tiempo son:

Pseudoplásticos o Tixotrópicos: La curva comienza con mucha pendiente, lo cual indica una viscosidad aparentemente elevada. Después la

pendiente disminuye con el incremento del gradiente de velocidad. Ejemplos de estos fluidos son el plasma sanguíneo, polietileno fundido, látex, adhesivos, melazas y tintas (Mott R., 2006).

Dilatantes: La curva comienza con poca pendiente, lo que indica viscosidad aparentemente baja. Después la pendiente se incrementa conforme crece el gradiente de velocidad (Mott R., 2006).

Bingham: En ocasiones reciben el nombre de fluidos de inserción, y requieren la aplicación de un nivel significativo de esfuerzo cortante antes de que comience el flujo. Una vez que el flujo se inicia, la pendiente de la curva es lineal, en esencia, lo que indica una viscosidad aparentemente constante (Mott R., 2006).

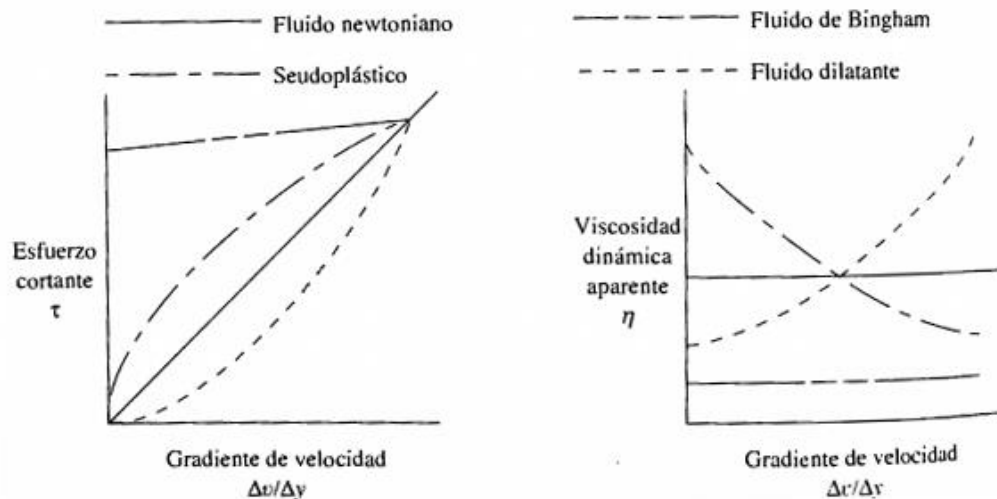


Figura 2.26 Fluidos newtonianos y no newtonianos

Fuente: (Mott R., 2006)

Los fluidos que dependen del tiempo son muy difíciles de analizar porque la viscosidad aparente varía con el tiempo, así como con el gradiente de velocidad y la temperatura. (Mott R., 2006)

Fluidos electrorreológicos: Se los conoce como fluidos ER, y son suspensiones de partículas finas como almidón, polímeros y cerámicas, en un aceite no conductor. Si no se les aplica corriente se comportan como otros líquidos. Pero si se les aplica, se convierten en un gel y se comportan más bien como un sólido (Mott R., 2006).

Fluidos magnetoreológicos: Son similares a los fluidos ER, y contienen partículas suspendidas en una base de fluido. Sin embargo, en este caso, las partículas son polvos finos de hierro. El fluido base es un aceite de petróleo, de silicón o agua. La presencia de un campo magnético hace que el fluido MR se convierta, virtualmente, en un sólido tal que soporte un esfuerzo cortante de hasta 100 kPa (Mott R., 2006).

2.8. Caracterización de fluidos magnetoreológicos

Los materiales magnetoreológicos son una clase de materiales inteligentes, que bajo la influencia de campos magnéticos sus partículas magnéticas suspendidas interactúan para formar una estructura que resista la deformación o flujo, este cambio en el material se muestra como un rápido aumento en la viscosidad o en el desarrollo de un estado semisólido.

El efecto magnetoreológico es reversible si el campo magnético se reduce o se remueve completamente, logrando alcanzar un tiempo de respuesta de hasta 6,5 milisegundos y un rango de temperatura de -50 a 1500 °C. Además de ser útiles para trabajar en ambientes sucios o contaminados (Harshal M., Bajaj G., Bhushan A., 2014).

Los fluidos MR constan de tres componentes principales: partículas magnetizables con una fracción del volumen de 20 a 45%, un fluido portador y una asociación de varios aditivos. La selección y combinación apropiadas de estos componentes son de primordial importancia ya que definen todas las características macroscópicas del fluido tales como su viscosidad, el límite máximo de elasticidad, su resistencia a la sedimentación y el rango de temperatura de funcionamiento (Avraam M., 2009).

La clave para que un fluido MR sea fuerte es elegir una partícula con gran magnetización de saturación, las mejores partículas disponibles son aleaciones de hierro y cobalto, pero su costo es extremadamente caro para la mayoría de aplicaciones, por lo que se tiende a utilizar partículas de hierro puro (Truong D., Ahn K., 2012).

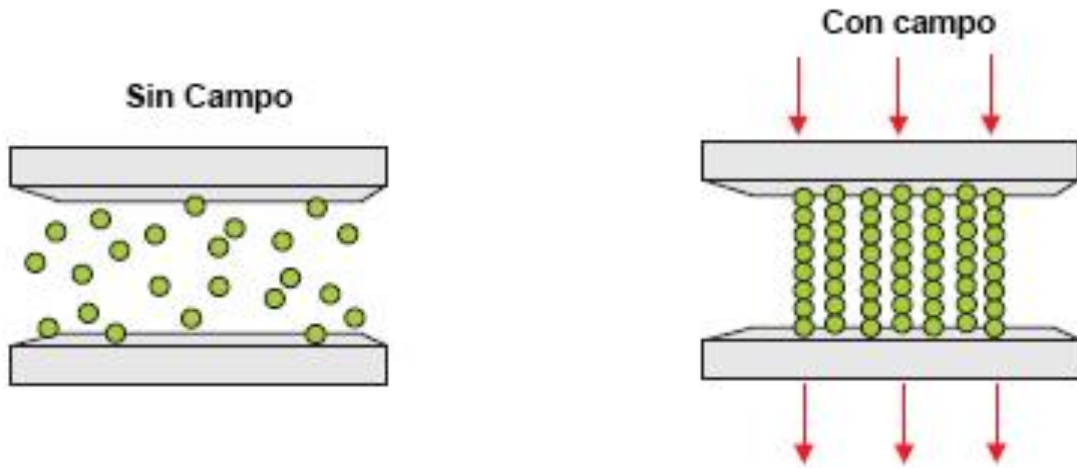


Figura 2.27 Formación de estructuras en fluidos magnetoreológicos

Fuente: (Avraam M., 2009)

Cuando este tipo de fluidos se exponen a un campo magnético, las partículas dispersas forman dipolos. La interacción entre los dipolos inducidos, hacen que las partículas formen estructuras columnares, paralelas al campo aplicado. Estas estructuras en forma de cadena restringen el movimiento del fluido, aumentando así la viscosidad (comportamiento no newtoniano) mientras que en ausencia de un campo magnético estos fluidos presentan un aspecto de tipo newtoniano. Lo cual involucra que estos fluidos se representen como un plástico de Bingham teniendo una resistencia a la deformación variable.

En este modelo el flujo es gobernado por la ecuación [2.11] (Gohil G. S., Srivastava R, 2013).

$$\tau = \tau_o(H)\text{sgn}(\gamma) + \eta\gamma \quad [2.11]$$

Donde:

- τ_o : Esfuerzo de corte causado por el campo aplicado
- H: Intensidad de campo magnético aplicado
- γ : Velocidad de deformación por cizallamiento
- η : Viscosidad independiente del campo
- $\text{sgn}(\cdot)$: Función signo

2.8.1. Modo de movimiento

Dentro de un amortiguador MR se considera tres modos de movimiento del fluido respecto a las superficies que lo limitan. Así se pueden tener las configuraciones: corte directo, válvula y comprimido (Gohil G. S., Srivastava R, 2013).

En el modo de corte directo (cizallamiento) una capa delgada de fluido MR está localizada entre dos superficies en movimiento. El modo de corte directo del fluido puede ser usado en amortiguadores de baja fuerza y también en frenos magnéticos y embragues (Gohil G. S., Srivastava R, 2013).

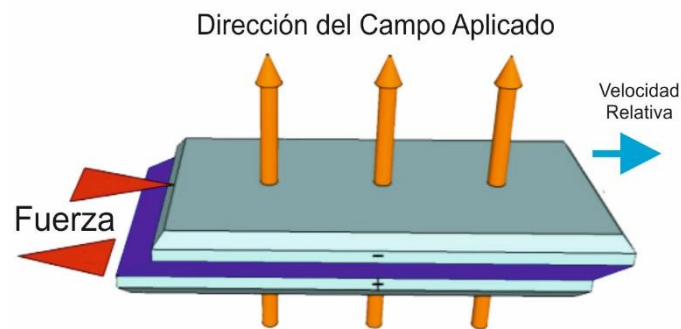


Figura 2.28 Modo de corte directo

Fuente: (Gohil G. S., Srivastava R, 2013)

El modo de válvula se caracteriza por tener dos polos magnéticos fijos a través de los cuales fluye el fluido MR presurizado. Una vez aplicado el campo magnético las partículas se alinean en paralelo a las líneas del campo y resisten la fluencia del fluido MR presurizado (Gohil G. S., Srivastava R, 2013).

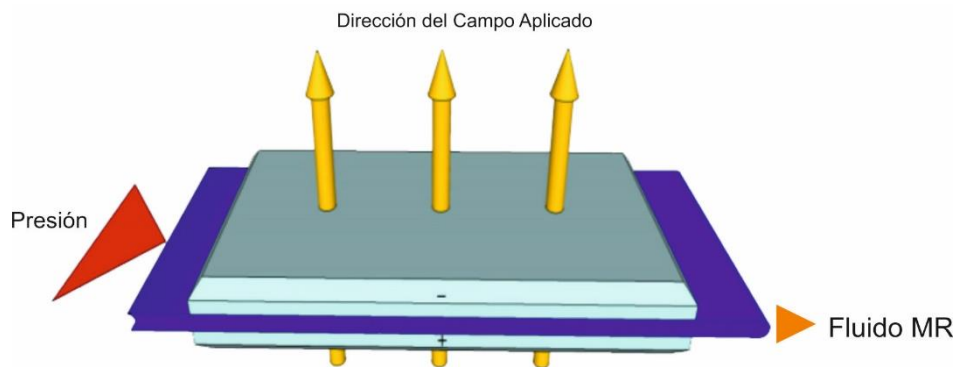


Figura 2.29 Modo válvula

Fuente: (Gohil G. S., Srivastava R, 2013)

El modo de compresión tiene una zona pequeña del orden de $0,508 \times 10^{-3}$ metros, donde el fluido está en contacto con superficies de polos magnéticos. La aplicación de fuerzas a las placas paralelas en la dirección de las líneas de flujo presuriza crean estructuras en forma de cadena debido a las partículas de fluido MR. La intensidad del campo inducido determina la capacidad de las columnas para resistir el pandeo (Gohil G. S., Srivastava R, 2013).

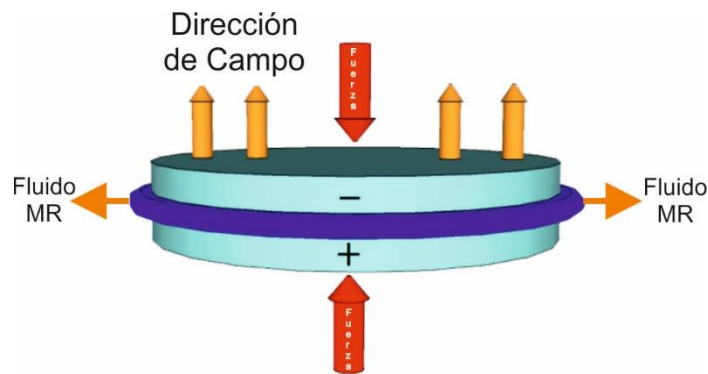


Figura 2.30 Modo de compresión

Fuente: (Gohil G. S., Srivastava R, 2013)

2.8.2. Síntesis magnetoreológica

Partiendo del comportamiento del fluido MR, se estima el mecanismo de impacto como un sistema masa-resorte que se proyecta en el seno de un fluido viscoso, implicando que la acción de amortiguación sea descrita como un movimiento armónico, en donde la amplitud del movimiento (A) representa la mitad de la carrera del actuador.

$$x = A * \text{sen}(\omega t) \quad [2.12]$$

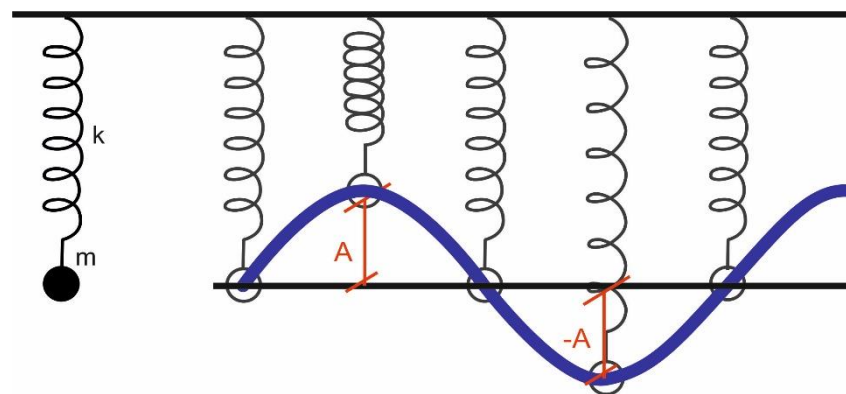


Figura 2.31 Movimiento armónico del actuador MR

En este sistema de amortiguación existen parámetros que permiten el funcionamiento, como son: la masa (m) del cuerpo; la rigidez (k) del actuador; el coeficiente de amortiguamiento viscoso (c) y la fuerza $F(t)$ aplicada a la masa.

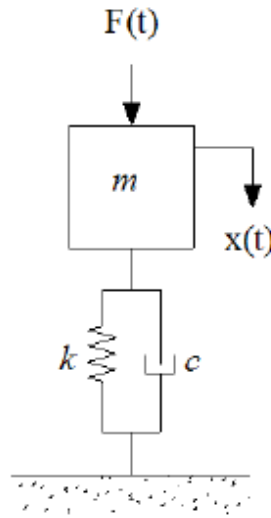


Figura 2.32 Sistema masa-resorte-amortiguador

Fuente: (Aguilera L., Moreno M., Venegas J., González M., 2008)

Ante la fuerza aplicada, el amortiguador desarrolla una fuerza de resistencia total (F_{RT}) compuesta por la fuerza controlable debido al esfuerzo cortante dependiente del campo (τ_0) y la fuerza incontrolable debido a la viscosidad del fluido (η) independiente del campo y a la fricción producida (Gohil G. S., Srivastava R, 2013).

Fuerza de Resistencia Total = Fuerza controlable + Fuerza incontrolable

$$F_{RT} = F_{\tau_0} + (F_{\eta} + F_f) \quad [2.13]$$

Definiéndose como:

- F_{τ_0} : Fuerza controlable dependiente del campo
- F_f : Fuerza de fricción
- F_{η} : Fuerza viscosa independiente del campo

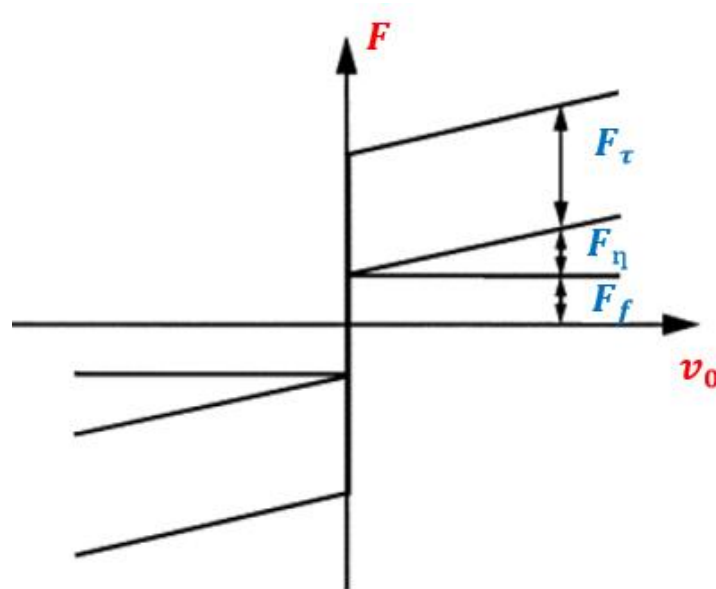


Figura 2.33 Fuerza de resistencia total

Fuente: (Yang G., Spencer B.F. Jr., Carlson J.D., Sain M.K., 2002)

$$F_{\tau_0} = \left(2,07 + \frac{12Q\eta}{12Q\eta + 0,4wh^2\tau_0}\right) \frac{\tau_0 LA_p}{h} \quad [2.14]$$

$$F_{\eta} = \left(1 + \frac{whv_0}{2Q}\right) \frac{12\eta QLA_p}{wh^3} \quad [2.15]$$

Donde:

- Q : Caudal del fluido magnetoreológico
- η : Viscosidad del fluido
- w : Ancho del área expuesta al campo magnético
- h : Distancia de entrehierro
- τ_0 : Esfuerzo cortante dependiente del campo
- L : Longitud del polo magnético
- A_p : Área de la sección transversal del pistón
- v_0 : Velocidad del pistón

Además, tomando en cuenta que el rango dinámico (R_D) del amortiguador es la relación de la fuerza de resistencia total a la fuerza incontrolable se tiene:

$$R_D = 1 + \frac{F_{\tau_0}}{F_{\eta} + F_f} \quad [2.16]$$

2.8.3. Reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar Physica)

El reómetro MCR-501 se basa en un concepto vanguardista de la tecnología. La técnica de motor EC, el cojinete de baja fricción y el sensor de fuerza normal patentado se encuentran optimizados para satisfacer las mayores demandas de los reólogos. Cualquier tipo de combinación de ensayos reológicos, tanto en modo rotativo como oscilatorio, es posible con este reómetro MCR (Anton Paar, 2017).

Detalles técnicos

- Transmisión del motor EC sincrónica y poderosa
- Instrumento completamente digital con la última tecnología de procesamiento de señal digital
- Cojinete de aire de alta precisión que incluye un sensor de fuerza normal patentado
- TruRate™: Controlador adaptable a la muestra en rotación y etapa de deformación
- TruStrain™: Control de la deformación rápido y preciso debido al mejor control de la posición en tiempo real durante la oscilación
- Display de color intuitivo

Fácil de usar

- Toolmaster™: Sistema patentado para reconocer de manera automática los sistemas y accesorios de medición
- Conexión QuickConnect: Conexión sencilla del sistema de medición, con una sola mano
- T-Ready™: Reduce los tiempos de espera al detectar y señalar el equilibrio de la temperatura de la muestra
- Conexión USB a la computadora/al software
- Amplia gama de sistemas de medición para todo tipo de aplicaciones
- Conexión Ethernet para el control remoto del instrumento
- Software del reómetro: software de aplicación fácil de usar

Además, la modularidad del sistema permite la integración de una amplia gama de dispositivos de temperatura y accesorios específicos, razón por la cual, la célula MRD-70/1T es acoplada para investigar la influencia de un campo magnético sobre los fluidos magnetoreológicos (MRF). La densidad del flujo magnético aplicada de hasta un tesla se controla a través del software del reómetro y se puede ajustar de acuerdo a las necesidades del usuario (Anton Paar MRD, 2017).



Figura 2.34 Célula MRD-70/1T

Fuente: (Anton Paar MRD, 2017)

Detalles técnicos de la célula MRD

- Mediciones reológicas simultáneas con un campo magnético aplicado
- Densidad de flujo magnético máxima: 1 Tesla
- Control de la temperatura por circulación de fluido: Rango de temperatura 20 °C a 70 °C
- Medición en línea de la densidad del flujo magnético
- Medición en línea de la temperatura real
- Sistema de medición: Plato-paralelo de 20 mm
- TwinGap: Sistema de doble espacio (16mm) para mediciones de alta cizalla en campos magnéticos de hasta 1,4 Teslas (desarrollado por BASF y con licencia exclusiva de Anton Paar)

Software

- Control por software del campo magnético aplicado

- Visualización de los datos del reómetro, el teslámetro y el sensor de temperatura
- Proceso de desimantación automatizado

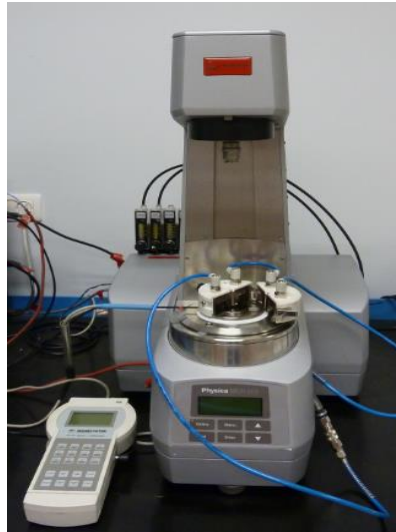


Figura 2.35 Reómetro rotacional MCR-501 con célula MRD-70/1T

2.9. Campo magnético de un solenoide

Un solenoide es un alambre largo, enrollado en forma de hélice apretada y que lleva una corriente. El campo generado puede ser reforzado por la adición de un núcleo de hierro, los cuales son típicos en los electroimanes (Leyva H., 2003).

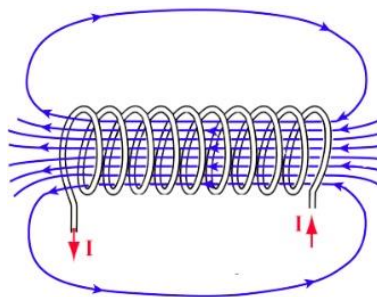


Figura 2.36 Solenoide idealizado

Fuente: (Olmo M., Nave R., 2017)

El campo magnético en un solenoide se concentra en su centro, en un campo casi uniforme, mientras que en el exterior el campo es débil y divergente. Un aspecto importante en los solenoides es el número de espiras de alambre conductor (N), el cual viene dado por la Ecuación [2.17].

$$N = \frac{L_s}{D_{Al}} \quad [2.17]$$

Donde:

- L_s : Longitud del solenoide
- D_{Al} : Diámetro del alambre conductor

Mediante la Ecuación [2.18] se puede calcular el campo magnético de un solenoide, tomando en cuenta la permeabilidad del material que sirve como núcleo.

$$B = \frac{\mu_0 \mu_r N i}{L_s} \quad [2.18]$$

Donde:

- B : Campo magnético del solenoide
- μ_0 : Permeabilidad magnética de vacío
- μ_r : Permeabilidad magnética relativa del núcleo
- N : Número de espiras
- i : Corriente que circula por el conductor

Cabe destacar que, el campo creado por una bobina de N espiras apretadas es N veces el campo producido por una de las espiras, razón por la cual se tiende a incrementar el número de capas (N_c), permitiendo intensificar las líneas de campo.

$$B = \frac{\mu_0 \mu_r N i}{L_s} * N_c \quad [2.19]$$

Además, es importante conocer el campo magnético generado en la periferia del solenoide, así dicho campo está representado por la ecuación [2.20].

$$B_x = \frac{\mu_0 \mu_r i}{2\pi Z} \quad [2.20]$$

Donde:

- B_x : Campo magnético producido en la periferia del solenoide
- Z : Distancia externa al solenoide
- N_c : Número de capas

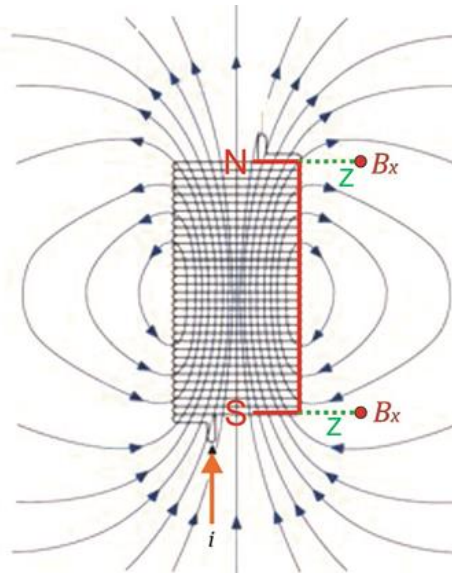


Figura 2.37 Campo magnético a la periferia del solenoide

2.9.1. Medidor de campo magnético

El medidor Xplorer GLX es un equipo de adquisición de datos, gráficos y análisis que admite hasta cuatro sensores PASPORT simultáneamente, además de dos sensores de temperatura y un sensor de tensión conectados directamente a los puertos correspondientes, resultando ser un sistema informático de mano totalmente autónomo para las ciencias (PASCO Scientific, s.f.).



Figura 2.38 Medidor Xplorer GLX

Fuente: (PASCO Scientific, 2017)

Tabla 6
Especificaciones técnicas del Xplorer GLX

Monitor	320 x 240 pantalla LCD en escala de grises
Puertos	4 dedicados: Sonido, Voltaje y 2 de Temperatura 4 abiertos: Para cualquier sensor PASPORT
Tasa máxima de muestreo	50.000 Hz
Motor de cálculo	50 MHz FPU: Graficación en tiempo real y cálculos instantáneos desde el procesador de punto flotante.
Memoria	12 MB de memoria flash incorporada
Compatibilidad	Todos los sensores PASPORT
Batería	Batería recargable de 1700 mAh
USB	2 puertos USB integrados

Fuente: (PASCO Scientific, 2017)

Además, al acoplar el Sensor de campo magnético PASPORT al medidor Xplorer GLX se puede medir las líneas de campo directamente colocando la punta de la sonda en la ubicación deseada, obteniendo así, una medición precisa de la fuerza del campo magnético.



Figura 2.39 Sensor de campo magnético PASPORT

Fuente: (PASCO Scientific, 2017)

Tabla 7
Especificaciones técnicas del sensor PASPORT

Rango	± 1000 gauss
Exactitud	± 3 gauss
Resolución	$<0,1$ gauss (0,01% a escala completa)
Unidades de medida	Gauss y milliteslas
Tasa máxima de muestreo	20 Hz

Fuente: (PASCO Scientific, 2017)

2.10. Materiales ferromagnéticos

Todos los materiales están formados por átomos y estos a su vez están formados por electrones, que giran a su alrededor igual que un ciclo portador de corriente que genera un campo magnético, por lo que, se puede afirmar que no existe ningún material no magnético. La escala con la cual se presenta esta respuesta de electrones y de átomos en un material determina si éste será muy magnético o poco magnético (Askeland D., Phulé P., 2003).

Los materiales como el hierro, níquel, cobalto y algunas de sus aleaciones son ejemplos de materiales ferromagnéticos, estos a su vez se subclasifican en materiales magnéticos suaves o duros. El hierro y los aceros al carbono son materiales ferromagnéticos suaves, ya que si se elimina la fuente de magnetización pierden su comportamiento magnético, mientras que se consideran materiales ferromagnéticos fuertes a aquellos que no pierden su comportamiento magnético con facilidad como son los imanes permanentes (Askeland D., Phulé P., 2003).

En los materiales ferromagnéticos, los dipolos permanentes no apareados se alinean con facilidad con el campo magnético impuesto debido a la interacción de intercambio o al esfuerzo mutuo que ejerce los dipolos; obteniéndose grandes magnetizaciones incluso con pequeños campos magnéticos.

Materiales como la plata, el oro, el aluminio, el titanio, las aleaciones de cobre, entre otros no son materiales ferromagnéticos ya sea porque sus dipolos se oponen al campo magnético o porque requieren campos magnéticos extremadamente grandes para alinearlos (Askeland D., Phulé P., 2003).

2.11. Tipos de amortiguadores

2.11.1. Amortiguador monotubo

También es llamado amortiguador de simple acción, se identifica por un vástago acoplado al cilindro superior y en cuyo extremo hay un pistón que debe moverse dentro del fluido. Para que el pistón se mueva debe transferir el fluido de un lado a otro, a través de distintos agujeros.

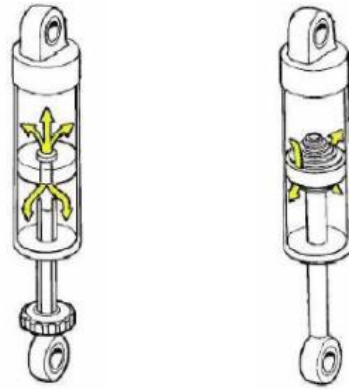


Figura 2.40 Amortiguador monotubo

Fuente: (Bravo E., Chacón P., Rivas F., 2009)

Estos agujeros tienden a hacer de diferente diámetro, de manera que por uno de ellos el fluido circula con relativa dificultad mientras que, por el otro de menor diámetro, pasa libremente. De esta forma durante la carrera de compresión el vástago baja libremente, mientras en la carrera de expansión se ofrece gran resistencia al movimiento (Bravo E., Chacón P., Rivas F., 2009).

2.11.2. Amortiguador bitubo

Se caracteriza porque su parte superior está llena de un gas, lo que permite que el fluido se dilate o se contraiga con los cambios de temperatura. Aunque por la búsqueda de mayores prestaciones o utilidades se han ido usando múltiples cilindros, válvulas múltiples, resistencia de movimiento en ambas direcciones y toda clase de mejoras (Bravo E., Chacón P., Rivas F., 2009).



Figura 2.41 Amortiguador bitubo

Fuente: (Bravo E., Chacón P., Rivas F., 2009)

CAPÍTULO III

3. INGENIERÍA DE DETALLE

3.1. Sistematización de variables

3.1.1. Obtención de parámetros de cálculo

Partiendo de la imposición de una altura estándar que denote un óptimo desempeño en la prótesis a implementar y siendo esta altura un factor crucial en la determinación de la masa presente en una persona; se opta por diseñar un prototipo de prótesis para una altura promedio de 1,75 metros. Razón por la cual es necesario el cálculo de la masa ideal vigente utilizando la fórmula de Lorentz así:

$$P = (h - 100) - \frac{h-150}{Fg} \quad [3.1]$$

Donde:

- P : Masa ideal [kg]
- h : Altura [cm]
- Fg : Factor de género; $Fg=4$ para hombre y $Fg=2$ para mujeres.

