



**ESPE**  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

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

**TEMA: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE RODILLA CON CONTROL DE TORQUE ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO LA ACCIÓN DE DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS”.**

**AUTORES**

**CAMACHO FRANCO DIEGO OMAR  
VELASCO VASCO ALVARO PATRICIO**

**DIRECTOR: ING. ARTEAGA OSCAR**

**LATACUNGA-ECUADOR**

**2017**



## DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

### CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

#### CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE RODILLA CON CONTROL DE TORQUE ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO LA ACCIÓN DE DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS.**” realizado por los señores Diego Omar Camacho Franco y Álvaro Patricio Velasco Vasco, 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 **DIEGO OMAR CAMACHO FRANCO Y ÁLVARO PATRICIO VELASCO VASCO** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 05 de Diciembre del 2017

Atentamente,



---

ING. OSCAR ARTEAGA  
DIRECTOR



## DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

### CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

#### AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **DIEGO OMAR CAMACHO FRANCO**, con cédula de identidad N°1804467916 y **ÁLVARO PATRICIO VELASCO VASCO**, con cédula de identidad N°1804777769 declaramos que este trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE RODILLA CON CONTROL DE TORQUE ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO LA ACCIÓN DE DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS.**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 05 de Diciembre del 2017



**DIEGO OMAR CAMACHO FRANCO**

C.C.: 1804467916.



**ÁLVARO PATRICIO VELASCO VASCO**

C.C.: 1804777769.



## DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

### CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

#### AUTORIZACIÓN

Nosotros, **DIEGO OMAR CAMACHO FRANCO** y **ÁLVARO PATRICIO VELASCO VASCO**, autorizamos a la UNIVERSIDAD DE LA FUERZAS ARMADAS ESPE, publicar en la Biblioteca Virtual de la Institución el presente trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE RODILLA CON CONTROL DE TORQUE ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO LA ACCIÓN DE DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS**”, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva auditoría y responsabilidad.

Latacunga, 05 de Diciembre del 2017



**DIEGO OMAR CAMACHO FRANCO**

C.C.: 1804467916.



**ÁLVARO PATRICIO VELASCO VASCO**

C.C.: 1804777769.

## DEDICATORIA

*“Agradece a la llama su luz, pero no olvides el pie el candil que paciente la sostiene”. Rabindranath Tagore*

*Dedico este proyecto a Dios por darme la fortaleza, por no dejarme vencer en los momentos difíciles y por haberme permitido culminar con éxito esta etapa de mi vida.*

*A mis padres, Lautaro y Narcisa que sin duda alguna han sido el pilar fundamental de toda mi formación como ser humano y como profesional, a mi familia que siempre ha sido una ayuda y apoyo trascendente a lo largo de mi vida.*

*A mis hermanas, que han sido confidentes y amigas incondicionales, y me han motivado a ser mejor y por ende un ejemplo para ustedes.*

*A mis amigos y amigas, que estuvieron en el momento indicado, forjando en mí una mejor persona, por su valiosa amistad y consejos*

*Cuando uno da un gran paso en la vida, se debe ser grato con todas las personas que te han brindado la mano siempre agradezco de todo corazón a aquellas personas que siempre me han dado razones para seguir y poner toda mi voluntad en lo que hago.*

**Diego Camacho**

## DEDICATORIA

*Dedico este proyecto a Dios por darme la fortaleza, por no dejarme vencer en los momentos difíciles y por haberme permitido llegar hasta este instante tan importante en mi formación profesional para culminar con éxito esta etapa de mi vida.*

*A mis padres, Piedad y Patricio que sin duda alguna han sido el pilar fundamental de toda mi formación como ser humano y como profesional, a mi familia que siempre ha sido una ayuda y apoyo trascendente a lo largo de mi vida.*

*Agradecer a mis amigos y amigas por estar siempre apoyándome en los buenos y malos momentos, motivándome a mirar siempre hacia adelante.*

*Cuando uno da un gran paso en la vida, se debe ser grato con todas las personas que te han brindado la mano siempre, también agradezco a aquellas personas que siempre me han dado razones para seguir y poner toda mi voluntad en lo que hago.*

**Alvaro Velasco**

## AGRADECIMIENTOS

*“Tal vez la gratitud no sea la virtud más importante, pero sí es la madre de todas las demás”. — Marco Tulio Cicerón*

*Este trabajo de titulación se lo dedicamos a Dios, quien supo guiarnos por el buen camino, brindándonos las fuerzas necesarias para no claudicar frente a las adversidades, a nuestra familia que sin duda alguna han sido el pilar fundamental a lo largo de nuestra vida, forjando en nosotros valores, principios, perseverancia inquebrantable frente a nuestros objetivos.*

*Queremos expresar un afectuoso agradecimiento a nuestro director de tesis Ing. Oscar Arteaga por su esfuerzo, dedicación, sus conocimientos, sus orientaciones, seriedad y rigor académico, sin los cuales no tendríamos una formación completa, a todos nuestros docentes quienes en su difícil tarea de transmitirnos sus diversos conocimientos dieron todo su esfuerzo y capacidad por dejarnos toda su enseñanza, guiándonos en el camino correcto y de esa manera lograr finalmente nuestra meta.*

*A todos nuestros compañeros y amigos, quienes compartieron con nosotros sus conocimientos, alegrías, tristezas, confianza, consejos y por todos los momentos vividos.*

**Gracias de todo corazón**

**Diego y Alvaro**

<b>INDICE DE CONTENIDO</b>	
<b>CERTIFICACIÓN.....</b>	<b>ii</b>
<b>AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD .....</b>	<b>iii</b>
<b>AUTORIZACIÓN .....</b>	<b>iv</b>
<b>DEDICATORIA.....</b>	<b>v</b>
<b>DEDICATORIA.....</b>	<b>vi</b>
<b>AGRADECIMIENTOS .....</b>	<b>vii</b>
<b>INDICE DE CONTENIDO .....</b>	<b>viii</b>
<b>INDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>xii</b>
<b>INDICE DE TABLAS .....</b>	<b>xvi</b>
<b>Índice de Ecuaciones .....</b>	<b>xvii</b>
<b>RESUMEN.....</b>	<b>xviii</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>xix</b>
<b>PRESENTACIÓN .....</b>	<b>xx</b>
<b>CAPÍTULO I .....</b>	<b>21</b>
<b>PROBLEMA.....</b>	<b>21</b>
1.1 Planteamiento del Problema.....	21
1.2 Objetivos .....	22
1.2.1 Objetivo General .....	22
1.2.2 Objetivos Específicos .....	22
1.3 Artículos Relacionados .....	23
<b>CAPITULO II .....</b>	<b>24</b>
<b>ESTADO DEL ARTE Y MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>24</b>
2.1 Introducción .....	24
2.2 Biomecánica de Extremidades Inferiores.....	26
2.2.1 La rodilla.....	26
2.2.2 Cinemática de la rodilla humana .....	27
2.2.3 Mecanismo de cuatro barras .....	29
2.2.4 Centro Instantáneo de Rotación .....	30
2.2.5 Mecanismo de control voluntario .....	31

2.2.6 La Marcha Humana .....	33
2.2.7 Ciclo de marcha y sus fases .....	33
2.3 Amputaciones .....	34
2.3.1 Amputaciones de Miembro Superior .....	34
2.3.2 Amputaciones de Miembro Inferior .....	34
2.4 Antecedentes protésicos de rodilla .....	35
2.4.1 Sistema de control para prótesis .....	35
2.4.2 Rodilla hidráulica .....	36
2.4.3 Rodilla Adaptative Endolite .....	36
2.4.4 Ossur Hydraulic Knee .....	37
2.4.4 Rheo Knee 3 .....	38
2.5 Materiales Protésicos .....	39
2.5.1 Criterios de los materiales .....	39
2.5.2 Aluminio .....	39
2.6 Clasificación de los Materiales Inteligentes .....	41
2.6.1 Materiales con memoria de forma .....	41
2.6.2 Materiales Cromo y Fotoactivos .....	42
2.6.3 Materiales Magneto y Electroactivos .....	43
2.7 Fluidos Magnetoreológicos .....	43
2.7.1 Plástico ideal o de Bingham .....	45
2.7.2 Propiedades Reológicas .....	46
2.7.2.1 Esfuerzo de corte ( $\tau$ ) .....	46
2.7.3 Propiedades Magnéticas .....	47
2.7.4 Aplicaciones Fluidos Magnetoreológicos .....	48
2.8 Reología .....	50
2.8.1 Reómetro Rotacional de MCR-501 (Anton Paar Physica) .....	50
2.9 Mecanismos del movimiento .....	52
2.9.1 Mecanismos de Transmisión Lineal .....	52
2.9.2 Mecanismos de transmisión circular .....	52
2.9.3 Sistema de Engranés .....	53

<b>CAPÍTULO III .....</b>	<b>56</b>
<b>DISEÑO DE PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE RODILLA CON EL USO DE FLUIDOS MR .....</b>	<b>56</b>
3.1 Parámetros de Diseño .....	56
3.1.1 Torque máximo requerido para evitar la flexión .....	60
3.1.2 Torque máximo requerido durante la marcha humana .....	61
3.2 Análisis de las propiedades mecánicas del fluido Magnetoreológico .....	65
3.2.1 Equipos .....	65
3.2.2 Sistemas de medida .....	66
3.2.3 Conversión de datos.....	66
3.2.4 Ensayos Reológicos .....	66
3.2.5 Viscosidad sin Campo .....	69
3.2.6 Umbral de Cizallamiento .....	69
3.2.7 Durabilidad y espesamiento durante el uso .....	70
3.2.8 Modos de Funcionamiento de los Fluidos MR .....	70
3.3 Diseño Mecánico de la Prótesis de Rodilla .....	72
3.3.1 Diseño del Limitador de Torque.....	72
3.3.2 Tensión de corte del limitador.....	74
3.4 Diseño Magnético.....	78
3.4.1 Circuitos Magnéticos con Fluidos Magnetoreológicos .....	79
3.5 Selección de Limitador de Torque .....	82
3.6 Diseño de la Prótesis.....	84
3.6.1 Diseño Estático Eje Limitador De Torque .....	84
3.6.2 Diseño a fatiga del eje del limitador .....	86
3.1.4 Concentración De Esfuerzo Debido Al Chavetero .....	89
3.6.3 Selección del servomotor y diseño del sistema de transmisión .....	91
3.6.4 Diseño del sistema de transmisión .....	94
3.6.5 Diseño A Cortante De Los Pernos De La Manzana.....	99
3.6.6 Selección Del Rodamiento .....	102
3.6.7 Diseño del soporte del limitador .....	104
3.6.8 Diseño de la estructura para la prótesis .....	107
3.7 Diseño Electrónico.....	111
3.7.1 Ecuación cinemática de la rodilla .....	112

3.8 Implementación del Control .....	113
3.8.1 Selección de componentes .....	114
3.8.2 Circuito electrónico de control .....	120
3.9 Diseño Final Del Prototipo De Prótesis De Rodilla.....	122
<b>CAPÍTULO IV.....</b>	<b>124</b>
<b>CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN.....</b>	<b>124</b>
4.1 Construcción Mecánica .....	124
4.2 Implementación del Sistema de Control .....	129
4.2.1 Algoritmo de Control.....	129
4.3 Implementación Del Prototipo De Prótesis De Rodilla .....	135
4.3.1 Circuito Electrónico De Control.....	135
4.3.2 Sistema De Trasmisión Y Bloqueo Rotacional Mediante El Limitador De Torque .....	136
4.3.3 Alimentación Y Distribución Del Cableado En El Interior Del Frame .....	138
4.3.3 Ensamblaje final del prototipo de prótesis de rodilla .....	140
<b>CAPÍTULO V.....</b>	<b>141</b>
<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS.....</b>	<b>141</b>
5.1 Pruebas Limitador de Torque .....	141
5.2 Cargas aplicadas al prototipo de prótesis .....	145
5.3 Respuesta de la prótesis durante la marcha humana .....	147
5.4 Respuesta de la prótesis ante el peso de una persona.....	152
<b>CAPÍTULO VI.....</b>	<b>154</b>
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>154</b>
CONCLUSIONES.....	154
RECOMENDACIONES .....	155
Bibliografía.....	156
ANEXOS .....	160

## INDICE DE FIGURAS

Figura 1 Prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad.....	26
Figura 2 Rodilla Humana y sus partes .....	27
Figura 3 Movimiento de deslizamiento y rodadura del fémur respecto a la tibia en el plano sagital.....	28
Figura 4 Rodilla dejando expuestos los ligamentos cruzados, con diagrama del mecanismo de cuatro barras .....	29
Figura 5 Notación para un eslabonamiento de cuatro barras .....	30
Figura 6 Centro instantáneo de rotación .....	31
Figura 7 Diagrama de estabilidad para un mecanismo de cuatro barras de..... control voluntario.....	32
Figura 8 Marcha Humana, ciclos de la marcha y sus fases .....	33
Figura 9 a) Soluciones para el control de la marcha b) soluciones de regulación c) soluciones del bloqueo de la prótesis.....	36
Figura 10 Rodilla hidráulica .....	36
Figura 11 Rodilla Endolite .....	37
Figura 12 Ossur Hydraulic Knee .....	37
Figura 13 Rheo Knee 3.....	38
Figura 14 Clasificación de los materiales inteligentes .....	41
Figura 15 Partículas fluidos magnetoreológicos sin campo y con campo.....	45
Figura 16 Plato de pruebas magnetoreológicas.....	51
Figura 17 Partes de un engranaje.....	54
Figura 18 Altura promedio ecuatorianos .....	56
Figura 19 Parámetros dimensionales de una pierna humana .....	57
Figura 20 División de los segmentos del cuerpo humano .....	58
Figura 21 Centro de gravedad del segmento rodilla-pie.....	60
Figura 22 Torque generado durante la caminata .....	62
Figura 23 Fuerza de impacto durante un salto o caída .....	63
Figura 24 Fuerzas y momentos en la articulación de la prótesis de rodilla.....	65
Figura 25 Reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar) equipado con célula magnetoreológica MRD-70/1T. ....	66
Figura 26 Curva de aproximación Velocidad de deformación vs Esfuerzo cortante.....	67
Figura 27 Esfuerzo cortante en función del campo magnético.....	68
Figura 28 Umbral de cizalladura en función del campo magnético y temperatura.....	68
Figura 29 Modos de Operación del Fluido MR: a) modo válvula – b) modo corte directo – c) modo compresión – d) modo pitch.....	71
Figura 30 Tipos de Limitadores de Torque: a) Tambor, b) Tambor Invertido, c) Disco, d) Múltiples Discos, e) Rotor forma de T .....	74

Figura 31	Parámetros dimensionales limitador de torque .....	75
Figura 32	Torque vs radio 2.....	77
Figura 33	Variación del torque en función del gap .....	77
Figura 34	Propiedades magnéticas .....	79
Figura 35	Núcleo magnético con gap de fluido MR: a) circuito magnético .....	80
Figura 36	Designación cable AWG .....	82
Figura 37	Características técnicas del limitador de torque .....	83
Figura 38	Disposición de las cargas en el eje del limitador de torque .....	85
Figura 39	Factor de superficie .....	87
Figura 40	Selección del factor de tamaño .....	87
Figura 41	Factor de temperatura .....	88
Figura 42	Factor de confiabilidad.....	88
Figura 43	Sensibilidad a la muesca o chavetero para elementos en flexión .....	89
Figura 44	Sensibilidad a la muesca o chavetero para elementos en torsión .....	90
Figura 45	Savox SB-2231SG Ultra Fast Brushless Digital Servo .....	92
Figura 46	Power HD Ultra-High-Torque 1235MG .....	93
Figura 47	Relación de transmisión.....	95
Figura 48	Esfuerzo Von Mises en el engrane conductor .....	97
Figura 49	Máxima deformación en el engrane conductor.....	98
Figura 50	Factor de seguridad en el engrane conductor .....	98
Figura 51	Engrane conducido 117 dientes.....	99
Figura 52	Manzana y eje auxiliar de la articulación .....	100
Figura 53	Propiedades mecánicas para pernos métricos .....	101
Figura 54	Rodamiento SKF 6001.....	102
Figura 55	Recomendaciones de vida de cojinetes para varias clases de maquinaria .....	103
Figura 56	Soporte del limitador de torque: a) perspectiva frontal – b) perspectiva posterior.....	104
Figura 57	Ensamble del soporte del limitador .....	105
Figura 58	Es fuerza Von Mises en el soporte del limitador.....	106
Figura 59	Deformación máxima en el soporte del limitador.....	106
Figura 60	Factor de seguridad en el soporte del limitador.....	107
Figura 61	Estructura completa para la prótesis .....	108
Figura 62	Esfuerzos Von Mises del frame .....	109
Figura 63	Desplazamiento en el frame de la prótesis .....	110
Figura 64	Factor de seguridad del frame .....	111
Figura 65	Grafico de la variación angular en grados de la articulación de la prótesis de la rodilla.....	112
Figura 66	Curve Fitting utilizando los valores de la gráfica que representa el ciclo de marcha .....	113
Figura 67	Acelerómetro ADXL335 .....	114
Figura 68	Rotación de los ejes y sus ángulos .....	115
Figura 69	Planos del cuerpo humano .....	115

Figura 70 Arduino uno .....	116
Figura 71 Sabertooth 2x5 .....	117
Figura 72 Sensores de efecto Hall en el interior del limitador de torque.....	118
Figura 73 PWM de salida de acuerdo al ángulo en los sensores Hall .....	119
Figura 74 Batería LiPo 2200 mAh.....	119
Figura 75 Esquema de control para el movimiento de la articulación de la rodilla .....	121
Figura 76 Circuito electrónico y de control .....	122
Figura 77 Prototipo de prótesis de rodilla.....	123
Figura 78 Corte por chorro de agua del engrane conductor.....	124
Figura 79 Corte por chorro de agua del buje del limitador de Torque .....	125
Figura 80 Corte por chorro de agua del engrane conducido .....	125
Figura 81 Ensamble de piezas en el frame.....	125
Figura 82 Mecanizado del soporte del servomotor .....	126
Figura 83 Mecanizado de la tapa del limitador de torque.....	127
Figura 84 Mecanizado y ensamble del soporte del limitador de torque.....	127
Figura 85 Proceso de mecanizado del frame.....	128
Figura 86 Mecanizado de la Manzana .....	129
Figura 87 Declaración de variables y librerías de Sabertooth 2x5.....	130
Figura 88 Constantes del control PI y del acelerómetro .....	131
Figura 89 Lectura de los valores de los 3 ejes del acelerómetro.....	132
Figura 90 Estructura del controlador PI.....	133
Figura 91 Condiciones de seguridad para el servomotor .....	134
Figura 92 Activación del limitador de torque .....	135
Figura 93 Circuito de Control .....	136
Figura 94 Sistema de transmisión y bloqueo de la articulación.....	137
Figura 95 Rodamiento y eje auxiliar de la articulación .....	138
Figura 96 Cableado y Electrónica .....	139
Figura 97 Ubicación de las Baterías LiPo 3 celdas 12.6V .....	139
Figura 98 Prototipo de prótesis de rodilla.....	140
Figura 99 Pesas Certificadas .....	141
Figura 100 Prueba del limitador con 0.5 [Kg] .....	142
Figura 101 Prueba del limitador con 1 [Kg] .....	143
Figura 102 Prueba del limitador con 1.5 [Kg] .....	143
Figura 103 Prueba del limitador de 2 [Kg].....	144
Figura 104 Corriente vs torque del limitador .....	144
Figura 105 DataSheet limitador de torque 5[Nm] .....	145
Figura 106 Flexión y extensión de la prótesis .....	146
Figura 107 Programa de adquisición de datos mediante arduino y Matlab .....	147
Figura 108 Adquisición de datos en Matlab .....	147
Figura 109 Respuesta del prototipo durante la caminata .....	148
Figura 110 Ajuste de las constantes Kp y Ki .....	149

Figura 111 Ángulo de la rodilla generada por la prótesis sin el limitador de torque .....	149
Figura 112 Marcha humana obtenida de la prótesis funcional(arriba), función de la marcha humana referencial (abajo).....	150
Figura 113 Rotación de la rodilla durante la de la marcha humana.....	151
Figura 114 Masa de la persona en lb.....	152
Figura 115 Prueba de carga con el peso real de una persona.....	153
Figura 116 Flexión con la carga de una persona .....	153

**INDICE DE TABLAS**

Tabla 1 Rango de Movimiento de la articulación Tibio-femoral durante actividades comunes.....	28
Tabla 2 Propiedades mecánicas y físicas del aluminio C330R.....	40
Tabla 3 Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.....	57
Tabla 4 Estimación de la longitud de los segmentos corporales .....	58
Tabla 5 Características Técnicas Savox SB-2231SG .....	92
Tabla 6 Características del Power HD Ultra-High-Torque .....	93
Tabla 7 Características del acelerómetro ADXL335.....	115
Tabla 8 Características técnicas Sabertooth 2x5 .....	117
Tabla 9 Características técnicas de los sensores Hall .....	118
Tabla 10 Características técnicas de la batería .....	120

## Índice de Ecuaciones

Ecuación 1.....	44
Ecuación 2.....	45
Ecuación 3.....	45
Ecuación 4.....	46
Ecuación 5.....	47
Ecuación 6.....	47
Ecuación 7.....	53
Ecuación 8.....	53
Ecuación 9.....	60
Ecuación 10.....	60
Ecuación 11.....	61
Ecuación 12.....	63
Ecuación 13.....	63
Ecuación 14.....	63
Ecuación 15.....	64
Ecuación 16.....	64
Ecuación 17.....	64
Ecuación 18.....	75
Ecuación 19.....	76
Ecuación 20.....	76
Ecuación 21.....	78
Ecuación 22.....	80
Ecuación 23.....	80
Ecuación 24.....	81
Ecuación 25.....	84
Ecuación 26.....	85
Ecuación 27.....	95
Ecuación 28.....	95
Ecuación 29.....	96
Ecuación 30.....	96
Ecuación 31.....	96
Ecuación 32.....	97
Ecuación 33.....	100
Ecuación 34.....	101
Ecuación 35.....	102
Ecuación 36.....	103
Ecuación 37.....	113

## RESUMEN

El presente trabajo de titulación consiste en la investigación sobre el uso de materiales Magnetoreológicos (MR) para la posterior implementación de un prototipo de prótesis de rodilla con control de movimiento activo y la estabilidad en la postura, al sustituir la función muscular perdida, permitiendo a los usuarios ir más allá, tomando en cuenta los distintos parámetros de anatomía y biomecánica del sistema rodilla-pierna, para personas con amputaciones transfemorales utilizando un limitador de torque magnetoreológico. Para el cumplimiento de estos objetivos se implementa un dispositivo prostético de rodilla de tal manera que permita regular el torque aplicado en la articulación, utilizando un freno de fluido magneto-reológico (MRF) como actuador, esta prótesis incluye bloqueo de rotación, torque para proporcionar máxima seguridad y movimiento normal de caminata además de poder acceder a la posición de flexión rápidamente lo cual actúa como atenuador del impacto para simular la acción natural de flexión de la rodilla normal. El prototipo contará un control para el ajuste del campo magnético aplicado al MRF, permitiendo así la emulación de la marcha humana de la prótesis en distintas posiciones según la carga aplicada.