Por consiguiente, la masa ideal bajo las condiciones establecidas y recalando la utilidad del prototipo tanto en género femenino como masculino será:

$$P = (175 - 100) - \frac{175 - 150}{4} = 69 \text{ kg (Hombre)}$$

$$P = (175 - 100) - \frac{175 - 150}{2} = 63 \text{ kg (Mujer)}$$

Una vez identificada la masa de trabajo para el prototipo en este caso 69 kilogramos, se procede a conocer el índice de masa corporal (IMC) o índice de Quetelet que se define como un índice de adiposidad y de obesidad, que se relaciona directamente con el porcentaje de grasa corporal con el objetivo de corroborar que la masa de trabajo es la adecuada para posteriormente realizar el diseño compacto.

$$IMC = \frac{\text{masa ideal [kg]}}{\text{Altura}^2[\text{m}]} \quad [3.2]$$

$$IMC = \frac{69}{(1,75)^2} = 22,5$$

Tabla 8
Límites aceptables del IMC de acuerdo a la OMS

IMC	Clasificación de la OMS	Descripción popular
< 18.5	Bajo peso	Delgado
18.5 - 24.9	Adecuado	Aceptable
25.0-29.9	Sobrepeso	Sobrepeso
30.0 - 34.9	Obesidad grado 1	Obesidad
35.0-39.9	Obesidad grado 2	Obesidad
>40	Obesidad grado 2	Obesidad

Fuente: (Carbajal A., 2013)

Para diseñar el sistema de amortiguación y el mecanismo que soporta la masa de 69 kilogramos se requiere establecer el área de trabajo que ocupa el prototipo, resultando indispensable conocer el centro de masa “Cm” entorno a un cuerpo irregular, en donde dicho “Cm” permite adquirir las dimensiones necesarias para lograr la permanencia de equilibrio.

Cabe destacar que el centro de masa se puede obtener por porcentajes de la extremidad (García J., Rodríguez C., 2012) en donde, el estudio de la masa y la longitud de cada uno de los segmentos corporales de un individuo se enfoca desde un punto de vista experimental, involucrando así los datos obtenidos por Dempster (1955) y Clauser (1969) que presentan la mayor relevancia dentro del ámbito de la Biomecánica, en cuanto a estudio del peso se refiere, mientras que para la estimación de la longitud en función de la estatura del individuo se emplea Drillis y Contini (1966).

Tabla 9
Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.

SEGMENTO	MASA	CM
Cabeza y cuello	7,3%	46,40%
Tronco	50,7%	38,03%
Brazo	2,6%	51,30%
Antebrazo	1,6%	38,96%
Mano	0,7%	82,00%
Muslo	10,3%	37,19%
Pierna	4,3%	37,05%
Pie	1,5%	44,90%

Fuente: (Diego-Mas J., 2015)

Tabla 10
Longitud de segmentos corporales por Drillis y Contini

SEGMENTO	% ESTATURA
Mano	10.8%
Tórax	28.8%
Brazo	18.6%
Antebrazo	14.6%
Pelvis	4.5%
Muslo	20.0%
Pierna	23,75%
Pie	4,75%

Fuente: (Diego-Mas J., 2015)

Respecto a las tablas mencionadas, interesa la altura del centro de masa del miembro inferior; ya que esta limita la geometría del prototipo, en síntesis, el proceso se reduce a un sistema de dos partículas (pierna y pie) en donde la ecuación que lo preside es la siguiente:

$$Cm = \frac{m_{pierna}(L_{pie} + 0,567L_{pierna}) + 0,571L_{pie}m_{pie}}{m_{pie} + m_{pierna}} \quad [3.3]$$

Donde las variables m_{pierna} , m_{pie} , L_{pierna} y L_{pie} corresponden a la masa y a la longitud de cada segmento, valores que pueden ser calculados a partir de las Tablas 3.2 y 3.3.

$$m_{pierna} = 4,3\%(m_{total}) \quad [3.4]$$

$$m_{pierna} = 4,3\%(69kg) = 3 \text{ kg}$$

$$m_{pie} = 1,5\%(m_{total}) \quad [3.5]$$

$$m_{pie} = 1,5\%(69kg) = 1,03 \text{ kg}$$

$$L_{pierna} = 23,75\%(L_{total}) \quad [3.6]$$

$$L_{pierna} = 23,75\%(1,75 \text{ m}) = 0,42 \text{ m}$$

$$L_{pie} = 4,75\%(L_{total}) \quad [3.7]$$

$$L_{pie} = 4,75\%(1,75 \text{ m}) = 0,083 \text{ m}$$

Por consiguiente, al utilizar la Ecuación [3.3] se tiene:

$$Cm = \frac{3kg (0,083 \text{ m} + 0,567 * 0,42 \text{ m}) + 0,571(0,083 \text{ m})(1,03 \text{ kg})}{1,03 \text{ kg} + 3 \text{ kg}}$$

$$Cm = 0,251 \text{ m}$$

El cálculo obtenido de $Cm = 0,251$ metros es la altura máxima que puede presentar el prototipo de prótesis de pie y tobillo tomado como referencia el nivel del suelo a fin de mantener la permanencia de equilibrio.

3.1.2. Compensación máxima de masa

Para diseñar una prótesis práctica y adaptativa se necesita conocer la masa faltante debido a la extremidad amputada; con el propósito de establecer una masa confortable que permita una fácil maniobrabilidad, se parte de las Ecuaciones [3.4] y [3.5] que perciben una masa de pierna igual a 3 kg y una masa del pie de 1,03 kg, teniendo un total de 4,03 kg para una distancia de 0,503 metros datos referenciados a partir de las Ecuaciones [3.6] y [3.7] respectivamente.

A todo esto, se suma el argumento médico en el que la longitud ideal para amputaciones por debajo de rodilla es de 0,12 metros (Ramos R., Baryolo A., 2005). Entonces se dispone de una distancia de 0,383 metros a compensar en masa, la misma que al deducirla resulta ser equivalente a 3,06 kg; sin embargo, para que una prótesis sea funcional en condiciones óptimas debe ser ligera y mucho menor al dato mencionado, estimándose por ende el peso referencial máximo que debe tener la prótesis.

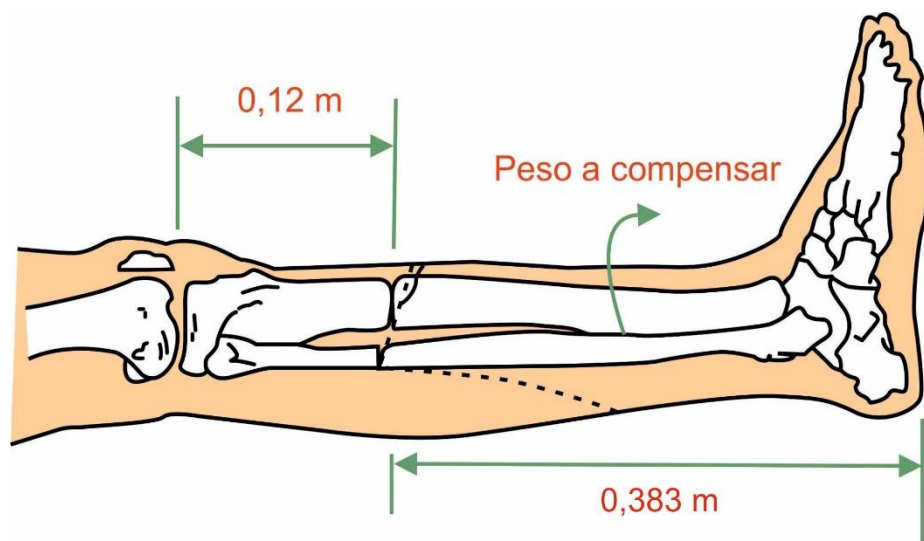


Figura 3.1 Nivel de amputación

3.1.3. Resolución del sistema de fuerzas

Retomando la Figura 2.24 perteneciente al Capítulo 2.6 (Fuerzas y mecánica del pie) se tiene:

$$F_s = \text{Masa (gravedad)} \quad [3.8]$$

$$F_s = (69 \text{ kg}) (9,8 \text{ m/s}^2) = 676,2 \text{ N}$$

Del Capítulo 2.3.1 se infiere que el movimiento de flexión planar tiende a crear un ángulo máximo de 50° con la horizontal, entonces se identifica al ángulo θ como 40° , puesto que la acción producida por la planta del pie en conjunto con la fuerza de tensión generada por el tendón de Aquiles debe llegar a ser perpendicular para complementar el ciclo normal de marcha (Figura 3.2). Además, se propone el valor del ángulo $\alpha = 60^\circ$ (Valencia A., 2009), ya que cumple con el argumento trigonométrico de que $\alpha > \theta$.

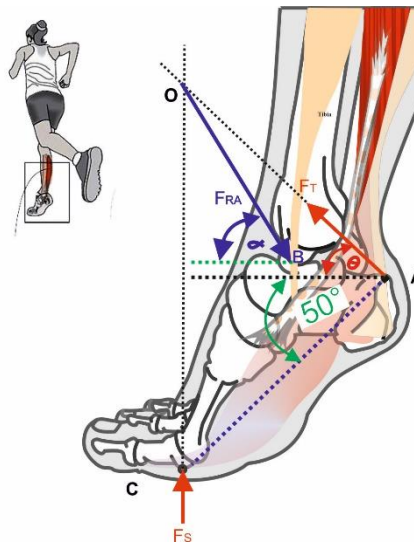


Figura 3.2 Representación ángulos α y θ

Establecido el valor de ambos ángulos se emplean las Ecuaciones [2.7] y [2.8] para la obtención de las fuerzas involucradas en la mecánica del pie así:

$$F_T = \frac{676,2 \text{ N} * \cos(60^\circ)}{\cos(40^\circ) \text{ sen}(60^\circ) - \text{sen}(40^\circ) \cos(60^\circ)} = 989 \text{ N}$$

$$F_{RA} = \frac{676,2 \text{ N} * \cos(40^\circ)}{\cos(40^\circ) \text{ sen}(60^\circ) - \text{sen}(40^\circ) \cos(60^\circ)} = 1515 \text{ N}$$

3.2. Diseño del sistema de amortiguamiento

Considerando las características necesarias para complementar la funcionalidad del pie tobillo, se postula el diseño de un cilindro de impacto magnetoreológico, para minimizar el efecto producido por la caída del peso por parte del individuo, mejorando la estabilidad y el amortiguamiento ante diversos entornos, en los cuales se produce el ciclo de la marcha.

3.2.1. Comportamiento del fluido magnetoreológico

Si un amortiguador magnetoreológico se comporta como un dispositivo semiactivo, se puede decir que el control de su sistema de impacto parte de la dispersión de las partículas ferrosas de su fluido, requiriendo para la investigación de un fluido MR que presente una alta densidad a fin de obtener un mayor rendimiento ante la presencia de un campo magnético.

El aumento de la densidad en el fluido MR permite que, al interactuarse los dipolos, las partículas tiendan a formar estructuras columnares más compactas restringiendo de una mejor manera el movimiento del fluido y aumentando el índice de amortiguación (Gohil G. S., Srivastava R, 2013).

A partir de lo mencionado se opta por emplear el fluido MRF-140CG de LORD que presenta una densidad de 3740 kg/m^3 y una viscosidad de $0,28 \text{ Pa}\cdot\text{s}$, en donde su caracterización magnetoreológica mediante el reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar Physica) permite validar su comportamiento.

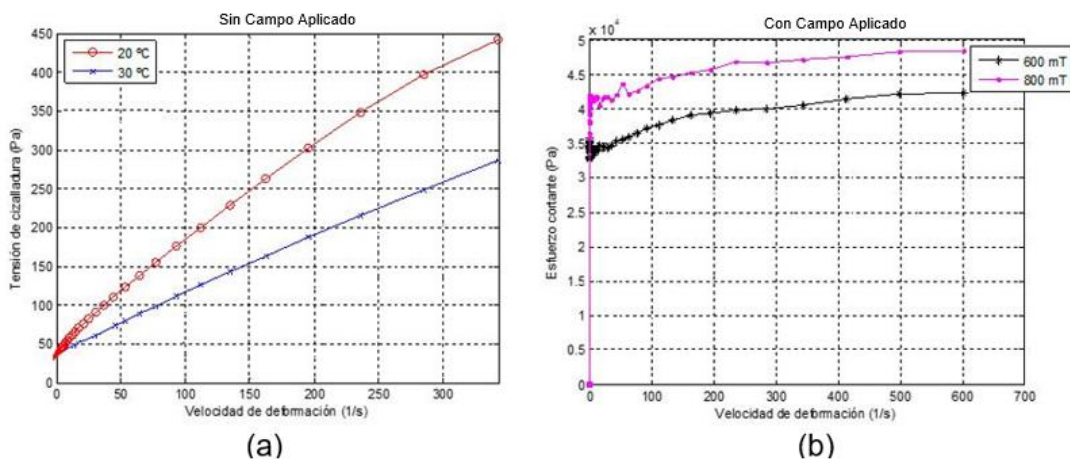


Figura 3.3 Caracterización del fluido MRF-140CG

De la figura expuesta se concluye que el fluido en ausencia de un campo magnético exhibe un carácter newtoniano (Figura 3.3a), mientras que en presencia de un campo aplicado toma un carácter no newtoniano de tipo plástico (Figura 3.3b). Por consiguiente, el comportamiento del fluido MRF-140CG se representa como un plástico de Bingham, evidenciado por un esfuerzo de corte variable; en donde dicho argumento se referencia a través de la Figura 2.26 perteneciente al Capítulo 2.7.2.

3.2.2. Modo de amortiguación

El primer parámetro a abordarse en el diseño de un cilindro magnetoreológico es el modo de amortiguación, decidiendo que el fluido trabaje en configuración válvula con corte directo, conocido como modo plato paralelo, en donde el campo magnético aplicado sirve para regular el paso del fluido de una cabina a otra. Además, se emplea el principio de un cilindro monotubo, permitiendo que la configuración sea idónea.

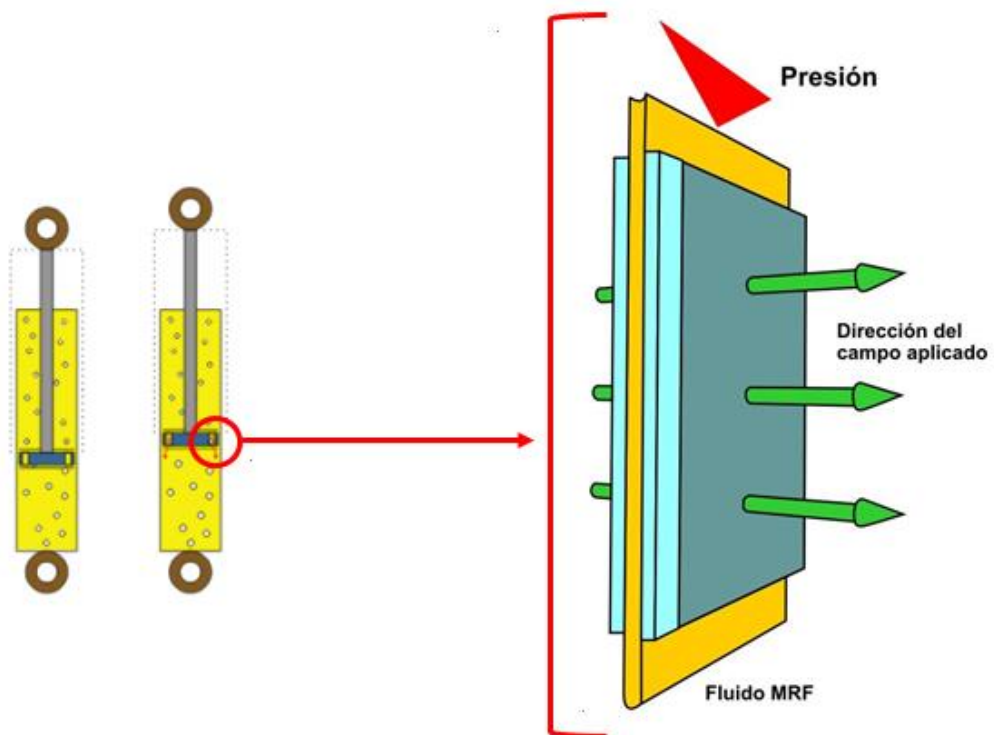


Figura 3.4 Modo de amortiguación (plato - paralelo)

3.2.3. Resolución magnetoreológica

Un aspecto relevante dentro del diseño del amortiguador consiste en definir la carrera máxima, la cual se encuentra en función de la variación de distancia (D_f) debido a los ángulos existentes en la marcha durante la fase de apoyo (Figura 3.5), en donde el mayor ángulo producido corresponde a 15° (Capítulo 2.5).

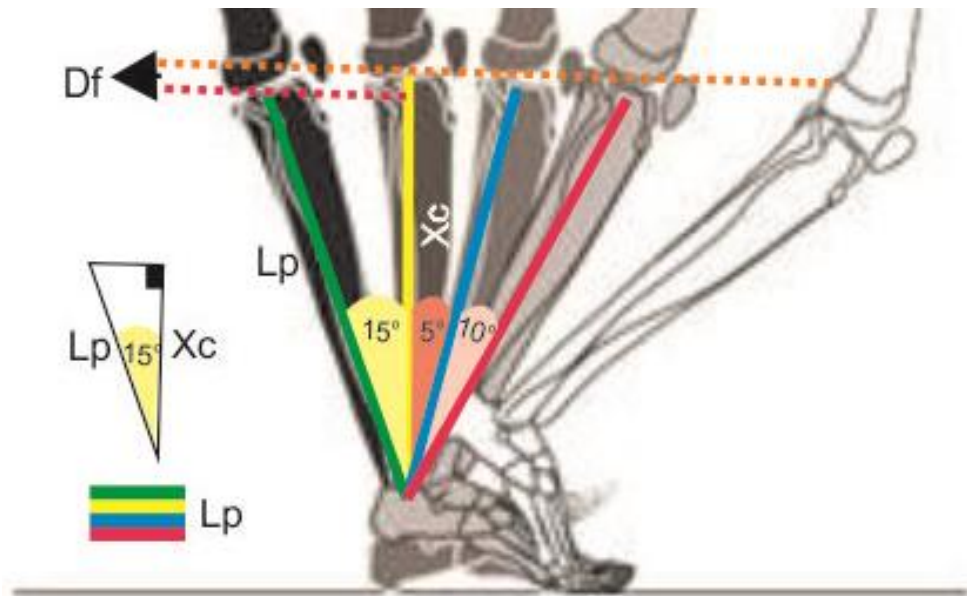


Figura 3.5 Determinación de la carrera del cilindro MR

$$D_f = Lp - Xc \quad [3.9]$$

$$D_f = Lp - Lp * \cos(15^\circ) \quad [3.10]$$

Donde:

- D_f : Variación de distancia ante el ángulo de apoyo
- Lp : Longitud pierna, Ecuación [3.6]

$$D_f = 0,42 \text{ m} - 0,42 \text{ m} * \cos(15^\circ) = 0,015 \text{ m}$$

Por lo tanto, la carrera del amortiguador durante un ciclo de marcha constante corresponde a 0,015 metros, sin embargo, se dispone extender el rango de amortiguación hasta una carrera de 0,03 metros por condiciones externas, como es el caso de que el individuo pueda saltar involucrando un mayor margen de amortiguamiento.

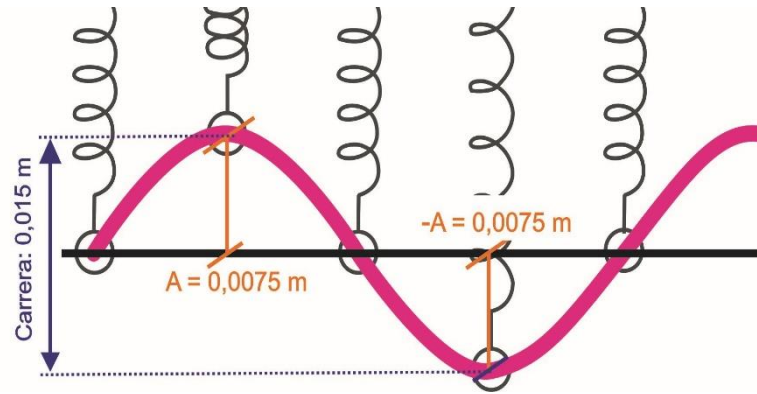


Figura 3.6 Comportamiento del amortiguador durante la marcha

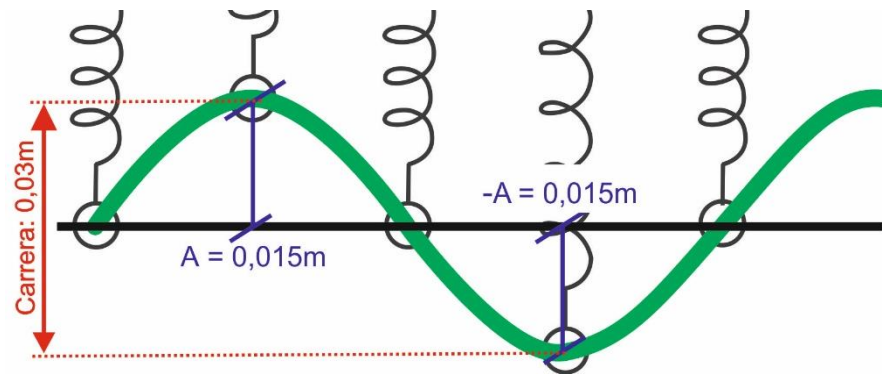


Figura 3.7 Comportamiento del amortiguador durante un salto

De las Figuras 3.6 y 3.7 se aprecia que la acción del actuador es descrita como un movimiento armónico, fundamentado bajo el principio de un sistema masa- resorte (Capítulo 2.8.2) en donde la distancia de amortiguación resulta ser esencial para evaluar la velocidad del pistón (v_0) siendo necesario el tiempo en el cual el pie plano se encuentra sobre el suelo (ver Anexo A-1).

$$v_0 = \frac{\Delta A_{marcha}}{t_{pie-suelo}} \quad [3.11]$$

$$v_0 = \frac{0,015 \text{ m}}{0,5 \text{ s}} = 0,03 \text{ m/s}$$

Para calcular el caudal generado por el paso del fluido de una cabina a otra (Q) en función de la velocidad del pistón (v_0) se debe conocer el área de la sección transversal del pistón (A_p) acorde a las limitaciones de dimensionamiento de una pierna, proponiéndose así un $D_{pistón} = 0,035$ metros, un tamaño aceptable para poderlo implementar en el prototipo.

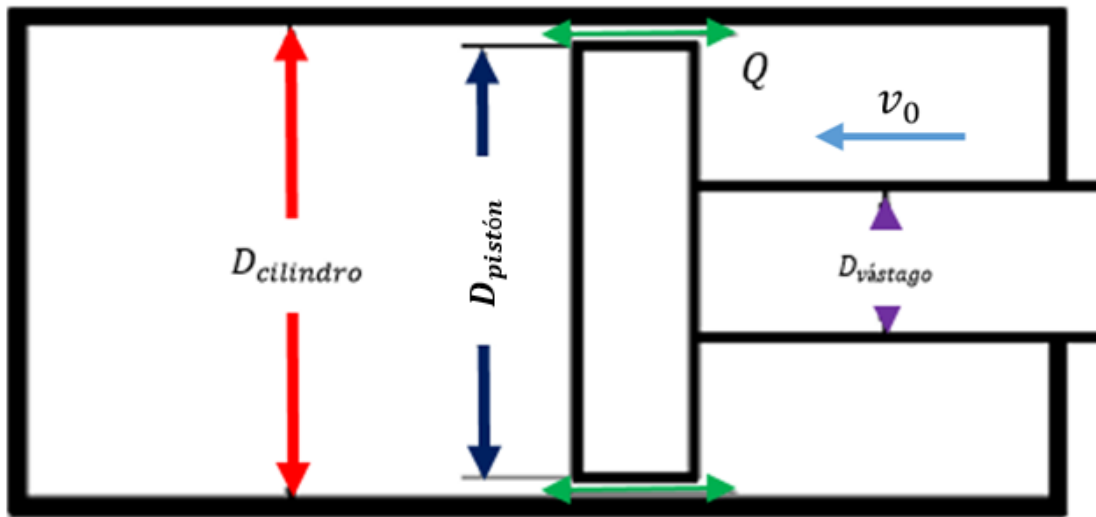


Figura 3.8 Esquema del amortiguador

$$A_p = \frac{\pi(D_{pistón})^2}{4} \quad [3.12]$$

$$A_p = \frac{\pi(0,035 \text{ m})^2}{4} = 9,62_x 10^{-4} m^2$$

$$Q = A_p v_0 \quad [3.13]$$

$$Q = (9,62_x 10^{-4} m^2) \left(0,03 \frac{m}{s}\right) = 2,886_x 10^{-5} m^3/s$$

De la Ecuación [2.14] perteneciente al Capítulo 2.8.2 se verifica como la magnitud de la fuerza controlable (F_{τ_0}) es inversamente proporcional al tamaño de la distancia de entrehierro (h). Por ello, para conseguir la mayor eficacia en el amortiguador, es necesario una distancia de entrehierro lo más pequeña posible, con el objetivo de producir una gran fuerza controlable.

Si se conoce que la distancia de entrehierro lleva una estrecha relación con el rango dinámico y el radio del pistón; entonces, se toma como referencia la fuerza entregada por el amortiguador magnetoreológico comercial RD-8040-1 (Short Stroke) de LORD (Figura 3.9) para calcular el rango dinámico óptimo mediante la Ecuación [2.16] ante una intensidad de corriente igual a un amperio.

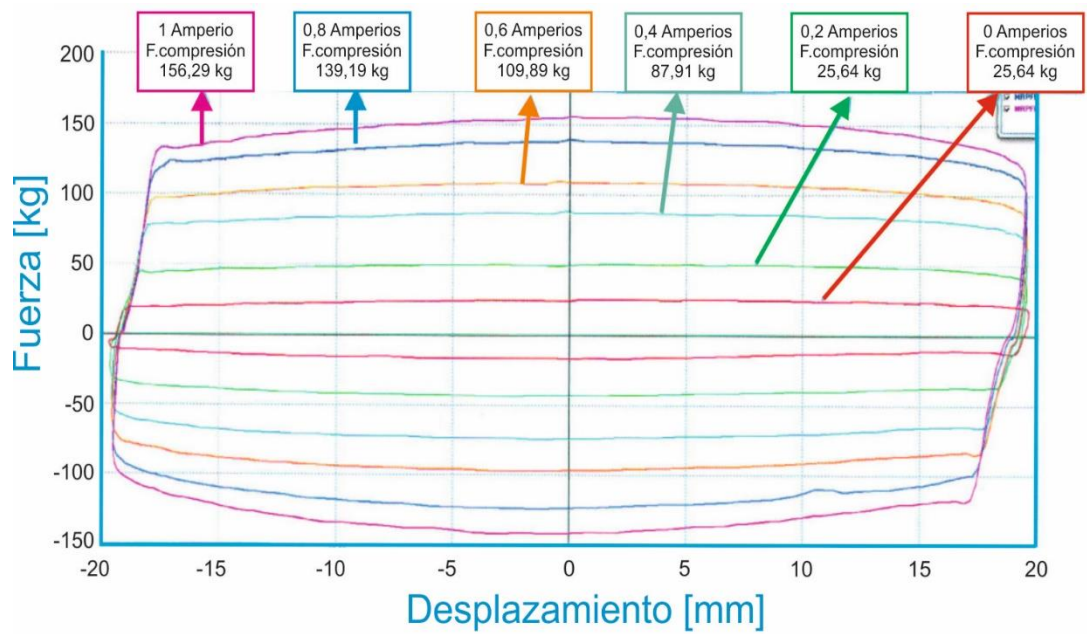


Figura 3.9 Comportamiento del amortiguador RD-8040-1 (Short Stroke)

$$R_D = 1 + \frac{156,29 \text{ kg} - 25,64 \text{ kg}}{25,64 \text{ kg}} = 5,1$$

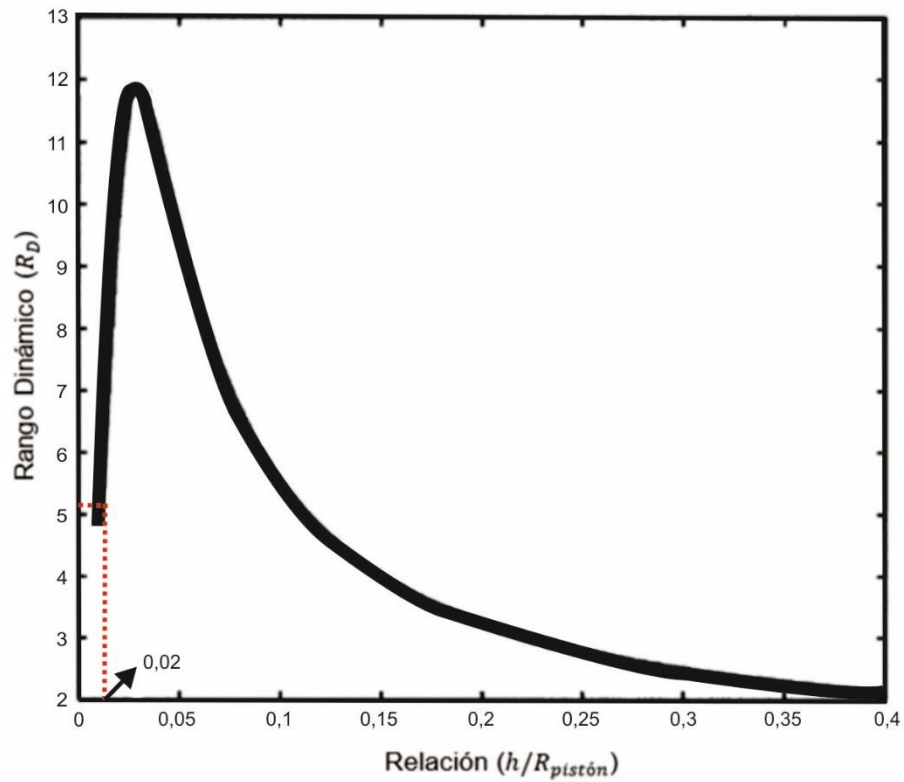


Figura 3.10 Rango dinámico frente a la relación (h/Rpistón)

Fuente: (Yang G., Spencer B.F. Jr., Carlson J.D., Sain M.K., 2002)

$$\frac{h}{R_{pistón}} = 0,02 \tag{3.14}$$

$$h = 0,02 \left(\frac{D_{pistón}}{2} \right) \quad [3.15]$$

$$h = 0,02 \left(\frac{0,035 \text{ m}}{2} \right) = 350_x 10^{-6} \text{ m}$$

Establecido la distancia del entrehierro, se calcula la longitud del polo magnético (L) en función de la fuerza incontrolable, en donde de acuerdo al Capítulo 2.3 (Biomecánica del tobillo y pie) se conoce que el talón soporta la mayor fuerza correspondiente a la mitad del peso del cuerpo y si la fuerza de fricción tiende a cero debido al empleo del fluido MR que presenta una base lubricada, entonces la fuerza incontrolable se define como:

$$F_{\eta} + F_f \geq \frac{Peso}{2} \quad [3.16]$$

$$F_{\eta} = \frac{69 \text{ kg}(9,8 \text{ m/s}^2)}{2} = 338,1 \text{ N}$$

De igual manera el ancho del área expuesta al campo magnético (w) puede aproximarse por:

$$w = \pi \left(\frac{D_{cilindro}}{2} + \frac{D_{pistón}}{2} \right) \quad [3.17]$$

$$w = \pi \left(\frac{D_{pistón} + 2h}{2} + \frac{D_{pistón}}{2} \right) \quad [3.18]$$

$$w = \pi \left[\frac{0,035 \text{ m} + 2(350_x 10^{-6} \text{ m})}{2} + \frac{0,035 \text{ m}}{2} \right] = 0,1111 \text{ m}$$

Al despejar y remplazar los valores anteriormente calculados en la Ecuación [2.15] con $A_p = 9,62_x 10^{-4} \text{ m}^2$; $v_0 = 0,03 \text{ m/s}$; $w = 0,1111 \text{ m}$; $h = 350_x 10^{-6} \text{ m}$; $Q = 2,886_x 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$ y considerando al Capítulo 2.7.2 (Fluidos no newtonianos independientes del tiempo) se opta por emplear la viscosidad del fluido MRF-140CG como ($\eta = 0,28 \text{ Pa} \cdot \text{s}$) puesto que en el modelo plástico de Bingham la viscosidad permanece aparentemente constante obteniéndose así:

$$L = \frac{F_{\eta} w h^3}{12 \eta Q A_p \left(1 + \frac{w h v_0}{2 Q} \right)} \quad [3.19]$$

$$L = \frac{(338,1 \text{ N})(0,1111 \text{ m})(350_x 10^{-6} \text{ m})^3}{12(0,28 \text{ N s/m}^2)(2,886_x 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s})(9,62_x 10^{-4} \text{ m}^2) \left[1 + \frac{(0,1111 \text{ m})(350_x 10^{-6} \text{ m})(0,03 \text{ m/s})}{2(2,886_x 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s})} \right]}$$

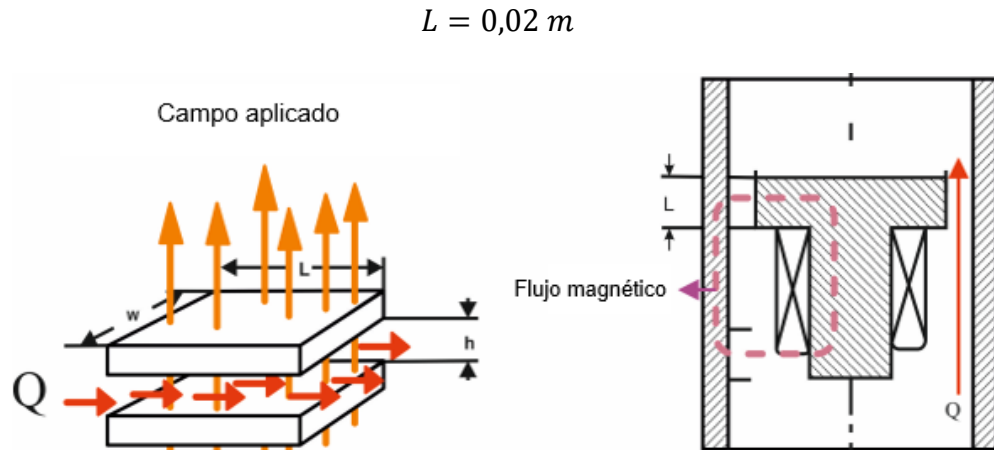


Figura 3.11 Fluido MR trabajando en modo (plato - paralelo)

Cabe destacar que se divide el polo magnético en 4 secciones para incrementar las áreas de corte, involucrando una mayor dificultad en el paso del fluido, teniendo entonces polos de 0,005 m respectivamente.

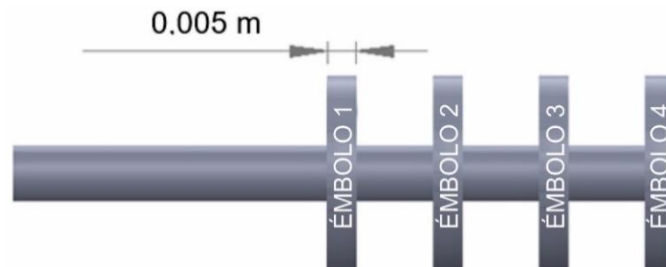


Figura 3.12 Distribución de polos magnéticos

Además, se tiene que la mínima cantidad de volumen de fluido activo (V) correspondiente al polo magnético está dada por la Ecuación [3.20]:

$$V = Lwh \quad [3.20]$$

$$V = (0,02 \text{ m})(0,1111 \text{ m})(350 \times 10^{-6} \text{ m}) = 0,78 \times 10^{-6} \text{ m}^3$$

Una vez calculado todos los parámetros que intervienen en el diseño, se procede a evaluar la intensidad de campo magnético (B) necesaria para lograr una velocidad ($v_0 = 0,03 \text{ m/s}$); para ello se estima el valor de la fuerza de resistencia total máxima del amortiguador $F_{RT(max)}$ como 559 newtons, a razón de que, el actuador presenta la característica de ser pasivo, siendo necesario el uso de un resorte que permita al vástago regresar a su posición de equilibrio, generando a su vez, una fuerza adicional a la fuerza de resistencia total máxima que ayuda a soportar de una mejor forma el peso total del cuerpo.

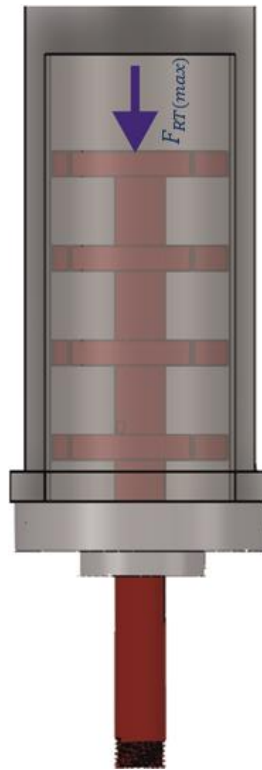


Figura 3.13 Fuerza de resistencia total

El valor de $F_{RT(max)}$ permite determinar el esfuerzo cortante inicial (τ_0) en función de la fuerza controlable dependiente del campo (F_{τ_0}), Ecuación [2.13] correspondiente al Capítulo 2.8.2 (Síntesis magnetoreológica).

$$F_{\tau_0} = F_{RT} - (F_{\eta} + F_f) \quad [3.21]$$

$$F_{\tau_0} = 559 \text{ N} - (338,1 \text{ N} + 0 \text{ N}) = 221 \text{ N}$$

A partir de la Ecuación [2.14], se define el esfuerzo cortante inicial (τ_0), en donde los parámetros de $Q = 2,886_x 10^{-5} m^3/s$; $\eta = 0,28 \text{ Pa} \cdot s$; $A_p = 9,62_x 10^{-4} m^2$; $w = 0,1111 \text{ m}$; $h = 350_x 10^{-6} m$ y $L = 0,02 \text{ m}$ son reemplazados.

$$\tau_0 = 1340 \text{ Pa}$$

Mediante el (τ_0) calculado, se determina la intensidad de campo magnético como ($B \leq 0,1$ Teslas), argumento corroborado a través de los resultados estipulados por el reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar Physica) a una temperatura de 30°C , puesto que, al crear un sistema de inducción magnética por un conductor eléctrico, este tiende a calentarse por encima de la temperatura ambiente, debido al paso de la corriente durante un intervalo de tiempo.

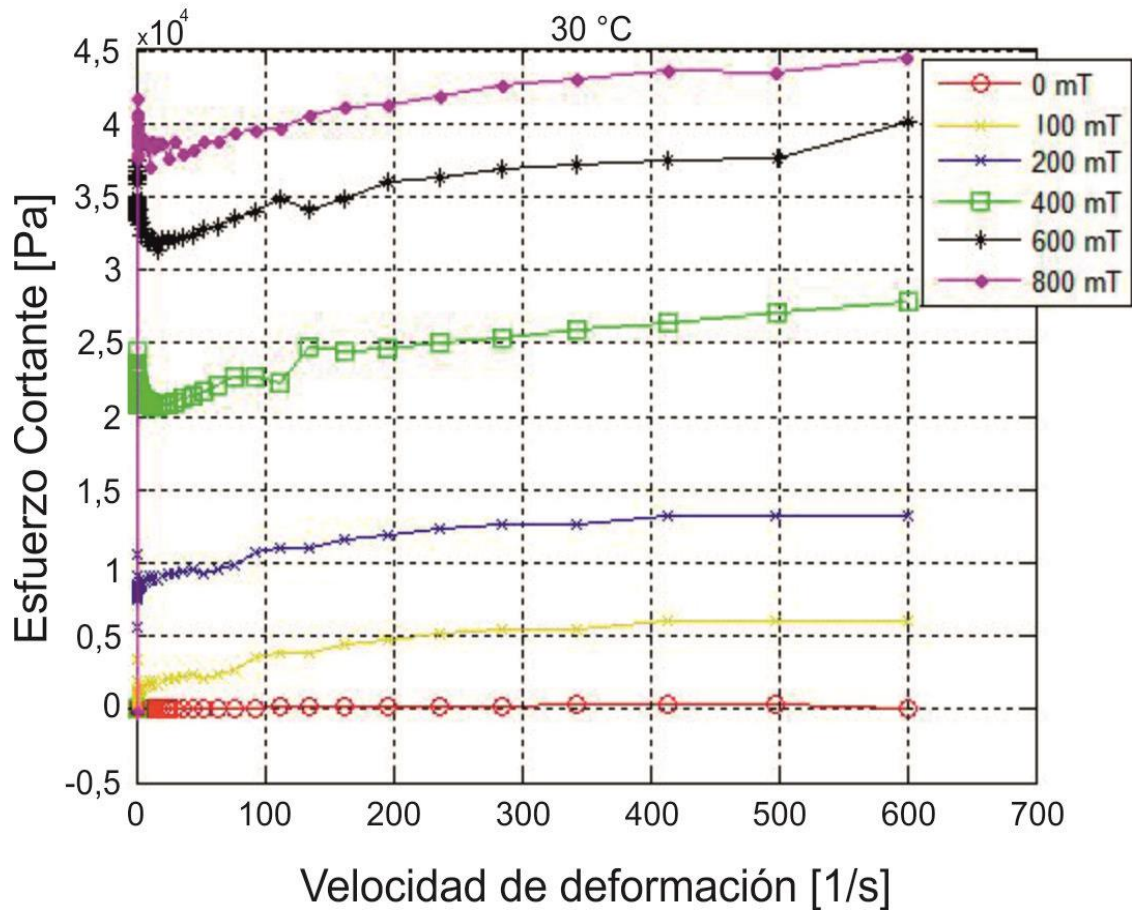


Figura 3.14 Esfuerzo cortante ante campo aplicado

3.2.4. Selección de materiales

Un aspecto relevante en el diseño del sistema de amortiguamiento corresponde a la adecuada selección del material que satisfaga los requerimientos implantados por la fuerza de reacción de la articulación del tobillo $F_{RA} = 1515 \text{ N}$ (Capítulo 3.1.3), tomando por ende una fuerza de trabajo congruente con $1,5 \text{ kN}$.

A partir del dato enunciado y del aspecto que se necesita de un material ferromagnético para la manufacturación del pistón y del bocín, se determina entonces un acero comercial AISI 4340, dado que este material es un acero bonificado al cromo, níquel y molibdeno, altamente resistente a la tracción, torsión y a los cambios de flexión, siendo apto para el fin deseado.

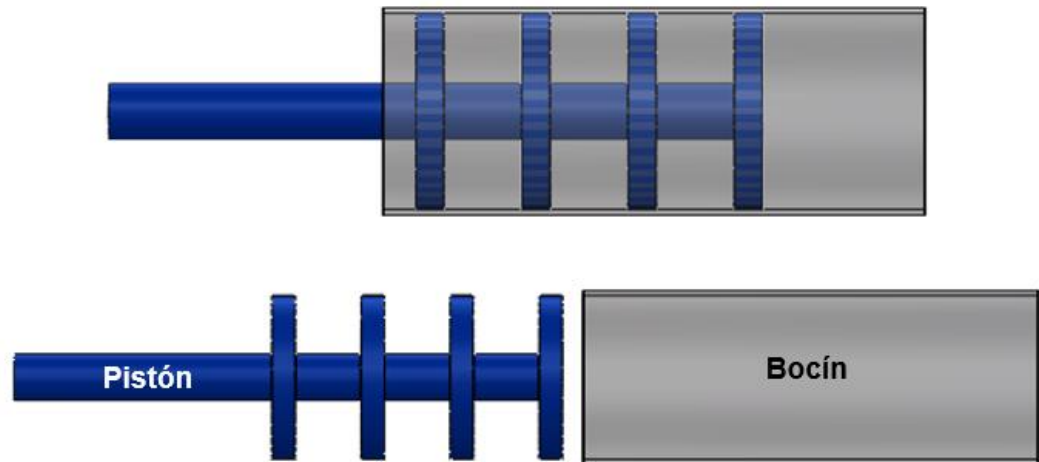


Figura 3.15 Componentes de inducción magnética

De igual manera se requiere que la camisa y la tapa del amortiguador tiendan a ser ligeras y antiferromagnéticas ya que la inducción sólo se debe producir en el interior del bocín, seleccionando así el duraluminio 7075. Además, se opta por implementar un anillo de soporte que facilite la maniobrabilidad del actuador, requiriendo que este sea fuerte y anticorrosivo, a razón de esto se elige un acero inoxidable AISI 304.

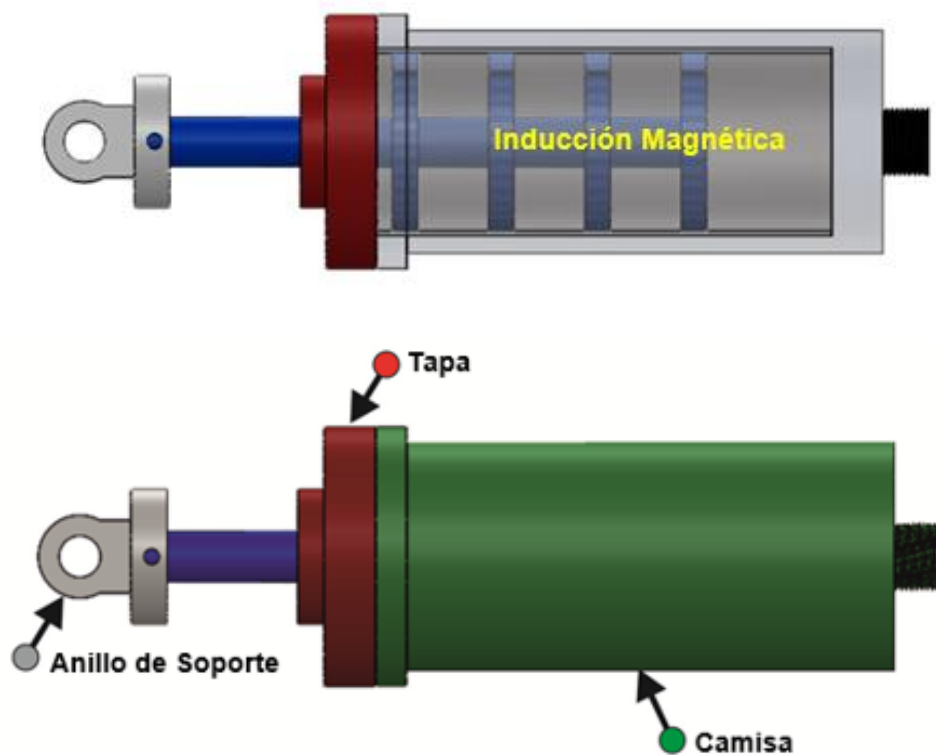


Figura 3.16 Componentes del amortiguador magnetorreológico

3.2.5. Diseño mecánico

En base al argumento experimental de que a menor espesor de pared en el bocín se minimiza las pérdidas de las líneas de campo durante el proceso de inducción magnética, se establece un espesor igual a 0,001 metros. También, para el diseño de la camisa que conforma la cámara del amortiguador, se toma como referencia el diámetro externo del bocín que constituye a su vez el diámetro interno de la camisa.

$$D_{int.camisa} = D_{ext.bocín} = D_{pistón} + 2h + 2(espesor_bocín) \quad [3.22]$$

$$D_{int.camisa} = 0,035 \text{ m} + 2(350 \times 10^{-6} \text{ m}) + 2(0,001 \text{ m}) = 0,038 \text{ m}$$

Posteriormente se calcula el espesor de la camisa en función de fuerza de reacción de la articulación del tobillo, para ello se emplea el principio de esfuerzo longitudinal, si se conoce que el esfuerzo de fluencia máximo del duraluminio 7075 es ($\sigma = 480 \text{ MPa}$) ver Anexo A-9, entonces:

$$\sigma = \frac{p \cdot r_{ic}}{2t} \quad [3.23]$$

Donde:

- p : Presión ejercida por el líquido
- r_{ic} : Radio interno de la camisa
- t : Espesor mínimo de la camisa.

Sí la presión por el principio de pascal se define como:

$$p = \frac{F_{RA}}{A_c} \quad [3.24]$$

Donde:

- F_{RA} : Fuerza de reacción de la articulación del tobillo
- A_c : Área de la sección transversal de la cámara del amortiguador

$$p = \frac{1500 \text{ N}}{\pi \left(\frac{D_{int.camisa}}{2} \right)^2} = \frac{1500 \text{ N}}{\pi \left(\frac{0,038 \text{ m}}{2} \right)^2} = 1,33 \text{ MPa}$$

Reemplazando la Ecuación [3.24] en la Ecuación [3.23] se tiene:

$$\sigma = \frac{\frac{F_{RA}}{\pi r_{ic}^2} * r_{ic}}{2t} = \frac{F_{RA}}{2\pi r_{ic} t} \quad [3.25]$$

$$t = \frac{F_{RA}}{2\pi r_{ic} \sigma} \quad [3.26]$$

$$t = \frac{1500 \text{ N}}{2\pi \left(\frac{0,038 \text{ m}}{2}\right) (480 \times 10^6 \text{ Pa})} = 2,62 \times 10^{-5} \text{ m}$$

Como se aprecia el valor del espesor de la camisa resulta ser muy pequeño, implicando que cualquier valor mayor al expuesto satisfaga los requerimientos de diseño. Además, se considera que, la camisa se sella herméticamente a través de una rosca, estableciéndose por cuestiones de mecanizado y de seguridad un espesor de trabajo igual a 0,003 m.

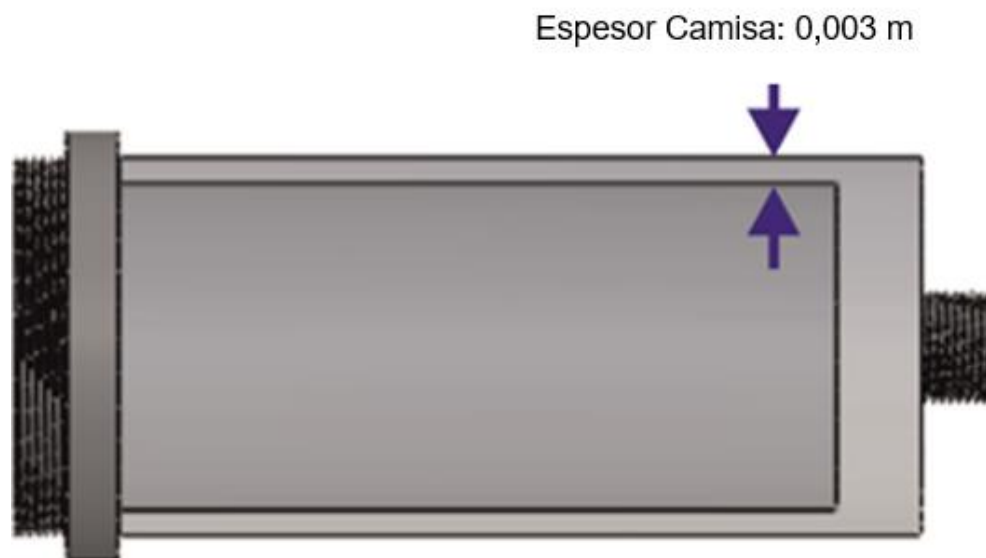


Figura 3.17 Espesor de trabajo - camisa

Para garantizar el diseño de la camisa ante las condiciones establecidas, se debe tomar en cuenta que esta no falle por algún fenómeno de inestabilidad elástica, razón por la cual, se analiza el componente mediante el uso de elementos finitos involucrando la carga $F_{RA} = 1500 \text{ N}$ y una presión de $1,33 \text{ MPa}$.



Figura 3.18 Distribución de cargas y sujeciones (Camisa)

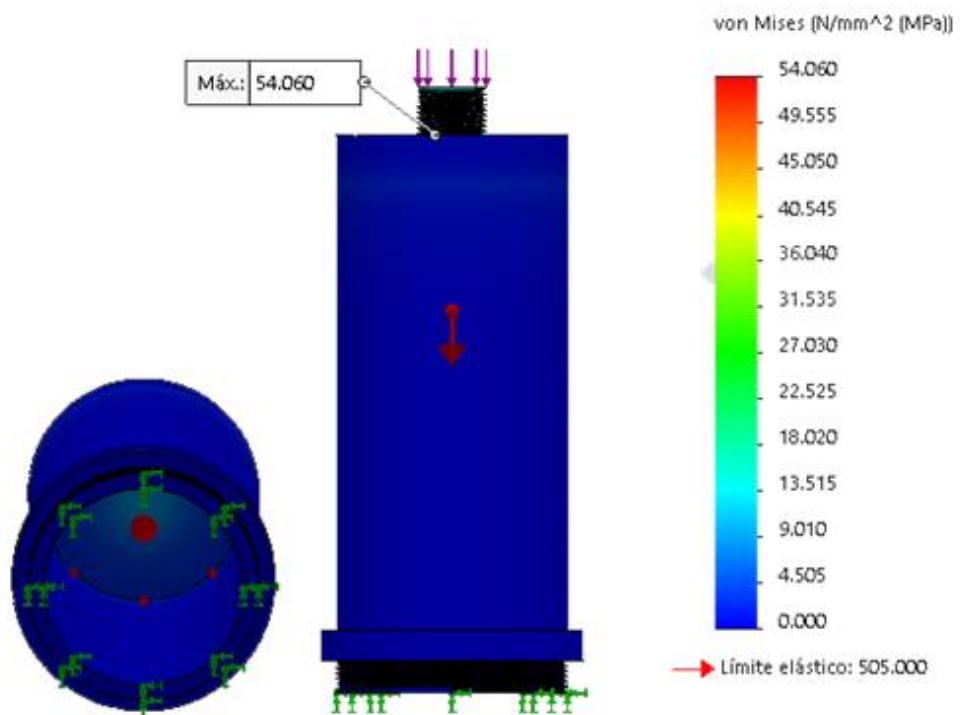


Figura 3.19 Máxima tensión de Von Mises (Camisa)

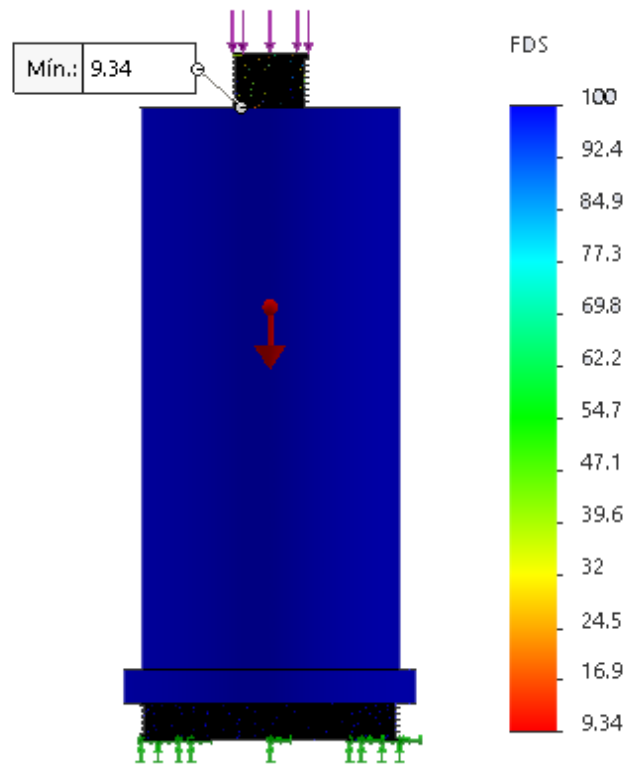


Figura 3.20 Mínimo factor de seguridad (Camisa)

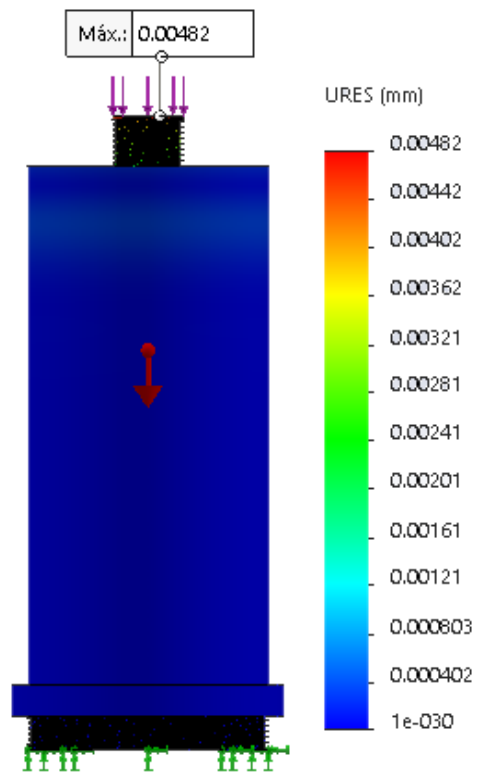


Figura 3.21 Máxima deformación (Camisa)

De igual manera para diseñar el vástago que conforma parte del pistón, se aplica la geometría necesaria para la alimentación del sistema de inducción magnética, estimándose un vástago hueco con un diámetro interno de 0,004 metros; debido a que los cables de alimentación deben ser aislados independientemente, a fin de no generar un corto circuito en el interior de las bobinas como se puede visualizar en la Figura 3.22.

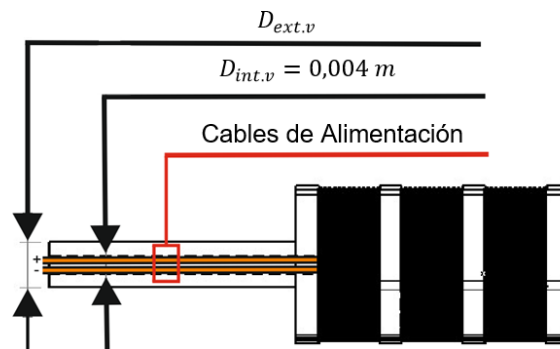


Figura 3.22 Esquema vástago

Conocido el diámetro interno del vástago se procede a calcular su diámetro externo, a partir de la fórmula de J. B. Johnson para columnas cortas. En este diseño se usa como carga admisible la fuerza $F_{RA} = 1500 \text{ N}$ y un factor de seguridad $N_s = 3$.

$$P_a = \frac{P_{cr}}{N_s} \quad [3.27]$$

Donde:

- P_a : Carga admisible
- P_{cr} : Carga crítica de pandeo
- N_s : Factor de seguridad

$$F_{RA} = \frac{P_{cr}}{N_s}$$

$$P_{cr} = A_{ch} S_y \left[1 - \frac{S_y \left(\frac{KL_h}{r} \right)^2}{4\pi^2 E} \right] \quad [3.28]$$

Donde:

- A_{ch} : Área de la sección transversal de la columna hueca
- S_y : Resistencia de fluencia del material
- K : Constante de fijación

- L_h : Longitud de la columna hueca
- r : Radio de giro
- E : Módulo de elasticidad del material

El área de la sección transversal de la columna hueca y el radio de giro pueden ser determinados a partir del Anexo A-2.

$$A_{ch} = \frac{\pi(D_{ext.v}^2 - D_{int.v}^2)}{4} \quad [3.29]$$

$$r = \frac{\sqrt{D_{ext.v}^2 + D_{int.v}^2}}{4} \quad [3.30]$$

Si la fórmula de J. B. Johnson está representada por la Ecuación [3.28] y si a esta se reemplaza las Ecuaciones [3.27], [3.29] y [3.30] entonces se tiene:

$$F_{RA} = \frac{\pi(D_{ext.v}^2 - D_{int.v}^2)S_y}{4N_s} \left[1 - \frac{S_y \left(\frac{KL}{\sqrt{\frac{D_{ext.v}^2 + D_{int.v}^2}{4}}} \right)^2}{4\pi^2 E} \right] \quad [3.31]$$

La ecuación [3.31] resulta ser compleja para resolverla manualmente, razón por la cual, se opta por emplear un software matemático que ayude con su simplificación, partiendo así de las constantes conocidas (Tabla 3.4).