### **PALABRAS CLAVE:**

- **FLUIDOS MAGNETOREOLÓGICOS**
- **LIMITADOR DE TORQUE**
- **PRÓTESIS RODILLA**
- **AMPUTACIONES TRANSFEMORALES**

## **ABSTRACT**

The present project seeks to carry out a research on the use of MR materials for the subsequent implementation of a prototype knee prosthesis with active movement control and stability in posture, by replacing lost muscle function, allowing users to go further, realizing the different parameters of anatomy and biomechanics of the knee-leg system, for people with transfemoral amputations using a magnetorheological torque limiter. In order to achieve these objectives, a prosthetic knee device is implemented in order to regulate the torque applied to the joint, using a magneto-rheological fluid (MRF) brake as an actuator, this prosthesis includes rotation locking, torque to provide Maximum safety and normal walking movement in addition to being able to access the bending position quickly which acts as an impact attenuator to simulate the normal bending action of the normal knee. The prototype will have a control for the adjustment of the magnetic field applied to the MRF, thus allowing the emulation of the human gait of the prosthesis in different positions according to the applied load.

### **KEYWORDS:**

- MAGNETOREOLOGICAL FLUIDS
- TORQUE LIMITER
- KNEE PROSTHESIS
- TRANSFEMORAL AMPUTATIONS

## PRESENTACIÓN

En el presente proyecto se desarrolla la investigación de las propiedades mecánicas de materiales magnetoreológicos bajo la acción de diferentes campos magnéticos para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de rodilla con control de torque activo

En el Capítulo I se recopila toda la información relevante sobre los fluidos magnetoreológicos y la estructura de prótesis de rodillas

En el Capítulo II se describe los parámetros del diseño de la prótesis de rodilla con el uso de los fluidos magnetoreológicos, el análisis del diámetro adecuado del limitador de torque para garantizar el correcto funcionamiento, movilidad y el grado de amortiguación al igual que su sistema de control que permiten el accionamiento de la rodilla

En el Capítulo III se lleva a cabo el proceso de construcción del prototipo de prótesis de rodilla con control de torque activo además de la respectiva implementación del sistema de control.

En el Capítulo IV se muestra las pruebas realizadas a la prótesis sobre esfuerzo y resistencia, el tiempo de respuesta, el ángulo de movimiento y la deformación de fluido frente a los diferentes campos magnéticos.

En el Capítulo V se presentan las conclusiones y recomendaciones recopiladas durante todo el desarrollo de este proyecto, las mismas que servirán para futuras investigaciones relacionadas con el mismo.

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

# CAPÍTULO I

## PROBLEMA

### 1.1 Planteamiento del Problema

Actualmente existentes distintas empresas que ofrecen varios tipos de prótesis con un costo muy alto que sobrepasan los \$8000 dólares y van desde un mecanismo de rodilla de eje simple, construida de materiales no costosos como plástico, hierro, etc. hasta prótesis más sofisticadas controladas por microprocesadores y elaboradas en fibra de carbono.

Considerando que una gran mayoría de estos productos no son adaptables al cliente en su totalidad, de manera que llegan a causar daños y molestias en otras partes del cuerpo, por ejemplo: desgaste en las articulaciones de cadera y problemas en la columna, debido a que no presentan un balance sinérgico con el cuerpo humano y la articulación o extremidad amputada.

Debido a esto no se podrá optar por el uso de actuadores hidráulicos o neumáticos, ya que requieren un gran espacio y no ofrecen un amortiguamiento continuo; la evolución de los materiales inteligentes y en este caso los fluidos magnetoreológicos, los cuales han generado un gran avance en el control de mecanismos destinados a emular los movimientos del cuerpo humano y de sus articulaciones, es por eso que este proyecto se enfocará en la utilización de materiales MR para la construcción de un prototipo de prótesis con un mecanismo limitador de torque que emule la funcionalidad de la rodilla humana, permitiendo un control activo en la rigidez de esta articulación.

Las amputaciones de extremidades inferiores se originan por muchas causas, ya sean naturales o por accidentes, teniendo entre las causas naturales a problemas circulatorios, diabetes y malformaciones congénitas.

La pérdida de la extremidad de un cuerpo provoca que las personas amputadas piensen en una alternativa para sustituir el miembro perdido y de alguna manera compensar ese vacío físico que para ellos representa, además

de ser un gran impacto para su susceptibilidad lo cual incluso puede ocasionar que se releguen de la sociedad.

Debido a las consideraciones mencionadas anteriormente y la realidad que vive la sociedad ecuatoriana actual con una cifra de 193.520 personas con discapacidad física en el país, ha producido que aparezcan distintos tipos de prótesis con distintos fabricantes y aplicaciones específicas las cuales buscan satisfacer distintos requerimientos como confortabilidad, centro de masa, ergonomía, asequibilidad, entre otros, que harán de esta experiencia aún más llevadera.

La articulación de la rodilla es muy importante para el ser humano si de caminar, correr o marchar se trata debido a que necesita esencialmente de la variación del torque y la rapidez con que se lo haga, todo esto se logra a través de la dinámica de la rótula junto con los ligamentos, este proyecto trata de emular ese mecanismo de rotación permitiendo que el usuario sienta un mayor confort y un mejor desenvolvimiento en su vida diaria, además de ser asequible debido a la relación costo-beneficio que esta tendrá.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo General**

Investigar las propiedades mecánicas de materiales Magnetoreológicos bajo la acción de diferentes campos magnéticos para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de rodilla con un control activo de torque activo.

### **1.2.2 Objetivos Específicos**

- Construir un prototipo de prótesis de rodilla con control de torque para emular la oscilación de la articulación amputada.
- Implementar fluidos Magnetoreológicos en el prototipo construido, afín de generar un control de torque activo durante la caminata y reemplazar la función del músculo perdido.
- Proponer un esquema de control que permita maniobrar el actuador del prototipo de prótesis para replicar la marcha humana.

- Realizar evaluaciones experimentales del prototipo de prótesis desarrollada para comprobar la incidencia del esquema de control en el control activo del torque.

### 1.3 Artículos Relacionados

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

- Oscar Arteaga, **Diego Camacho**, Segundo M. Espín, Maria I. Erazo, Victor H. Andaluz, M. Mounir Bou-Ali, Joanes Berasategi, **Alvaro Velasco**, Erick Mera, “**Characteristics of Magnetorheological Fluids Applied to Prosthesis for Lower Limbs with Active Damping**”, 7th iCatse International Conference on IT Convergence and Security, 2017.
- Oscar Arteaga, Victor H. Andaluz, M. Mounir Bou-Ali, Joanes Berasategi, Maria Ines Erazo, **Diego Camacho**, **Alvaro Velasco**, Erick Mera, Ismael Medina, David Escorza, “**Characteristics of Magnetorheological Fluids Applied to Prosthesis for Lower Limbs**”, 2017 3rd Advanced Research in Material Sciences, Manufacturing, Mechanical and Mechatronic Engineering Technology International Conference.

## CAPITULO II

### ESTADO DEL ARTE Y MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Introducción

Las amputaciones de extremidades inferiores se originan por muchas causas, ya sean naturales o por accidentes, teniendo entre las causas naturales a problemas circulatorios, diabetes y malformaciones congénitas.

La pérdida de la extremidad de un cuerpo provoca que las personas amputadas piensen en una alternativa para sustituir el miembro perdido y de alguna manera compensar ese vacío físico que para ellos representa, además de ser un gran impacto para su susceptibilidad lo cual incluso puede ocasionar que se releguen de la sociedad.

Debido a las consideraciones mencionadas anteriormente y la realidad que vive la sociedad ecuatoriana actual con una cifra de 193.520 personas con discapacidad física en el país, ha producido que aparezcan distintos tipos de prótesis con distintos fabricantes y aplicaciones específicas las cuales buscan satisfacer distintos requerimientos como confortabilidad, centro de masa, ergonomía, asequibilidad, entre otros, que harán de esta experiencia aún más llevadera.

La articulación de la rodilla es muy importante para el ser humano si de caminar, correr o marchar se trata debido a que necesita esencialmente de la variación del torque y la rapidez con que se lo haga, todo esto se logra a través de la dinámica de la rótula junto con los ligamentos, este proyecto trata de emular ese mecanismo de rotación permitiendo que el usuario sienta un mayor confort y un mejor desenvolvimiento en su vida diaria, además de ser asequible debido a la relación costo-beneficio que esta tendrá.

Actualmente existentes distintas empresas que ofrecen varios tipos de prótesis con un costo muy alto que sobrepasan los \$8000 dólares y van

desde un mecanismo de rodilla de eje simple, construida de materiales no costosos como plástico, hierro, etc. hasta prótesis más sofisticadas controladas por microprocesadores y elaboradas en fibra de carbono.

Considerando que una gran mayoría de estos productos no son adaptables al cliente en su totalidad, de manera que llegan a causar daños y molestias en otras partes del cuerpo, por ejemplo: desgaste en las articulaciones de cadera y problemas en la columna, debido a que no presentan un balance sinérgico con el cuerpo humano y la articulación o extremidad amputada.

Debido a esto no se podrá optar por el uso de actuadores hidráulicos o neumáticos, ya que requieren un gran espacio y no ofrecen un amortiguamiento continuo; la evolución de los materiales inteligentes y en este caso los fluidos magnetoreológicos, los cuales han generado un gran avance en el control de mecanismos destinados a emular los movimientos del cuerpo humano y de sus articulaciones, es por eso que este proyecto se enfocará en la utilización de materiales magnetoreológicos (MR), para la construcción de un prototipo de prótesis con un mecanismo limitador de torque que emule la funcionalidad de la rodilla humana, permitiendo un control activo en la rigidez de esta articulación.

A continuación, un trabajo relacionado sobre los parámetros de diseño y construcción de prótesis que posteriormente servirán de análisis para una correcta selección de materiales y construcción adecuada de la prótesis.

- **Monar. M & Benancia. M “Diseño y construcción de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico adaptada para varios patrones de sujeción.”**

Este documento presenta el diseño y construcción de una prótesis biónica con el uso de materiales inteligentes y control mioeléctrico que permite el movimiento de la mano bajo 7 grados de libertad con la finalidad de validar

la funcionalidad que esta presenta, ante actividades cotidianas que realiza una persona que posee una amputación transradial debajo del codo.



**Figura 1 Prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad**

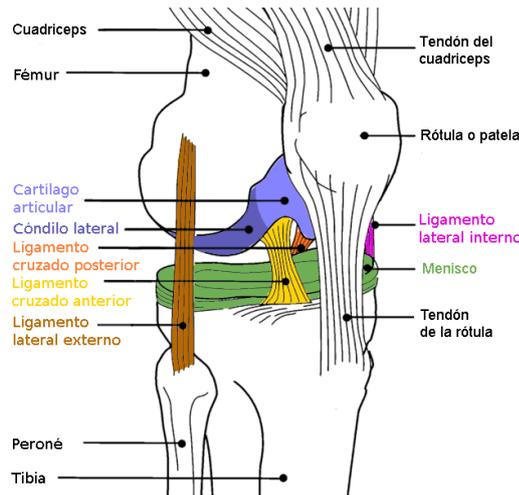
**Fuente:** (Monar & Benancia, 2015)

A diferencia del tema propuesto como prótesis en donde se toma como punto de partida parámetros de diseño y el efectivo uso de fluidos magnetoreológicos aplicados para fines médicos.

## **2.2 Biomecánica de Extremidades Inferiores**

### **2.2.1 La rodilla**

En el ser humano, la articulación de la rodilla es la articulación más grande del cuerpo y una de las más complejas. Esta sirve de unión entre el muslo y la pierna. Soporta la mayor parte del peso del cuerpo en posición de pie. Está compuesta por la acción conjunta de los huesos fémur, tibia, rótula y dos discos fibrocartilaginosos que son los meniscos. (Biolaster, 2011) como se aprecia en la figura 2.



**Figura 2 Rodilla Humana y sus partes**

**Fuente:** (Jiménez, Herrera, & Carmina, 2007)

Fémur y tibia conforman el cuerpo principal de la articulación, mientras que la rótula actúa como una polea y sirve de inserción al tendón del músculo cuádriceps y al tendón rotuliano cuya función es transmitir la fuerza generada cuando se contrae el cuádriceps.

### 2.2.2 Cinemática de la rodilla humana

Los estudios sobre la cinemática de la articulación de una rodilla se enfocan en caracterizar el movimiento de las misma en los tres planos, teniendo en cuenta que dicha cinemática se encuentra afectada por la laxitud ligamentosa de cada individuo y por la tarea desarrollada.

Aunque la articulación femoro-tibial presenta un movimiento con seis grados de libertad (Cerveró, Jiménez, & Monzo, 2005), el rango de movimiento en el plano sagital es mucho mayor que en el resto de los planos, por ello, se realiza el estudio de forma simplificada el movimiento de la rodilla como si estuviese en dicho plano. Como se puede apreciar en la tabla cuando se lleva a cabo la rotación de flexión-extensión cuyos valores durante diferentes actividades comunes.

**Tabla 1****Rango de Movimiento de la articulación Tibio-femoral**

Actividad	Rango de movimiento desde extensión hasta la flexión (Grados)
Caminar	0-67°
Subir Escalones	0-83°
Bajar Escalones	0-90°
Sentarse	0-93°
Probarse un zapato	0-106°
Subir un obstáculo	0-117°

La característica primordial del movimiento de la articulación femoro-tibial en el plano sagital es que puede describirse como una combinación de deslizamiento y rodadura de los cóndilos sobre el platillo tibial (Cerveró, Jiménez, & Monzo, 2005)



**Figura 3 Movimiento de deslizamiento y rodadura del fémur respecto a la tibia en el plano sagital**

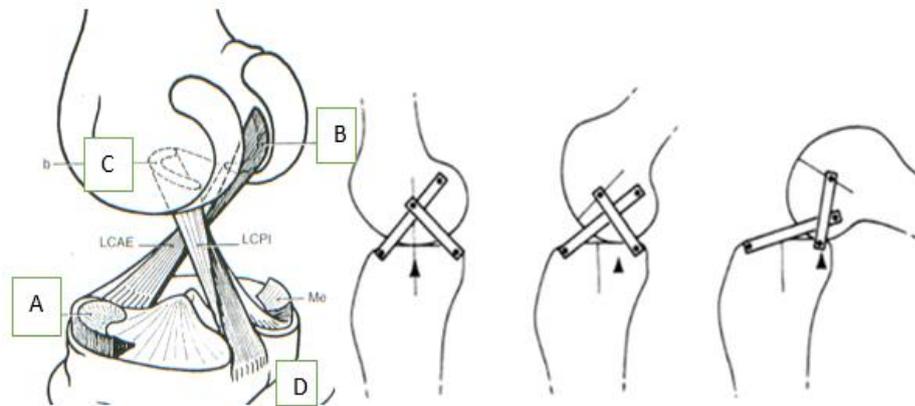
**Fuente:** (Cerveró, Jiménez, & Monzo, 2005)

Para la descripción de la cinemática de la rodilla en el plano sagital, fue propuesto el modelo de cuatro barras, descrito por primera vez por Butmester en 1888. Dicho modelo se basa en la suposición de que el movimiento de la articulación está guiado principalmente por los ligamentos cruzados, permaneciendo éstos isométricos a lo largo del rango de movimiento.

Como se aprecia en la figura 4, los ligamentos cruzados junto a los dos elementos óseos forman la cadena cinemática ABCD. El segmento AD se

denomina conexión tibial o barra tibial. Y es la línea que une los puntos de inserción de los ligamentos a la tibia, mientras que el segmento CB constituye la barra femoral. La barra tibial es aproximadamente paralela al platillo tibial y la femoral es paralela a la pared superior de la escotadura intercondilea.

Las barras tibial y femoral están unidas al fémur y a la tibia, se mueven con ellos, de forma que cualquier cambio del ángulo relativo entre ellas corresponde al mismo cambio en el ángulo entre los huesos como se aprecia en la figura 3. Los segmentos AB y CD representan los ligamentos cruzados anterior y posterior respectivamente y coinciden con las fibras neutras de dichos ligamentos que permanecen isométricas durante la flexión pasiva. (Góngora, Cruz, Gonzales, & Victoria, 2003)

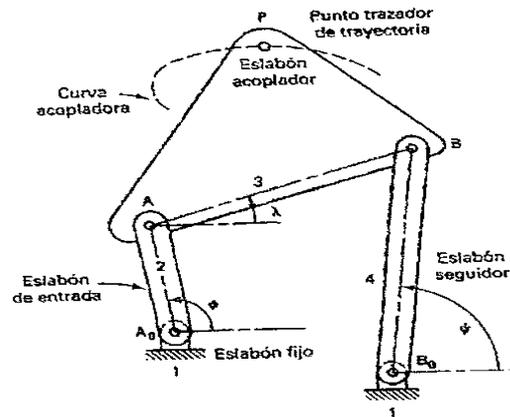


**Figura 4 Rodilla dejando expuestos los ligamentos cruzados, con diagrama del mecanismo de cuatro barras**

**Fuente:** (Góngora, Cruz, Gonzales, & Victoria, 2003)

### 2.2.3 Mecanismo de cuatro barras

Un mecanismo es un dispositivo mecánico que tiene el propósito de transferir el movimiento o fuerza de una fuente a una salida. El eslabonamiento consiste en eslabones, generalmente considerados rígidos, conectados por juntas, como pasadores o juntas prismáticas, para formar cadenas cinemáticas abiertas o cerradas. Tales cadenas cinemáticas, con un eslabón fijo como mínimo.



**Figura 5 Notación para un eslabonamiento de cuatro barras**

**Fuente:** (Mesquida & Lasssig, 2011)

Los eslabonamientos de lazo cerrado más simples es el de cuatro barras, que tiene tres eslabones móviles y cuatro juntas 'resolutas', de pivote o pasador. El eslabón conectado a la fuente de potencia se llama eslabón de entrada ( $A_0A$ ). El eslabón seguidor conecta el pivote móvil  $B$  al pivote  $B_0$  de tierra. El eslabón acoplador o flotante conecta los dos pivotes móviles,  $A$  y  $B$ , acoplando el eslabón de entrada con el eslabón de salida como se observa en la figura 4.