Tabla 11
Parámetros de diseño vástago

Constante	Valor	Observación
$D_{int.v}$	0,004 m	Canal de alimentación de las bobinas
S_y	469x10 ⁶ Pa	AISI 4340 recocido (ver Anexo A-3)
N_s	3	Aplicación típica en el diseño de máquinas
K	2,10	Fijación extremos fijo - libre (ver Anexo A-4)
L	0,124 m	Estimación de la longitud total del pistón
E	207 x10 ⁹ Pa	Módulo de elasticidad del acero (ver Anexo A-3)

El resultado obtenido a través del software corresponde al diámetro externo del vástago equivalente a 0,0081 m; entonces se aproxima el $D_{ext.v}$ como 0,01 m Cabe destacar que, para garantizar el diseño mediante el método de la fórmula de J. B. Johnson se debe cumplir con la siguiente afirmación:

$$\frac{KL}{r} < C_c \quad [3.32]$$

Donde:

- $\frac{KL}{r}$: Relación de esbeltez
- C_c : Constante de la columna

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{S_y}} \quad [3.33]$$

$$\frac{KL}{\frac{\sqrt{D_{ext.v}^2 + D_{int.v}^2}}{4}} < \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{S_y}} \quad [3.34]$$

$$\frac{(2,10)(0,117 \text{ m})}{\frac{\sqrt{(0,01 \text{ m})^2 + (0,004 \text{ m})^2}}{4}} < \sqrt{\frac{2\pi^2(207_x 10^9 \text{ Pa})}{469_x 10^6 \text{ Pa}}}$$

$$91,25 < 93,33$$

Por tanto, el diseño del vástago involucrando el criterio de columnas cortas resulta ser idóneo. Posteriormente partiendo de los parámetros adquiridos se evalúa el factor de seguridad usando la Ecuación [3.31] y se realiza el respectivo análisis del pistón utilizando el método de elementos finitos.

$$N_s = \frac{\pi(D_{ext.v}^2 - D_{int.v}^2)S_y}{4F_{RA}} \left[1 - \frac{S_y \left(\frac{KL}{\frac{\sqrt{D_{ext.v}^2 + D_{int.v}^2}}{4}} \right)^2}{4\pi^2 E} \right]$$

$$N_s = \frac{\pi[(0,01\text{m})^2 - (0,004\text{m})^2](469_x 10^6 \text{ Pa})}{4(1500\text{N})} [0,466]$$

$$N_s = 9,61$$

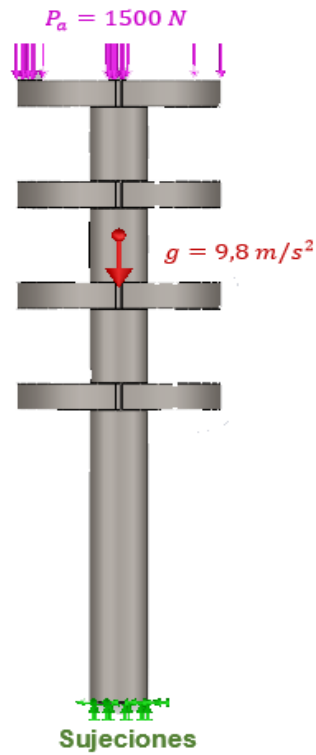


Figura 3.23 Distribución de carga y sujeciones (Vástago)

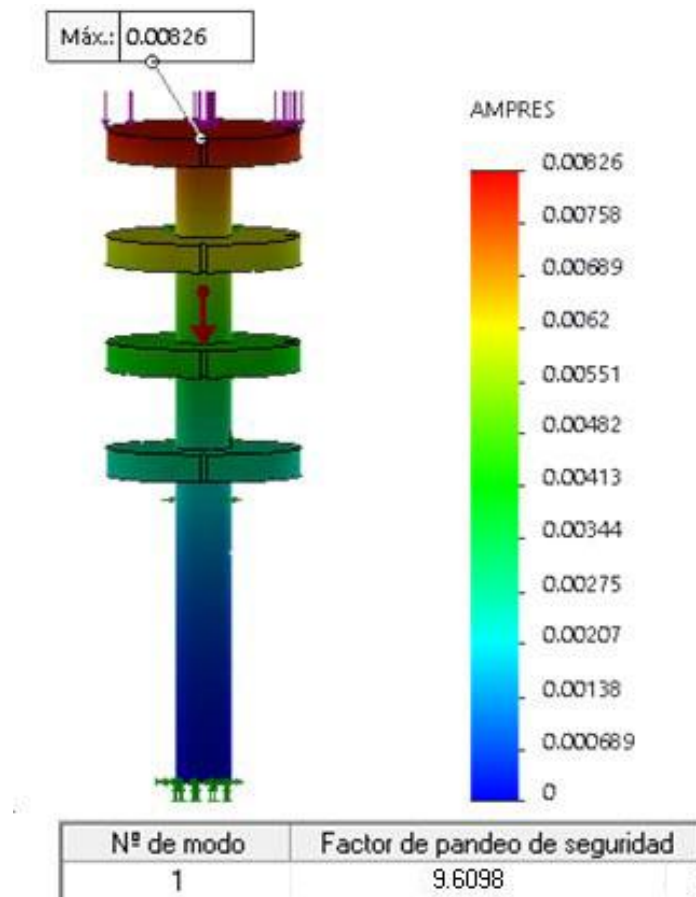


Figura 3.24 Análisis de pandeo (Vástago)

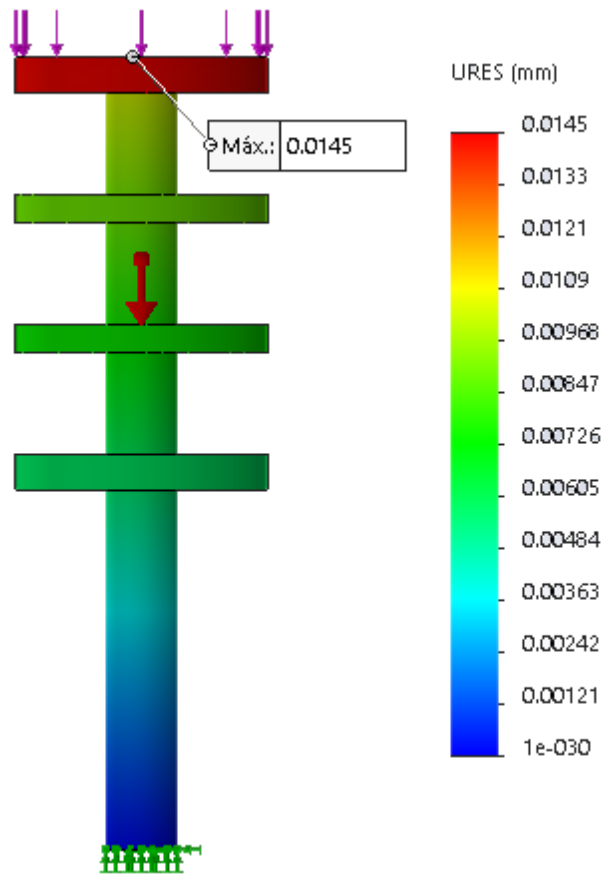


Figura 3.25 Máxima deformación (Vástago)

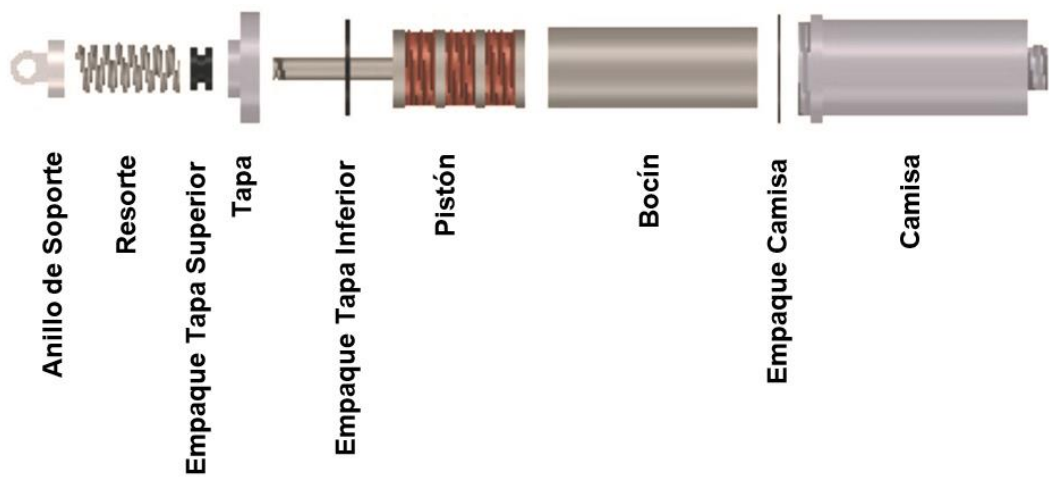


Figura 3.26 Componentes amortiguador magnetoreológico

3.2.6. Diseño del electroimán

Para generar el campo magnético que permita la saturación del fluido MRF-140CG dentro del amortiguador se propone el diseño de un electroimán basado en el principio de un solenoide, en donde las líneas de campo se dirigen entre los polos Norte y Sur.

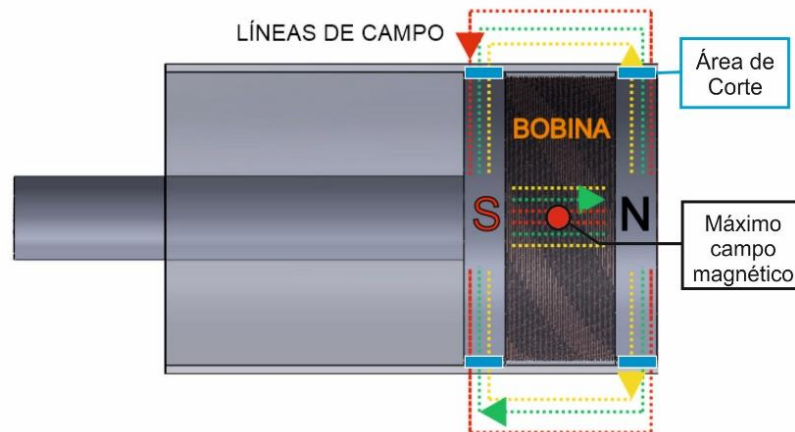


Figura 3.27 Esquematzación del funcionamiento del electroimán

Lo que conlleva a crear tres bobinas partiendo de la geometría del pistón y de la longitud del polo magnético, si se conoce que la longitud total del pistón corresponde a 0,124 m (Capítulo 3.2.5) y se decide que la longitud del vástago sea equivalente a la mitad de la longitud del pistón entonces:

$$L_b = \frac{L_{Tp} - L_{vg} - L}{3} \quad [3.35]$$

Donde:

- L_b : Longitud de la bobina
- L_{Tp} : Longitud total del pistón
- L_{vg} : Longitud del vástago
- L : Longitud del polo magnético

$$L_b = \frac{0,124 \text{ m} - 0,062 \text{ m} - 0,02 \text{ m}}{3} = 0,014 \text{ m}$$

Por consiguiente, se dispone de tres bobinas de 0,014 metros de longitud conectadas en serie, a fin de crear sentidos opuestos y mantener un campo constante durante la convergencia.



Figura 3.28 Distribución de bobinas

Una vez conocido el espacio que ocupan las bobinas, se selecciona el tipo de conductor que produce la inducción magnética, siendo necesario escoger una fuente de alimentación comercial que satisfaga los requerimientos de funcionalidad, seguridad y maniobrabilidad, decidiendo una fuente de alimentación compacta de 11,1 voltios a 0.85 amperios.

De la tabla de valores normalizados de cables AWG (ver Anexo A-6), se tiene que el valor comercial más próximo para soportar la corriente dada, corresponde al calibre AWG 22 con un diámetro de $6,438 \times 10^{-4} \text{ m}$ que soporta una corriente de 0,92 A y presenta una resistividad de $51,5 \text{ } \Omega/\text{Km}$, de tal manera que, al usar la Ecuación [2.17] del Capítulo 2.9 se conoce el número de espiras correspondientes para cada bobina, así:

$$N = \frac{0,014\text{m}}{6,438 \times 10^{-4}\text{m}} = 22 \text{ espiras}$$

Desde la perspectiva de que el área de corte designada para el fluido MRF-140CG, se ubica en la periferia del solenoide, se dice que el campo interno generado disminuye mientras las líneas de campo se expanden a través del polo magnético (Figura 3.27), entonces se pretende intensificar las líneas mediante el aumento del número de capas (N_C). Para lo cual, se precisa de un diámetro de trabajo que no cause rozamiento en las bobinas, mientras el pistón se encuentra en movimiento, acordando por seguridad un ($D_{tb} = 0,03 \text{ m}$).

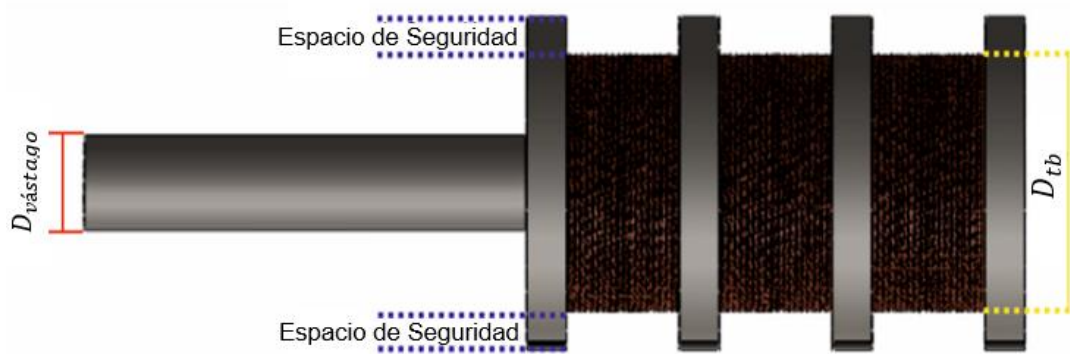


Figura 3.29 Especificaciones de parámetros

$$N_C = \frac{D_{tb} - D_{vástago}}{2(D_{cable})} \quad [3.36]$$

$$N_C = \frac{0,03 \text{ m} - 0,01 \text{ m}}{2(6,438_x 10^{-4} \text{ m})} = 15 \text{ capas}$$

Con los parámetros calculados y el Anexo A-5 se identifica la inducción magnética teórica (B) en el interior del solenoide, así como también en el área de corte del fluido, para lo cual se usa las Ecuaciones [2.19] y [2.20] respectivamente.

$$B = \frac{(4\pi_x 10^{-7} \text{ NA}^{-2})(100)(22)(0,85 \text{ A})}{0,014 \text{ m}} * 15 = 2,52 \text{ Teslas}$$

$$B_x = \frac{(4\pi_x 10^{-7} \text{ NA}^{-2})(100)(0,85 \text{ A})}{2\pi \left(R_{pistón} - \frac{D_{tb}}{2} \right)} * 15$$

$$B_x = \frac{(1,068_x 10^{-4} \text{ NA}^{-1})}{2\pi \left(0,0175 \text{ m} - \frac{0,03 \text{ m}}{2} \right)} * 15 = 0,102 \text{ Teslas}$$

De la Figura 3.30 se deduce que por cada émbolo del pistón se obtiene cuatro campos (B_x) y tres campos (B) ya que el polo magnético total fue dividido en un principio.

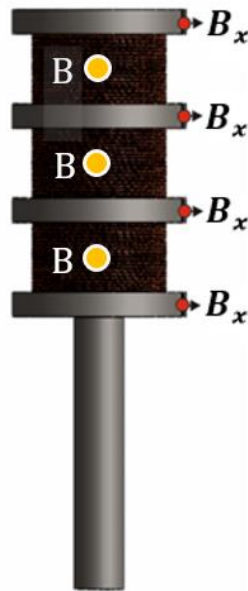


Figura 3.30 Distribución de campos magnéticos

3.2.7. Diseño del resorte

Dado que el amortiguador magnetorreológico presenta la característica de ser un actuador semiactivo se requiere de un resorte con la fuerza capaz de retornar la camisa a su posición inicial, es decir, una fuerza aproximada a 206N para involucra un desplazamiento máximo por parte de la prótesis de 0,020m. En este sentido se considera el área disponible para implementar el resorte, teniéndose como longitud máxima 0,05 m y un diámetro interno de 0,018 m.

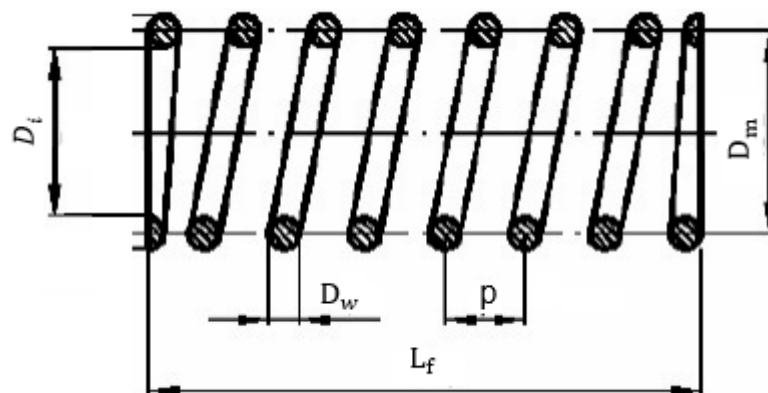


Figura 3.31 Parámetros resorte

$$C = \frac{D}{D_w} \quad [3.37]$$

$$D_m = C D_w \quad [3.38]$$

$$D_i = D_m - D_w \quad [3.39]$$

$$D_e = D_m + D_w \quad [3.40]$$

Donde:

- C : Índice del resorte (intervalo entre 5 y 12)
- D_w : Diámetro del alambre
- D_i : Diámetro interno del resorte
- D_m : Diámetro medio del resorte
- D_e : Diámetro externo del resorte

Remplazo de Ecuación [3.38] en [3.39]

$$D_i = CD_w - D_w \quad [3.41]$$

$$D_w = \frac{D_i}{C - 1} = \frac{0,018m}{8 - 1} = 0,00257 m$$

Por consiguiente, y de acuerdo con Anexo A-11 el calibre para el resorte corresponde al número 13, cuyo diámetro es de 0.0025 m. Posteriormente se reemplaza el valor obtenido en la Ecuación [3.38] para obtener el diámetro medio, externo, la constante del resorte y el número de espiras.

$$D_m = CD_w = 8(0,0025m) = 0,02m$$

$$D_e = D_m + D_w = 0.02m + 0.0025m = 0,0225m$$

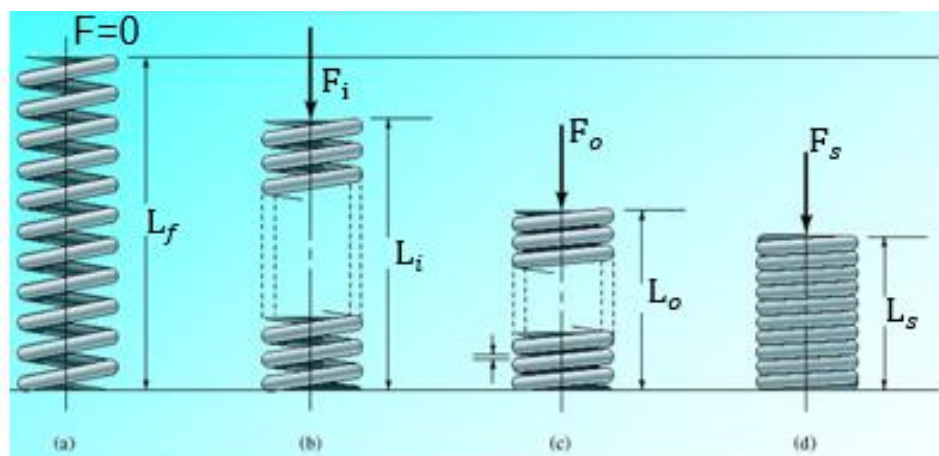


Figura 3.32 Notación de longitudes y fuerzas

$$k_r = \frac{F_o}{L_f - L_o} \quad [3.42]$$

Donde:

- k_r : Constante del resorte
- F_o : Fuerza de operación
- L_f : Longitud libre
- L_o : Longitud de operación

$$k_r = \frac{206 \text{ N}}{0,05 \text{ m} - 0,025 \text{ m}} = 8240 \text{ N/m}$$

$$n_a = \frac{GD_w^4}{8D_m^3 k_r} \quad [3.43]$$

Donde:

- n_a : Número de espiras
- G : Módulo de elasticidad transversal del Acero aleado con cromo y vanadio ASTM A231 (ver Anexo A-10)

$$n_a = \frac{(77,2 \times 10^9 \text{ Pa})(0,0025 \text{ m})^4}{8(0,02)^3(8240 \text{ N/m})} = 6$$

Se ha decidido que el resorte cumpla con los requerimientos de que sea extremos planos y rectificadas, implicando una longitud de compresión y libre equivalentes a:

$$L_s = D_w(n_a) \quad [3.44]$$

$$L_s = (0,0025 \text{ m})(6) = 0,015 \text{ m}$$

$$L_f = p(n_a + 1) \quad [3.45]$$

$$p = \frac{L_f}{n_a + 1} \quad [3.46]$$

$$p = \frac{0,05 \text{ m}}{7} = 0,007 \text{ m}$$

Donde:

- L_s : Longitud comprimida
- p : Paso

Considerando el Anexo A-10 se tiene que el valor del esfuerzo de diseño para condiciones de servicio promedio con relación al diámetro $D_w = 0,0025m$ corresponde a $\tau_D = 895MPa$.

A continuación, se calcula el factor de Wahl, K , que es el término con el cuál se tiene en cuenta la curvatura del alambre y el esfuerzo cortante directo.

$$K = \frac{4C-1}{4C-4} + \frac{0,615}{C} = 1,18 \quad [3.47]$$

El esfuerzo en el resorte cuando $F = F_o = 206N$ es:

$$\tau_o = \frac{8KF_oC}{\pi D_w^2} \quad [3.48]$$

$$\tau_o = \frac{8(1,18)(206N)8}{\pi 0.0025^2} = 550,22 MPa$$

Se procede a calcular la Fuerza para longitud comprimida del resorte mediante la siguiente ecuación:

$$F_s = k_r(L_f - L_s) \quad [3.49]$$

$$F_s = 8240 N/m(0,05 - 0,015) = 288,4 N$$

El esfuerzo en la longitud comprimida se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$\tau_s = \tau_o \frac{F_s}{F_o} \quad [3.50]$$

$$\tau_s = 550,22MPa \frac{288,4}{206} = 770,3 MPa$$

El diseño es satisfactorio debido a que el esfuerzo real de operación τ_o es menor que el valor del esfuerzo de diseño de 895 MPa.

Para el esfuerzo máximo permisible, se utiliza la curva de servicio ligero para determinar este valor, para $D_w=0,0025$ se tiene $\tau_{max} = 1100 Mpa$. El esfuerzo máximo que existe en la longitud comprimida ($\tau_s = 770,3 MPa$) es menor que este valor y en consecuencia el diseño es satisfactorio respecto de los esfuerzos.

Para evaluar el pandeo, se debe calcular:

$$\frac{L_f}{D_m} = \frac{0.05m}{0.02m} = 2,5 \quad [3.51]$$

Mediante la curva de pandeo para extremos aplanados y rectificadas (Ver Anexo A-11), se observa la relación crítica de deflexión es muy alta y que no debe haber pandeo, de hecho, para cualquier valor de $\frac{L_f}{D_m} < 5,2$ no debe haber pandeo.

La holgura de espiras se evalúa mediante la siguiente ecuación:

$$cc = \frac{L_f - L_s}{n_a} \quad [3.52]$$

$$cc = \frac{0,05m - 0,015m}{8} = 0,00437 m$$

Se compara este valor con la mínima recomendada, que es:

$$\frac{D_w}{10} = 0,00025 m \quad [3.53]$$

Se puede decir que esta holgura es aceptable.

3.3. Control de torque

3.3.1. Selección del actuador

La fuerza de tensión ejercida por los músculos gastrocnemio y sóleo en el hueso calcáneo F_T (Capítulo 2.6) tiende a generar el impulso para cambiar el estado de rotación del pie alrededor del tendón de Aquiles, produciendo un torque que permite cumplir con el ciclo de marcha. En términos generales el ángulo de giro debe ser controlado a partir de este torque.

Basado en este fundamento y en la biomecánica que conlleva el pie (Capítulo 2.4.1) se selecciona un actuador eléctrico que simule la fuerza de tensión de manera independiente al amortiguamiento, permitiendo así, controlar el giro durante la marcha. En definitiva se necesita de un actuador que brinde una fuerza cercana a $F_T = 989 N$ (Capítulo 3.1.3) que sea ligero, rápido y que presente una geometría compacta debido a las limitaciones en el área de trabajo.



Figura 3.33 Actuator lineal Heavy Duty

3.3.2. Diseño planta del pie

Partiendo de la fuerza que entrega el actuator lineal se puede calcular el torque como consecuencia se debe diseñar la planta acorde al funcionamiento normal del pie, resolviéndose emplear un modelo estándar de prótesis, innovado por un acople que permita la simulación de las dos fuerzas principales F_T y F_{RA} . De igual manera los materiales correspondientes serán duraluminio 7075 por ser ligero y caucho.

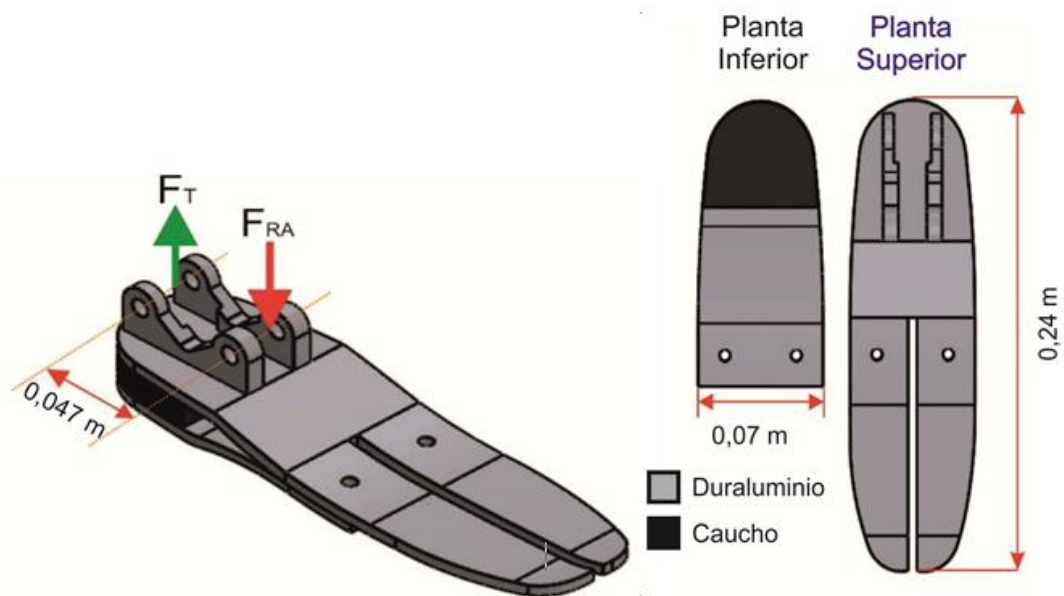


Figura 3.34 Diseño planta pie

3.3.3. Síntesis y cálculo

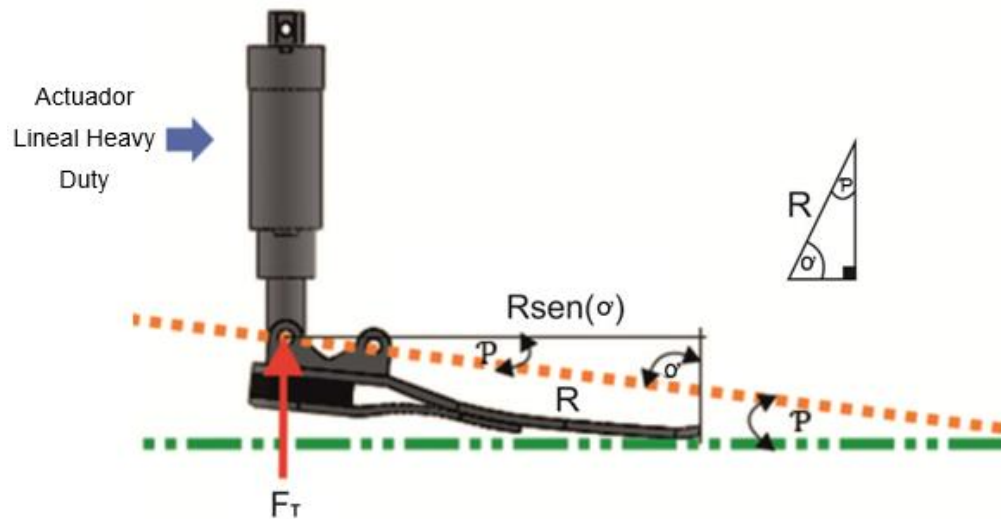


Figura 3.35 Esquema torque

De la Figura 3.35 se puede establecer el torque a controlar durante la marcha en función del ángulo del tobillo ante el despeje de los dedos ($P = 14^\circ$) ver Anexos A-1 y C-10.

$$T_{control} = F_T R \text{sen}(\sigma) \quad [3.54]$$

$$T_{control} = 1000N(0,2236 m) \text{sen}(90^\circ - P)$$

$$T_{control} = 1000N(0,2236 m) \text{sen}(90^\circ - 14^\circ)$$

$$T_{control} = 217 Nm$$

Posteriormente para producir la rotación del pie con relación al tobillo se calcula los tornillos que soportan las fuerzas F_T y F_{RA} , dado que estos tendrán la función de actuar como ejes de giro, así se considera un caso de cortante puro τ_{xy} , donde para el esfuerzo plano $\sigma_x = \sigma_y = 0$, obteniéndose un esfuerzo de Von Mises equivalente:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 - \sigma_x \sigma_y + \sigma_y^2 + 3\tau_{xy}^2} \quad [3.55]$$

$$\sigma' = \sqrt{3\tau_{xy}^2} = \sqrt{3 \left(\frac{4F_{max}}{\pi d_r^2} \right)^2} \quad [3.56]$$

$$\sigma' = \frac{S_y}{N_s} \quad [3.57]$$

$$d_r^2 = \frac{4\sqrt{3}N_s F_{max}}{\pi S_y} \quad [3.58]$$

A partir de la Ecuación [3.58] se implementa un factor de seguridad ($N_s = 3$), una ($F_{max} = F_{RA}$) y una resistencia mínima a la fluencia de 660Mpa a fin de obtener un tornillo comercial de clase métrico 8.8 (ver Anexo A-8).

$$d_r^2 = \frac{4\sqrt{3}(3)(1500 N)}{\pi(660 \times 10^6 Pa)} * (1000)^2 = 15,036 \text{ mm}^2$$

$$d_r = 3,88 \text{ mm}$$

Si se conoce que el diámetro de rosca (d_r), está en función del diámetro mayor nominal (d) y del paso (p_s).

$$d_r = d - 1.226 869 p_s \quad [3.59]$$

Se selecciona un tornillo lo más cercano posible al valor ($d_r = 3,88 \text{ mm}$) correspondiente a un tornillo M5 (ver Anexo A-7) que presenta un paso ($p_s = 0,8 \text{ mm}$).

$$d_r = 5 \text{ mm} - 1.226 869(0,8 \text{ mm}) = 4,01 \text{ mm}$$

Sin embargo, se implementa tornillos M8 de clase 88 a fin de hacerlo seguro, puesto que existen factores externos a la marcha que involucran mayores fuerzas a la calculada, como es el caso de que la persona pueda saltar con el prototipo o que sea adaptativa para una persona de mayor masa, todo esto se valida con el criterio de fallo de Von Mises mediante el análisis de elementos finitos aplicado a la planta del pie en conjunto con los tornillos adquiridos.

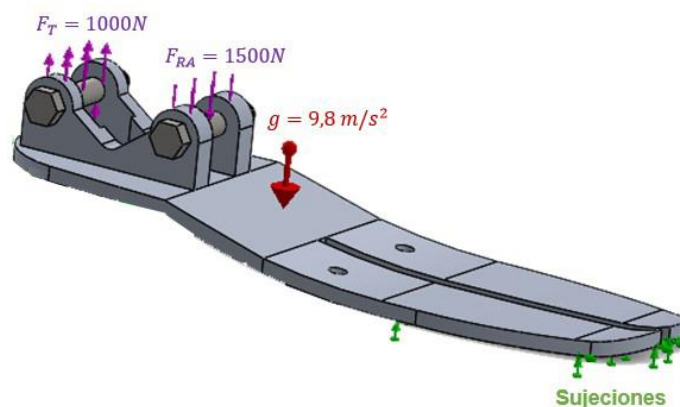


Figura 3.36 Distribución de cargas (Tornillos M8)

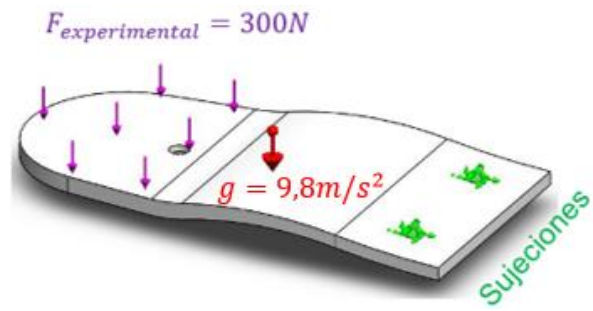


Figura 3.37 Distribución de cargas (Planta Inferior)

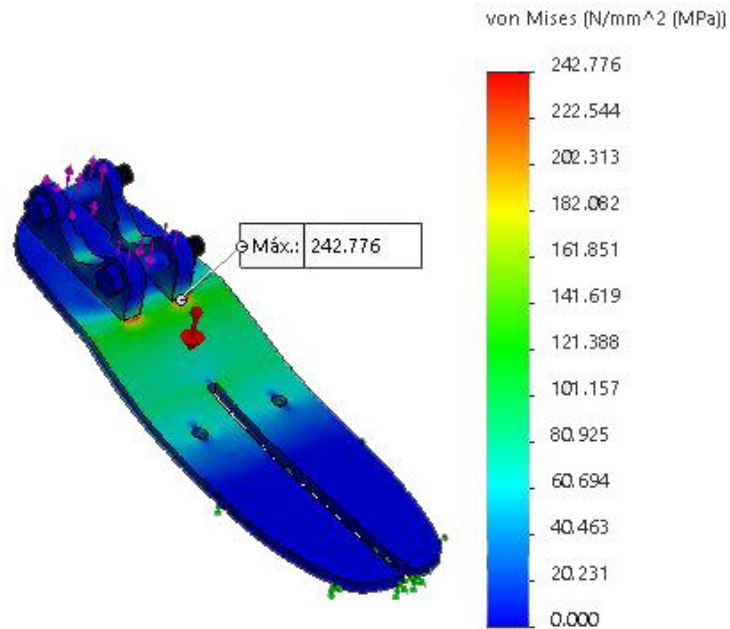


Figura 3.38 Máxima tensión de Von Mises (Tornillos M8)

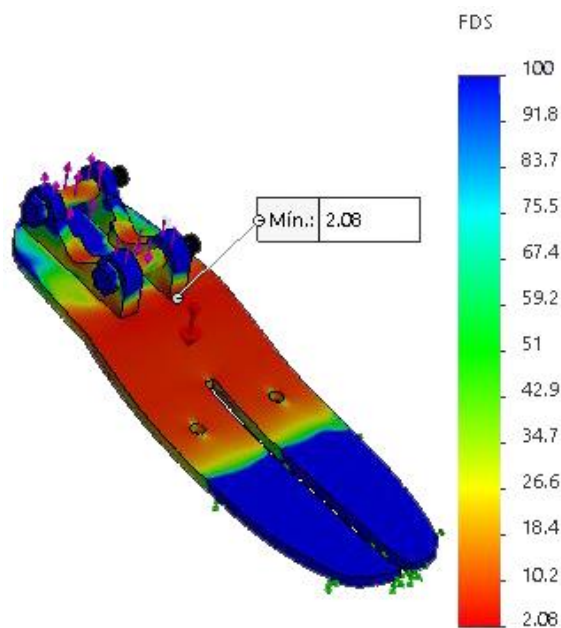


Figura 3.39 Mínimo factor de seguridad (Tornillos M8)

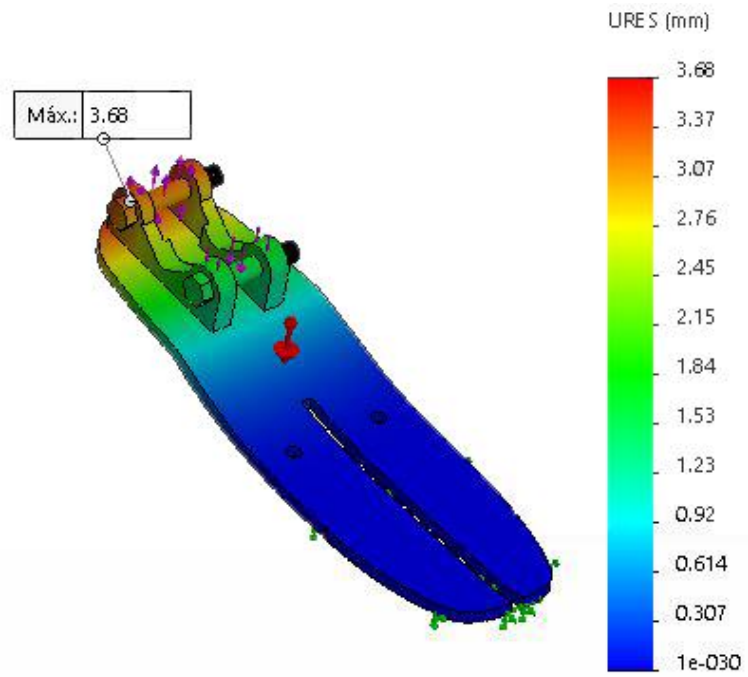


Figura 3.40 Máxima deformación (Tornillos M8)

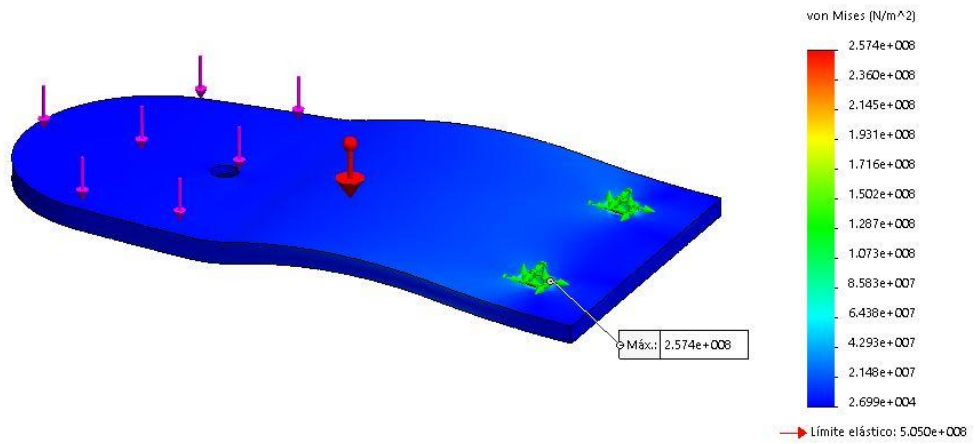


Figura 3.41 Máxima tensión de Von Mises (Planta Inferior)

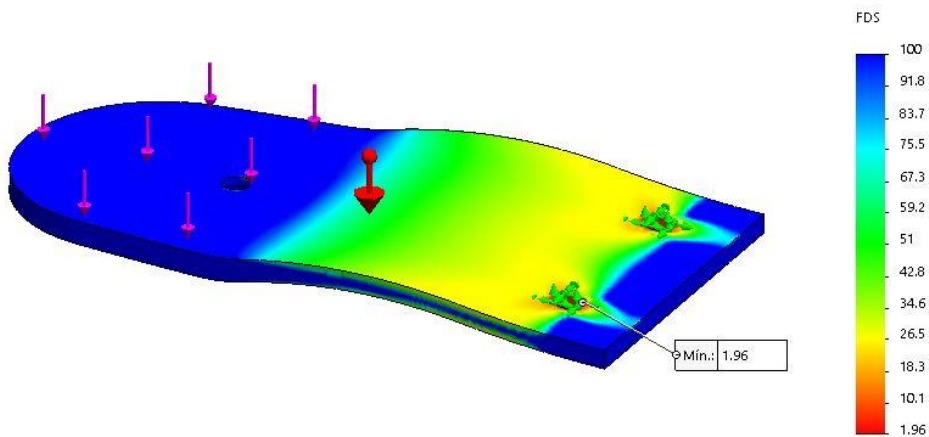


Figura 3.42 Mínimo factor de seguridad (Planta Inferior)

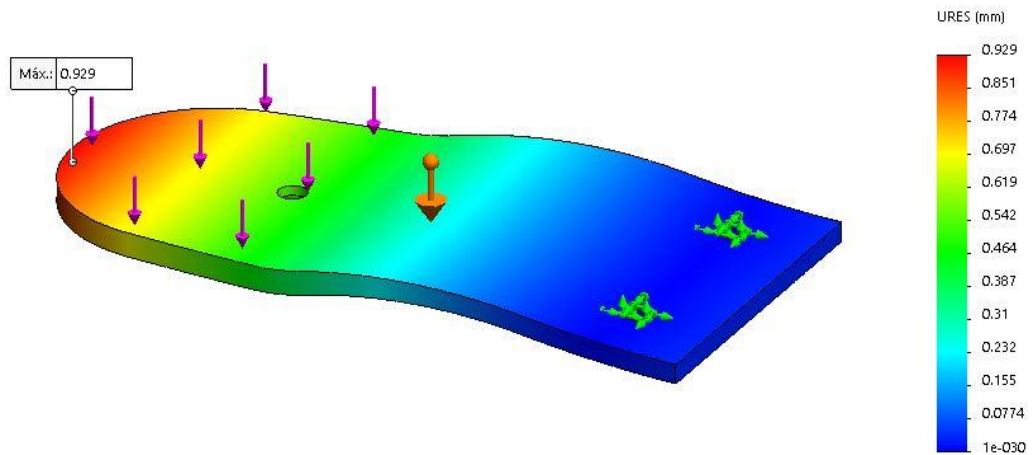


Figura 3.43 Máxima deformación (Planta Inferior)

3.4. Altura de salto

Un parámetro importante en el diseño del prototipo, corresponde a la identificación de la altura de salto con relación al impulso experimental ejercido sobre el cuerpo; si se percibe que la fuerza máxima de impulso para un ser humano corresponde aproximadamente a 2000N (Moir G., 2008) entonces:

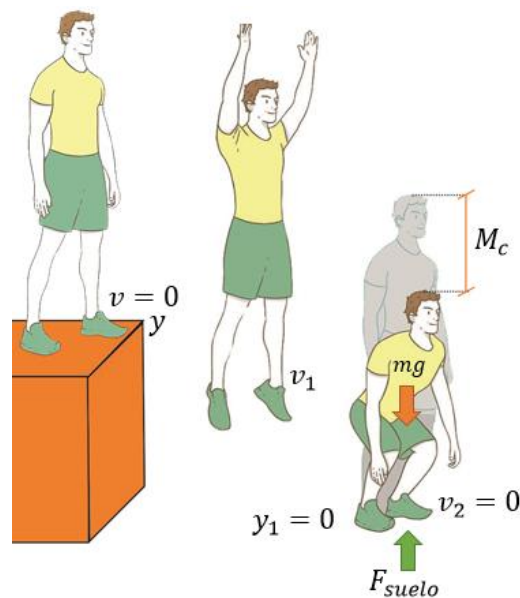


Figura 3.44 Esquema de salto

En la Figura 3.44 se determina la rapidez final ($v_2 = 0$), cuando el cuerpo llega al reposo, pero es necesario calcular la rapidez (v_1) justo antes del impacto, involucrando un periodo de tiempo (Δt) en función de la altura (y). La Ecuación [3.60] propone esta velocidad usando la acción de la gravedad ($-g$) y ($v = 0$).

$$v_1^2 = v^2 + 2(-g)(y_1 - y) \quad [3.60]$$

$$v_1 = \sqrt{2gy} \quad [3.61]$$

Ahora se puede determinar el impulso (F_i) como el cambio en la cantidad de movimiento del objeto Ecuación [3.62], precisando las variaciones de velocidad (Δv) y de tiempo (Δt).

$$F_i = \frac{m\Delta v}{\Delta t} \quad [3.62]$$

$$\Delta v = v_2 - v_1 \quad [3.63]$$

$$\Delta t = \frac{M_c}{\bar{v}} \quad [3.64]$$

Donde:

- M_c : Movimiento del cuerpo durante el impacto
- \bar{v} : Rapidez promedio

$$\bar{v} = \frac{v_1 + v_2}{2} \quad [3.65]$$

Al remplazar las Ecuaciones [3.65], [3.64]; [3.63] y [3.61] en [3.62] se obtiene la altura de salto con relación al impulso experimental Ecuación [3.66]

$$y = -\frac{F_i M_c}{mg} \quad [3.66]$$

Dentro del análisis el movimiento del cuerpo durante el impacto se efectúa con las piernas flexionadas. En este estado el cuerpo se mueve aproximadamente 0,5 m (Giancoli D., 2009) así:

$$y = -\frac{(-2000 N)(0,5m)}{(69 kg) \left(9,8 \frac{m}{s^2}\right)}$$

$$y = 1,48 m$$

Sí la fuerza neta durante el impacto (F_i) es igual a la suma vectorial de la fuerza ascendente sobre las piernas ejercida por el suelo (F_{suelo}) más la fuerza descendente de la gravedad, ($-mg$) entonces:

$$F_{suelo} = F_i + mg \quad [3.67]$$

$$F_{suelo} = 2000 \text{ N} + (69 \text{ kg}) \left(9,8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) = 2,676 \text{ kN}$$

En este sentido (F_{suelo}) evidencia una magnitud considerable ante la acción de salto, afirmando que el diseño escogido para la carrera del amortiguador magnetoreológico (Capítulo 3.2.3) es idónea para el fin deseado, porque al equilibrar la fuerza (F_{suelo}) se incrementa el margen de amortiguamiento, permitiendo que en el individuo se minimice los efectos de dolor por el uso del prototipo, facilitando también la adaptabilidad del mismo y maximizando las probabilidades de desarrollar con normalidad su vida cotidiana.

3.5. Ensamblaje del Prototipo

Para visualizar la prótesis, es necesario diseñar un acople superior que sirva de soporte y de unión entre el mecanismo de impulsión y el de amortiguación, por tal razón se ha implementado un acople en material duraluminio 7075 que será analizado con el criterio de Von Mises a través del uso de elementos finitos para una fuerza ($F_{RA} = 1500 \text{ N}$), obteniéndose los siguientes resultados:

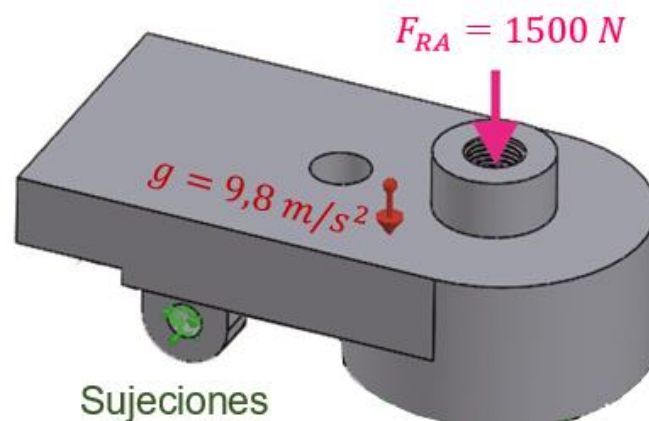


Figura 3.45 Acople superior

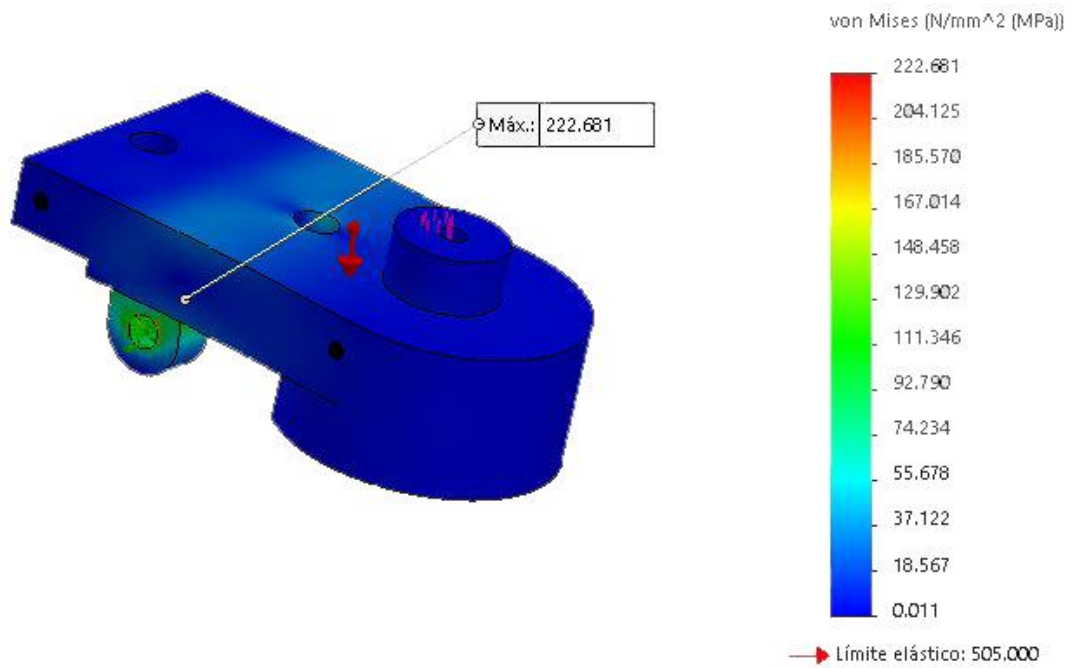


Figura 3.46 Máxima tensión de Von Mises (Acople superior)

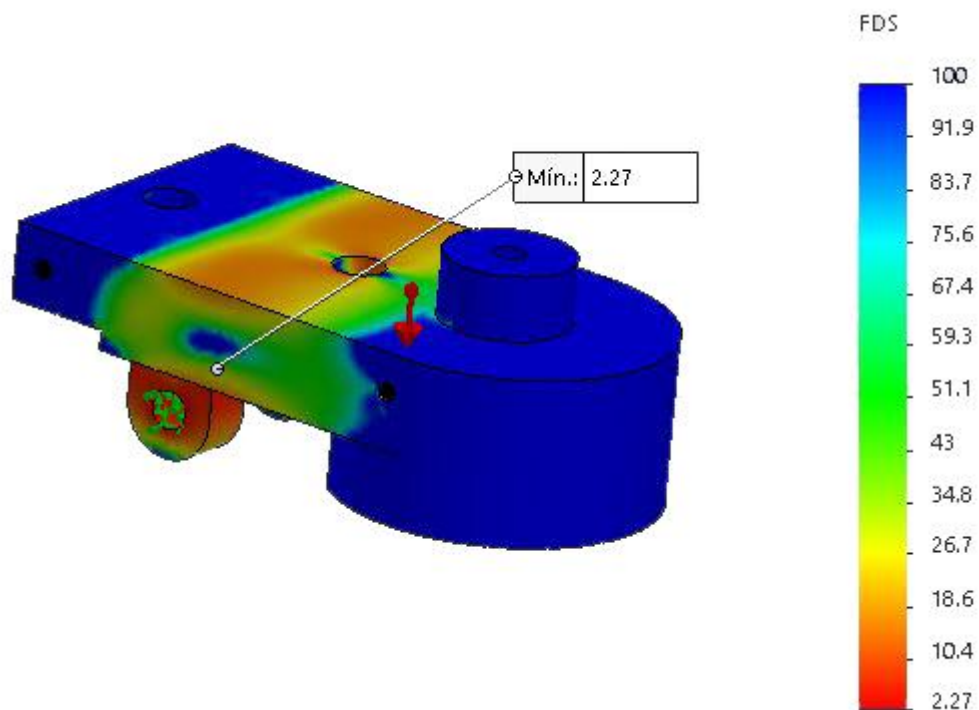


Figura 3.47 Mínimo factor de seguridad (Acople superior)

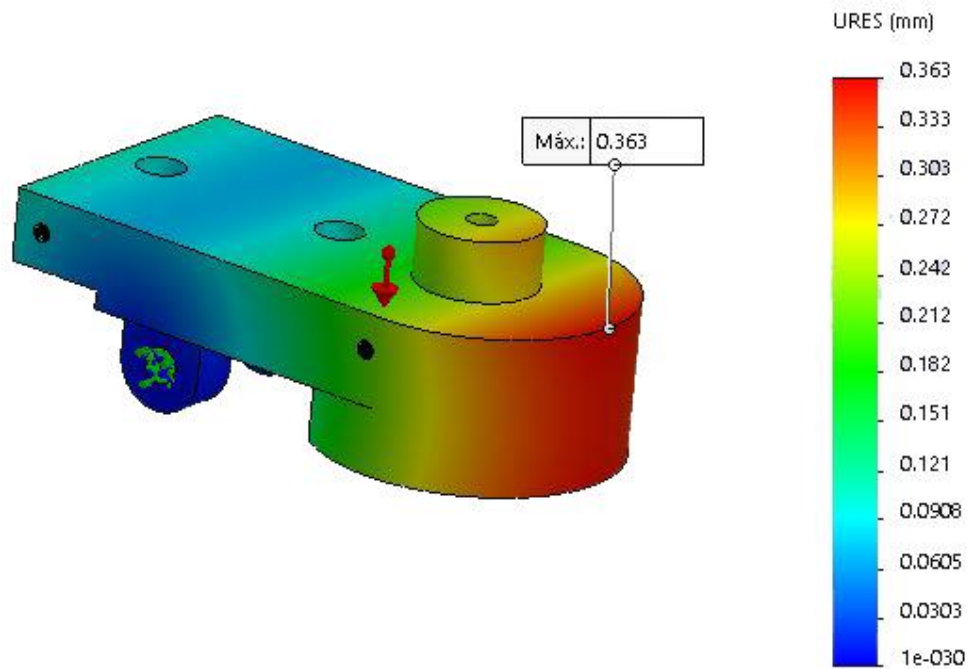


Figura 3.48 Máxima deformación (Acople superior)

Una vez garantizado que cada uno de los componentes soporta los requerimientos implantados se ensambla todo el prototipo para su posterior construcción (Figura 3.49), nótese además que el diseño tiende a ser compacto mejorando la viabilidad de la prótesis.

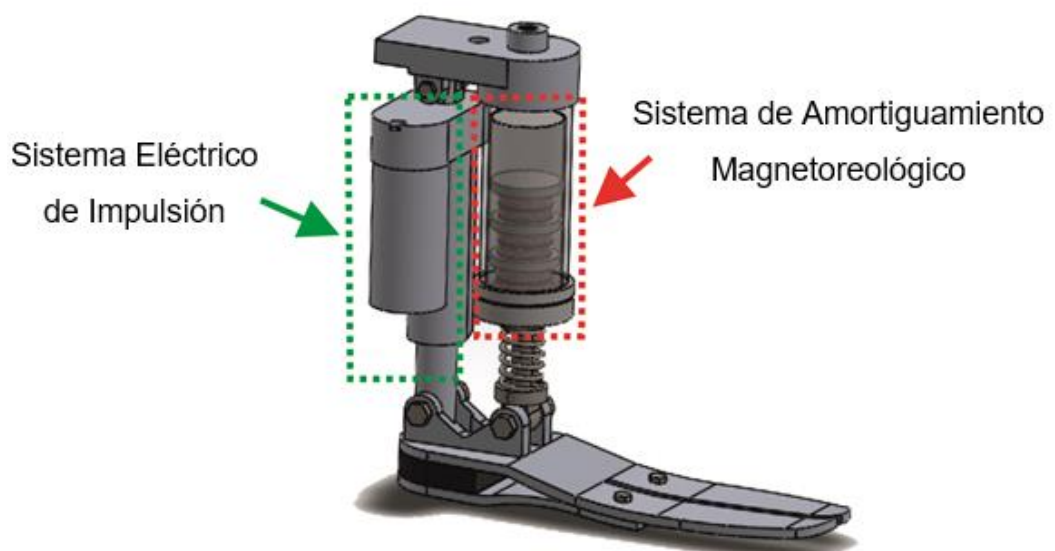


Figura 3.49 Prototipo de Prótesis de Tobillo-Pie

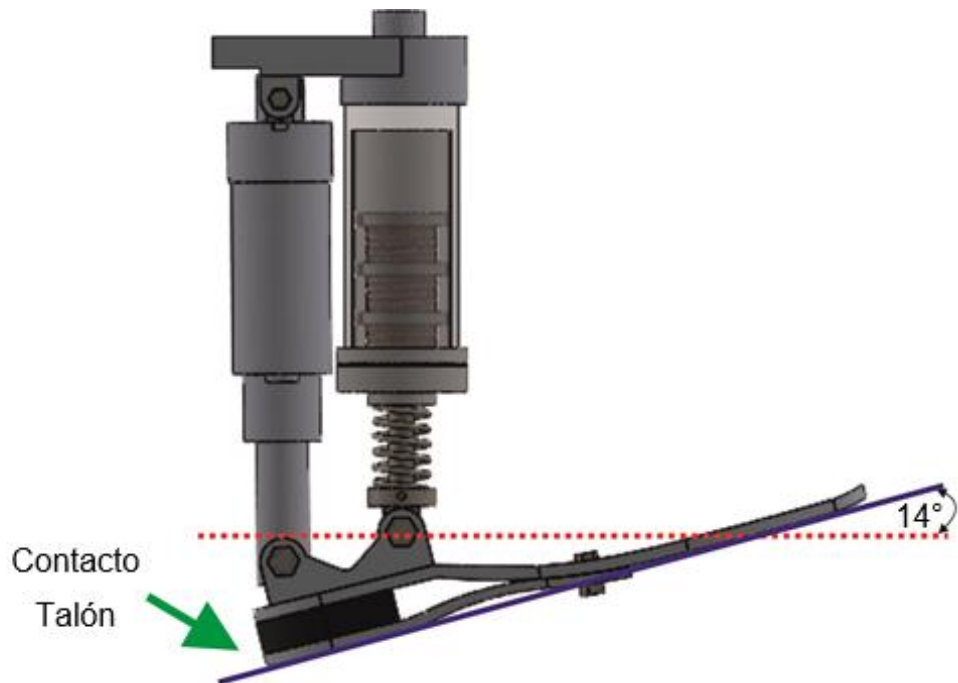


Figura 3.50 Amortiguamiento magnetoreológico

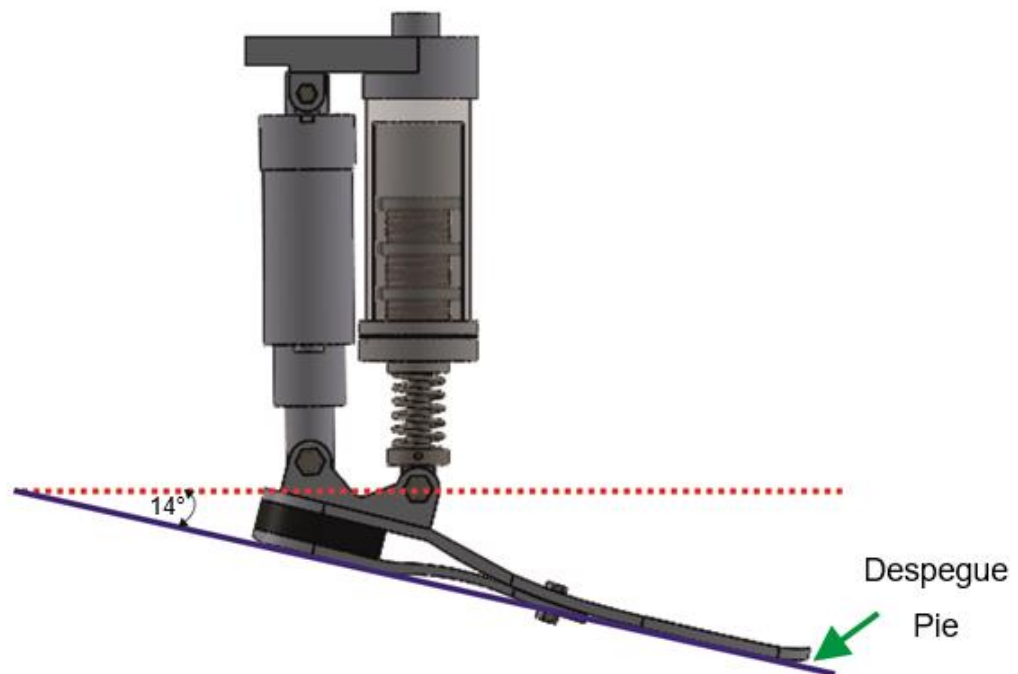


Figura 3.51 Impulsión eléctrica

3.6. Selección y equipamiento eléctrico

La prótesis de tobillo y pie es compacta, lo cual involucra un espacio limitado para sus componentes; en consecuencia, se los selecciona acorde a su funcionalidad, tamaño y peso, obteniendo un producto estético y ergonómico.