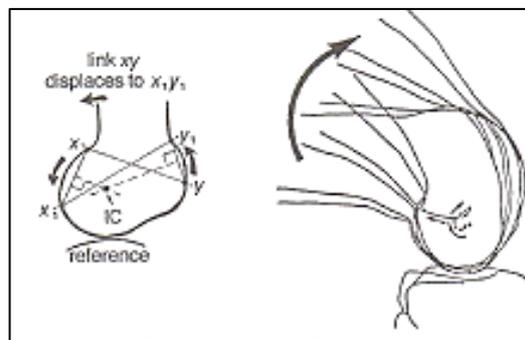
El eslabonamiento de cuatro barras es la cadena más básica de eslabones conectados por pasadores que permiten movimiento relativo entre los eslabones. Los eslabonamientos pueden clasificarse en tres categorías dependiendo de las tareas que realizan: generación de función, generación de trayectoria y generación de movimiento. (Góngora, Cruz, Gonzales, & Victoria, 2003)

#### 2.2.4 Centro Instantáneo de Rotación

El 'centro instantáneo' o llamado propiamente el centro instantáneo de velocidad relativa cero (CIR), es un punto donde, poco un pequeño cambio en el ángulo de flexión de la rodilla, la sección femoral, gira en un punto sobre la extensión de la pierna en cual parece estar temporalmente fijo. Para pequeños ángulos de rotación relativa, se puede imaginar un eje que conecta la pierna con el muslo en el centro instantáneo. Para ángulos de rotación más largos el

centro instantáneo cambiara su posición y un nuevo eje temporal debe ser imaginado.

Para una rodilla con eslabonamiento de cuatro barras, el centro instantáneo (en cualquier posición de la flexión de la rodilla) puede siempre ser localizado en la intersección de la línea central de los eslabones anterior y posterior que son los que conectan la sección del socket a la sección de la pierna de la prótesis. Cuando el ángulo de flexión de la rodilla es incrementado el centro instantáneo toma una serie de posiciones, las cuales trazan una trayectoria sobre una extensión de la pierna, ésta avanza hacia delante y hacia abajo encaminando a un centro anatómico de la rodilla lo cual se aprecia en la figura 6.



**Figura 6 Centro instantáneo de rotación**

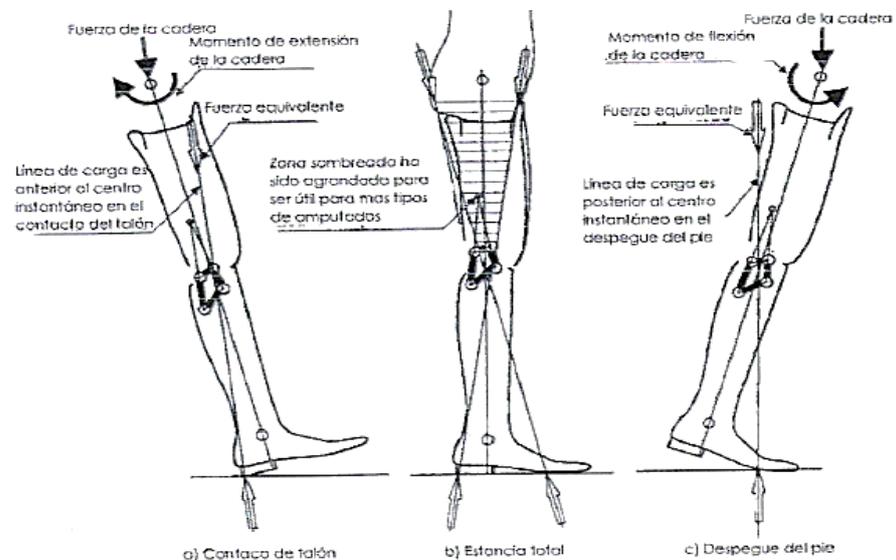
**Fuente:** (Góngora, Cruz, Gonzales, & Victoria, 2003)

### 2.2.5 Mecanismo de control voluntario

Este tipo de mecanismo en rodillas son diseñadas para proveer al amputado la habilidad de no solo controlar la estabilidad de la rodilla tanto para la fase de contacto del talón con el piso y el despegue del pie, sino también para tener un control completo de la rodilla para un limitado rango de flexión de la misma. Esta habilidad para controlar el movimiento y estabilidad de la rodilla flexionada depende de las habilidades físicas del amputado. (Arreguin & Enriquez, 2005)

Es deseable para el amputado ser capaz de reaccionar a un evento que pueda perturbar la estabilidad de la rodilla cuando soporta todo el peso, particularmente en el contacto del talón con el piso, para contrarrestar la

tendencia hacia una flexión descontrolada y voluntariamente mover la rodilla a una posición estable en la extensión total véase la figura 6. (Góngora, Cruz, Gonzales, & Victoria, 2003)



**Figura 7 Diagrama de estabilidad para un mecanismo de cuatro barras de control voluntario.**

**Fuente:** (Radcliffe, 1994)

Hay tres funciones principales de la prótesis que son determinados por el patrón del centrodo. La distancia que el centro instantáneo de rotación a la línea de carga del amputado determina la estabilidad de la rodilla. Entre más distancia posterior a este punto, más estable será la rodilla en el contacto del talón con el suelo.

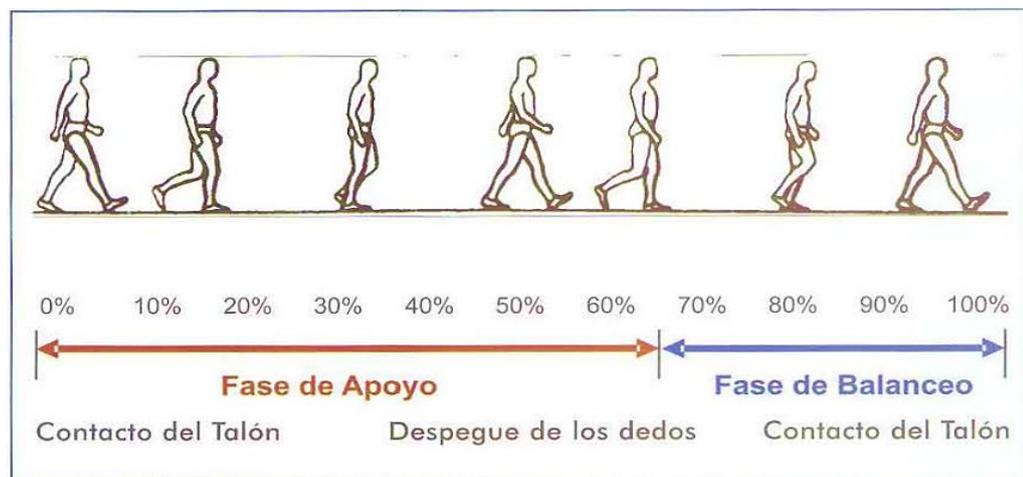
Entre mejor sea el centro instantáneo de rotación, menor será el esfuerzo de los músculos requeridos para controlar la estabilidad de la rodilla en el contacto del talón. Ya que el punto de control de la rodilla es más cerca a la articulación de la cadera, el amputado tiene una ventaja mecánica en el muñón y por lo tanto se incrementa la eficiencia. (Arreguin & Enriquez, 2005)

Una característica adicional de la estabilidad de la rodilla controlado es el número de grados que una rodilla puede flexionar antes de que el centro instantáneo de rotación pase anterior a la línea de carga. Una vez que esto ocurre, el control voluntario de la rodilla requiere incrementar la fuerza

muscular por el amputado. En contraste, la anterior translación del centro instantáneo de rotación mejora la flexión controlada de la rodilla al final de la fase es estancia. (Breakey, 1998).

### 2.2.6 La Marcha Humana

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida, se desplaza hacia delante o atrás siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas; cuando menos un pie está en contacto con el suelo mientras el otro se balancea hacia delante como preparación al siguiente apoyo. (Huan & Yokoi, 2001)



**Figura 8 Marcha Humana, ciclos de la marcha y sus fases**

**Fuente:** (Bohórquez, 2010)

### 2.2.7 Ciclo de marcha y sus fases

Durante un ciclo de marcha completo cada pierna padece por una fase de apoyo durante la cual el pie se encuentra en contacto total o parcialmente con el suelo, seguido por una fase de oscilación, en el cual el pie se encuentra en el aire, al tiempo que avanza. La fase de apoyo comienza cuando el talón está en contacto con el suelo y finaliza cuando los dedos pierden el contacto con él. La fase de oscilación transcurre desde cuando el antepié se despega del suelo hasta cuando el pie se apoya en el talón nuevamente, (Bohórquez, 2010), como se muestra en la figura 8.

El desarrollo del ciclo de marcha está marcado por una serie de etapas que se pueden relacionar de la siguiente manera:

- Contacto talón suelo.
- Apoyo completo de la planta del pie.
- Despegue del talón.
- Despegue de los dedos.
- Oscilación de la pierna.
- Contacto talón suelo.

En general las duraciones de las fases son tomadas por la mayoría de la literatura consultada como un porcentaje del ciclo total; para la fase del apoyo también conocida como fase ortostática, se tiene un valor estándar de 60% y 40% restante para la fase de la oscilación. La figura 8 muestra como durante la marcha normal existe un período de tiempo en el cual ambas extremidades se encuentran apoyadas; este apoyo doble hace la diferencia entre el correr y el andar. La fase en la que dos extremidades están en contacto con el suelo es aproximadamente de un en contacto 10% del ciclo total de la marcha. (Bohórquez, 2010)

## **2.3 Amputaciones**

La amputación es un procedimiento quirúrgico que comprende la extirpación de una extremidad/miembro (brazo o pierna) o parte de un miembro (como un dedo del pie, de la mano, un pie o una mano), en general como consecuencia de una lesión, enfermedad, infección o cirugía para la extirpación de tumores de los huesos y músculos (CareFirst, 2013), los tipos principales de amputaciones para definir las y posteriormente diferenciarlas para saber qué tipo de prótesis se puede utilizar para cada una de ellas. Así pues, se distinguen:

### **2.3.1 Amputaciones de Miembro Superior**

Entre las amputaciones de Miembro Superior están, amputación de la Mano, Amputación por debajo del Codo y Amputación por encima del Codo. (Adaepis, s.f.)

### **2.3.2 Amputaciones de Miembro Inferior**

Entre las Amputaciones de Miembro Inferior distinguiremos, las Femorales o amputación a la Altura del Fémur, Desarticulación de Rodilla, Transtibial. Además de estas amputaciones también están las amputaciones Digitales, de

orejas, Nariz, pene, testículos, Mamas y demás partes del cuerpo, para estas amputaciones también existen prótesis funcionales y estéticas que simulan a la perfección las partes amputadas del cuerpo. (Adaepis, s.f.)

## **2.4 Antecedentes protésicos de rodilla**

### **2.4.1 Sistema de control para prótesis**

Uno de los problemas más abordados es el control de la prótesis, es decir, otorgar al paciente más capacidad para realizar con mayor libertad los movimientos que se podrían realizar con una rodilla común, y a su vez ofrecerle los medios necesarios para que este pueda controlar la prótesis y sea capaz de tener consciencia de los movimientos que realizar, adaptándose de una forma u otra a su manera de caminar. (Álvarez, 2013)

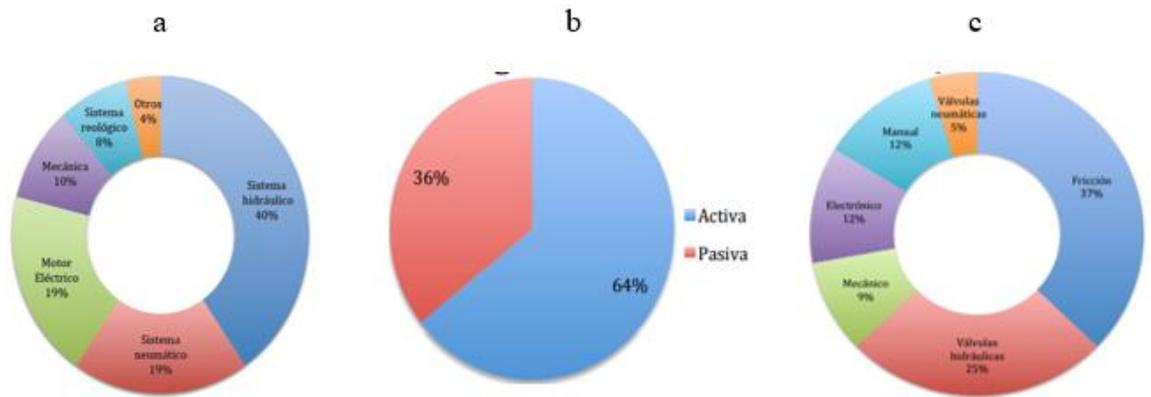
Dentro del problema del control de la prótesis se encuentra varios sub problemas los cuales son:

**Control de la Marcha.** Mediante el control de la marcha se requiere que la prótesis se mueva como si se tratase de una pierna natural, lo que permitirá al protetizado caminar de una manera natural.

**Regulación.** La regulación permite el ajuste de la marcha, lo que permitirá que el usuario protetizado pueda variar la cadencia con lo cual evitara que la pierna sana pueda verse afectada durante la marcha.

**Bloqueo.** La estructura de prótesis de rodilla se asemeja a una bisagra simple, al momento de la marcha humana se requiere que esta no se doble sin motivo aparente y que resista el peso de la persona protetizada. (Álvarez, 2013)

En la figura 9 se puede apreciar los sistemas más empleados para el sistema de control de marcha, en donde un alto porcentaje se lo realiza por medio de sistemas hidráulicos, el mayor porcentaje respecto a las soluciones de regulación lo realizan las prótesis de rodillas activas y finalmente para solventar el bloque de la prótesis la segunda opción más común se basa en válvulas hidráulicas.



**Figura 9 a) Soluciones para el control de la marcha b) soluciones de regulación c) soluciones del bloqueo de la prótesis**  
Fuente: (Álvarez, 2013).

#### 2.4.2 Rodilla hidráulica

Este tipo de controladores consiste de un pistón cuyo émbolo es sujetado a la parte tibial de la prótesis detrás del perno de articulación de la rodilla. La flexión de la rodilla obliga al émbolo hacia abajo dentro del pistón, el cual a su vez conduce al fluido hacia un canal en la parte superior de éste. El fluido viaja hacia arriba dentro y alrededor de las paredes del cilindro por una compuerta en la parte superior del mismo, y regresa a la parte central del pistón que este sobre el émbolo como se muestra en la figura 10.



**Figura 10 Rodilla hidráulica**

Fuente: (Góngora, Cruz, Gonzales, & Victoria, 2003)

#### 2.4.3 Rodilla Adaptive Endolite

Este sistema es un cilindro híbrido, hidráulico y neumático, el cual es controlado mediante microprocesadores a través de sensores de tiempo, fuerza y oscilación. Detecta diferentes cosas sucediendo dentro del ciclo de

marcha, en 62.5 veces por segundo y se ajusta. Por lo tanto, se crea una imagen electrónica de lo que está siendo utilizado sobre el terreno que camina el paciente, y se ajusta a los modos necesarios de soporte. El resultado final es una marcha mucho más natural en comparación a lo que ofrecen la mayoría de las rodillas. Véase la figura 11 en la parte inferior.



**Figura 11 Rodilla Endolite**

**Fuente:** (Góngora, Cruz, Gonzales, & Victoria, 2003)

#### **2.4.4 Ossur Hydraulic Knee**

Esta prótesis incluye un bloqueo geométrico para proporcionar máxima seguridad y movimiento normal de caminata; sistema hidráulico de tres fases, el cual ayuda al usuario a alterar la velocidad de la caminata suave y rápida; posición en flexión, la cual actúa como un atenuador del impacto para simular la acción natural de flexión de la rodilla normal; y un singular diseño de siete ejes, el cual imita el movimiento natural de la rodilla y facilita una marcha más natural.



**Figura 12 Ossur Hydraulic Knee**

**Fuente:** (Washington, DC Patente nº 5,376,137, 1994)

### 2.4.4 Rheo Knee 3

La prótesis RHEO KNEE 3, es resistente a condiciones climáticas adversas, proporciona la función más natural de todas las rodillas con microprocesador del mercado porque se adapta continuamente al usuario y al entorno, al tiempo que ofrece un excelente equilibrio entre estabilidad y seguridad. El diseño resistente a condiciones climáticas adversas permite la exposición a salpicaduras de agua.

El actuador avanzado y el control de la resistencia garantizan la mejor resistencia posible, que se traduce en un mayor apoyo al bajar escaleras y un esfuerzo mínimo al caminar sobre suelo llano. El inicio de la fase de balanceo sin esfuerzo permite una marcha más fluida, incluso entre las multitudes y en espacios reducidos. La detección de la marcha inteligente, que incluye tecnología de sensor cinemático, garantiza la estabilidad y la respuesta dinámica en cada situación. (Washington, DC Patente nº 736,385, 2015).



**Figura 13 Rheo Knee 3**

**Fuente:** (Washington, DC Patente nº 736,385, 2015).

“La prótesis posee una tecnología magnetoreológica que permite una respuesta instantánea para que los usuarios no tengan que esperar a que la rodilla responda con un mecanismo de bloqueo a la extensión, para bloquear la rodilla en extensión completa y aumentar la seguridad y la comodidad en circunstancias específicas.” (Washington, DC Patente nº 736,385, 2015).

## **2.5 Materiales Protésicos**

Los materiales utilizados en las diferentes prótesis de rodilla son aleaciones metálicas y polietileno. En la actualidad, sólo estos materiales presentan las condiciones más adecuadas de resistencia, durabilidad y comportamiento ante los esfuerzos que sufrirán una vez implantados en el cuerpo humano.

### **2.5.1 Criterios de los materiales**

Los materiales de construcción utilizados deben cumplir varios criterios:

Deben ser biocompatibles; es decir, que se pueden colocar en el cuerpo sin necesidad de crear una respuesta de rechazo y deben ser capaces de duplicar las estructuras de la rodilla que están destinados a sustituir. Por ejemplo, ser lo suficientemente fuertes como para soportar la carga del peso corporal pero lo suficientemente flexibles como para soportar el estrés sin romperse. Deben ser capaces de mantenerse su forma por un largo tiempo. (Fisioterapia, s.f.)

### **2.5.2 Aluminio**

El aluminio es un metal ligero extraído de la bauxita, el tercer elemento más común de la corteza terrestre, del cual se estima que hay reservas para 200 años.

Se trata de un material con un abanico de propiedades que hacen de él un elemento con gran variedad de aplicaciones, situándolo en una posición de vanguardia entre los componentes más indispensables de nuestra vida diaria. De forma natural, genera una capa de óxido que le otorga una gran resistencia a la corrosión. Modificando la composición de su aleación, y a través de tratamientos de revestimiento, se consigue adaptar la resistencia de esta capa a las exigencias de su aplicación. (Arpal, 2011)

#### **2.5.2.1 Ventajas y aplicaciones**

Todas estas propiedades son básicas a la hora de utilizar el aluminio en sus distintas aplicaciones, las principales de las cuales permiten que su utilización se extienda hacia otros sectores del mercado y compañías proveedoras. En la industria del transporte, el aluminio se utiliza para la

construcción de aviones, de vagones ferroviarios, de automóviles, así como para la fabricación de motores de combustión interna. (Arpal, 2011)

Su resistencia a la corrosión y al agua del mar lo hace indispensable a la hora de fabricar tanto cascos de barco y mecanismos acuáticos, como vehículos militares y tanques blindados. Una misma proporción de aluminio pesa un tercio menos que el acero, con lo que también es un material ideal para la fabricación de tubos, recipientes y aparatos necesarios en la industria química. (Arpal, 2011)

Por otro lado, la aplicación del aluminio para el tratamiento del agua resulta muy ventajosa, pues además de ser un elemento no tóxico, filtra las bacterias y las partículas no deseadas, ayudando a mantener limpios los abastecimientos de agua. En el campo de la medicina, el aluminio se emplea tanto en los equipamientos médicos como en algunos medicamentos, por ejemplo, en los tratamientos de úlceras gástricas al igual que las prótesis externas tanto de miembros superiores e inferiores. (Arpal, 2011)

### 2.5.2.2 Aluminio C330R

Este aluminio tiene una buena resistencia, es libre de porosidad y una escasa tensión siendo una aleación especial de la serie 7000 es tratable térmicamente y se obtiene al realizar un recocido en solución, con enfriamiento súbito madurado artificialmente. Se caracteriza por ser apto para el mecanizado por arranque de viruta, el soldado, pulido y anodizado. (Bohler, s.f.). Al aluminio C330R presenta las siguientes propiedades tanto mecánicas como físicas como se aprecia en la tabla 2

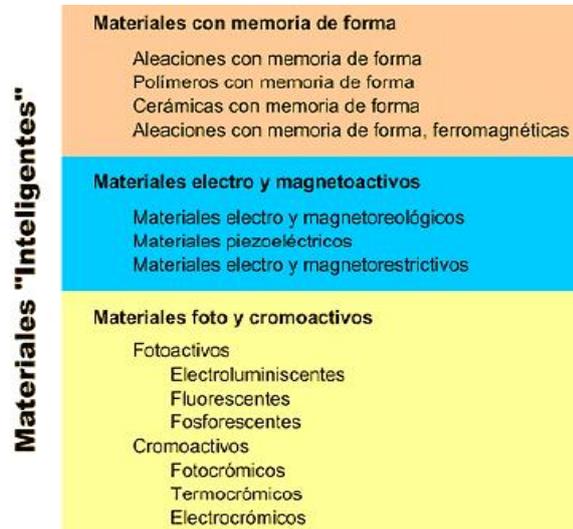
**Tabla 2**  
**Propiedades mecánicas y físicas del aluminio C330R**

Propiedades mecánicas		Propiedades físicas	
Limite elástico (Mpa)	334	Densidad ( $g/m^3$ )	2.8
Resistencia a la tracción (Mpa)	362	Elasticidad (Gpa)	70
Alargamiento A (%)	3,1	Coefficiente de dilatación térmica [ $K^{-1}$ ]	23
Dureza HBW (2,5/62,5)	118	Conducción de calor (W/m-k)	125-155

**Fuente:** (Bohler, s.f.)

## 2.6 Clasificación de los Materiales Inteligentes

Los materiales actuadores se clasifican en tres principales: los materiales con memoria de forma, los materiales electro y magnetoactivos dentro de los cuales se encuentran los materiales magnetoreológicos que serán abordados posteriormente y, por último, están los materiales foto y cromóactivos como se puede observar en la Figura 14.



**Figura 14 Clasificación de los materiales inteligentes**

**Fuente:** (Garcia & Sahit, 2007)

### 2.6.1 Materiales con memoria de forma

El efecto de memoria de forma puede describirse como la capacidad de un material para cambiar la forma debido a la aplicación de un estímulo externo. Bajo el término de materiales con memoria de forma existen cuatro clases diferentes, según la naturaleza, o del material en sí, o del estímulo externo al que responden. Las cuatro clases en las que se pueden dividir son:

- Aleaciones con Memoria de Forma (Shape Memory Alloys, SMAs).
- Cerámicas con Memoria de Forma (Shape Memory Ceramics, SMCs).
- Polímeros con Memoria de Forma (Shape Memory Polymers, SMPs).
- Aleaciones Ferromagnéticas con Memoria de Forma (Ferromagnetic Shape Memory Alloys, FSMAs). (Matellanes & Clemente, 2003)

En el caso de las aleaciones metálicas, el efecto de memoria de forma se basa en la transición que se produce entre dos fases sólidas, una de baja temperatura o martensítica y otra de alta temperatura o austenítica.

Por otro lado, los polímeros con memoria de forma son materiales poliméricos con la capacidad de recordar su forma original. Este efecto está relacionado con la combinación de la estructura y la morfología del polímero junto con el proceso y tecnología de programación de inclusión de la forma empleado. Es decir, es necesario un entrenamiento del material para que recuerde una forma determinada. El mecanismo del efecto de memoria de forma en los polímeros puede producirse, no sólo por temperatura, sino también por luz o por reacciones químicas. (Garcia & Sahit, 2007)

### **2.6.2 Materiales Cromo y Fotoactivos**

Los materiales fotoactivos son aquellos en los que se producen cambios de diferente naturaleza como consecuencia de la acción de la luz o que son capaces de emitir luz como consecuencia de algún fenómeno externo. Entre los materiales fotoactivos que emiten luz, sin que se produzca calor, nos encontramos con los electroluminiscentes, los fluorescentes y los fosforescentes.

- **Electroluminiscentes:** Son materiales organometálicos basados fundamentalmente en fósforos y fluorocarbonos que emiten luz de diferentes colores cuando son estimulados por una corriente eléctrica.
- **Fluorescentes:** son materiales semiconductores que producen luz visible como resultado de su activación con luz UV. El efecto cesa tan pronto como desaparece la fuente de excitación. Los pigmentos fluorescentes a la luz del día son blancos o de color claro mientras que cuando están expuestos a radiación UV irradian un intenso color fluorescente.
- **Fosforescentes:** materiales semiconductores que convierten la energía absorbida en luz emitida sólo detectable en la oscuridad, después de que la fuente de excitación ha sido eliminada. Esta emisión

de luz puede durar desde minutos hasta horas. La fuente de excitación más efectiva es la radiación UV.

Los materiales cromóactivos son aquellos en los que se producen cambios de color como consecuencia de algún fenómeno externo como puede ser la corriente eléctrica, radiación UV o temperatura. (Matellanes & Clemente, 2003)

### **2.6.3 Materiales Magneto y Electroactivos**

Estos materiales experimentan cambios en sus propiedades físicas ante la presencia o aplicación de un campo eléctrico o magnético. Entre estos materiales se encuentran los fluidos “inteligentes”. Estos fluidos presentan la capacidad de cambiar su viscosidad aparente en presencia de un estímulo externo. Se dividen en dos categorías dependiendo de la naturaleza del estímulo al que responden mediante un cambio en sus propiedades reológicas. (Matellanes & Clemente, 2003)

## **2.7 Fluidos Magnetoreológicos**

Los fluidos magnetoreológicos son suspensiones acuosas de microesferas de hierro a carbono u otras partículas magnetizables en un fluido base de hidrocarbóno sintético. Las partículas no tienen remanencia ni histéresis magnética. El descubrimiento inicial y el desarrollo de los fluidos y dispositivos magnetoreológicos pueden ser acreditados a Jacob Rabinow en el US National Bureau of Standard en los años cuarenta. (Cupich & Elizondo, 1998)

Bajo la acción de un campo magnético constante, las partículas adquieren momento bipolar, lo cual produce partículas en forma de collares de cuentas alineados. La formación de estos agregados cambia drásticamente las propiedades mecánicas y ópticas de las suspensiones. Si el campo es rotante, la agregación ocurre, pero además se induce un par de giro sobre las cadenas a los que se opone la fricción viscosa. Las cadenas siguen la rotación del campo con cierta deformación y un desfase.

El campo magnético aplicado, alinea las partículas metálicas en estructuras fibrosas, controlando el límite elástico del fluido sin afectar a su viscosidad. El tiempo de respuesta del fluido magnetoreológico es de menos de un milisegundo. Los fluidos magnetoreológicos responden a la aplicación de un campo magnético con un cambio en su comportamiento reológico. Típicamente, este cambio se manifiesta mediante el desarrollo de un esfuerzo producido monotónicamente que crece con el campo aplicado. De ahí su habilidad para proveer una simple, silenciosa y rápida respuesta en la interfase entre controles electrónicos y sistemas mecánicos.

La respuesta de estos fluidos es resultado de la polarización inducida en las partículas suspendidas mediante la aplicación de un campo externo. La interacción entre los dipolos inducidos resultantes obliga a las partículas formar estructuras columnares, paralelas al campo aplicado. Estas estructuras tipo cadena restringen el movimiento del fluido dando lugar a un incremento en las características viscosas de la suspensión.

La energía mecánica necesaria para producir estas estructuras tipo cadena se incrementa conforme crece el campo aplicado, dando como resultado un esfuerzo dependiente del campo. En ausencia de un campo aplicado, los fluidos magnetoreológicos muestran un comportamiento Newtoniano. Así, el comportamiento de los fluidos controlables es a menudo representado como un plástico Bingham que tiene un límite elástico variable. (Cupich & Elizondo, 1998). En este modelo, el flujo es gobernado por la ecuación de Bingham:

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

Donde

$\tau$  es el esfuerzo total cuya unidad son los Pa.

$\tau_y$  es el esfuerzo ejercido sobre el eje y.

H es el flujo magnético aplicado cuya unidad es Ka/m.

$\eta$  es el valor de la viscosidad del fluido dado cuya medida se da en s/Pa.

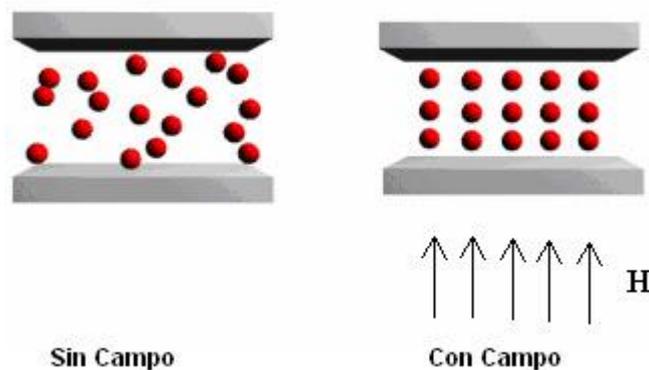
$\dot{\gamma}$  es la tasa de corte que generan las microesferas en el proceso, la unidad de esta se da en  $s^{-1}$ .

$G$  es el módulo complejo del material la cual es adimensional.

Para esfuerzos  $\tau$  arriba del esfuerzo de cedencia dependiente del campo  $\tau_y$  Abajo del esfuerzo de cedencia el material se comporta viscoelásticamente:

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

Es decir, un fluido magnetoreológico en el estado desmagnetizado (OFF) es una dispersión aleatoria de partículas como se puede observar en la figura 15, exhibiendo comportamiento reológico newtoniano (esfuerzo cortante = viscosidad \* velocidad tangencial). Pero cuando pasa a ser magnetizado (ON), el fluido cambia su comportamiento reológico, actuando ahora como un plástico Bingham (esfuerzo cortante = límite elástico \* velocidad tangencial).



**Figura 15 Partículas fluidos magnetoreológicos sin campo y con campo**

**Fuente:** (Actimat, 2010)

### 2.7.1 Plástico ideal o de Bingham

Se denomina plástico ideal o de Bingham a las sustancias o fluidos que para tensiones tangenciales inferiores a un valor característico  $\tau_0$  se comportan elásticamente, y superado ese valor muestran un comportamiento similar al de un fluido newtoniano. A este tipo de fluido lo caracteriza dos constantes, la tensión tangencial de fluencia que es el valor de

$\tau_0$  para que se inicie el flujo, y el coeficiente de viscosidad plástica  $\mu_p$  dado por la pendiente  $d\tau/d\dot{\gamma}$ .

La relación que siguen los plásticos de Bingham es:

$$\tau = \tau_0 + \mu_p \frac{d\mu}{dy} \quad (\text{Ecu. 3})$$

El modelo de plástico de Bingham es aplicable al comportamiento de muchos fluidos de la vida real como plásticos, emulsiones, pinturas, lodos de perforación y sólidos en suspensión en líquidos o agua.

## 2.7.2 Propiedades Reológicas

Las propiedades reológicas de los fluidos controlables son dependientes de la concentración y densidad de las partículas, de la distribución de forma y tamaño de las partículas, de las propiedades del fluido portador, de aditivos adicionales, del campo aplicado, de la temperatura y de otros factores. La interdependencia de todos estos factores es muy compleja, aún es importante en el establecimiento de metodologías para optimizar el desempeño de estos fluidos para aplicaciones particulares.

En todas las formulaciones optimizadas de fluidos magnetoreológicos para una aplicación específica, la viscosidad del fluido en ausencia de un campo magnético es más significativamente una función del aceite portador, de los agentes de suspensión y de la carga de partículas. La viscosidad del fluido es significativamente una función de la química y composición de los fluidos portadores.

### 2.7.2.1 Esfuerzo de corte ( $\tau$ )

El esfuerzo está definido como la razón entre la fuerza aplicada y el área en donde se aplica. Los esfuerzos pueden ser normales o cortante. El esfuerzo tiene unidades de pascales.

$$\tau = \frac{F(\text{fuerza})}{A(\text{área})} = \frac{N}{m^2} = Pa[\text{Pascal}] \quad \text{(Ecu. 4)}$$

El esfuerzo normal está definido como aquel en donde la fuerza se aplica normalmente sobre un área. El esfuerzo cortante es aquel que se obtiene de aplicar una fuerza paralelamente a un área.

### 2.7.2.2 Rapidez de deformación ( $\gamma$ )

La rapidez de deformación se define como la derivada de la deformación con respecto al tiempo. Particularmente, para un fluido que se encuentra entre dos placas paralelas infinitas, la rapidez de deformación es la razón de la velocidad relativa de las placas entre la distancia  $h$  de las mismas.

$$\gamma = \frac{\frac{m}{s}}{m} = \frac{1}{s} \quad \text{(Ecu. 5)}$$

### 2.7.2.3 Viscosidad ( $\eta$ )

Es aquella propiedad de un fluido por virtud de la cual ofrece resistencia al corte. Es decir, la resistencia de un fluido a fluir. La ley de viscosidad de Newton afirma que, dada una rapidez de deformación angular en el fluido, el esfuerzo cortante es directamente proporcional a la viscosidad.

$$\eta = \frac{\tau}{\gamma} \quad \text{(Ecu. 6)}$$

En general el coeficiente de viscosidad  $\eta$  se define como la razón entre el esfuerzo de corte y la rapidez de deformación.

### 2.7.3 Propiedades Magnéticas

La comprensión de las propiedades magnéticas de los fluidos magnetoreológicos es importante para el diseño de dispositivos basados en estos fluidos. En muchos dispositivos, el fluido representa la mayor reluctancia magnética dentro del circuito magnético. Estas propiedades magnéticas pueden también probar ser útiles al proveer penetración dentro del carácter y formación de las estructuras de partículas dentro del fluido.

Los fluidos magnetoreológicos exhiben propiedades magnéticas lineales hasta un campo aplicado de alrededor de  $0.02/\mu_0$  A/m, donde  $\mu_0$  es la permeabilidad del vacío. El comportamiento superparamagnético es consecuencia de las propiedades suaves del hierro utilizado como material particulado en estos fluidos y a la movilidad de estas fases particuladas.

#### 2.7.4 Aplicaciones Fluidos Magnetoreológicos

Debido a que el estado de los materiales FMR puede ser controlados por la fuerza de un campo magnético aplicado, es útil en aplicaciones donde se desea un rendimiento variable. Los microprocesadores, las tecnologías de sensores y el aumento del contenido electrónico y las velocidades de procesamiento han creado posibilidades de control en tiempo real de los sistemas inteligentes utilizados en los dispositivos de FMR.

El auge de la comercialización de la tecnología de MR fue el año 1995 y el uso de frenos rotativos en equipos de ejercicio aeróbico. A partir de este momento, la aplicación de la tecnología de materiales magnetoreológicos en los sistemas del mundo real ha crecido constantemente. (Huang, Zhang, Yang, & Wei, 2002)

**Amortiguadores MR lineales** para sistemas de control vibratorio activo en tiempo real en camiones pesados, frenos lineales y rotativos para un control de bajo costo, precisión, posición y velocidad de actuadores neumáticos, Frenos rotativos para proporcionar una respuesta de fuerza táctil en los sistemas de dirección por cable, amortiguadores lineales para el control de la marcha en tiempo real en dispositivos protésicos avanzados, amortiguadores regulables en tiempo real para automóviles, Herramientas de pulido magnetoreológico, amortiguadores de fluidos MR muy grandes para la mitigación de daños sísmicos en estructuras de ingeniería civil, se utilizan también para controlar las vibraciones inducidas por el viento en puentes atirantados.

**El freno MR** funciona en un modo de cizallamiento directo, cortando el fluido MR llenando el espacio entre las dos superficies (alojamiento y rotor) que se mueven una con respecto a la otra. El rotor está fijado al eje, que se coloca en rodamientos y puede girar en relación con alojamiento. El par de resistencia en el freno MR depende de la viscosidad del fluido MR que se puede cambiar por campo magnético. (Huang, Zhang, Yang, & Wei, 2002)

El freno MR permite el control continuo del par. Cuando no hay campo magnético, el par es causado por la viscosidad del líquido portador, los

cojinetes y los sellos. El freno MR es especialmente adecuado para una gran variedad de aplicaciones, incluyendo el control neumático del actuador, el control de precisión de la tensión y la retroalimentación de la fuerza háptica en aplicaciones como la conducción por cable. (Sapínski & Bydón, 2003)

**El embrague MR** similar al freno MR funciona en modo de corte directo y transfiere el par entre el eje de entrada y el de salida. Hay dos tipos principales de construcciones de embrague MR: cilíndrico y frontal. En el modelo cilíndrico el fluido MR funciona entre dos superficies cilíndricas y en el fluido MR frontal llena el hueco entre dos discos. Durante el trabajo el campo magnético producido por las bobinas aumenta la viscosidad del fluido y causa la transferencia de la forma del esfuerzo de torsión. (Lawniczak, 1999)

**Los amortiguadores MR** son dispositivos semiactivos que contienen fluidos magnetoreológicos. Después de la aplicación de un campo magnético el fluido cambia de estado líquido a semi-sólido en pocos milisegundos, por lo que el resultado es un amortiguador controlable infinitamente variable capaz de grandes fuerzas de amortiguación. Los amortiguadores MR ofrecen una solución atractiva para la absorción de energía en sistemas y estructuras mecánicas y pueden considerarse dispositivos "a prueba de fallos". (Sapínski & Bydón, 2003)

**Limitadores de torque**, estos dispositivos proporcionan una solución integrada que combina soporte de rodamientos, detección de posición de dirección, comunicación y resistencia continua variable, el par de torsión de la dirección, entregando la regeneración táctil de alta fidelidad y el control máximo al operador.

El principio de funcionamiento del limitador de torque se manifiesta mediante el funcionamiento en modo de cizallamiento directo, cortando el fluido MR contenido en el espacio entre las dos superficies, la superficie del disco y la placa, que se mueven con respecto al otro. A medida que la viscosidad del fluido MR cambia en presencia de un campo magnético excitado alrededor de la bobina, el torque cambiará en consecuencia.

## 2.8 Reología

La reología es el estudio del flujo y la deformación de la materia sometidas a fuerzas, y que por lo general se mide utilizando un reómetro. La medición de propiedades reológicas se aplica a todos los materiales, desde fluidos como soluciones diluidas de polímeros y surfactantes hasta fórmulas concentradas de proteínas, y desde semi sólidos como pastas y cremas hasta polímeros derretidos o sólidos, así como al asfalto. Las propiedades reológicas pueden medirse a través de la deformación de una muestra en un volumen grande, usando un reómetro mecánico. (Malvern, 2017)

Muchos materiales y fórmulas usados comúnmente presentan propiedades reológicas complejas, cuya viscosidad y viscoelasticidad puede variar dependiendo de las condiciones externas aplicadas, como la tensión, deformación, período de tiempo y temperatura. Las variaciones internas de la muestra, como la concentración de proteínas y la estabilidad, y el tipo de fórmula en caso de materiales biofarmacéuticos, son también factores clave para determinar las propiedades reológicas. (Malvern, 2017)

Las propiedades reológicas tienen un impacto en todas las etapas del uso de los materiales en las diversas industrias, desde el desarrollo de fórmulas y su estabilidad, hasta el procesamiento y el rendimiento de los productos. El tipo de reómetro que se necesita para medir estas propiedades depende, con frecuencia, de las velocidades de cizallamiento y períodos de tiempo pertinentes, así como del tamaño de la muestra y de la viscosidad (Malvern, 2017)

### 2.8.1 Reómetro Rotacional de MCR-501 (Anton Paar Physica)

El motor síncrono del reómetro MCR501 es Soportado por un cojinete de aire muy rígido que Transductor de fuerza normal. El transductor detecta el movimiento del cojinete de aire debido al efectivo.

Estas tecnologías permiten aplicar con exactitud los 0,01 [ $\mu\text{N.m}$ ] a 300 [ $\text{mN.m}$ ] con una resolución de 0,1 [ $\text{nN.m}$ ], y Normales de 0,01 N a 50 N con una resolución de 0,002 N. Frecuencias de 10-5 a 628 rad / s y velocidades

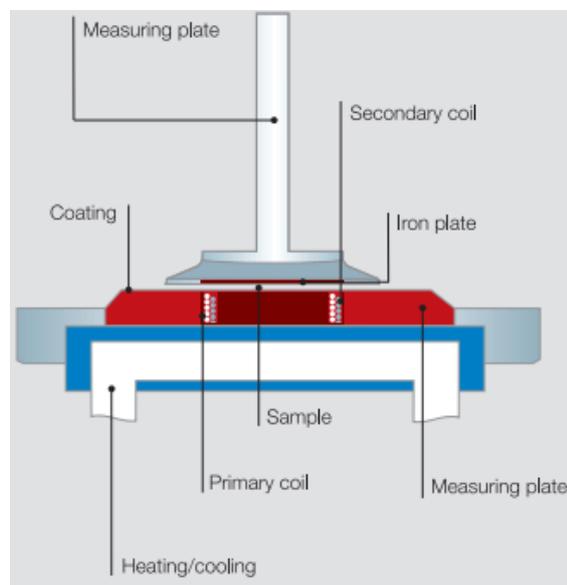
de hasta 3000 1/min se puede aplicar con una resolución de desplazamiento de 0,01 [ $\mu$ rad]

La gran variedad de geometrías y complementos hace que este instrumento sea adecuado para una amplia gama de materiales tales como aplicaciones de alimentos, emulsiones, polímeros. El instrumento también permite controlar la primera diferencia de tensiones normales transitorias.