3.6.1. Controlador para el cilindro magnetoreológico

El cilindro magnetoreológico debe variar su fuerza de amortiguación dependiendo del peso que recae sobre este; por lo tanto, se requiere de un driver que sea capaz de variar su salida de voltaje mediante el empleo de una señal PWM.

Tabla 12
Comparativa de Drivers de motor

	L298N	TB6612FNG
Voltaje máximo de entrada	12-35 V	12-15 V
Capacidad	2-4 A	1.2-3 A
Canales	2	2
Entradas PWM	2	2
Dimensiones	44x42x25 mm	20x20x3 mm

Fuente: (Aprendiendo fácil electrónica, 2017)

Las características de los drivers expuestos presentan varias similitudes que son aceptables, sin embargo, el cilindro magnetoreológico requiere de 1 canal controlado por PWM, 12 voltios de polarización y una corriente pico máxima de 2 amperios, prácticamente ambas tarjetas pueden ser utilizadas, pero al tener un espacio limitado se opta por el driver TB6612FNG, cuyas dimensiones son muy reducidas y adecuadas para el prototipo protésico.

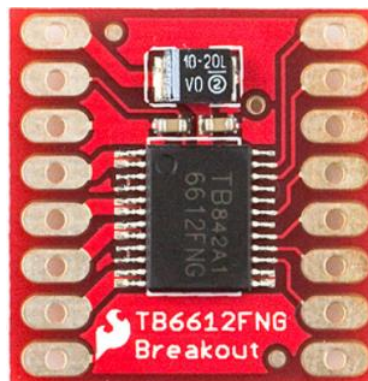


Figura 3.52 Driver TB6612FNG

Fuente: (SparkFun, 2017)

3.6.2. Tarjeta controladora

La tarjeta controladora debe contar con entradas analógicas y digitales para el respectivo ingreso de señales sensoriales y posteriormente brindar las distintas salidas de control. Además, debe poseer la opción de comunicación serial para monitorear la veracidad de los datos sensados.

Tabla 13
Comparativa de tarjetas controladoras

Controlador	Polarización	Tipos de comunicación	Dimensión	Corriente de salida	Costo
Arduino Nano	5 Vdc	USB, Serial.	18x45x7 mm	40 mA	\$ 18
Raspberry Pi Zero	5 Vdc	USB, Serial, HDMI	65x30x7 mm	22 mA	\$ 20

Las tarjetas analizadas cuentan con entradas y salidas idóneas para el control de los componentes electrónicos, requieren el mismo valor de alimentación de 5Vdc, cuentan con comunicación serial y su costo es similar. Se utiliza entonces la tarjeta Arduino Nano debido a su mayor entrega de corriente en las salidas necesarias para el control de los elementos, así como también por sus dimensiones, que se adaptan de una mejor forma a la estructura del prototipo.

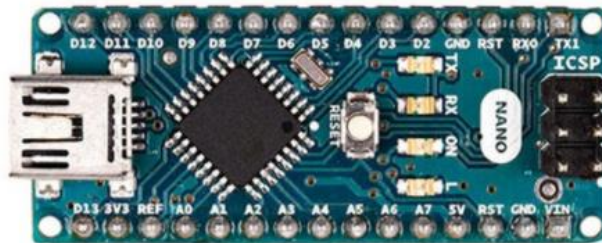


Figura 3.53 Controlador Arduino Nano

Fuente: (Arduino.cc, 2017)

Tabla 14
Especificaciones técnicas de Arduino Nano

Datos técnicos	
Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de operación	5 V
Frecuencia	16 MHz
I/O analógicas	8
I/O digitales	22
Salidas PWM	6
Consumo de energía	19 mA
Peso	0,007 kg

3.6.3. Sensor de fuerza

Para el control de la marcha se requiere un sensor capaz de captar la variación de fuerza presente en la parte frontal y posterior de la planta del pie, que permita a su vez la correcta generación de los algoritmos de control.

Tabla 15
Comparativa de sensores de fuerza

Sensor	Resistencia sin actuación	Rango de medición	Dimensiones	Costo
Resistivo FSR 402	$>1M\Omega$	1N – 100N	$\phi = 1.8 \text{ mm}$ Grosor= 1mm	\$ 12
Resistivo cuadrado	$>1M\Omega$	1N – 100N	44.4x38 mm Grosor=1mm	\$ 16
Celda de carga Uxcell	-	0 – 1000N	42x38x3 mm	\$ 15
Celda de carga Uxcell	-	0 – 500N	29x288 mm	\$ 7

Según los cálculos realizados en el Capítulo 3.1.3, la parte posterior de la prótesis (talón) soporta la mayor fuerza, por ende, se usa la celda de carga Uxcell de 1000N, debido a su capacidad y a su espesor aceptables para no afectar el equilibrio de la persona. Mientras que en la parte frontal se requiere de una carga menor, implicando el empleo del sensor resistivo FRS 402, por sus reducidas dimensiones, menor costo y las mismas características de medición que el sensor resistivo cuadrado.



Figura 3.54 Celda de carga Uxcell 1000N

Fuente: (Amazon.es, 2017)



Figura 3.55 Sensor resistivo FSR 402

Fuente: (Interlink Electronics, 2017)

3.6.4. Módulo amplificador

La celda de carga Uxcell consta de 4 hilos, por lo tanto, es necesario un módulo de conversión y amplificación de la señal para obtener el valor de la masa y adquirirla mediante una entrada proveniente de la tarjeta Arduino Nano.

Tabla 16
Comparativa de módulos amplificador

Sensor	Polarización	Ganancia de amplificación	Dimensiones	Costo
DIYmall Hx711	2.6 – 5.5 V	128 veces	35x20x5 mm	\$ 10
SparkFun Hx711	2.7 – 5 V	128 veces	35x20x5 mm	\$ 12

Las características de ambos módulos resultan ser similares, ya que cuentan con la misma ganancia de amplificación e igual dimensionamiento. Luego del respectivo análisis se utiliza el módulo DIYmall Hx711, debido a su rango de alimentación ligeramente superior.

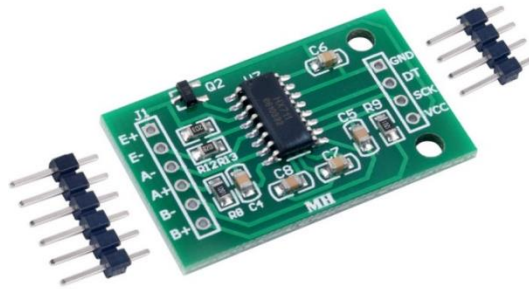


Figura 3.56 DIYmall Hx711

Fuente: (Arduinotronics, 2017)

3.6.5. Controlador del cilindro eléctrico

El cilindro seleccionado en el Capítulo 3.3.1, necesita de un control que le permita extender y retraer su émbolo. Para ello hay que tener en cuenta la potencia necesaria para controlar el actuador y la velocidad a la que se requiere que trabaje, en este caso la máxima de 12 mm/s (Llamas L., 2017)

Según (Llamas L., 2017), la manera correcta de realizar este control es usar relés en configuración similar a la de un puente H, pero por la potencia requerida en este tipo de actuadores, lo idóneo es usar relés de estado sólido, por su tiempo de conmutación más rápido, teniendo un mejor control de la

velocidad. Por lo tanto, luego del análisis ante los aspectos mencionados se opta por utilizar el kit MPC 0462 de interruptor y relé propio de este tipo de actuadores, teniendo un control óptimo en la velocidad y en la potencia necesarias para el prototipo.



Figura 3.57 Kit MPC 0462 de interruptor y relé

3.6.6. Batería

Este componente es de vital importancia ya que de él depende el tiempo de movilidad de la prótesis, por lo que es necesario realizar una evaluación de las características idóneas para un perfecto funcionamiento de todos los componentes que requieran alimentación eléctrica.

Tabla 17
Comparativa de baterías Lipo

	Turnigy Nano-tech	Zippy Compact	Dynam
Voltaje	3 celdas 11.1V	3 celdas 11.1V	3 celdas 11.1V
Capacidad	850mAh	1000 mAh	850 mAh
Descarga	25– 40 c	25 c	15 c
Peso	69 g	82 g	60 g
Dimensiones	60x22x30 mm	76x34x15 mm	74x25x20 mm

Después del respectivo análisis, se opta por la batería Turnigy Nano-Tech, debido a su factor de carga de 25c de forma constante y 40c de forma puntual, sus reducidas dimensiones y su capacidad de 850 mAh, necesaria para satisfacer los requerimientos del cilindro magnetoreológico expuestos en el Capítulo 3.2.6.



Figura 3.58 Batería Turnigy Nano-tech

Fuente: (HobbyKing, 2017)

3.6.7. Módulo bluetooth

Para observar las variables tanto de entrada como de salida se requiere enviar los datos del controlador Arduino a un computador, a fin de visualizarlos en un HMI (Interfaz Humano Máquina), para ello es necesario el uso de un módulo bluetooth con el cual se puede transmitir y recibir las variables de control a una determinada distancia, todo esto sin implicar la necesidad de cableado que dificulte la movilidad.



Figura 3.59 Módulo Bluetooth HC-05

Fuente: (Aprendiendo Arduino, 2017)

Tabla 18
Especificaciones técnicas del Bluetooth HC-05

Datos técnicos	
Modo	Maestro o Esclavo
Frecuencia	2.4 GHz
Potencia de emisión	< 4dBm Clase 2
Alcance	5m a 10m
Velocidad	2.1 Mbps
Seguridad	Autenticación y encriptación
Consumo de corriente	50 mA
Voltaje de alimentación	3.6 a 6 V
Dimensiones	0,017 x 0,04 m
Temperatura de operación	-20°C a 75°C

Fuente: (Electrónicos Caldas, 2017)

3.6.8. Acelerómetro MPU6050

El prototipo protésico requiere de un sensor que permita identificar la posición antes, durante y después de un determinado ciclo de marcha, con el objetivo de cumplir con la correcta emulación de los ángulos idóneos para el movimiento del pie y tobillo. En consecuencia, el módulo MPU6050 sirve como medio de adquisición rápida, entregando el valor y la dirección exacta de la inclinación que presenta el prototipo en un intervalo de tiempo, favoreciendo además a una calibración previa al inicio del ciclo de trabajo.

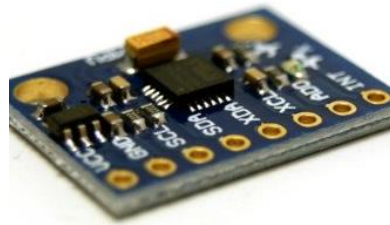


Figura 3.60 Módulo MPU6050

Fuente: (Hetpro, 2017)

Tabla 19

Especificaciones del módulo MPU6050

DATOS TÉCNICOS	
Salidas digitales	6
Sensibilidad del giroscopio	± 250 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 dps
Sensibilidad del acelerómetro	± 2 , ± 4 , ± 8 , ± 16 g
Interrupciones programables	
Voltaje de alimentación	2.37 a 3.46V
Tolerancia de aceleración máxima	10000 g

Fuente: (Hetpro, 2017)

CAPÍTULO IV

4. IMPLEMENTACIÓN MECATRÓNICA

4.1. Construcción mecánica

En particular el mecanismo de amortiguación resulta ser el de mayor impacto dentro del prototipo, entonces se inicia la construcción a partir de este, siendo necesario el uso de diferentes materiales, entre ellos se opta por un eje de duraluminio 7075 con dimensiones de 0,06 m de diámetro y 0,18 m de longitud con el propósito de manufacturar la camisa y la tapa del amortiguador.



Figura 4.1 Cilindrado externo e interno de la camisa



Figura 4.2 Ranurado de la camisa



Figura 4.3 Roscado con paso de un milímetro

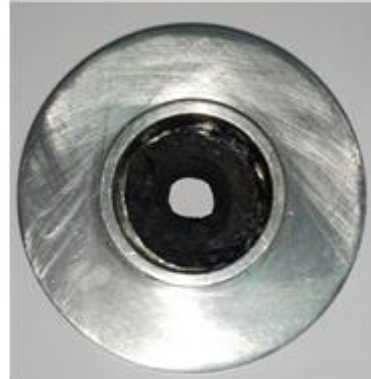
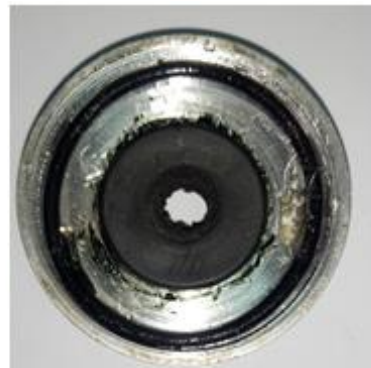


Figura 4.4 Camisa del amortiguador

Empleando el material restante se mecaniza la tapa, que presenta la peculiaridad de adaptarse a la camisa, para asegurar un cierre hermético en el amortiguador y evitar posibles fugas del fluido magnetoreológico. Esto indica que la mejor opción para lograr el cierre concuerda con una rosca interna en la tapa con un paso de un milímetro y una profundidad de cinco milímetros. A todo esto se implementa los correspondientes empaques de la siguiente manera:



Figura 4.5 Ranurado y corte tapa



Diseño

Construcción

Figura 4.6 Tapa y empaques del Amortiguador

De igual forma se procede con el pistón, que resulta ser crucial para el funcionamiento del amortiguador, implementando un eje de acero AISI 4340 con dimensiones de 0,04 m de diámetro y 0,15 m de longitud, cabe destacar que, debido a la complejidad de este componente se requiere mayor exactitud y precisión.



Figura 4.7 Cilindrado vástago y émbolos

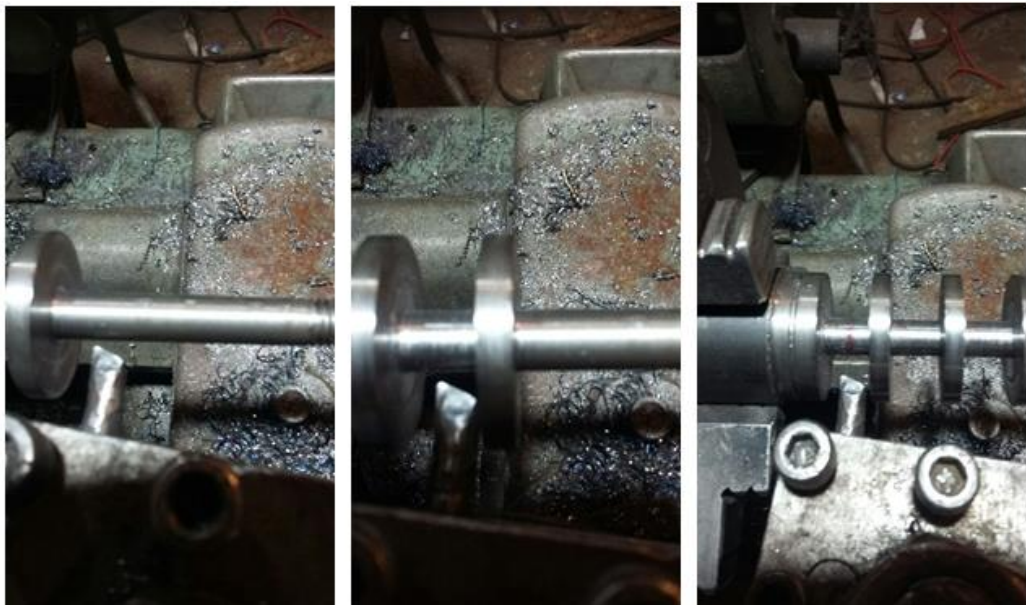


Figura 4.8 Ranurado y distribución émbolos



Figura 4.9 Taladrado interno del vástago



Figura 4.10 Taladrados externos vástago y émbolos



Figura 4.11 Pistón mecanizado

Para la construcción del anillo de soporte y del bocín, debido a la complejidad y a la exactitud que se requiere, se determina manufacturarlas mediante control numérico computarizado (CNC) en acero inoxidable AISI 304 y acero AISI 4340 respectivamente, de este modo, se obtiene los componentes finales del amortiguador magnetoreológico.

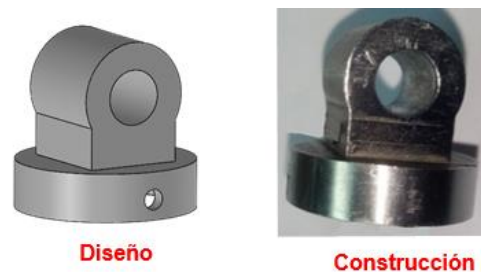


Figura 4.12 Mecanización CNC anillo de soporte



Figura 4.13 Mecanización CNC bocín

Seguidamente se construye el sistema de inducción magnética a partir de los dos pistones mecanizados, para ello, es necesario bobinar en forma de solenoide cada uno de los núcleos acorde a lo planteado, involucrando el uso del alambre AWG 22. Además, se decide sellar cada una de las bobinas a través de varias capas de vidrio líquido, manteniendo intacta la consistencia de las mismas ante la presencia del fluido MRF-140CG.

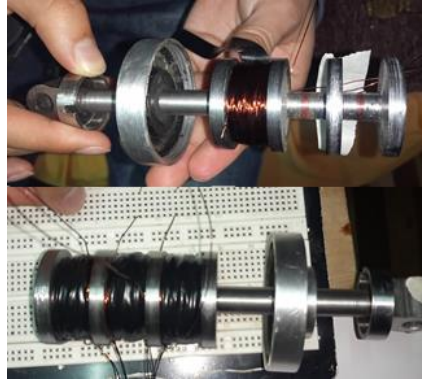


Figura 4.14 Bobinado del pistón principal (Diseño)



Figura 4.15 Sistema de inducción magnética (Pistón principal)

Finalmente se puede ensamblar el sistema de amortiguación magnetoreológico, recalcando que se emplea cada uno de los inductores expuestos, a fin de poder argumentar y validar el diseño propuesto, para ello se deposita el bocín en la camisa del amortiguador junto con el fluido MRF-140CG de LORD, seguido del montaje del sistema de inducción, para terminar con el sellado hermético mediante la tapa, el resorte y el anillo de soporte.



Figura 4.16 Ensamblaje del sistema de amortiguación



Figura 4.17 Amortiguador magnetoreológico

En cuanto a los componentes que conforman la planta del pie y el acople superior se los mecaniza mediante control numérico computarizado (CNC), debido a la geometría compleja de estos componentes, involucrando como materia prima al duraluminio 7075, el resultado de la presente manufacturación se lo puede apreciar en las Figuras 4.18 y 4.19.



Figura 4.18 Mecanización CNC planta pie



Figura 4.19 Mecanización CNC acople superior

Desde la perspectiva del Capítulo 3.5 todos los componentes mecanizados se los adapta de manera precisa y acorde al diseño establecido (Figura 4.20).



Figura 4.20 Prototipo de prótesis de tobillo - pie



Figura 4.21 Prótesis con relación al ser humano

4.2. Fabricación de la PCB

Una vez seleccionado todos los componentes de la prótesis se procede a realizar la PCB mediante un software de simulación de circuitos, tomando en cuenta que debe ser lo más compacta posible, debido a las limitaciones en el área de trabajo.

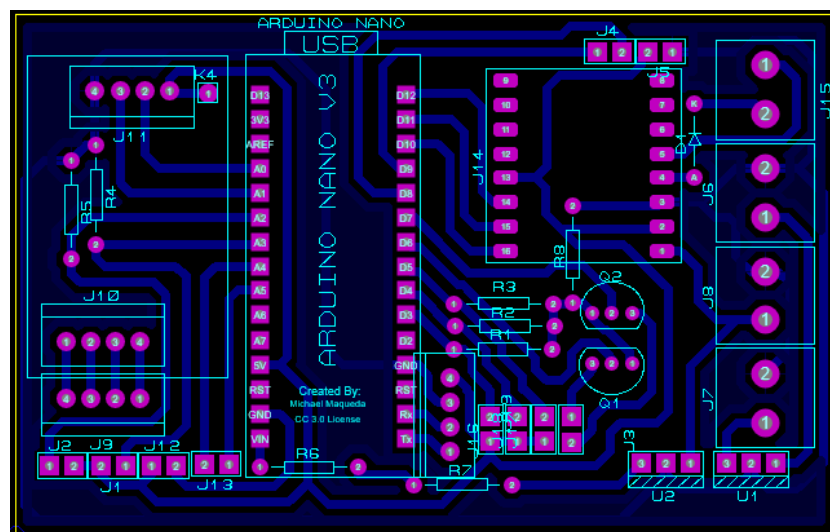


Figura 4.22 PCB en software de simulación

Finalizado el diseño se obtiene una placa de 89 mm de largo y 60 mm de ancho, procediendo a la fabricación de la misma y posteriormente a la soldadura de todos los componentes con los que se cuenta.



Figura 4.23 PCB completa

4.3. Diagrama de conexiones del sistema electrónico

El diagrama sintetizado de las conexiones presentes entre cada uno de los dispositivos que conforman el prototipo de prótesis se muestra en la Figura 4.33 no obstante, para una conexión detallada del sistema de control ver el Anexo B-1.

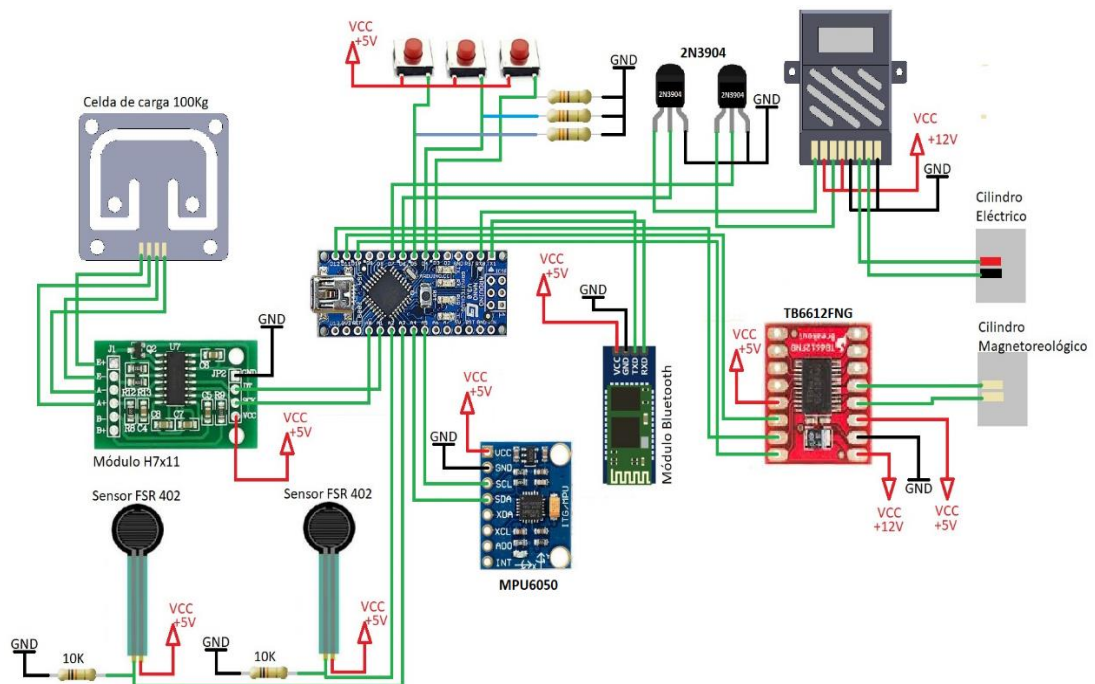


Figura 4.24 Conexiones eléctricas

4.4. Implementación electrónica

Ante el diseño mecánico establecido se decide que los sensores resistivos FSR 402 sean ubicados uno en la parte delantera y otro en la parte posterior de las piezas que componen la planta de la prótesis. Mientras que la galga Uxcell de 1000N se la implementa en medio del ensamblaje de la planta total.



Figura 4.25 PCB Implementación de sensores FSR 402

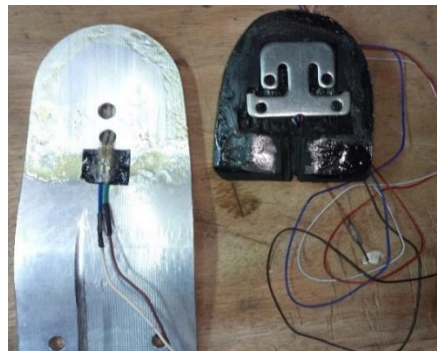


Figura 4.26 Posicionamiento de la galga Uxcell

Posicionado los sensores se traslada los cables de conexión a la parte superior de la planta del prototipo, a fin de lograr un mejor rendimiento ante las conexiones existentes en la placa de control total.



Figura 4.27 Ubicación del cableado de los sensores y ensamblaje

Los pulsadores y el acelerómetro MPU6050 se colocan en la parte superior del prototipo, con el objetivo de poseer la opción de calibración en la altura del cilindro eléctrico y además tener una referencia horizontal del posicionamiento de la prótesis en general. El primer pulsador selecciona el modo de funcionamiento automático o de calibración, mientras que los dos restantes permiten extender y contraer el cilindro eléctrico (ver Anexo F-1).



Figura 4.28 Acelerómetro y pulsadores

El controlador del cilindro eléctrico y la placa de control se colocan en la parte lateral derecha e izquierda respectivamente, mientras que el módulo bluetooth HC-05 en la parte posterior.



Figura 4.29 Ubicación del controlador del cilindro eléctrico



Figura 4.30 Ubicación de la placa de control

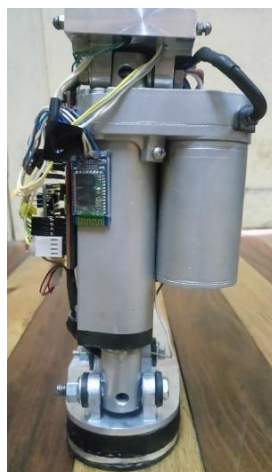


Figura 4.31 Ubicación del módulo Bluetooth HC-05



Figura 4.32 Ubicación de la carcasa impresa en 3D

4.5. Algoritmo de control

Ensamblada la estructura electrónica, se procede a realizar la implementación del sistema de control mediante la programación en el software de Arduino, para lograr que la prótesis realice los movimientos correctos acordes con la marcha normal de una persona (ver Anexo D-1).

El software necesario para la programación es Arduino IDE 1.8.2, mediante este se desarrolla todos los algoritmos de control para los componentes del sistema electrónico. La toma de datos de los sensores de carga y el control de los cilindros: eléctrico y magnetoreológico.

Tabla 20

Distribución de pines analógicos y digitales del Arduino Nano

Pines del Arduino	Función
A0	Dout módulo Hx711
A1	CLK módulo Hx711
A2	Entrada sensor resistivo 1 (Parte trasera planta)
A3	Entrada sensor resistivo 2 (Parte delantera planta)
A4	SDA módulo I2C
A5	SCL módulo I2C
A6	Entrada del estado de la batería 1
A7	Entrada del estado de la batería 2
D2	Pulsador de selección de modo de trabajo
D3	Pulsador de bajada manual del cilindro eléctrico
D4	Pulsador de subida manual del cilindro eléctrico
D5	Pulsador de control de iluminación de la LCD
D6	Salida de la señal de control de bajada del cilindro eléctrico
D7	Salida de la señal de control de subida del cilindro eléctrico
D9	Pin de activación de la alarma
D10	Salida de control PWM para el control del cilindro magnetoreológico mediante el driver TB6612FNG.

4.6. Descripción del interfaz humano máquina (HMI)

La recepción de datos en el computador se realiza mediante el software Labview, donde se emplea el puerto serial para obtener los datos enviados por el Arduino Nano mediante el módulo Bluetooth HC-05.

Los datos recibidos en el computador son: El peso que está soportando la prótesis, el PWM que se envía al módulo TB6612FNG para suministrar la corriente al cilindro magnetoreológico y el ángulo del acelerómetro MPU6050.

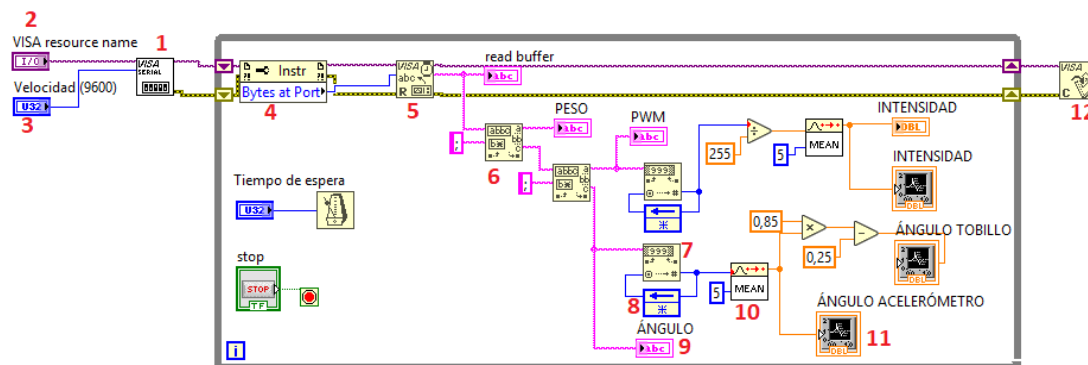


Figura 4.33 Programación en diagrama de bloques

Tabla 21

Descripción de los elementos del diagrama de bloques

Elemento	Descripción	
1	Configure Serial Port	Inicializa el puerto Serial
2	Visa Resource Name	Permite seleccionar el puerto serial
3	Velocidad	Permite seleccionar la velocidad de transmisión
4	Property Node	Obtiene lecturas y establece propiedades de una referencia.
5	Visa Read Function	Lee un número específico de bytes y devuelve los datos en el búfer de lectura.
6	Match Pattern Function	Busca una expresión en la cadena, si encuentra una coincidencia la divide en 3 subcadenas.
7	String to Number Function	Convierte la cadena de caracteres en un número.
8	Feedback Node	Usa el valor que se conecta en el terminal del inicializador como valor inicial para la ejecución del primer diagrama de bloques del ciclo.
9	Indicador	Muestra el valor de cada una de las variables.
10	Mean PtByPt VI	Calcula el promedio del conjunto de valores de entrada especificados por la longitud de la muestra.
11	Waveform Chart	Grafica cada una de las variables especificadas.
12	Visa Close Function	Cierra el puerto serial.

La trama que se recibe por el puerto serial debe ser separada y convertida a datos numéricos para realizar las operaciones necesarias y conocer el valor de la intensidad de corriente, el ángulo que se está formando en el tobillo y posteriormente graficar cada una de las variables.

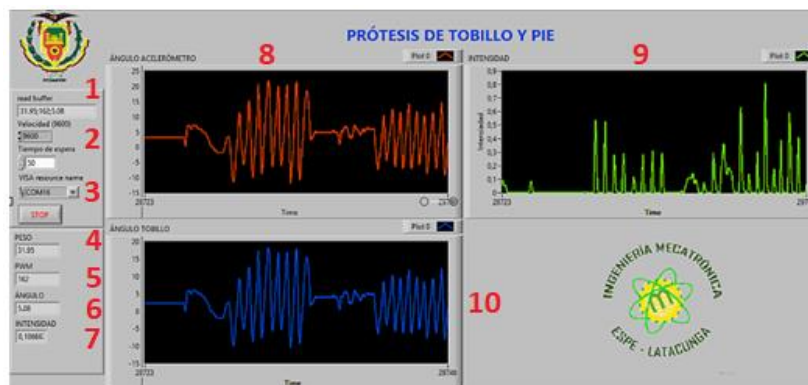


Figura 4.34 Panel frontal del HMI

Tabla 22

Descripción de los elementos del panel frontal del HMI

Descripción	
1	Indicador de la trama recibida por el puerto serial.
2	Selector de la velocidad de transmisión, en este caso 9600 Baudios.
3	Selector de puerto COM a utilizar.
4	Indicador del valor de peso que está soportando la prótesis.
5	Indicador del valor de PWM que se envía al módulo TB6612FNG.
6	Indicador del ángulo de posición mediante el acelerómetro MPU6050.
7	Indicador del valor de intensidad de corriente que se está suministrando al cilindro magnetoreológico.
8	Gráfica del ángulo del acelerómetro.
9	Gráfica del valor de intensidad de corriente.
10	Gráfica del ángulo que forma en tobillo al momento de la marcha.

CAPITULO V

5. PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1. Pruebas del sistema de inducción magnética

Una vez finalizada la implementación mecatrónica del proyecto en cuestión, se procede a realizar las pruebas pertinentes a fin de validar el correcto desempeño del prototipo protésico, para ello, es indispensable corroborar los resultados obtenidos a partir del sistema de inducción magnética, pues este se constituye en el principal factor para la obtención de la máxima fuerza controlable en el actuador magnetoreológico.

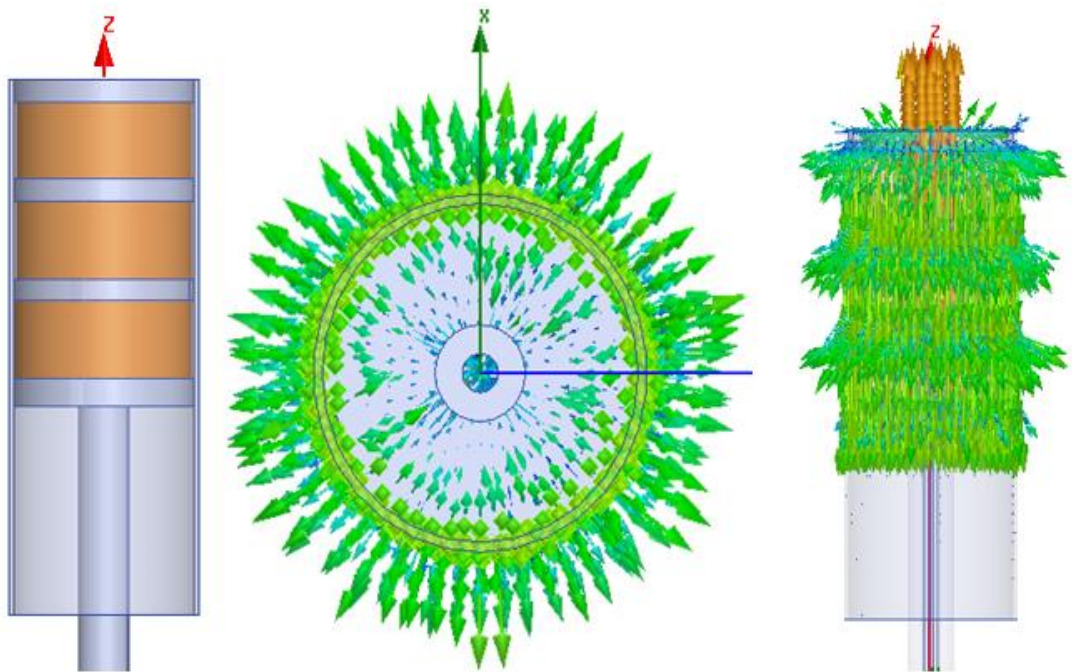


Figura 5.1 Distribución de campos magnéticos

Como se puede verificar en la Figura 5.1 el campo producido por los solenoides distribuidos equidistantemente en el émbolo del pistón, tienden a generar un campo magnético perpendicular a la dirección del fluido, observándose que su mayor intensidad se profundiza en su interior. Sin embargo, el campo magnético generado a la periferia de cada una de las bobinas se encuentra cercado al valor requerido de acuerdo al Capítulo 3.2.6.

En términos generales se ha optado por tomar como referencia uno de los valores más bajos dados por la simulación, a razón de que al exterior de cada una de las bobinas, la pérdida de campo tiende a ser muy significativa teniéndose como resultado un aproximado de 0,109 teslas (Figura 5.2).

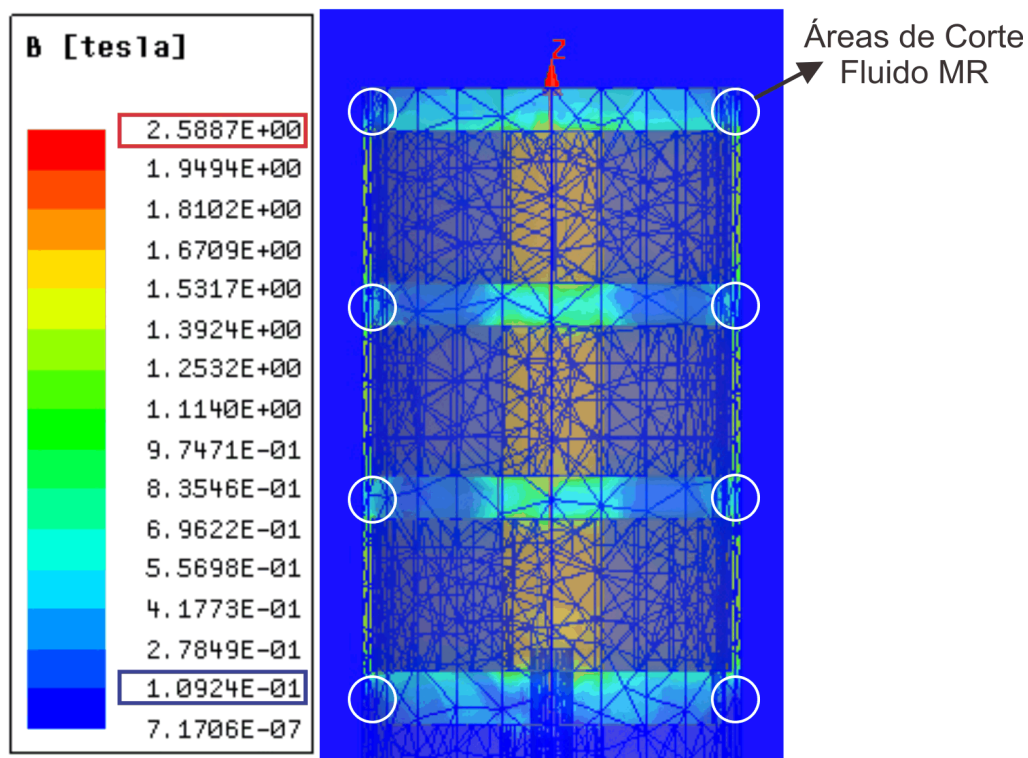


Figura 5.2 Simulación de la inducción magnética

Desde el punto de vista experimental a través del medidor Xplorer GLX conjuntamente con el sensor de campo magnético PASPORT se mide las líneas de campo directamente colocando la punta de la sonda en la ubicación externa de cada émbolo, obteniendo así, una medición precisa y real de la fuerza de inducción (Figura 5.3).



Continua →

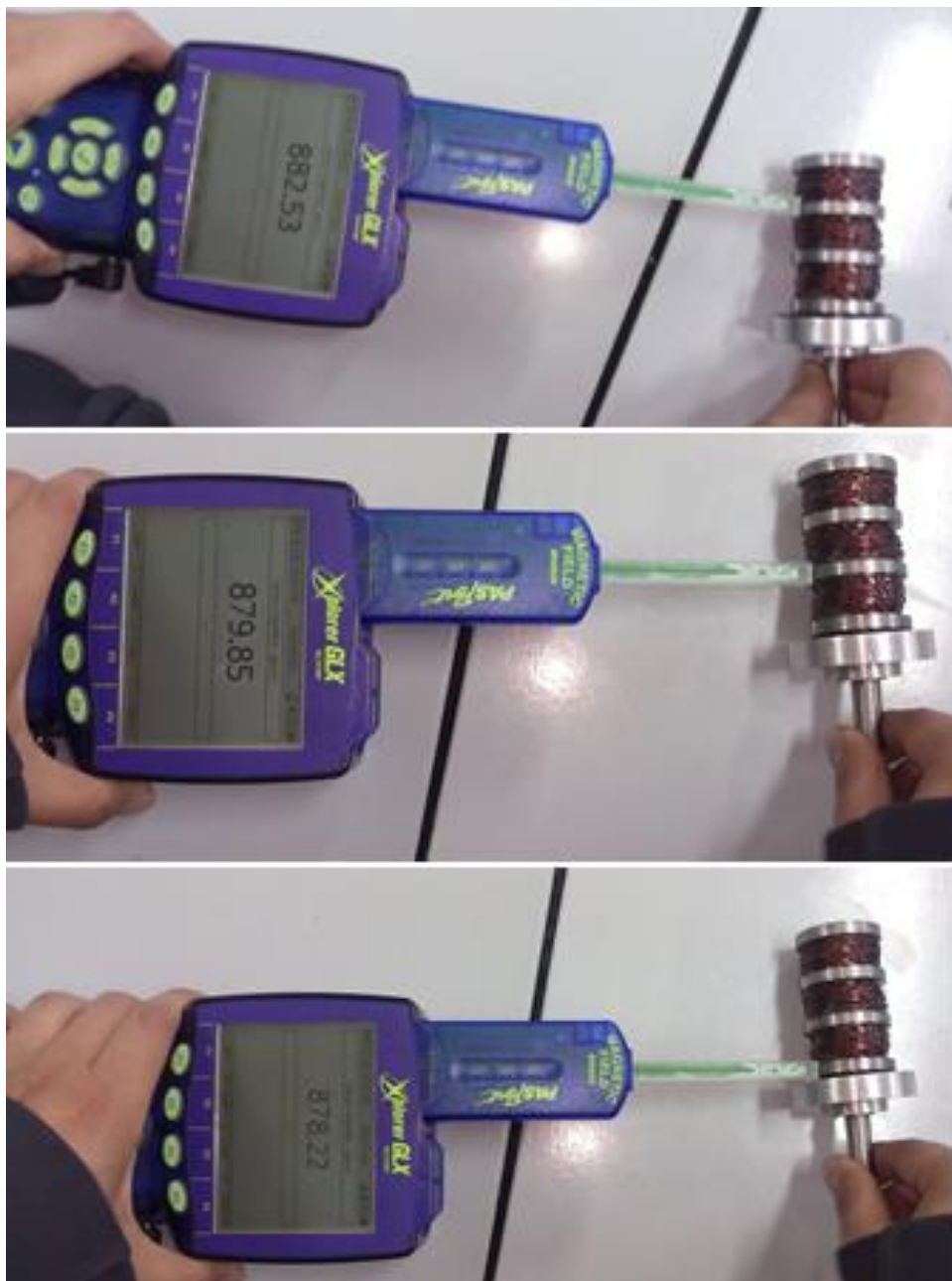


Figura 5.3 Inducción experimental

Tabla 23

Comparativa del sistema de inducción magnética

Componente	Campo Calculado	Campo Simulado	Campo Experimental
Émbolo Superior	0,102 T	0,109 T	0,0924 T
Émbolo Medio 1	0,102 T	0,109 T	0,0882 T
Émbolo Medio 2	0,102 T	0,109 T	0,0879 T
Émbolo Inferior	0,102 T	0,109 T	0,0878 T

Cabe destacar que al emplear el bocín dentro del actuador se aísla en gran medida el sistema de inducción magnética, logrando que las pérdidas de campo hacia el exterior del amortiguador magnetorreológico sean muy insignificantes (Figura 5.4).



Figura 5.4 Medición campo magnético ante bocín

5.2. Pruebas del actuador magnetorreológico

Para comprobar cuanta fuerza es capaz de soportar el dispositivo MR es necesario realizar un ensayo de amortiguadores, que permita obtener resultados gráficos y numéricos correspondientes a las fuerzas de compresión y extensión bajo la variación de condiciones dinámicas preestablecidas, como es el caso del cambio en el rango de corriente suministrada al sistema de inducción magnética.



Figura 5.5 Banco Dyno-Shock 11

Fuente: CFPMC del H.G.P Tungurahua

Posteriormente para validar lo expuesto fue necesario el Laboratorio de Pruebas de Sistemas Automotrices del CFPMC del H.G.P Tungurahua (ver Anexo E-1) involucrando el uso del Banco Dyno-Shock 11, que presenta una fuerza controlada entre 0 N a 5000 N siendo idóneo para el fin deseado.

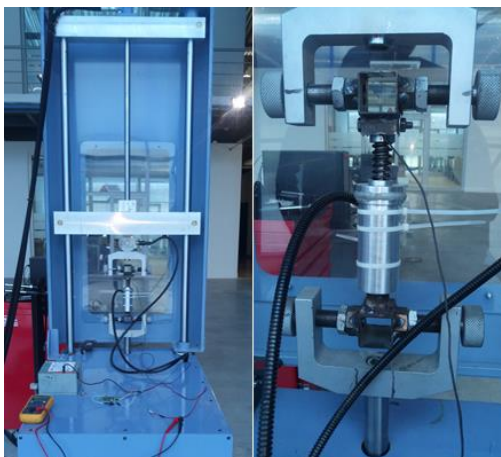


Figura 5.6 Ubicación del Amortiguador MR

A través de este sistema automatizado se buscó identificar la fuerza máxima controlable para tres diferentes rangos de corriente, correspondientes a 0 A; 0,5 A y 0,8 A respectivamente. Los resultados obtenidos se los sintetiza mediante las Figuras 5.7 y 5.8, en donde se expone las variaciones de fuerza, desplazamiento y velocidad.

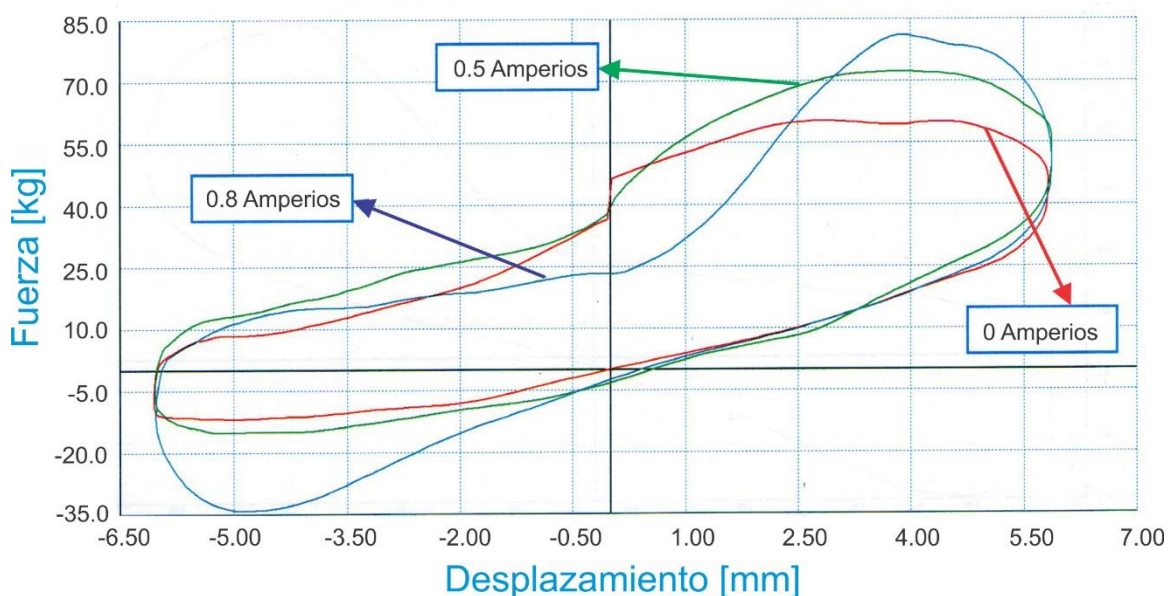


Figura 5.7 Ensayo Fuerza - Desplazamiento

Tabla 24
Resultados del ensayo (Fuerza - Desplazamiento)

Corriente	Fuerza de Compresión	Fuerza de Extensión
0 Amperios	61,05 Kg	12,21 Kg
0,5 Amperios	72,45 Kg	15,87 Kg
0,8 Amperios	83,44 Kg	34,6 Kg

De la Figura 5.7 es inevitable observar el amortiguamiento por parte del fluido magnetoreológico, considerando que el presente ensayo corresponde a una prueba con un rango de carga entre 61,05 kg a 83,44 Kg (Tabla 5.2), en donde debido a la consistencia única y a la gran viscosidad propia del fluido 140-CG, el actuador tiende a requerir una fuerza tangible para poder visualizar un desplazamiento acorde a un movimiento armónico (Capítulo 3.2.3), por lo tanto, se tiende a incrementar la carga para lograr un aumento en el desplazamiento extensivo del vástago y de igual manera para su respectiva compresión, a todo esto se suma el hecho de que al existir paso de corriente en el émbolo y al manipularlo constantemente durante los diferentes ensayos, la temperatura de la camisa incrementa hasta un máximo de 27,1°C; dado que la energía mecánica se convierte ahora en energía térmica (ver Anexo E-1).

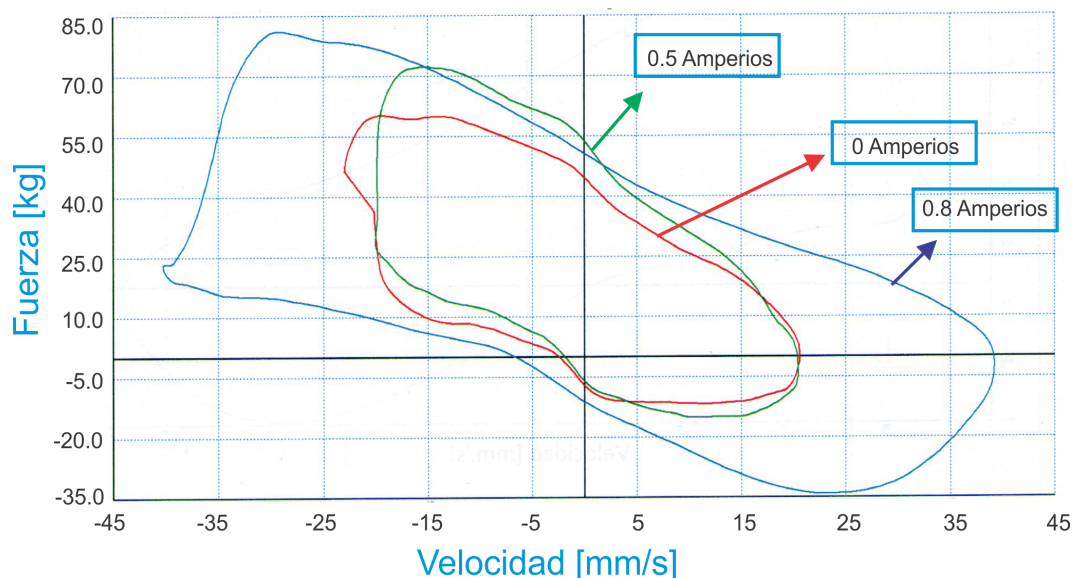


Figura 5.8 Ensayo Fuerza - Velocidad

Tabla 25
Resultados del ensayo (Fuerza - Velocidad)

Corriente	Fuerza de Compresión	Velocidad
0 Amperios	61,05 Kg	20,14 mm/s
0,5 Amperios	72,45 Kg	19,77 mm/s
0,8 Amperios	83,44 Kg	39,56 mm/s
Corriente	Fuerza de Extensión	Velocidad
0 Amperios	12,21 Kg	20,63 mm/s
0,5 Amperios	15,87 Kg	20,51 mm/s
0,8 Amperios	34,6 Kg	39,28 mm/s

Argumentado la Figura 5.8 se comprobó que la velocidad del actuador MR tanto en extensión como en compresión tiende a incrementar o disminuir en relación a la carga (Tabla 5.3), comprobando así la celeridad del dispositivo durante un intervalo de tiempo. Dentro del análisis para cumplir con la velocidad requerida de 30 mm/s (Capítulo 3.2.3) es necesario optar por la máxima corriente suministrada al sistema, en este caso congruente con 0,8 amperios, resultando una fuerza de compresión aproximada de 81 kg, se emplea esta fuerza a razón de que el actuador en este estado logra simular la acción de impacto por parte del talón durante el ciclo de marcha.

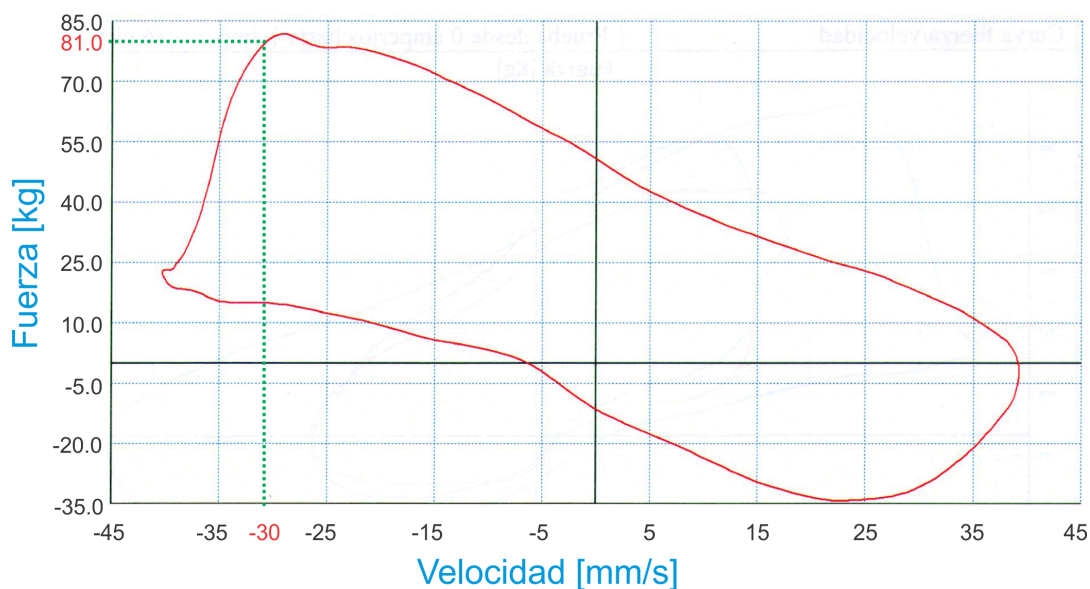


Figura 5.9 Ensayo a 0,8 Amperios

Cabe destacar que, la fuerza de compresión resulta ser mucho mayor que la de extensión, debido a que, durante los diferentes ensayos, el sistema de amortiguamiento fue probado de manera total, es decir, acoplado el resorte para el regreso de la camisa (Figura 5.6). Sin embargo, se puede observar

que la máxima fuerza controlable que el actuador magnetoreológico puede generar de acuerdo a la Tabla 5.2 es equivalente a 22,39 Kg.

Para finalizar con lo propuesto, se valida el diseño del actuador a través de la identificación de la fuerza de resistencia total que el dispositivo suministra, sí se conoce que el amortiguador soporta 41 kg en estado pasivo y presenta una fuerza controlable de 22,39 kg, entonces se tiene una fuerza de 621,22N dato superior al valor estimado de la fuerza de resistencia total máxima perteneciente al (Capítulo 3.2.3) que es congruente con 559 N.

5.3. Pruebas de funcionamiento del prototipo

Para realizar las pruebas de funcionamiento de la prótesis en sus diferentes aspectos, se realizó un muñón de yeso a nivel de la rodilla para poder generar el movimiento oscilatorio de la pierna, como consecuencia se obtiene que las cargas que soportan el pie y el tobillo sean lo más veraces posibles.



Figura 5.10 Acoplamiento prótesis - muñón

En particular se optó por utilizar el software libre Kinovea 0.8.25, cuyas herramientas de análisis de movimiento en videos nos permite conocer las trayectorias, velocidades, aceleraciones, posturas y amortiguaciones del cuerpo humano, en este caso, enfocado a la comprobación de las variables existentes durante la marcha.

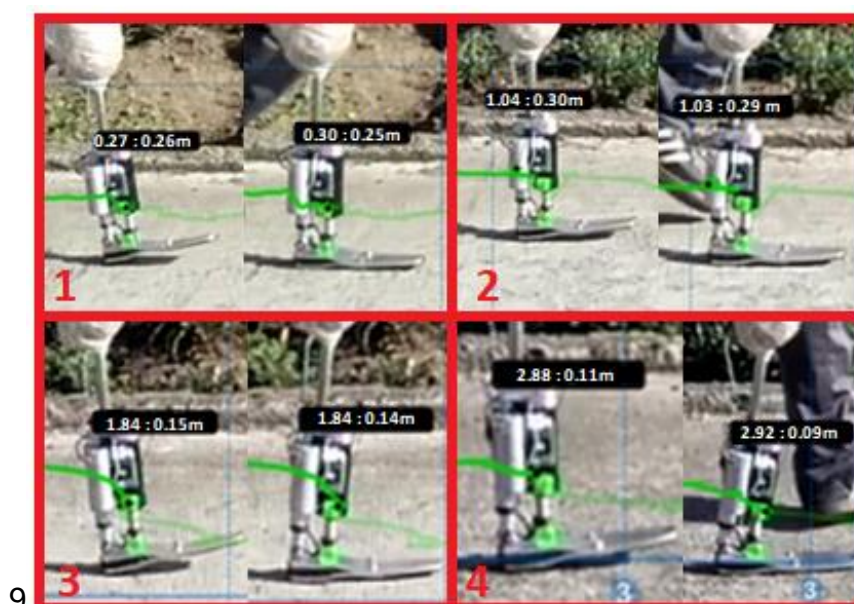
5.3.1. Pruebas de amortiguamiento

Un aspecto prioritario de la prótesis es la absorción de impactos a fin de minimizar el daño causado a otras partes del cuerpo durante la caminata, siendo necesario analizar el amortiguamiento que realiza el cilindro magnetoreológico. En este sentido se estableció un espacio de trabajo de 5 metros en el cuál se cumplen 6 ciclos de marcha completos o 12 pasos y se consideró como punto de referencia al tobillo.

El tiempo en el que se cumple la distancia de recorrido es de 8,14 segundos, con lo cual podemos determinar la velocidad de movimiento, en este caso 90 pasos por minuto que está muy cerca del promedio de velocidad de 100 a 115 ppm expuesto en el Capítulo 2.5.