### Características

Por primera vez, es posible monitorear y controlar el espacio real en forma de cono y placa o mediciones de placas paralelas. La nueva tecnología patentada se basa en un método de inducción que determina el tamaño exacto del hueco, eliminando así errores de expansión térmica y fuerza normal. (Anton, 2011)

La función TruGap™ está disponible para elementos Peltier, calentamiento eléctrico y sistemas ambientales a base de convección. Utiliza geometrías especiales de medición y placas inferiores para cada sistema ambiental. Permite barridos de temperatura verdaderamente precisos con geometrías de cono y placa, funciona sobre amplios rangos de temperatura y velocidades de calentamiento (Anton, 2011)



**Figura 16 Plato de pruebas magnetoreológicas**

**Fuente:** (Anton, 2011)

## 2.9 Mecanismos del movimiento

“Un mecanismo es un dispositivo que transforma el movimiento producido por un elemento motriz (fuerza de entrada) en un movimiento deseado de salida (fuerza de salida) llamado elemento conducido”

Existen tres tipos principales de mecanismos de transmisión que pueden ser aplicables al diseño mecánico de un sistema de tracción para una plataforma robótica, seguidamente se presenta una descripción de cada mecanismo analizando las principales características y se realiza la selección del sistema más adecuado conforme al estudio del presente documento.

Se puede diferenciar dos grupos generales de mecanismos que a continuación se muestran:

- Mecanismos de transmisión del movimiento: Son aquellos en los que el elemento conductor y el elemento conducido poseen el mismo tipo de movimiento.
- Mecanismos de transformación del movimiento: Son aquellos en los que el elemento conductor y el elemento conducido poseen distinto tipo de movimiento.

Dado que en el sistema a construir tanto el elemento motriz como el elemento conducido tendrán el mismo tipo de movimiento, se profundizará en los tipos de mecanismos de transmisión. A su vez, se puede apreciar dos tipos dependiendo si el elemento de entrada y de salida tiene el mismo tipo de movimiento:

### 2.9.1 Mecanismos de Transmisión Lineal

- a) Palanca
- b) Sistema de Poleas

### 2.9.2 Mecanismos de transmisión circular

- a) Sistemas de poleas con correa o banda
- b) Sistema de engranes
- c) Sistema de cadenas

Dentro del diseño mecánico de la prótesis de rodilla está contemplado el uso de un mecanismo de transmisión circular específicamente un sistema de

engranes que permitan generar el torque suficiente para realizar un movimiento de elevación de la parte inferior de la pierna.

### 2.9.3 Sistema de Engranés

Un sistema de engranajes está compuesto por el acoplamiento de ruedas dentadas que encajan entre sí, transmitiendo el movimiento circular de una rueda hacia otra siguiente.

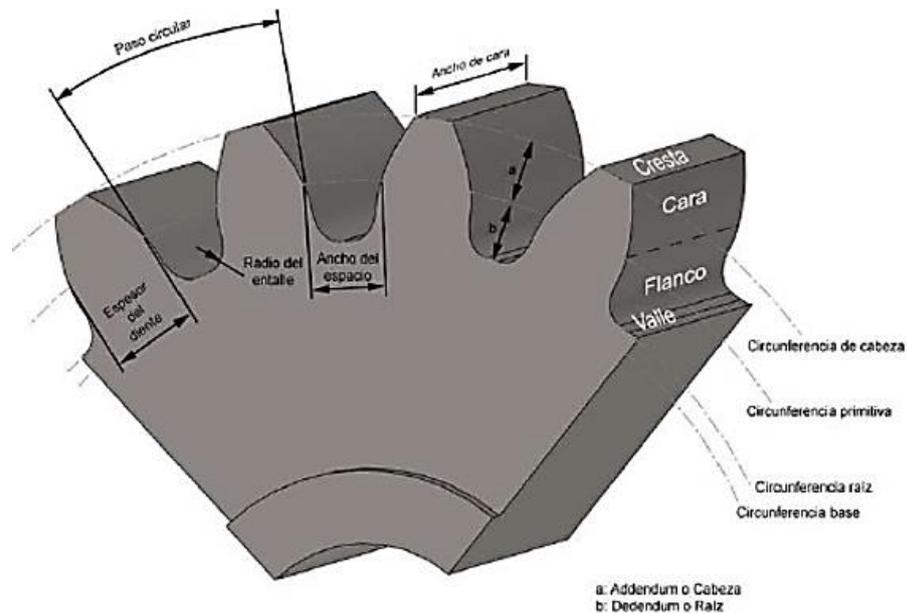
Para este tipo de transmisión se distinguen dos ruedas, una conductora o también conocida como corona que se acopla en el eje de entrada y una rueda conducida o también llamada piñón a la cual se le transmite el movimiento y es solidaria al eje de salida. Las velocidades a las que giran estas ruedas son  $n_1$  y  $n_2$  respectivamente, definiendo así a la relación de transmisión (relación entre ambas velocidades de giro) como sigue:

$$i = \frac{n_2}{n_1} \quad \text{(Ecu. 7)}$$

También es posible establecer la relación de transmisión de acuerdo al número de dientes de los engranajes, donde  $Z$  es el número de dientes que posee:

$$i = \frac{Z_1}{Z_2} \quad \text{(Ecu. 8)}$$

Entre los principales componentes presentes en un engranaje se aprecian los siguientes:



**Figura 17 Partes de un engranaje**

**Fuente:** (Catedu, 2015)

Dependiendo de la forma de los dientes y del engranaje, se pueden distinguir los siguientes tipos:

- **Engranajes Rectos:** Se utilizan en transmisiones de ejes paralelos. Son uno de los mecanismos mayormente empleados y están presentes en cualquier tipo de máquina como por ejemplo relojes, juguetes, máquinas herramienta, etc.
- **Engranajes helicoidales:** Sus dientes se disponen en una trayectoria de hélices paralelas alrededor de un cilindro. La transmisión de potencia se puede realizar entre ejes que se cruzan en cualquier dirección, incluso perpendicularmente. La construcción de este tipo de engranes es más costosa y su aplicación es principalmente en cajas de cambios y cadenas cinemáticas. Es un sistema más silencioso y de marcha más suave que el anterior.
- **Engranajes helicoidales dobles:** También conocidos como “espina de pescado”, es una combinación de hélice derecha e izquierda, deben ser capaces de absorber carga axial de tal manera que se impida cargas excesivas en el diente. El error de deslizamiento es la mitad que el del engranaje recto o helicoidal sencillo.

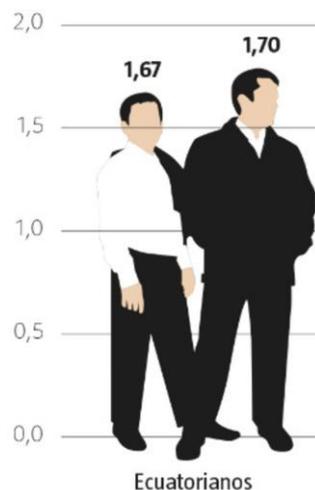
Una de las ventajas en los engranes es que pueden transmitir el movimiento entre ejes muy cercanos, además de grandes pares de fuerza ya que los dientes no presentan deslizamiento entre sí. Por otra parte, esta transmisión es muy útil en materiales que poseen gran dureza superficial, ya que pueden transmitir pares elevados a grandes velocidades manteniendo constante la relación de transmisión.

## CAPÍTULO III

### DISEÑO DE PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE RODILLA CON EL USO DE FLUIDOS MR

#### 3.1 Parámetros de Diseño

Según el estudio realizado por (Lema, 2013) mediante la comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afroecuatorianos en Ecuador, la altura promedio para los hombres radica entre (1.67 a 1.70) m como se aprecia en la figura 18



**Figura 18** Altura promedio ecuatorianos

**Fuente:** (Lema, 2013)

Mientras que su masa se encuentra entre (65 a 70) kg aproximadamente debido a varios factores externos en cada región del país, por lo tanto, la carga que debe soportar la estructura de la prótesis junto con sus componentes se establece en relación a los máximos valores de los intervalos tanto de altura como de masa anteriormente mencionados, con lo que se tiene:

$$m_{\text{diseño}} = \text{masa de diseño} = 70 \text{ kg}$$

$$W_{\text{diseño}} = \text{peso de diseño} = 686 \text{ N}$$

El peso total de la prótesis viene dado de acuerdo a modelos humanos en el que se determina el número de segmentos que lo componen, la localización

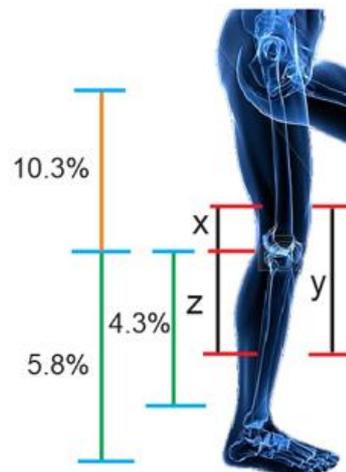
del centro de gravedad y el peso de cada segmento, determinándose a este conjunto de datos como parámetros inerciales del modelo humano.

Para este caso de estudio se ha utilizado el modelo de Dempster y Clauser, (Antonio & Mas, 2015), el cual establece una serie de parámetros por cada segmento del cuerpo como se muestra en la tabla 3.

**Tabla 3**  
**Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser**

Segmento	Masa	Centro de Gravedad	Punto Proximal
<b>Muslo</b>	10.3%	37.19%	Tibiale
<b>Pantorrilla</b>	4.3%	37.05%	Art. Tobillo
<b>Pie</b>	1.5%	44.90%	Dedo 1°

Se ha considerado una amputación de 7 cm sobre el eje de rotación de la rodilla, como se muestra en la figura 19, esta distancia está expresada por la letra x.



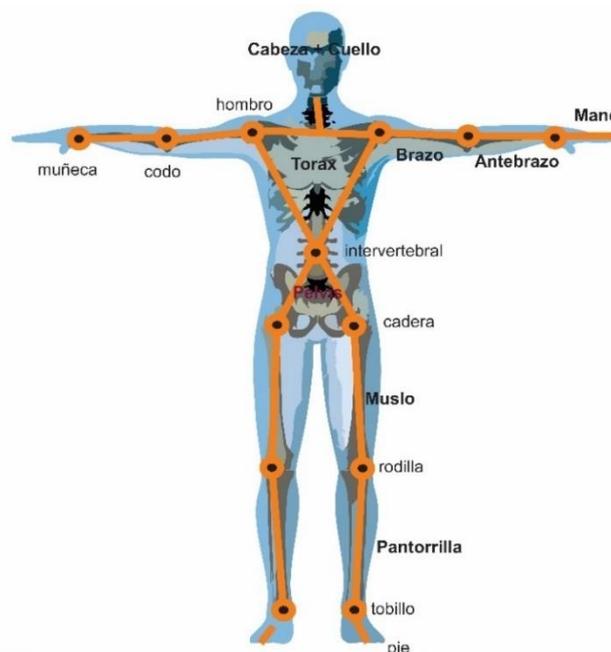
**Figura 19 Parámetros dimensionales de una pierna humana**

Para la determinación de las longitudes de cada segmento del cuerpo humano se recurre a los estudios de Drillis y Contini (1966), los cuales permiten realizar una estimación de la longitud de los diferentes segmentos corporales en función de la estatura del individuo (Tabla 4).

**Tabla 4****Estimación de la longitud de los segmentos corporales**

Segmento	Estatura
Pelvis	4.5%
Muslo	20%
Pantorrilla y pie	28.5%

La división de los segmentos del cuerpo humano de acuerdo a Drillis y Contini se muestra en la figura 20, de acuerdo a estos parámetros se procede con los cálculos para las dimensiones y el peso que debe tener la prótesis.

**Figura 20 División de los segmentos del cuerpo humano**

Los parámetros dimensionales se calculan en base a la tabla 4 de acuerdo a la estatura del individuo para este caso de estudio.

$$\text{Longitud cadera – rodilla} = 0.2(170\text{cm}) = 34\text{cm}$$

$$\text{Longitud rodilla – pie} = 0.285(170\text{cm}) = 48.5\text{cm}$$

Basados en las longitudes calculadas anteriormente se determina las masas de cada segmento de la pierna (Figura 21), de acuerdo a los parámetros de Dempster y Clauser (Tabla 3).

**Masa Rodilla-Pantorrilla-Pie**

$$70 [kg](5.8\%) = 4.06[kg]$$

**Masa Muslo**

$$70 [kg](10.3\%) = 7.21 [kg]$$

**Masa Rodilla-Pantorrilla**

$$70 [kg](4.3\%) = 3.01[kg]$$

Se estima el peso del segmento x, que es el nivel de amputación por encima de la rodilla de la siguiente manera, una vez conocidos los demás pesos de los segmentos:

**Masa del segmento (x)**

$$7.21 [kg] \longrightarrow 34 [cm]$$

$$x \longrightarrow 7 [cm]$$

$$x = \frac{7.21 [kg] \times 7 [cm]}{34 [cm]}$$

$$x = 1.48 [kg]$$

La longitud de la prótesis se establece en base a medidas estándar y medidas de modelos patentados y funcionales, los cuales establecen medidas de 22 a 28cm, por lo cual para este caso se establece un valor de 25cm; de tal manera que para el cálculo del peso de este segmento (z) (Figura 21) en una pierna humana estándar se establece la siguiente relación:

**Masa del segmento (z)**

$$4.06 [kg] \longrightarrow 48.5 [cm]$$

$$z \longrightarrow 25 [cm]$$

$$z = \frac{4.06 [kg] \times 25 [cm]}{48.5 [cm]}$$

$$z = 2.09 [kg]$$

De tal manera que la prótesis no sea una carga para el individuo y pueda ser lo más cotidiano posible su uso, el peso estándar debe ser el que se describe a continuación:

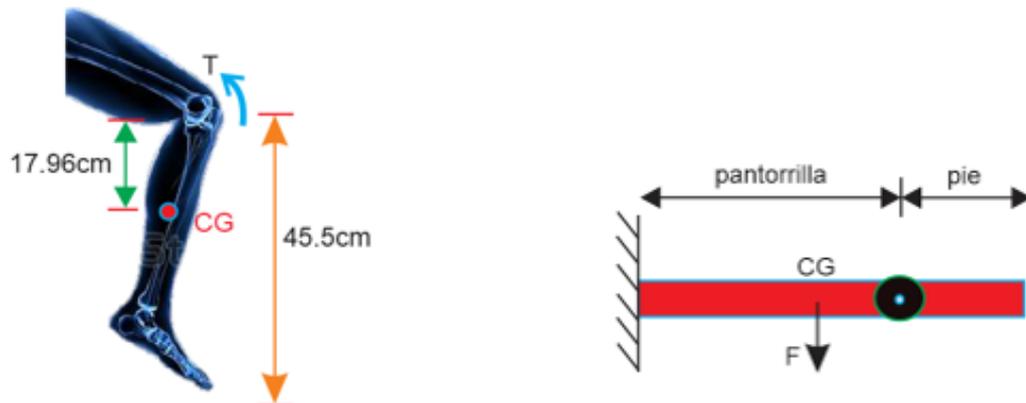
### Masa de la prótesis (y)

$$y = 1.48 [kg] + 2.09[kg] \quad (\text{Ecu. 9})$$

$$y = 3.57 [kg]$$

El resultado del modelo estándar calculado para el peso de diseño de la prótesis nos entrega como resultado 3.57kg, siendo esta la masa que no afectaría a la ergonomía y a los parámetros inerciales del cuerpo humano, en este caso de la extremidad inferior del individuo.

#### 3.1.1 Torque máximo requerido para evitar la flexión



**Figura 21 Centro de gravedad del segmento rodilla-pie**

Según los parámetros de Dempster y Clauser el centro de gravedad está ubicado a un 37.05% de la longitud de la pantorrilla, (Antonio & Mas, 2015), como se muestra en la figura 21.

$$CG = 37.05\% \quad (\text{Ecu. 10})$$

$$CG = 48.5 [cm] \times 0.3705$$

$$CG = 17.969 [cm]$$

La fuerza que se considera para la determinación del torque está dada por el peso total de una pierna promedio calculada mediante la tabla 3, con la sumatoria del 4.3% + 1.5% de los respectivos segmentos.

$$F_p = [(0.043)(70kg) + (0.015)(70kg)][9.8 \frac{m}{s}]$$

$$F_p = 39.788 [N]$$

$$T_{req} = F_p \times CG \quad \text{(Ecu. 11)}$$

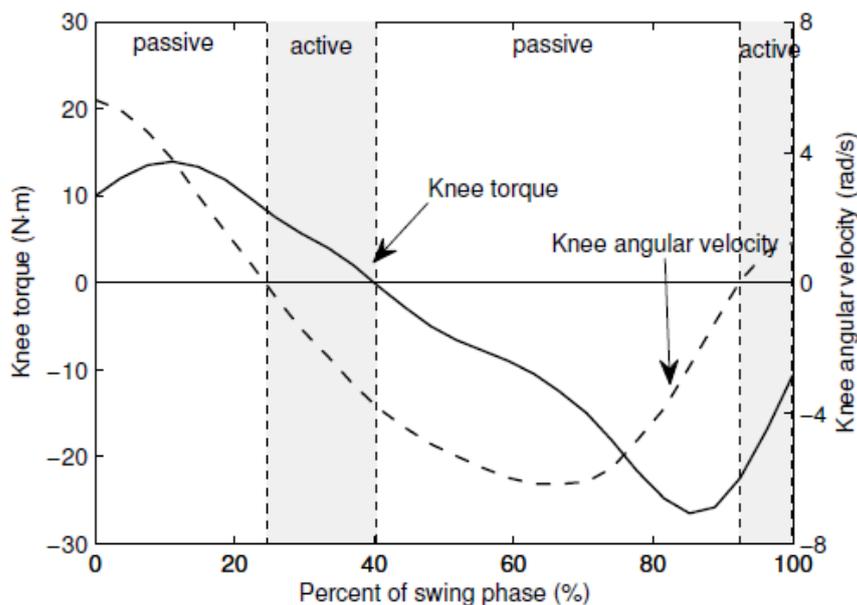
$$T = 4.06 [kg] \times 9.8 \left[ \frac{m}{s^2} \right] \times 0.17969 [m]$$

$$T = 7.14 [Nm]$$

Es necesario un torque de 7.14 [Nm] para mantener extendida una pierna promedio de un humano con los parámetros establecidos, por lo cual se vuelve necesario el desarrollo de un dispositivo que haga el papel de freno o embrague capaz de limitar o fijar la articulación cuando este no necesite rotación y de esta manera seguir todo el proceso de la marcha humana, así como el desenvolvimiento de la persona en las actividades diarias más comunes permitiéndole una marcha continua y activa.

### 3.1.2 Torque máximo requerido durante la marcha humana

Durante una caminata normal se producen fuerzas y momentos de torsión los cuales la articulación debe ser capaz de soportar y/o generar, según los estudios de Ekkachai y Nilkhamhang, durante todo el ciclo de caminata, la parte en donde más torque se necesita es la fase del swing, generándose torques superiores a los 20[Nm] como se muestra en la figura 22.



**Figura 22 Torque generado durante la caminata**

**Fuente:** (Ekkachai & Nilkhamhang, 2015)

Empezando en un torque de 10[Nm] al inicio de la caminata hasta un de máximo torque requerido de acuerdo a la gráfica de 25[Nm]; el diseño completo de la prótesis debe ser capaz de generar este par de torsión, de manera que la persona pueda mantener una caminata normal.

### 3.1.2.1 Fuerza de Impacto al Saltar

“A toda fuerza de acción, le corresponde otra fuerza de reacción de igual magnitud y dirección, pero en sentido contrario”

Basados en la tercera ley de Newton y debido a que la persona amputada debe desarrollar una vida normal en la cual a más de caminar involucre también algún tipo de actividad como dar un pequeño salto; es necesario diseñar los componentes para las fuerzas que se producen durante el impacto luego de que el individuo ha realizado un salto o una caída desde una altura determinada.

Para el motivo de estudio establecemos una altura de salto o caída de 30cm sobre el nivel del suelo como se muestra en la figura 23. Se toma en cuenta que el cuerpo parte desde una velocidad inicial 0 y se deja en caída libre hasta el suelo, en el momento del impacto el cuerpo genera una amortiguación para

evitar lesiones lo cual produce un desplazamiento del centro de masa de 0.08m, con esto podemos calcular la velocidad de detención de la caída.