Figura 5.11 Trayectoria del punto de amortiguación



Continua →

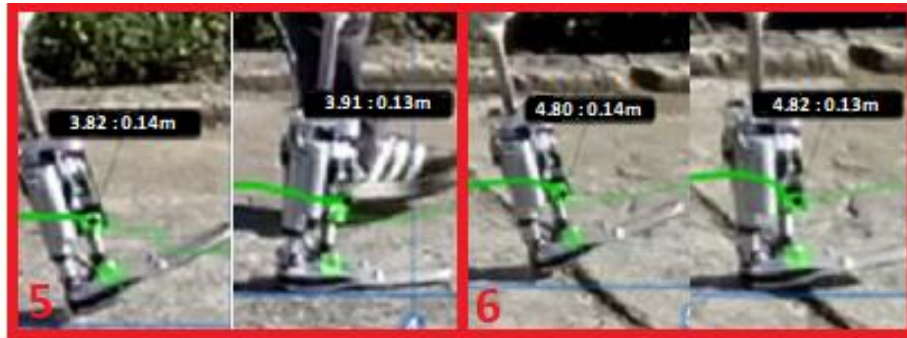


Figura 5.12 Valores de amortiguación en cada ciclo de marcha

En la Figura 5.12 se muestran los valores de amortiguación de la prótesis en cada ciclo de marcha respecto a la distancia del origen donde se producen, teniendo como promedio una longitud de zancada equivalente a 0,91 metros, que es menor al promedio de 1,50 metros pero que fácilmente puede incrementar de acuerdo a las necesidades y a la maniobrabilidad del paciente que use el prototipo protésico.



Figura 5.13 Gráfica de amortiguación

En la Figura 5.13 se puede observar los valores de desplazamiento del cilindro magnetoreológico en el eje vertical de la prótesis, obteniéndose una amortiguación que oscila entre 0 y 0,02 metros. Los picos mostrados en la gráfica muestran el tiempo y el valor de amortiguación máxima por cada ciclo, y su variación se debe a que la corriente que se suministra al cilindro es directamente proporcional al peso que recae en la prótesis, lográndose visualizar que la biomecánica del cuerpo humano resulta ser muy compleja dependiendo del entorno en que se desarrolla.

Dentro del análisis, el valor máximo de amortiguación durante la prueba se encuentra dentro del rango permisible según los cálculos realizados en el Capítulo 3.2.3, obteniéndose un resultado positivo y fiable, a razón de que el prototipo cumple satisfactoriamente con las especificaciones de diseño.

5.3.2. Pruebas de sensores y ángulo del tobillo

Una vez comprobada la amortiguación se procede a verificar los ángulos que forma la prótesis, con el objetivo de validar el estándar natural del ciclo de marcha que genera una persona, esto se realiza mediante los resultados adquiridos en el HMI y en el programa Kinovea.

En las Figuras 5.14 y 5.15 se muestran las gráficas del acelerómetro y del tobillo mostradas en el panel frontal del HMI, donde se puede observar la variación de los ángulos durante la marcha, cabe destacar que el signo negativo denota el movimiento de dorsiflexión del pie, mientras que el positivo el de flexión planar.



Figura 5.14 Ángulo de lectura del acelerómetro MPU-6050

El ángulo del tobillo se evaluó partiendo del ángulo medido por el acelerómetro MPU-6050 y mediante la adquisición de datos experimentales con el software Kinovea. De esta forma, se cuenta con una visualización real en el HMI del ángulo producido durante una caminata dada.

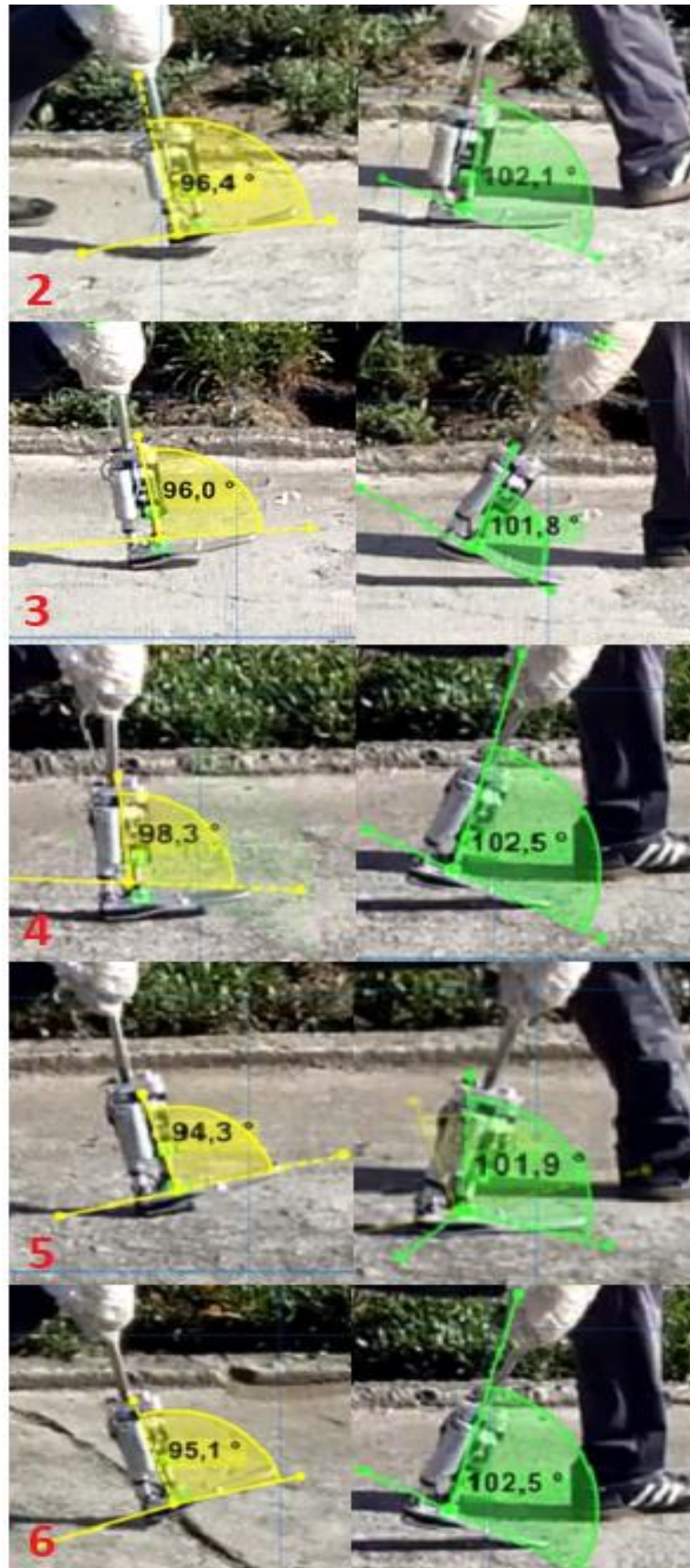


Figura 5.16 Ángulo experimentales del tobillo

Tabla 27

Comparativa de ángulos de adquisición y experimentales

Ciclo	Contacto de talón		Despegue del pie	
	Sensor	Kinovea	Sensor	Kinovea
1	-7.5°	-8.3	12	11.6
2	-7.5°	-6.4	13.5	12.1
3	-7°	-6	12.5	11.8
4	-9	-8.3	13	12.5
5	-5°	-4.3	13.5	11.9
6	-6.5°	-5.1	13	12.5

Una vez comparados los datos obtenidos por el acelerómetro y el software Kinovea, se infiere que existe un pequeño margen de error entre ambas mediciones, llegando a tener un promedio de fallo de 0,8 grados, valor que es insignificante, tomando en cuenta que en todos los ciclos dados en la caminata, la prótesis funciona dentro del rango de movimiento mostrado en la Figura 2.19 perteneciente al Capítulo 2.5, donde se puede observar que el ángulo varía de -15° a 15° según la acción de dorsiflexión o flexión planar. Además, hay que considerar que el muñón fabricado no permite un movimiento real de la rodilla, esto indica que al contar con esta opción se incrementarían los parámetros adquiridos mediante esta prueba.

5.3.3. Pruebas de velocidad y aceleración

Dos de los aspectos más importantes dentro de la marcha corresponden a la velocidad y a la aceleración efectuadas durante el movimiento y gracias al uso del software Kinovea se detalla los valores de medición en cada instante de tiempo.

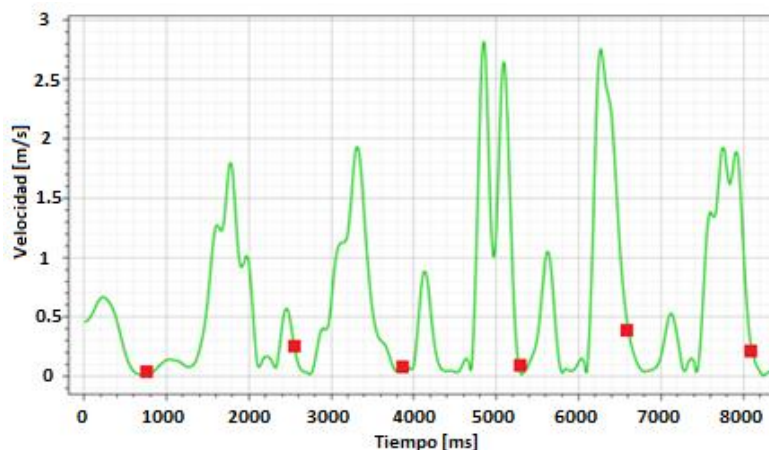


Figura 5.17 Gráfica de velocidad del pie protésico

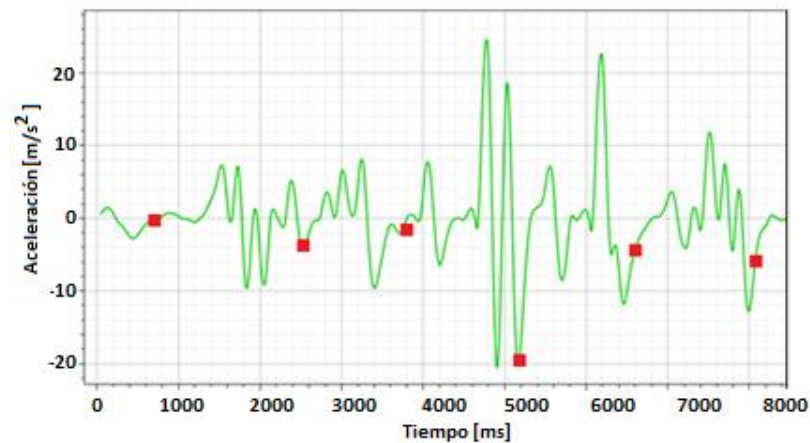


Figura 5.18 Gráfica de aceleración del pie protésico

La discrepancia en la gráfica de velocidad se debe a la caminata no uniforme que se realiza en la prueba, ya que la prótesis reacciona de acuerdo a los movimientos de la zona transtibial, por lo tanto, la velocidad dependerá directamente del individuo, en este caso, la velocidad máxima alcanzada es de 2,8 m/s y toma lugar en el intervalo de 4,8 segundos, exactamente durante el cambio entre el tercero y cuarto ciclo de la marcha. Además, la aceleración es directamente proporcional a la velocidad, por lo que su máximo valor se da en el mismo instante de tiempo alcanzando un equivalente de 24,5 m/s².

Es esencial que los puntos críticos donde se analiza la velocidad y la aceleración sean referenciados desde donde se produce la amortiguación, puesto que el actuador magnetoreológico tiende a frenar la inercia corporal producida durante el contacto inicial del talón con el suelo, siendo idóneo el análisis en este sentido.



Figura 5.19 Valor de intensidad de corriente

El HMI mostrado en la Figura 5.19 entrega los valores de intensidad en cada uno de los puntos de amortiguación, siendo el máximo de 0,33 amperios, a razón de que no se supera el peso para el cual el prototipo fue diseñado, ratificando de esta forma que, en los picos de corriente se debe conocer los valores de velocidad y aceleración.

Así en las Figuras 5.17 y 5.18 se pueden observar los puntos de amortiguación marcados de color rojo, en la gráfica de velocidad se observa claramente la disminución del valor cuando la prótesis entra en contacto con el suelo, mientras que en la segunda es obvio el correcto funcionamiento del pie protésico, debido a que la desaceleración vigente en los puntos críticos es favorable al diseño de absorción de impactos.

5.4. Pruebas del mecanismo protésico

Para un mejor análisis del funcionamiento de la prótesis se debe tener en cuenta los movimientos de la cadera y la rodilla, por ende, se muestran los valores en la fase del contacto inicial del talón, en la máxima absorción y en la propulsión durante el respectivo ciclo de marcha.

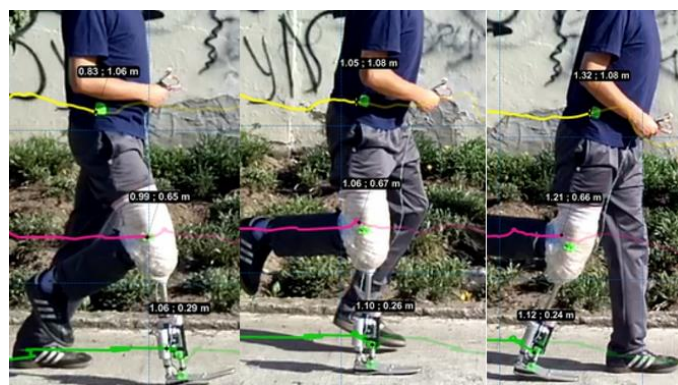


Figura 5.20 Posición de cadera, rodilla y tobillo

Ante los resultados expuestos en la Figura 5.20 se comprueba que la prótesis cumple con éxito las fases anteriormente mencionadas, ya que en la primera el actuador eléctrico se posiciona de tal forma que en el primer contacto con el suelo lo realiza únicamente el talón de la prótesis, mientras que cuando se recibe la carga máxima, el cilindro magnetoreológico absorbe el impacto, reduciendo las afectaciones en el cuerpo, para finalmente en la fase de propulsión, el actuador eléctrico retorna a dar el impulso necesario para completar el siguiente paso.

CAPITULO VI

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

- La incorporación de fluidos magnetoreológicos en el prototipo permitió obtener una mejora en la funcionalidad del pie y una reducción de costos significativa en relación con las prótesis existentes en el mercado, tomándose como características más notables su respuesta rápida, su interfaz simple entre la entrada de energía eléctrica y su potencia mecánica de salida, así como también su controlabilidad e integración en el sistema protésico.
- El mecanismo imita satisfactoriamente la acción de locomoción durante un ciclo de marcha, dado que al hacer contacto el talón con el suelo, el centro de masa del cuerpo desciende y el tobillo tiende a desacelerarlo, acción que está representada por el sistema magnetoreológico.
- Durante las pruebas de marcha incorporado el uso del muñón, el sistema fue capaz de imitar el ángulo y los patrones de torque del tobillo humano, para una velocidad de zancada de hasta 2,8 m/s, en donde la potencia necesaria para el empuje del tobillo fue lograda gracias al uso del actuador lineal Heavy Duty.
- El empleo del amortiguador magnetoreológico en la prótesis de tobillo pie resulta ser adecuado, puesto que el mismo tiende a frenar la inercia corporal producida durante el contacto inicial del talón con el suelo, es decir el prototipo cumple eficazmente con la acción de amortiguación y absorción del impacto.
- El prototipo de prótesis de tobillo y pie presenta una funcionalidad pasiva y activa con un comportamiento muy cercano al ciclo de marcha normal, logrando brindar un mejor confort y una iniciativa de superación ante problemas fisiológicos, estéticos y psicológicos que presenta una persona con discapacidad.
- El sistema Dyno-Shock 11 permitió validar el actuador magnetoreológico diseñado acorde a los parámetros preestablecidos

en donde fue evidente peculiaridades en torno a su ganancia de fuerza, conforme se incrementa el suministro de energía, diferenciándolo así: de otros dispositivos hidráulicos y neumáticos comúnmente empleados para prototipos protésicos.

- La robusta manufacturación del cilindro MR permitió alcanzar un estado hermético ideal entre la camisa, el bocín y el pistón, logrando que el sistema de inducción magnética en sinergia con el fluido MRF-140CG de LORD conlleva a un amortiguamiento óptimo y sin lugar a dudas fiable ante cargas notables.
- Durante los ensayos realizados al dispositivo MR en condiciones de energía máximo se apreció que el campo magnético generado obliga al émbolo a limitar radicalmente la fluencia de carrera por parte del pistón tanto en compresión como en extensión.
- El incremento paulatino de carga útil en correlación con la frecuencia de movimiento durante el ciclo de marcha tiende a intensificar la temperatura del sistema magnetoreológico, sin embargo, esta no llega a superar los 27,1°C.
- El sistema magnetoreológico diseñado cumple con el efecto de conversión de energía, dado que al aumentar el nivel de viscosidad se produce un amortiguamiento activo, en donde el fluido presenta una determinada presión y temperatura a la entrada pero que, al producirse la acción de movimiento, los parámetros enunciados cambian, dando lugar a la transformación de energía mecánica a energía térmica.
- Las dimensiones y la permeabilidad del material resultaron ser vitales al momento de construir el sistema de inducción magnética, a razón de que, la bobina en forma de solenoide es la que mayor densidad de flujo magnético presentó en su extremo, permitiendo restringir el paso del fluido de una manera eficaz y acorde a lo requerido.
- La selección de los sensores de carga y el módulo amplificador de señales se realizaron de manera correcta, ya que cumplieron con los tiempos de respuesta requeridos para una adecuada adquisición de datos en tiempo real.

6.2. Recomendaciones

- Se debe analizar y evaluar detenidamente los resultados simulados y las características globales del sistema de inducción magnética, a fin de poder generar cambios si es necesario antes de proceder a su respectiva construcción.
- Para el desarrollo de futuros proyectos se puede maximizar el índice de amortiguación en función del campo magnético aumentando la resistividad de las bobinas, ya sea cambiando el grosor del alambre de cobre o mediante la implementación de elementos pasivos.
- Debido a la gran cantidad de corriente que requiere el cilindro eléctrico para soportar la carga de 1000N se debe tener precauciones al momento de diseñar el control mediante la tarjeta Arduino por lo cual se aconseja utilizar conmutadores de alta capacidad para evitar daños en la placa de control.
- Se debe generar e impulsar el desarrollo de nuevas tecnologías en nuestro país, tomando como punto de referencia los estudios y avances ya existentes como es el caso de prototipos protésico que implementan sistemas de suspensión semiactivo, específicamente amortiguadores magnetoreológicos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aguilera L., Moreno M., Venegas J., González M. (2008). *Diseño de un amortiguador magnetoreológico*. Recuperado el 03 de 2017, de http://somim.org.mx/articulos2010/memorias/memorias2008/articulos/A1/A1_196.pdf
- Amazon.es. (2017). *Uxcell 100 kg báscula electrónica*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://www.amazon.es/uxcell-100-kg-b%C3%A1scula-electr%C3%B3nica-42-mmx38mmx3-mm/dp/B01ERG3HQG>
- Anton Paar. (2017). *Reómetro de la serie MCR*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://www.anton-paar.com/mx-es/productos/detalles/reometro-de-la-serie-mcr/>
- Anton Paar MRD. (2017). *Magnetoreología*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://www.anton-paar.com/mx-es/productos/detalles/magnetoreologia/>
- Aprendiendo Arduino. (2017). *Bluetooth en Arduino*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/11/13/bluetooth-en-arduino/>
- Aprendiendo fácil electrónica. (2017). *Driver TB6612FNG y Arduino*. Recuperado el 09 de 2017, de <http://aprendiendofacilelectronica.blogspot.com/2016/11/control-de-motores-dc-con-modulo-driver.html>
- Arduino.cc. (2017). *Arduino NANO*. Recuperado el 05 de 2017, de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>
- Arduinotronics. (2017). *Arduino Hx711 Digital Scale*. Recuperado el 04 de 2017, de <http://arduinotronics.blogspot.com/2015/06/arduino-hx711-digital-scale.html>
- Askeland D., Phulé P. (2003). *Ciencia e ingeniería de los materiales*. México: Thomson.

- Avraam M. (2009). *MR-fluid brake design and its application to a portable muscular rehabilitation device*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://pdfs.semanticscholar.org/28bc/064131a683d1e30429233d57d16fcdfad3a5.pdf>
- Barone L. (s.f.). *Anatomía y Fisiología del cuerpo Humano*. Buenos Aires: Cultural Libresa Americana.
- Bauerberg Klein. (2017). *Reología, Hidráulica y Mechas de perforación*. Recuperado el 04 de 2017, de http://petroleros.net/wp-content/uploads/2015/11/manualdehidraulicacied_002.pdf
- Bionx. (2017). *The BiOM Advantage*. Recuperado el 03 de 2017, de <http://www.bionxmed.com/payer/the-biom-advantage/>
- Blatchford Group. (2017). *Élan*. Recuperado el 03 de 2017, de <http://www.blatchford.co.uk/endolite/elan/>
- Bravo D., Rengifo C. (2014). Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial. *Modelo Biomecánico de una Prótesis de Pierna*, p. 420. Recuperado el 06 de 2017, de <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1697791214000600>
- Bravo E., Chacón P., Rivas F. (2009). *Diseño, construcción e implementación de un sistema de amortiguadores magnetoreológicos para la suspensión de autos livianos (menores de 1 tonelada) con sistema de control automático*. Recuperado el 04 de 2017, de Universidad Politécnica Salesiana : <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/826>
- Budynas R.G., Nisbett J.K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (8va ed.). México D.F: McGraw Hill Interamericana.
- Burgess E. (s.f.). *La amputación por debajo de la rodilla*, p. 71. Recuperado el 03 de 2017, de <http://www.oandplibrary.org/reference/protetica/LLP-04.pdf>
- Cailliet R. (2006). *Anatomía funcional, biomecánica*. Marbán.
- Calais B. (1999). *Anatomía para el movimiento*. Barcelona.

- Cámara J. (2011). *Análisis de la marcha: sus fases y variables*. Recuperado el 03 de 2017, de Scielo Colombia: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1900-38032011000100011
- Carbajal A. (2013). *Manual de Nutrición y Dietética*. Recuperado el 03 de 2017, de Universidad Complutense de Madrid: <http://eprints.ucm.es/22755/1/Manual-nutricion-dietetica-CARBAJAL.pdf>
- Diego-Mas J. (2015). *Análisis biomecánico estático coplanar*. Recuperado el 03 de 2017, de Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia: <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>
- Electrónicos Caldas. (2017). *Módulo Bluetooth HC-05*. Recuperado el 05 de 2017, de <http://www.electronicoscaldas.com/modulos-rf/452-modulo-bluetooth-hc-05.html>
- Fucci S., Benigni M., Fornasari V. (2003). *Biomecánica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular*. Madrid, España: Elsevier.
- García J., Rodríguez C. (2012). *Diseño de una prótesis transtibial amortiguada*. Recuperado el 03 de 2017, de Instituto Politécnico Nacional: <http://tesis.ipn.mx/jspui/bitstream/123456789/11823/1/15.pdf>
- Giancoli D. (2009). *Física 1. Principios con Aplicaciones* (6a ed.). México: Pearson Educación.
- Gohil G. S., Srivastava R. (2013). *Engineering and Systems (SCES). Mechatronic Design of Magneto-Rheological Damper for Automobiles*. Recuperado el 03 de 2017, de <http://ieeexplore.ieee.org/document/6547511/?reload=true>
- Gómez A. (2012). *Estudio de la influencia de parámetros geométricos en el diseño de un amortiguador magnetoreológico para suspensiones ferroviarias*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/16899?locale-attribute=en>

- González D. (2009). *Ergonomía y psicología* (4a ed.). España: Fundación Confemetal.
- Gray H., Drake R., Vogl W., Mitchell A. (2005). *Anatomía para estudiantes*. Madrid: Elsevier.
- Guerra M., Correa J., Nuñez I., Scaron J. (2002). *Física. Elementos fundamentales. Campo electromagnético. Campo gravitatorio* (Vol. 2). Barcelona: Reverté S.A.
- Harshal M., Bajaj G., Bhushan A. (2014). Application of magneto rheological (MR) fluid damper and its social impact.
- Hernández F. (2014). *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*. Recuperado el 04 de 2017, de Universidad de las Américas Puebla: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/resumen.html
- Hetpro. (2017). *MPU6050 Arduino, Acelerómetro y giroscopio*. Recuperado el 09 de 2017, de <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/modulo-acelerometro-y-giroscopio-mpu6050-i2c-twi/>
- HobbyKing. (2017). *Turnigy nano-tech 850mAh 3S 25-40C Lipo Pack*. Recuperado el 07 de 2017, de https://hobbyking.com/es_es/turnigy-nano-tech-850mah-3s-25-40c-lipo-pack.html?__store=es_es
- Hoppenfeld S. (1999). *Exploración física de la columna vertebral y las extremidades* (1a ed.). México: El Manual Modern. Recuperado el 03 de 2017, de <https://kinecem.files.wordpress.com/2008/07/hoppenfeld.pdf>
- Interlink Electronics. (2017). *FSR 402*. Recuperado el 04 de 2017, de <http://www.interlinkelectronics.com/FSR402.php>
- Kapandji A. (2010). *Fisiología articular*. Madrid: Maloine.
- Lamotte A., Calais B. (2004). *Anatomía para el movimiento. Bases de ejercicios*. Barcelona: La liebre de marzo.

- Leyva H. (2003). *Electrostática y magnetismo*. Tacna: Moshera.
- Llamas L. (2017). *Ejercer grandes fuerzas con actuador lineal y arduino*. Recuperado el 06 de 2017, de <https://www.luisllamas.es/arduino-actuador-lineal/>
- LORD Corporation. (2017). *Data Sheet - MRF-140CG Magneto-Rheological Fluid*. Recuperado el 04 de 2017, de <http://www.lordmrstore.com/lord-mr-products/mrf-140cg-magneto-rheological-fluid-250ml>
- Luengas L., Marín C., González J. (2012). *Modelo de la marcha bípeda humana usando software Modelica 2.1.2*. Recuperado el 08 de 2017, de <http://revistas.udistrital.edu.co/ojs/index.php/visele/article/view/5515/7230>
- Moir G. (2008). *Three different methods of calculating vertical jump height from force platform data in Men and Women*. Recuperado el 06 de 2017, de *Measurement in Physical Education and Exercise Science*: <http://dx.doi.org/10.1080/10913670802349766>
- Mott R. (2006). *Mecánica de Fluidos* (6ta. ed.). México: Pearson Educación.
- Mott R. (2009). *Resistencia de materiales*. México: Pearson Educación.
- Muñoz J., Andisco D. (2007). *Conceptos de biomecánica con aplicaciones para ciencias de la salud y el deporte*. Buenos Aires.
- Olmo M., Nave R. (2017). *Solenóide*. Recuperado el 04 de 2017, de <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/magnetic/solenoid.html>
- Ossur. (2017). *Balance foot J*. Recuperado el 03 de 2017, de <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/balance-solutions/balance-foot-j>
- Ossur. (2017). *Propiofoot*. Recuperado el 03 de 2017, de <https://www.ossur.es/soluciones-protésicas/productos/dynamic-solutions/proprio-foot>

- Ottobock. (2017). *Prótesis de las extremidades inferiores*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet/Triton-Family-Feet/1C62-Triton-H/p/1C62>
- Palastanga N., Field D., Soames R. (2007). *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Barcelona: Paidotribo.
- PASCO Scientific. (2017). *PASPORT Magnetic Field Sensor*. Recuperado el 04 de 2017, de https://www.pasco.com/prodCatalog/PS/PS-2112_pasport-magnetic-field-sensor/index.cfm
- PASCO Scientific. (2017). *Xplorer GLX*. Recuperado el 04 de 2017, de https://www.pasco.com/prodCatalog/PS/PS-2002_xplorer-glx/index.cfm
- PASCO Scientific. (s.f.). *Guía de Usuario Xplorer GLX*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://tecnoedu.com/Download/2002Castellano.pdf>
- Pecho A. (2008). *Cirugía, Ortopedia y Traumatología*. Recuperado el 03 de 2017, de *Semiología de la pierna, tobillo y pie*: http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/Medicina/cirugia/Tomo_II/semiologia_ptp.htm
- Pérez Á. (2013). *Biomecánica del pie diabético: Estudio experimental de pacientes con diabetes mellitus tipo I con y sin neuropatía periférica*. Universidad de Málaga, Málaga, España.
- Proaño R., Delgado J. (2011). *Estudio de los fluidos magnetoreológicos y su aplicación e implementación en el sistema de suspensión del vehículo Buggy fórmula FAU*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/3809/1/T-ESPEL-0820.pdf>
- Ramos R., Baryolo A. (2005). *Medicina de Rehabilitación Cubana. Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior*. Recuperado el 03 de 2017, de http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf

- Saladin K. (2013). *Anatomía y Fisiología. La unidad entre la forma y función*. McGraw-Hill Education.
- Shames I. (1995). *Mecánica de fluidos*. Colombia: McGRAW-HILL.
- SparkFun. (2017). *Motor Driver - Dual TB6612FNG*. Recuperado el 05 de 2017, de <https://www.sparkfun.com/products/9457>
- Suminoxaceros. (2017). *Propiedades del Duraluminio 7075*. Recuperado el 10 de 2017, de <http://www.suminoxaceros.com/products/ET-7075.pdf>
- Truong D., Ahn K. (2012). *MR Fluid Damper and Its Application to Force Sensorless Damping Control System*. Recuperado el 04 de 2017, de <https://www.intechopen.com/books/smart-actuation-and-sensing-systems-recent-advances-and-future-challenges/mr-fluid-damper-and-its-application-to-force-sensorless-damping-control-system>
- Uquillas A., Sánchez J. (2014). *Diseño y construcción de un prototipo funcional de prótesis ortopédica de miembro inferior postibial*. Recuperado el 04 de 2017, de Universidad San Francisco de Quito: <http://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/3682>
- Valencia A. (2009). *Diseño y desarrollo de una prótesis Flex-Foot*. Recuperado el 03 de 2017, de Instituto Politécnico Nacional: <http://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/8115/DISYDES.pdf?sequence=1>
- Viladot A. (2003). Revista Española de Reumatología. *Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie*, p.469.
- Yang G., Spencer B.F. Jr., Carlson J.D., Sain M.K. (2002). Engineering Structures. *Large-scale MR fluid dampers: modeling and dynamic performance considerations*, p.310.

ANEXOS



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el siguiente trabajo fue desarrollado por los señores:
JULIO DAVID ESCORZA PAREDES e **ISMAEL ALEJANDRO MEDINA
NÚÑEZ**, bajo nuestra supervisión.

Ing. Oscar Arteaga
TUTOR DEL PROYECTO

Aprobado por:

Ing. Vicente Hallo
DIRECTOR DE CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca
SECRETARIO ACADÉMICO