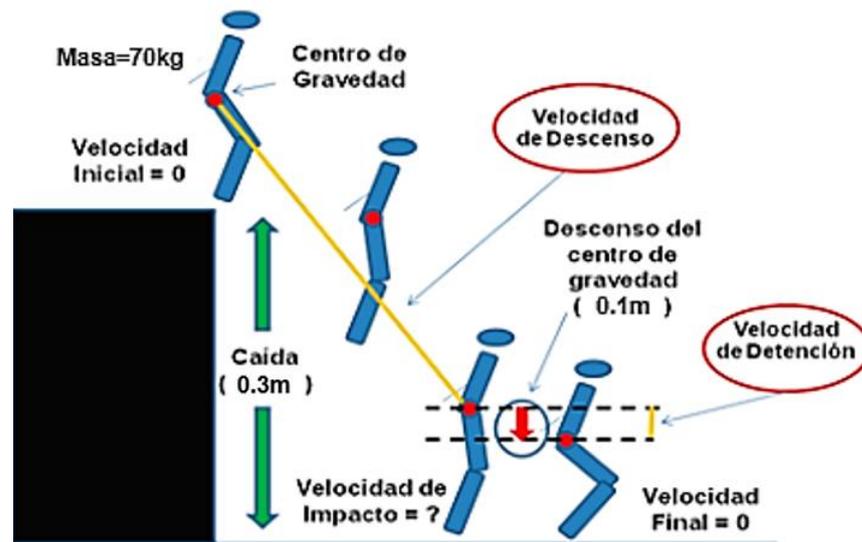


Figura 23 Fuerza de impacto durante un salto o caída

### Velocidad final (al momento del impacto)

$$V_f = \sqrt{2gh} \quad (\text{Ecu. 12})$$

$$V_f = \sqrt{2 \times 9.8 \left(\frac{m}{s^2}\right) \times 0.3m}$$

$$V_f = 2.42 \frac{m}{s}$$

### Velocidad Media de frenado

Durante todo el proceso de amortiguación.

$$\frac{V_i + V_f}{2} = \frac{0 + 2.42 \frac{m}{s}}{2} = 1.212 \frac{m}{s} \quad (\text{Ecu. 13})$$

### Tiempo de Amortiguamiento

Tiempo que tarda en amortiguar la caída ( $\Delta t$ ) con el desplazamiento del centro de gravedad de 0.08m.

$$\Delta t = \frac{e}{V_m} = \frac{0.08m}{1.212 \frac{m}{s}} = 0.066 s \quad (\text{Ecu. 14})$$

### Aceleración Media

$$\frac{V_2 - V_1}{\Delta t} = \frac{0 \frac{m}{s} - 2.42 \frac{m}{s}}{0.066 s} = -36.66 \frac{m}{s^2} \quad (\text{Ecu. 15})$$

### Fuerza de impacto

$$F_m = m \times a_m = 70kg \times 36.66 \frac{m}{s^2} = 2566.41 N \quad (\text{Ecu. 16})$$

El resultado es una fuerza estimada de 2566.41 N para un salto de 0.3m, esta viene a ser la carga máxima que debería soportar la prótesis en el caso de que se de este tipo de actividades, por lo tanto:

$$F_{\text{impacto}} = \frac{2566.41}{2} = 1283.205[N]$$

La fuerza de impacto se divide para dos, debido a que la articulación está apoyada en sus dos extremos, por lo tanto, cada eje de apoyo tendrá que soportar únicamente la mitad de esta fuerza, además se establece un factor de carga de 1.2 para seguridad en el diseño.

Factor de carga = 1.2, por lo tanto:

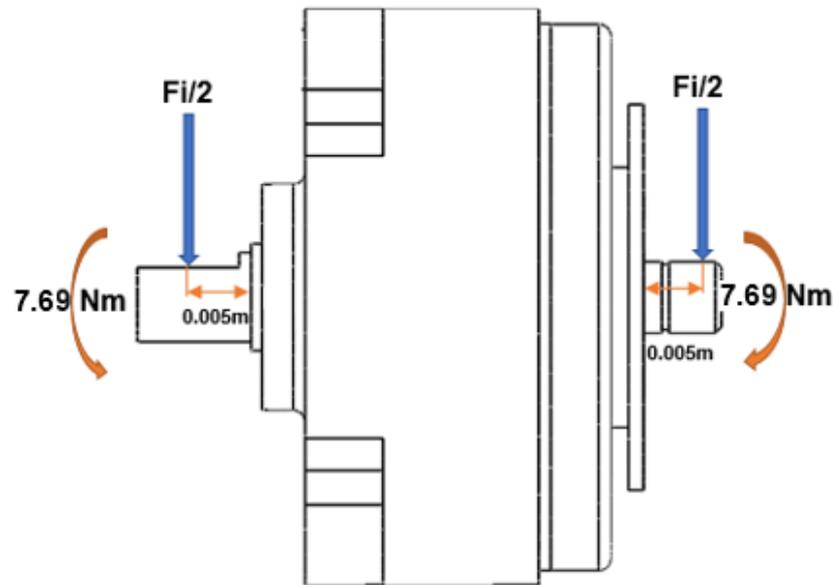
$$F_{\text{impacto}} = 1283.205[N] \times 1.2 = 1539.846[N]$$

Debido a esta fuerza se produce un momento en los apoyos de la articulación, los cuales estarán ubicados lo más cercanos posible como se muestra en la figura 24, para evitar la falla por flexión.

$$M = F \times d \quad (\text{Ecu. 17})$$

$$M = 1539.846[N] \times 0.005[m]$$

$$M = 7.6992 [Nm]$$



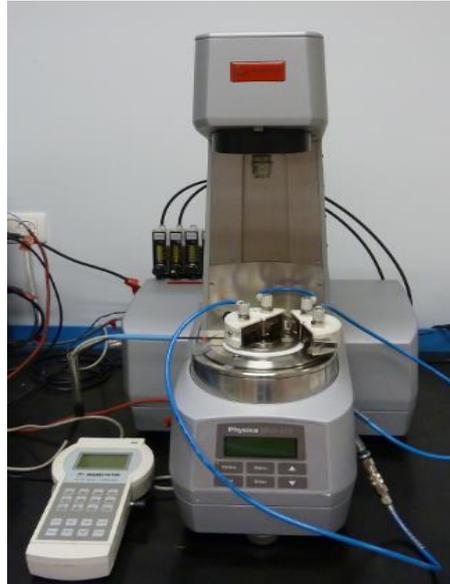
**Figura 24 Fuerzas y momentos en la articulación de la prótesis de rodilla**

### 3.2 Análisis de las propiedades mecánicas del fluido Magnetoreológico

El procedimiento experimental para la caracterización magnetoreológica del fluido MRF-140CG de LORD, conlleva definir el equipamiento, y la conversión de los datos experimentales. Es por ello que a continuación se detallan los equipos, los sistemas de medidas y la conversión de datos que han sido utilizados durante los ensayos.

#### 3.2.1 Equipos

La caracterización magnetoreológica lleva a cabo mediante el reómetro rotacional de MRC-501 (Anton Paar Physica) Fig.25; con la célula MRD-70/1T acoplada para la aplicación y control del campo magnético. Se ha utilizado un baño termo-estático Julabo F-25 para el control de la temperatura de la muestra.



**Figura 25 Reómetro rotacional MCR-501 (Anton Paar) equipado con célula magnetoreológica MRD-70/1T.**

### **3.2.2 Sistemas de medida**

El reómetro MCR-501 permite el uso de diferentes geometrías de medida, pero la célula magnetoreológica MRD-70/1T está optimizada únicamente para obtener un campo magnético apropiado con la configuración de platos paralelos de 20 [mm].

### **3.2.3 Conversión de datos**

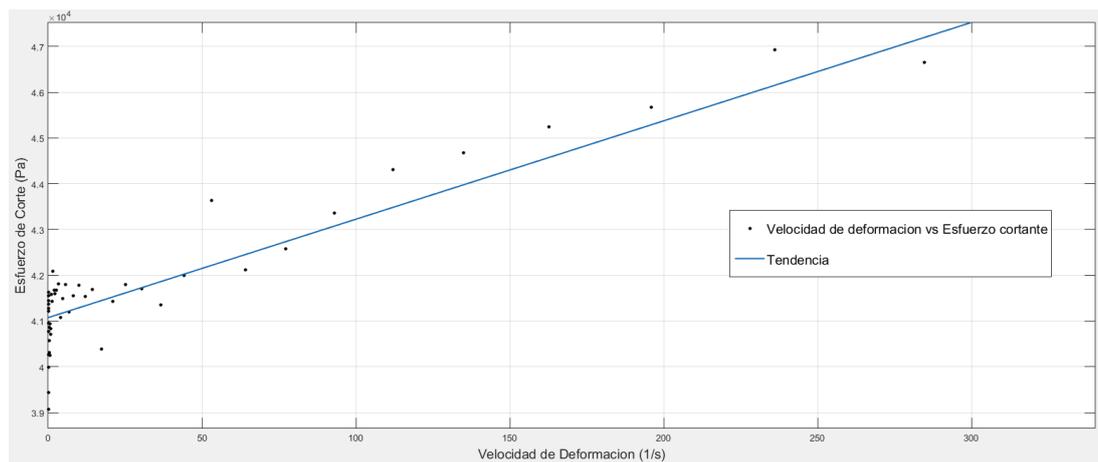
Teniendo en cuenta que los fluidos MR tienen un comportamiento reológico no Newtoniano y que el estado tensional no es constante en toda la muestra, la conversión desde los parámetros físicos del reómetro (ángulo de giro, velocidad de giro y par) a los parámetros reológicos (deformación, velocidad de deformación y tensión) no se puede realizar según la norma DIN-53018 implementada en el software del reómetro MCR-501. Como alternativa a dicha conversión, en la caracterización del fluido MR se ha utilizado la conversión de Rabinowitsch.

### **3.2.4 Ensayos Reológicos**

Los ensayos se han realizado hasta una velocidad máxima de  $350 \text{ s}^{-1}$  para evitar el esparcimiento de la muestra. Se observa que el fluido presenta un

comportamiento pseudo-plástico, y que la viscosidad disminuye con el aumento de la temperatura.

Se toman los datos de esfuerzo cortante a una temperatura de 20°C que es la temperatura promedio de funcionamiento del limitador de torque debido a las bajas revoluciones a las que estará sometido; la figura 26 muestra estos puntos y una recta de aproximación, la pendiente de esta recta será la viscosidad del fluido magnetoreológico, la cual se utilizará para posteriores cálculos de diseño.

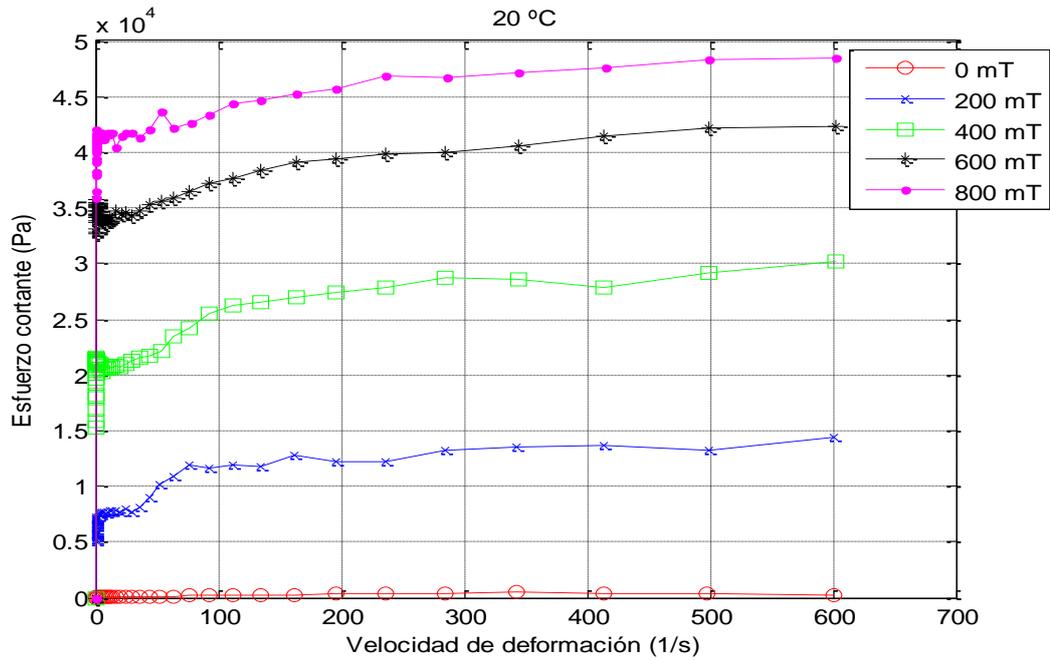


**Figura 26 Curva de aproximación Velocidad de deformación vs Esfuerzo cortante**

La ecuación de la recta que se muestra en la figura 31 es  $y = 21.51x + 4.107 \times 10^4$  por la cual muestra la viscosidad es de aproximadamente  $\eta = 21.51 \text{ Pa.s}$ .

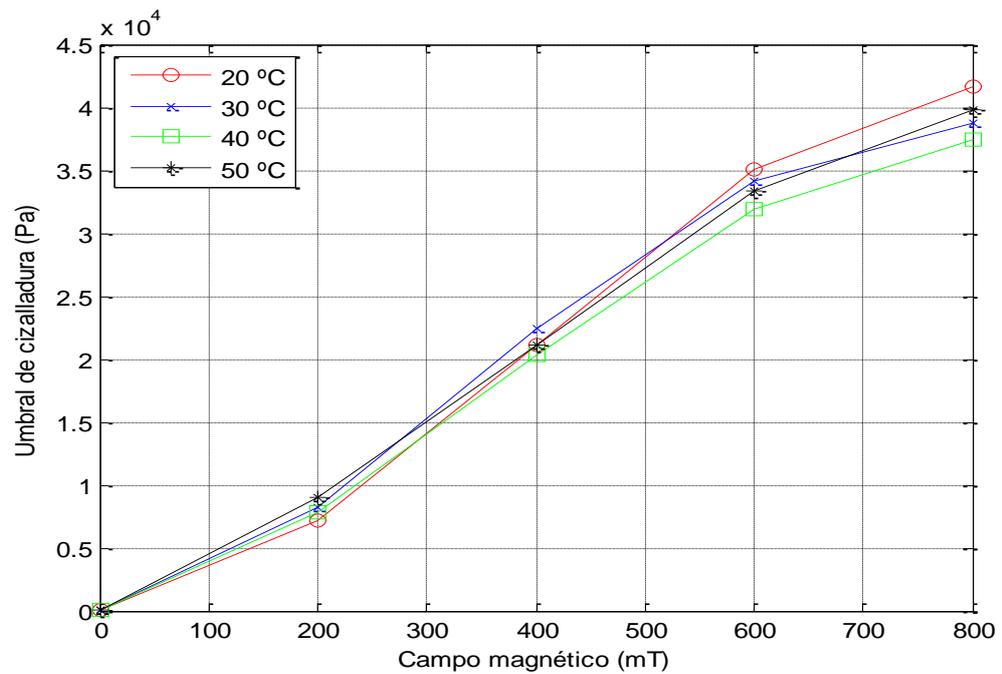
A medida que aumenta el campo magnético hay un considerable incremento en el valor de esfuerzo cortante del fluido, debido a la alineación de las partículas en dirección del campo aplicado.

En el momento en que el campo magnético actúa en el fluido se observa su comportamiento no Newtoniano demostrando una plasticidad considerable.



**Figura 27 Esfuerzo cortante en función del campo magnético**

En todos los casos, se aprecia que el comportamiento reológico está determinado por un umbral de cizalladura y una pseudo-plasticidad en el régimen post-umbral. Por otro lado, se aprecia en la figura 34, que umbral de cizalladura que aumenta según el campo magnético



**Figura 28 Umbral de cizalladura en función del campo magnético y temperatura**

Los resultados obtenidos muestran el aumento del umbral de cizalladura según la intensidad del campo magnético para las cuatro temperaturas analizadas. Además, se aprecian pocas diferencias entre las diferentes temperaturas.

### **3.2.5 Viscosidad sin Campo**

La viscosidad independiente del campo ( $\eta$ ) es la propiedad fuera de estado más crítica de los fluidos MR, ya que tiene un impacto directo sobre la fuerza o el par de salida mínimo dependiente de la velocidad de un dispositivo dado en ausencia de campo magnético. Además, esta viscosidad también es responsable de la dependencia de la temperatura de la fuerza de salida del dispositivo o torque. (Carlson D. J., 2009)

La viscosidad del fluido MR está influenciada principalmente por dos factores: la viscosidad intrínseca del fluido portador y la fracción volumétrica de partículas. Cuanto mayor es la fracción volumétrica de partículas, mayor es la viscosidad del fluido MR. A temperatura ambiente, la mayoría de las viscosidades de fluidos MR varían de 50 a 200 [mPa]. (Carlson D. J., 2009)

### **3.2.6 Umbral de Cizallamiento**

El umbral de Cizallamiento ( $\tau_y$ ) dependiente del campo es la propiedad más crítica en el estado de los fluidos MR, ya que tiene un impacto directo sobre la fuerza máxima de salida o el par de torsión de un dispositivo dado. El material de las partículas tiene un impacto sobre el límite de elasticidad máximo, dado que su valor aumenta con el cuadrado de la magnetización de saturación de las partículas. (Carlson D. J., 2009)

Un segundo factor que influye es la fracción de volumen de partículas. Rabinow, en 1948, ya demostró que el aumento de la fracción de volumen de partículas condujo a un aumento del par de salida de su limitador de torque MR. Desde entonces, varios investigadores han estudiado este efecto (Genc, 2002), (Kordonski, Gorodkin, & Novikova, 1997) y han demostrado que el límite máximo de elasticidad aumenta no linealmente con la fracción de volumen de partículas en crecimiento. Desafortunadamente, la viscosidad

plástica fuera del estado también aumenta con la fracción volumétrica de las partículas, a un ritmo aún más rápido que la tensión elástica, lo que conduce a una disminución del rango dinámico potencial entre la fuerza máxima o fuera del estado o el par de un dispositivo que utiliza tales fluidos.

### **3.2.7 Durabilidad y espesamiento durante el uso**

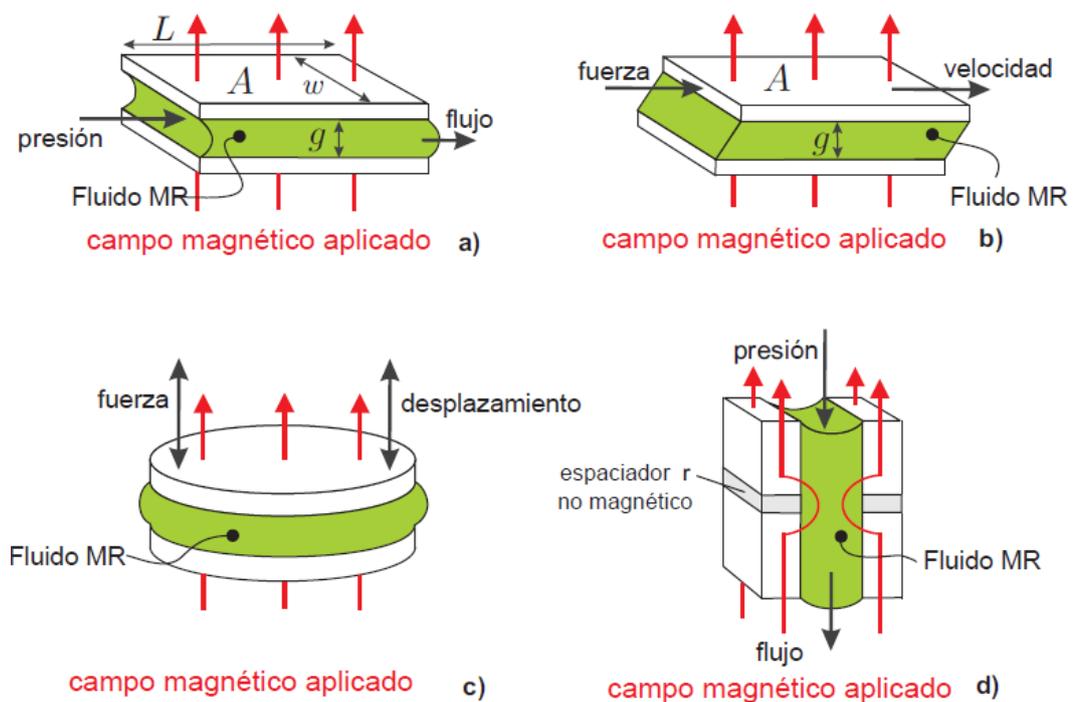
Las primeras pruebas de durabilidad llevadas a cabo en dispositivos de fluidos MR a finales de los años noventa han mostrado que, si un fluido MR normal es sometido a un alto esfuerzo y a una alta velocidad de cizallamiento durante un largo periodo de tiempo, el fluido se espesa (Carlson D. J., 2009). Este fenómeno se denomina In-Use-Thickening (IUT). Un fluido MR que exhibe inicialmente baja viscosidad fuera del estado se espesará progresivamente hasta que finalmente se convierta en una pasta gruesa que exhiba una viscosidad fuera del estado mucho más alta y que la hace inutilizable en la mayoría de las aplicaciones.

Una de las causas de IUT es el hecho de que, cuando se expone a largos períodos de tensión, la capa superficial friable de las partículas de hierro se separa y se rompe en pedazos pequeños que se separan de la partícula primaria. Esto es particularmente cierto para partículas de hierro de carbonilo que exhiben una estructura de piel de cebolla. Las soluciones a este fenómeno incluyen el uso de partículas que presentan una mayor dureza y/o el uso de aditivos anti-desgaste y anti-fricción (a niveles de 0,5 a 3% en volumen) (Goncalves & Carlson, 2008).

### **3.2.8 Modos de Funcionamiento de los Fluidos MR**

Los fluidos MR funcionan en cuatro modos diferentes (Figura 29): modo de válvula, modo de cizalladura directa, modo de compresión y modo pinch. El modo válvula y cizalladura directa, se han utilizado en una amplia variedad de dispositivos, mientras que el modo de compresión es mucho menos conocido y el modo pinch sólo se ha propuesto recientemente (Goncalves & Carlson, 2008)

En el modo de válvula (figura 29a), el fluido MR fluye a través de un canal mientras se aplica un campo magnético externo perpendicular a la dirección del flujo. La resistencia al flujo de fluido puede ajustarse variando la intensidad del campo magnético aplicado, creando de esta manera un mecanismo de válvula controlable que no requiere ninguna parte mecánica móvil (Black & Carlson, 2006). Los dispositivos basados en el modo de válvula incluyen esencialmente amortiguadores utilizados en una amplia gama de aplicaciones.



**Figura 29 Modos de Operación del Fluido MR: a) modo válvula – b) modo corte directo – c) modo compresión – d) modo pitch**

**Fuente:** (Carlson D. J., 2009)

En el modo de cizalladura directa (Figura 29b), el fluido MR está contenido entre dos superficies paralelas (polos) mientras que un campo magnético externo se aplica perpendicularmente a los polos. Se aplica una fuerza a uno de los polos, haciendo que se mueva lateralmente con relación al otro, cortando directamente la capa de fluido. La fuerza necesaria para hacer que el fluido se corte dependerá de la intensidad del campo magnético aplicado y

de la tensión de cizallamiento resultante desarrollada en el fluido MR. Los dispositivos basados en el modo de cizallamiento incluyen esencialmente frenos y limitadores utilizados en una amplia gama de aplicaciones. Este modo se utiliza en el dispositivo descrito en esta tesis.

En el modo de compresión (Figura 29c) (Gstottenbauer, 2008), el fluido MR está contenido entre dos superficies paralelas (polos), mientras que un campo magnético externo se aplica perpendicular a los polos. Se aplica una fuerza perpendicular a uno de los polos, haciendo que se mueva hacia el otro, comprimiendo la capa de fluido. Para una fuerza dada, el desplazamiento del polo en movimiento es controlado por la intensidad del campo magnético aplicado. Las amplitudes de desplazamiento son muy pequeñas (del orden de algunos milímetros), pero las fuerzas resistivas son muy altas. A pesar de una cantidad mucho menor de aplicaciones, este modo de funcionamiento se ha explorado con amortiguadores de vibración e impacto de pequeña amplitud (Carlson D. J., 2009)

En el modo pinch (figura 29d), como para el modo de válvula, el fluido MR fluye a través de un canal. Pero, aquí, el campo magnético externo se aplica más o menos paralelo a la dirección del flujo, disponiendo los polos axialmente a lo largo del trayecto de flujo y separándolos por un espaciador no magnético. Por el contrario, a todos los modos de funcionamiento previos, tal configuración conduce a un campo magnético altamente no uniforme dentro del fluido MR. La idea principal es más bien solidificar el fluido a través de la válvula (como en el modo de válvula), el fluido MR es solidificado por el campo magnético sólo cerca de las paredes, cambiando de esa manera el diámetro efectivo del orificio a través del cual fluye el fluido. (Goncalves & Carlson, 2008)

### **3.3 Diseño Mecánico de la Prótesis de Rodilla**

#### **3.3.1 Diseño del Limitador de Torque**

##### **Limitadores de Torque o Frenos**

El limitador de torque consiste en cuatro partes principales: rotor, alojamiento, es decir, estator, bobina y fluido MR. La forma del rotor es lo que

diferencia los tipos de limitadores. Es necesario conocer los parámetros cuantitativos, para poder determinar su aptitud de aplicación específica.

### **Tipos de Limitadores de Torque**

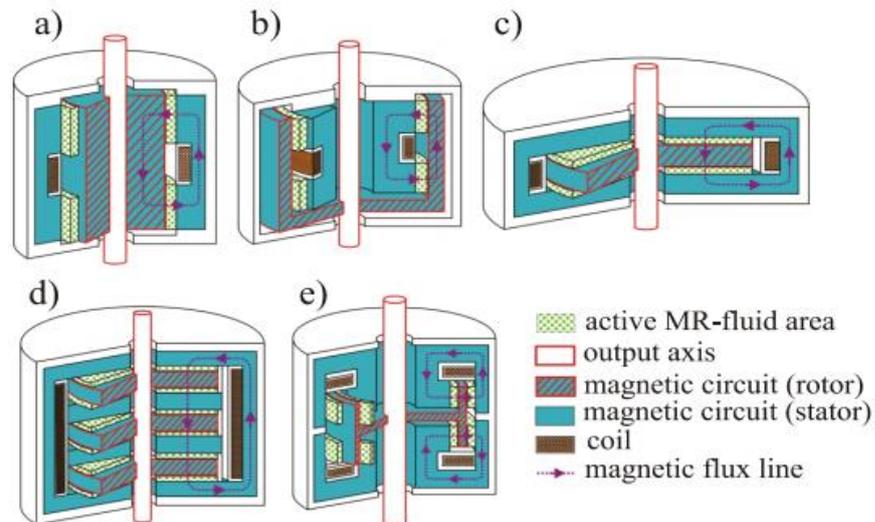
A través de la investigación bibliográfica se identifican cinco diseños principales de Limitadores o frenos de fluidos MR: freno de tambor, freno de tambor invertido, freno de disco, Freno de rotor en forma de T y freno de múltiples discos

El Freno de tambor en comparación con el freno de disco es el más fácil de diseños a fabricar. Sin embargo, la gran inercia es su principal inconveniente en comparación con el diseño del freno de disco.

El diseño del freno de disco es el diseño de freno de MR más común encontrado hoy en día y fue el primero en ser investigado. Es el más fácil de fabricar y da razonablemente buenos resultados en términos de peso y compacidad. Existen algunas variaciones en el diseño del freno de disco MR, tales como: el uso de dos bobinas en lugar de una para aumentar la zona del polo magnético y/o la reubicación de la bobina sobre el disco para reducir su diámetro externo, Pero los conceptos básicos siguen siendo los mismos. También es interesante observar que el diseño del freno de disco MR es actualmente el único comercialmente disponible como un producto estándar, fabricado por Lord Corporation y que se utilizó en varios estudios.

El diseño del freno del rotor en forma de T es más Compacto que todos los demás diseños, pero también es más complejo para la fabricación. A pesar de sus ventajas, este diseño no es tan común.

Para todos los tipos de freno MR mencionados anteriormente, el rotor tiene una forma cilíndrica y las líneas de flujo magnético corren en la dirección radial, como se aprecia en la Fig. 30



**Figura 30 Tipos de Limitadores de Torque: a) Tambor, b) Tambor Invertido, c) Disco, d) Múltiples Discos, e) Rotor forma de T**

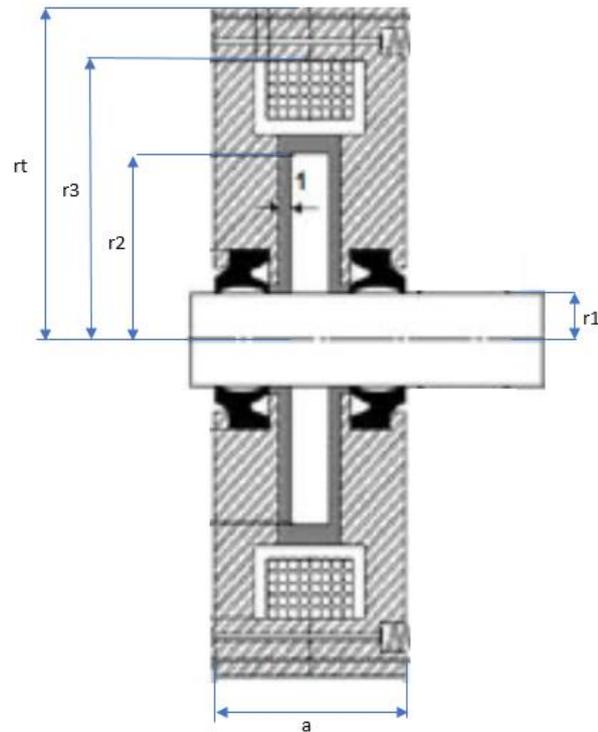
**Fuente:** (Poznić, Zelić, & Szabó, 2012)

Uno de los parámetros de diseño importantes para el freno MR es el espacio entre el rotor y el estator, que está lleno de fluido MR. Normalmente se ha sugerido una brecha (gap) de 0,25 a 2 [mm]. Según el conocimiento de los autores no se ha presentado hasta ahora ningún estudio experimental, que proporcione el efecto del gap del MR en el rendimiento del freno MR.

Para el diseño planteado en la tesis se toma como referencia los criterios planteados anteriormente por las investigaciones bibliográficas y se escoge al limitador o freno de disco.

### 3.3.2 Tensión de corte del limitador

El principio de funcionamiento del limitador de torque se puede apreciar en la figura 31, en donde el actuador funciona en modo de cizallamiento directo, cortando el fluido MR que se encuentra entre el gap. A medida que la viscosidad del fluido MR cambia en presencia de un campo magnético excitado alrededor de la bobina, el torque cambiará en consecuencia,  $r_1$  representa el radio del eje del limitador de torque,  $r_2$  el radio del disco,  $r_3$  es la distancia del eje al final de las bobinas,  $r_t$  representa el radio exterior del limitador de torque mientras que  $a$  muestra el ancho del mismo.



**Figura 31 Parámetros dimensionales limitador de torque**

La respuesta mecánica de los fluidos MR, utilizada en los frenos MR, se suele modelar utilizando la ecuación de fluido de Bingham

$$\tau(r_2, \omega, H) = \tau_y(H) + \eta \frac{\omega r}{h} \quad \text{(Ecu. 18)}$$

Donde:

$\tau(r_2, \omega, H)$  es la fuerza de cizallamiento

$\tau_y(H)$  es el límite de cedencia dinámico

$\eta$  es la viscosidad del fluido

$\omega$  es la velocidad angular del disco rotatorio

$h$  (gap) es el intervalo en donde se encuentra el fluido

$r_2$  es la posición en la superficie del disco.

El torque resistivo puede ser encontrado derivado la fuera de cizallamiento a lo largo de la superficie del plato.

$$T = 2 \int_{r_1}^{r_2} (\tau_y(H) 2\pi r_2) r_2 dr \quad \text{(Ecu. 19)}$$

Donde T es el torque resistivo,  $r_1$  y  $r_2$  son el radio interior y exterior, respectivamente, sustituyendo la ecuación 7 en la 6 el torque viene dado por:

$$T = T_{MR} + T_\eta \quad \text{(Ecu. 20)}$$

$$T = \frac{4\pi}{3} \tau_y(H) (r_2^3 - r_1^3) + \frac{\eta\omega\pi}{h} (r_2^4 - r_1^4)$$

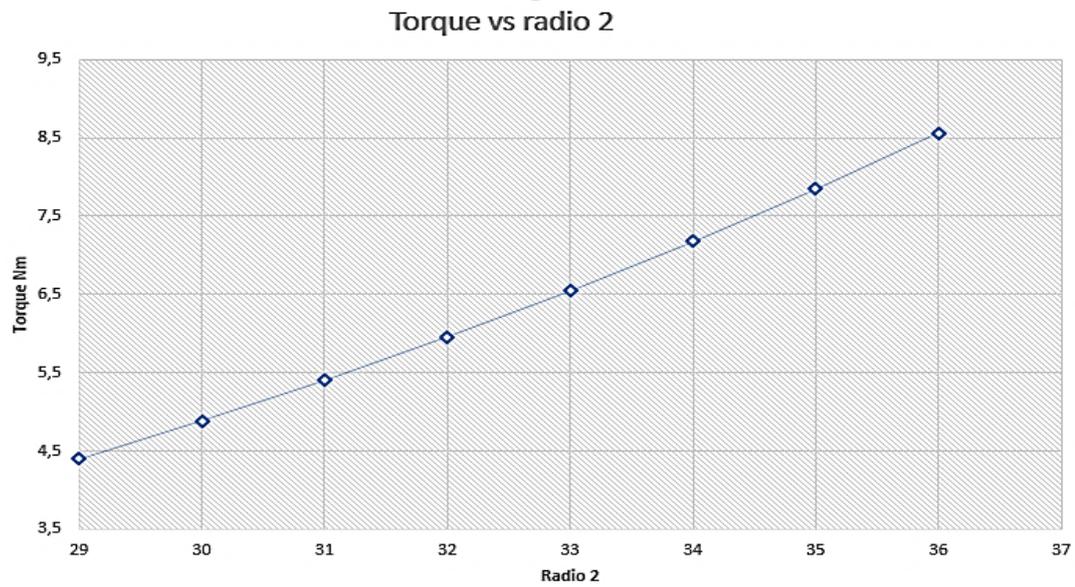
Como se puede apreciar en la ecuación 8, el torque consiste en dos términos: el  $T_{MR}$  es debido a los efectos del fluido MR y el  $T_\eta$  es debido al flujo viscoso. El limitador de torque MR está diseñado para trabajar en muy pequeñas velocidades de rotación, por lo que la contribución de la viscosidad es muy pequeña y pueden ser descartadas en comparación a los efectos del MR por lo que el diseño solo se basa en el primer término es decir la contribución del radio  $r_2$

Según (Sukhwani & Hirani, 2008), el campo magnético al que se satura el fluido es de 0.747 Teslas, por lo tanto, se establece un campo de 800mT para este estudio, el cual será comprobado en el diseño magnético de la bobina del limitador.

De acuerdo a la figura 28, para la densidad de flujo magnético de 800 mT a 20 °C, temperatura seleccionada debido a bajas velocidades que trabajo el limitador de torque la cual no hace que el fluido se caliente, sino que trabaje normalmente a esa temperatura, por lo tanto, le corresponde el límite de esfuerzo cortante de 41.7 KPa.

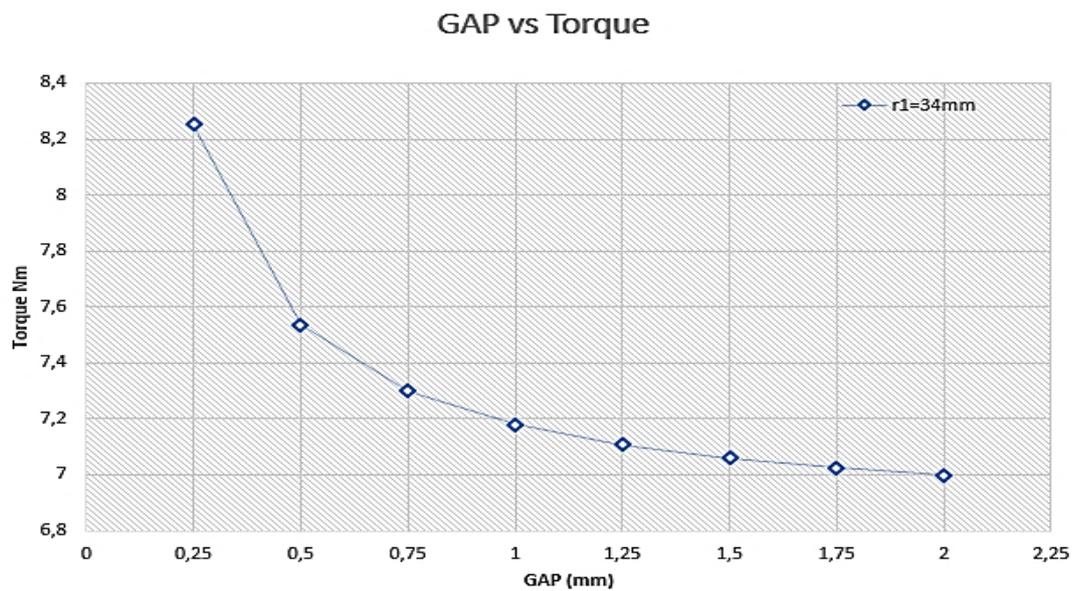
Con el fin de obtener el diseño lo más compacto posible, se realiza algunas iteraciones de la ecuación 8 seleccionado un gap de 1mm y un  $r_1$  de 6.35mm el cual representa el radio del eje. El resultado de variar el  $r_2$  (radio del disco) se muestra en la figura 32.

Se aprecia un considerable incremento en el torque teórico a medida que se incrementa el radio del disco; debido a que el torque requerido para mantener la extremidad extendida es de 7.17 [Nm] seleccionamos una radio de disco de 34mm el cual nos entrega un torque aproximado de 7.2 [Nm].



**Figura 32 Torque vs radio 2**

Con el fin de comprobar el efecto de la variación del gap dentro del limitador mantenemos un  $r_2$  constante y realizamos iteraciones en la ecuación 8 variando el gap desde 0.25mm hasta 2mm como se aprecia en la figura 33.



**Figura 33 Variación del torque en función del gap**

Un gap pequeño se ve representado en un aumento de torque, pero dificulta la fabricación del mismo debido a los procesos de manufactura disponibles

por lo tanto el gap seleccionado anteriormente para las pruebas (1mm) es el más adecuado y factible de implementar

Finalmente, los parámetros geométricos del limitador son: el diámetro exterior igual a 50 [mm] el cual se ve justificado con el diseño propio de la prótesis y a la ergonomía de la misma, el diámetro del disco es de 34[mm] luego de haber realizado las iteraciones de la ecuación 8 mostradas en la figura 32, este nos permite obtener el torque deseado a la vez que deja el espacio suficiente que permita incluir el bobinado capaz de generar 0.8 [T], la velocidad del disco rotatorio se considera aproximadamente en unas  $\omega = 50\text{RPM} = 5.236 \text{ rad/s}$ , la viscosidad es de  $\eta = 21,51$  de acuerdo a la figura 31, por lo tanto, al utilizar todos los valores anteriormente mencionados el resultado del torque mediante la ecuación 8, se tiene:

$$T = \frac{4\pi}{3} (41700)(0.034^3 - 0.00635^3) + \frac{16.31(5.236)\pi}{0.001} (0.034^4 - 0.00635^4).$$

$$T = 6.8206 + 0.3581$$

$$T = 7.2 \text{ [Nm]}$$

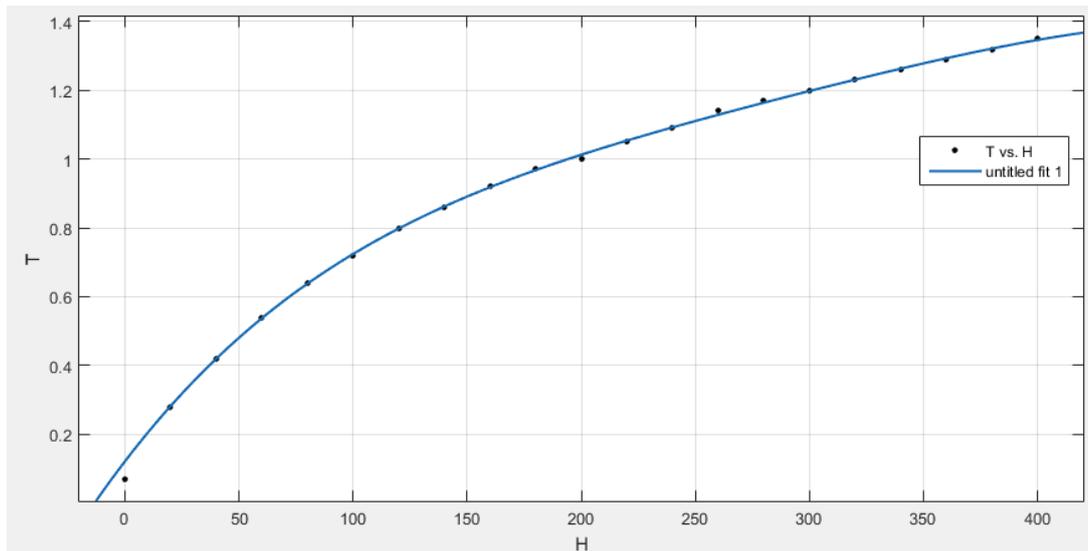
### 3.4 Diseño Magnético

Cabe recalcar que existe una estrecha relación entre la intensidad de campo magnético y la densidad del flujo magnético, al llevar a cabo una regresión no lineal de una gráfica provista por el distribuidor del fluido como se aprecia en la figura 34.

La ecuación obtenida tiene una confiabilidad de un 97.5% y es la siguiente:

$$B = 2.645H^3 - 0.07035H^2 + 0.2654H + 1.013 \quad \text{(Ecu. 21)}$$

Por lo tanto, al reemplazar la variable B con el valor de 800 [mT] se obtiene el valor de H correspondiente a 121 [KAmp/m] que representa la intensidad del campo magnético al cual el fluido se encuentra totalmente saturado.



**Figura 34 Propiedades magnéticas**

### 3.4.1 Circuitos Magnéticos con Fluidos Magnetoreológicos

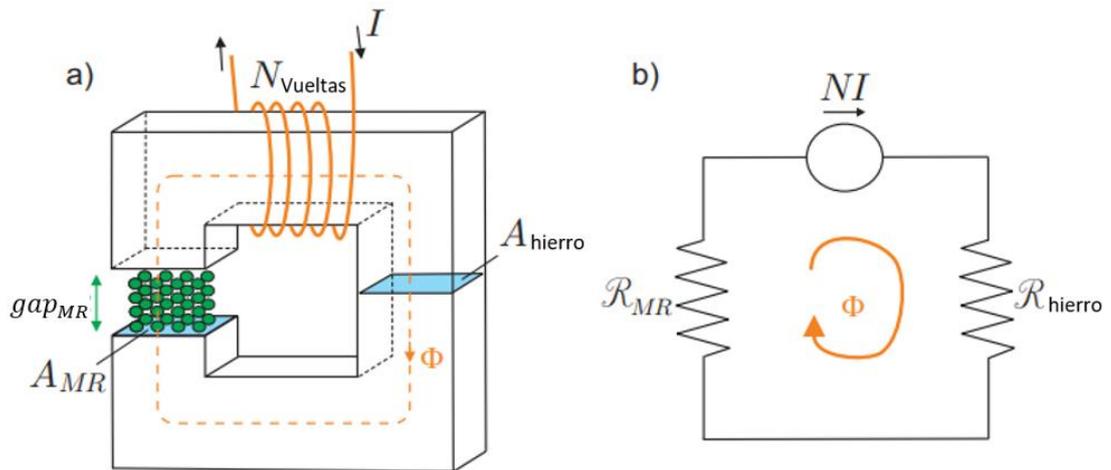
#### Circuitos magnéticos y analogía eléctrica

La fuerza magnetomotriz,  $NI$ , resulta de la ley de Ampere,  $NI = \oint H dl$ . Sin embargo, dado que la constante magnética del hierro es mucho más grande (1000 veces) que la del fluido MR ( $\mu_{\text{hierro}} \gg \mu_{\text{MR}}$ ), lo que lleva a  $H_{\text{MR}} \gg H_{\text{iron}}$ , la integral está dominada por la contribución del gap. (Carlson D. J., 2009)

Considerando el núcleo de hierro blando que tiene una sección transversal constante ( $A_{\text{hierro}}$ ) representada en la figura 35 con una bobina ( $N$  vueltas y corriente  $I$ ) enrollada alrededor de una pequeña porción de la misma. A pesar de que la bobina no está distribuida sobre todo el núcleo de hierro, la  $NI$  de la bobina provoca un efecto de flujo magnético  $\Phi$  que sigue al núcleo (el flujo prefiere el núcleo que el espacio circundante). En primera aproximación, puede suponerse que todo el flujo permanece dentro del núcleo y que está uniformemente distribuido sobre la sección transversal del núcleo. Tal configuración se llama circuito magnético debido a su analogía con circuitos eléctricos donde la corriente fluye exclusivamente a través del conductor. (Carlson D. J., 2009)

Esta configuración corresponde a la situación en la que se utiliza un electroimán para controlar la viscosidad aparente del fluido MR (Figura 34).

Cabe recalcar que cuando no se aplica corriente a la bobina, la viscosidad aparente de MR-fluido es mínima.



**Figura 35 Núcleo magnético con gap de fluido MR: a) circuito magnético – b) circuito eléctrico equivalente**

**Fuente:** (Carlson J. , 2007)

El circuito eléctrico equivalente se aprecia en la figura 35 La ley equivalente de voltaje de Kirchhoff muestra:

$$NI = (\mathcal{R}_{MR} + \mathcal{R}_{acero})\Phi \quad \text{(Ecu. 22)}$$

En donde se ha reemplazado el material del hierro por el del acero debido a que la fabricación del limitador de torque se lo realiza en dicho material.

Llevando a:

$$\Phi = \frac{NI}{\mathcal{R}_{MR} + \mathcal{R}_{acero}} = \frac{NI}{\frac{g_{MR}}{\mu_{MR}A_{MR}} + \frac{l_{acero}}{\mu_{Acero}A_{acero}}}$$

Que es equivalente a:

$$H_{MR} = \frac{\Phi}{\mu_{MR}A_{MR}} = \frac{NI}{g_{MR} + l_{acero} \left( \frac{\mu_{MR}}{\mu_{acero}} \right) \left( \frac{A_{MR}}{A_{acero}} \right)} \quad \text{(Ecu. 23)}$$

Donde:

$N$  El número de vueltas del cable

$I$  Corriente = 0.8 [A]

$g_{MR}$  (gap) intervalo donde se encuentra el fluido = 1 [mm]

$l_{acero}$  longitud magnética del acero = 0.213 [m]

$\mu_{MR}$  coeficiente de permeabilidad magnética del fluido MR = 5.26

$\mu_{acero}$  coeficiente de permeabilidad magnética del acero = 100 (Olmo, 2012)

$A_{MR}$  Área del fluido = 0.131 [m]

$A_{acero}$  Área del acero = 0.444 [m]

$H_{MR}$  Intensidad de campo magnético del fluido = 121000 A/m

Cabe recalcar que para la obtención de la permeabilidad magnética del fluido se hace uso de la siguiente formula

$$\mu_{MR} = \frac{B}{\mu_0 * H_{MR}} \quad \text{(Ecu. 24)}$$

Donde:

$\mu_0$  Es la permeabilidad del vacío =  $4 * \pi * 10^{-7}$  [Henrios/m]

$H_{MR}$  Intensidad de campo magnético del fluido = 121000 [A/m]

$B$  Densidad de campo magnético = 0.8 [T]

Obteniendo:

$$\mu_{MR} = \frac{0.8}{4 * \pi * 10^{-7} * 121000} = 5.26$$

Finalmente, al reemplazar los datos en la formula obtenemos al número de vueltas necesario.

$$121000 A/m = \frac{N(0.8A)}{(0.001 m) + 0.213m * \left(\frac{5}{100}\right) \left(\frac{0.131}{0.444}\right)}$$

$$N = 215.91 \approx 216 \text{ vueltas}$$

Calibre	Mils Circulares	Diámetro mm	Amperaje
7	20,818	3.67	44.2
8	16,509	3.26	33.3
9	13,090	2.91	26.5
11	10,383	2.30	16.6
13	8,234	1.83	10.5
15	6,530	1.45	6.6
17	5,178	1.15	4.1
18	1,624	1.02	3.2
19	1,288	0.91	2.6
20	1,022	0.81	2.0
21	801.1	0.72	1.6
22	642.4	0.65	1.2
23	0.509	0.57	1.0
24	0.404	0.51	0.8
25	0.320	0.45	0.6

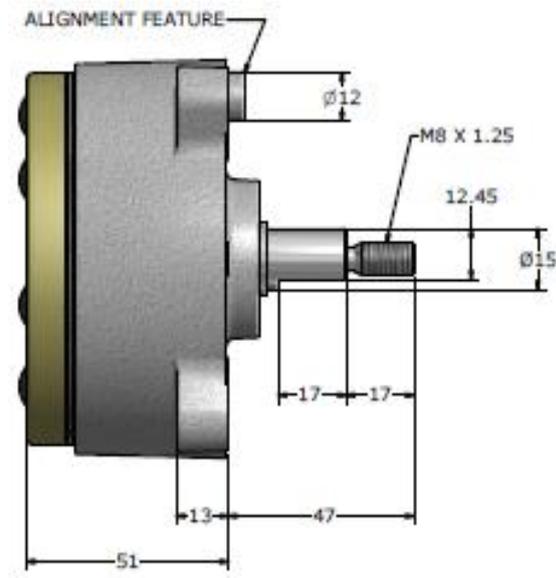
**Figura 36 Designación cable AWG**

**Fuente:** (Green, 2015)

Debido a la corriente limitada a 0.8 A para la selección del cable se revisa la designación del cable AWG como se aprecia en la figura 36 el más idónea es el cable de cobre calibre 24(AWG) (diámetro= 0.5105mm)

### **3.5 Selección de Limitador de Torque**

Luego de haber realizado un estudio de los dispositivos disponibles en el mercado se ha determinado que el que mejor se adapta a las condiciones geométricas y mecánicas requeridas en el diseño es el TFD Steering Unit de la empresa LORD, el mismo que posee las siguientes características, en donde destaca el torque de 5[Nm] específicamente como se aprecia en la figura 37, al igual que sus dimensiones relativamente óptimas para el diseño de prótesis de rodilla propuesto.



#### 5NM PRODUCT SPECIFICATIONS

Category	Specification
Product Weight	1.3 kg (2.9 lbs)
Rated Torque @ 1A	5 Nm nominal (3.7 lb-ft)
Off-State Torque @ 0A	<0.5 Nm (<0.4 lb-ft)
Operating Speed	180 rpm max
Operating Temperature	-35 C to +80 C (-31 F to +176 F)
Axial Force Limit	1500 N max (337 lbf)
Bending Moment Limit	50 Nm max (36.9 lb-ft)
Current Control	12 VDC
Coil Resistance	10 $\Omega$ nominal
Current (max)	1.5 A peak
Current (continuous)	1.0 A
Sensor Resolution	12 bit
Sensor Linearity	+/- 1.2% Full Scale
Environmental Protection	IP66

**Figura 37 Características técnicas del limitador de torque**

**Fuente:** (Lord C. , 2015)

Debido a que el torque de diseño era 7.17[Nm] y el dispositivo comercial seleccionado nos ofrece únicamente 5[Nm], es necesario establecer un mecanismo que proporcione el torque adicional y brinde movimiento a la articulación debido a que los dispositivos como limitadores de torque, frenos y embragues únicamente con actuadores pasivos, es decir que necesitan una fuerza externa para generar rotación; en el transcurso de este estudio se mostrará el diseño del mecanismo y selección de un actuador que cumpla con estos requerimientos de movimiento y torque.

## 3.6 Diseño de la Prótesis

### 3.6.1 Diseño Estático Eje Limitador De Torque

El eje del limitador debe soportar una masa de 70[kg], que ya se estableció inicialmente como la masa de diseño, equivalente a una fuerza de 686 N.

Debido a que la rodilla describe un movimiento rotacional, no es viable mantener solo un apoyo, por lo cual se va a crear un eje auxiliar en la otra cara del limitador de torque con el fin de dividir la carga que soporta cada uno, de esta manera cada eje soportaría un peso de 35[kg] como se muestra en la figura 38.

Se calcula el momento que produce esta carga en los puntos de apoyo de cada eje, para lo cual se toma un factor de carga de 1.2:

$$W = 70[kg]$$

$$W_d = 70[kg] \cdot (1.2)$$

$$W_d = 84[kg]$$

El peso que soporta cada eje es la mitad del peso del individuo, por lo tanto  $W_d = 42[kg]$ .

Este peso ubicado a 5mm del punto de apoyo de los ejes y genera un momento descrito por la siguiente ecuación:

$$M = Fxd \tag{Ecu. 25}$$

$$M = 42[kg] \cdot 9.8 \frac{m}{s^2} \cdot 0,005[m]$$

$$M = 2.058[Nm]$$

Para el diseño estático del eje aplicamos la teoría de la Energía de Deformación:

$$\phi = \left[ \left( \frac{32FS}{\pi S_y} \right) \cdot \left( M^2 + \frac{3}{4} T^2 \right)^{\frac{1}{2}} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (\text{Ecu. 26})$$

$$\phi = \left[ \left( \frac{32.3}{\pi \cdot 350 \left[ \frac{N}{mm^2} \right]} \right) \cdot \left( (2058[Nmm])^2 + \frac{3}{4} (5000[Nmm])^2 \right)^{\frac{1}{2}} \right]^{\frac{1}{3}}$$

$$\phi = \left[ \left( 0.0877 \left[ \frac{mm^2}{N} \right] \right) \cdot (4794.305[Nmm]) \right]^{\frac{1}{3}}$$

$$\phi = \sqrt[3]{420.461[mm^3]}$$

$$\phi = 7.491[mm]$$

Se determina que el eje del limitador, así como el eje que sirve de apoyo al lado inverso, siendo de 12.7 [mm], son seguros debido a que el diámetro necesario para soportar la carga de 70[kg] es de 7.491[mm].

Como se determinó al inicio de este capítulo la fuerza de impacto es mayor que la fuerza generada por el peso normal de la persona, por lo cual se diseña nuevamente el eje utilizando la fuerza de impacto.

$$M = Fxd$$

$$M = 1539.846[N] \cdot 0,005[m]$$

$$M = 7.699[Nm]$$

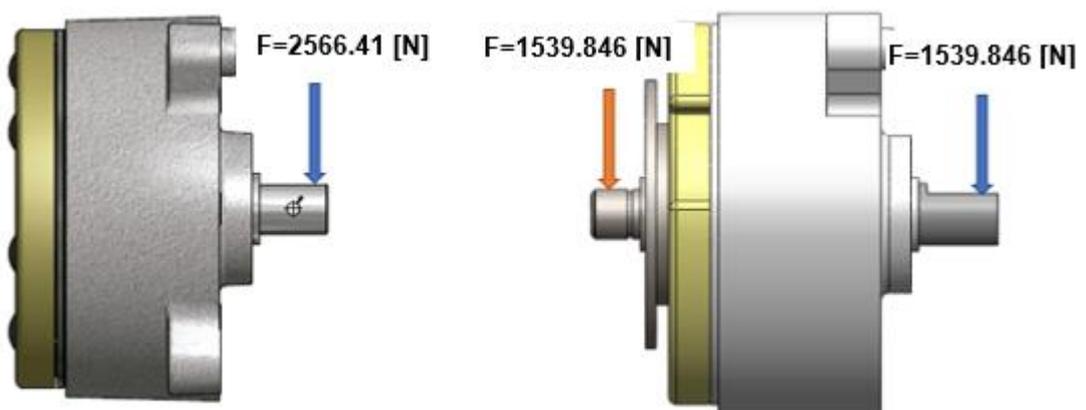


Figura 38 Disposición de las cargas en el eje del limitador de torque

$$\begin{aligned}\phi &= \left[ \left( \frac{32FS}{\pi S_y} \right) \cdot \left( M^2 + \frac{3}{4} T^2 \right)^{\frac{1}{2}} \right]^{\frac{1}{3}} \\ \phi &= \left[ \left( \frac{32.3}{\pi \cdot 350 \left[ \frac{N}{mm^2} \right]} \right) \cdot \left( (7699[Nmm])^2 + \frac{3}{4} (5000[Nmm])^2 \right)^{\frac{1}{2}} \right]^{\frac{1}{3}} \\ \phi &= \left[ \left( 0.0877 \left[ \frac{mm^2}{N} \right] \right) \cdot (8833.153[Nmm]) \right]^{\frac{1}{3}} \\ \phi &= \sqrt[3]{774.667[mm^3]} \\ \phi &= \mathbf{9.18[mm]}\end{aligned}$$

Comprobando una vez más que el diámetro seleccionado de 12.5[mm], es adecuado para poder soportar dichas cargas máximas.

### 3.6.2 Diseño a fatiga del eje del limitador

Debido a que estos elementos de la prótesis están sometidos a cargas combinadas de torsión y flexión, es necesario verificar que los ejes soporten estas cargas que producen fluctuantes.

Conociendo la medida del eje del limitador y la cargas que estos soportan, además del máximo torque que este puede proporcionarnos según el DataSheet del fabricante se obtiene lo siguiente:

$$\phi = 0.5'' = 12.7[mm]$$

$$T_{max} = 5[Nm]$$

$$F_{impacto} = 1509.84[N]$$

Se hace uso de un acero AISI 1018 HR con los siguientes parámetros:

$$\text{AISI 1018 HR} \begin{cases} S_{ut} = 400[MPa] \\ S_y = 220[MPa] \end{cases}$$

### Límite de Resistencia a la Fatiga

Debido a que el  $S_{ut} \leq 1400MPa$ :

$$S'_e = 0.5S_{ut}$$

$$S'_e = 200 \text{ [MPa]}$$

### Factor de superficie

De acuerdo a la figura 39 seleccionamos los valores adecuados de acuerdo a los valores conocidos del acero.

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	$S_{utr}$ kpsi	$S_{utr}$ MPa	
Esmerilado	1.34	1.58	-0.085
Maquinado o laminado en frío	2.70	4.51	-0.265
Laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718
Como sale de la forja	39.9	272.	-0.995

**Figura 39 Factor de superficie**

Fuente: (Shigley, 2012)

$$k_a = aS_{ut}^b$$

$$a = 57.7$$

$$b = -0.718$$

$$k_a = 57.7 \times 379^{-0.718}$$

$$k_a = 0.8123$$

### Factor de tamaño

$$k_b = \begin{cases} (d/0.3)^{-0.107} = 0.879d^{-0.107} & 0.11 \leq d \leq 2 \text{ pulg} \\ 0.91d^{-0.157} & 2 < d \leq 10 \text{ pulg} \\ (d/7.62)^{-0.107} = 1.24d^{-0.107} & 2.79 \leq d \leq 51 \text{ mm} \\ 1.51d^{-0.157} & 51 < d \leq 254 \text{ mm} \end{cases}$$

**Figura 40 Selección del factor de tamaño**

Fuente: (Shigley, 2012)

$$k_b = 1.24d^{-0.107}$$

$$k_b = 0.9447$$

### Factor de carga

Debido a que existen esfuerzos combinados en la articulación el valor de  $k_c$  es igual a 1.

$$k_c = 1$$

### Factor de temperatura

Temperatura, °C	$S_T/S_{RT}$	Temperatura, °F	$S_T/S_{RT}$
20	1.000	70	1.000
50	1.010	100	1.008
100	1.020	200	1.020
150	1.025	300	1.024
200	1.020	400	1.018
250	1.000	500	0.995
300	0.975	600	0.963
350	0.943	700	0.927
400	0.900	800	0.872
450	0.843	900	0.797
500	0.768	1 000	0.698
550	0.672	1 100	0.567
600	0.549		

**Figura 41 Factor de temperatura**

Fuente: (Shigley, 2012)

$$k_D = 1$$

### Factor de Confiabilidad

Confiabilidad, %	Variación de transformación $z_a$	Factor de confiabilidad $k_e$
50	0	1.000
90	1.288	0.897
95	1.645	0.868
99	2.326	0.814
99.9	3.091	0.753
99.99	3.719	0.702
99.999	4.265	0.659
99.9999	4.753	0.620

**Figura 42 Factor de confiabilidad**

Fuente: (Shigley, 2012)

$$k_e = 0.702$$

$$\text{confiabilidad} = 99.9\%$$

### Factor de efectos diversos

Para modificar la reducción del límite de resistencia a la fatiga y de debido a que durante la marcha humana puedan darse un sin número de factores que alteren las fuerzas anteriormente descritas, asumimos un valor para  $k_f$  de 0.7.

$$k_f = 0.7 \text{ (debido a que el eje esta sometido a impacto)}$$

### Límite de Resistencia a la fatiga

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e$$

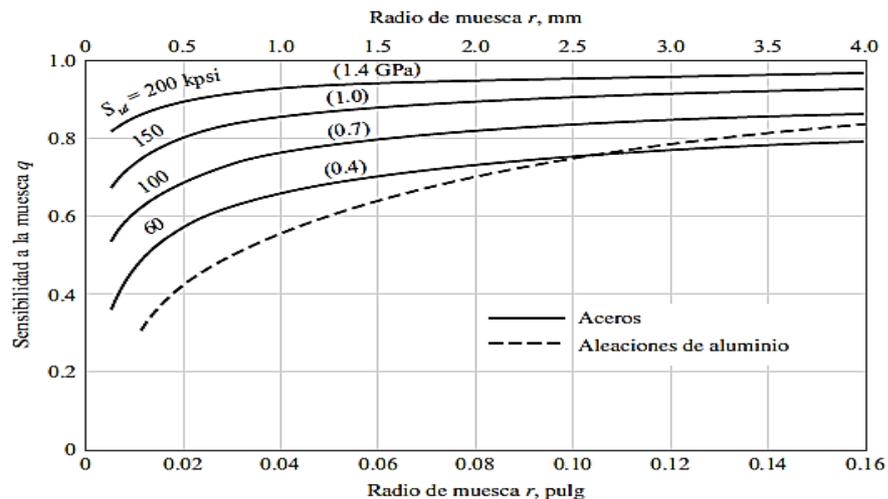
$$S_e = (0.8123)(0.9447)(1)(1)(0.702)(0.7)(200)[MPa]$$

$$S_e = 75.41 [MPa]$$

### 3.1.4 Concentración De Esfuerzo Debido Al Chavetero

Debido a la existencia de un chavetero en el eje del limitador de torque, existen concentración de esfuerzos y para reducir estos la muesca o chavetero presenta un redondeo de  $0.5[mm](r)$ .

$$r = 0.5[mm]$$



**Figura 43 Sensibilidad a la muesca o chavetero para elementos en flexión**

Fuente: (Shigley, 2012)

### Flexión

$$q = 0.54$$

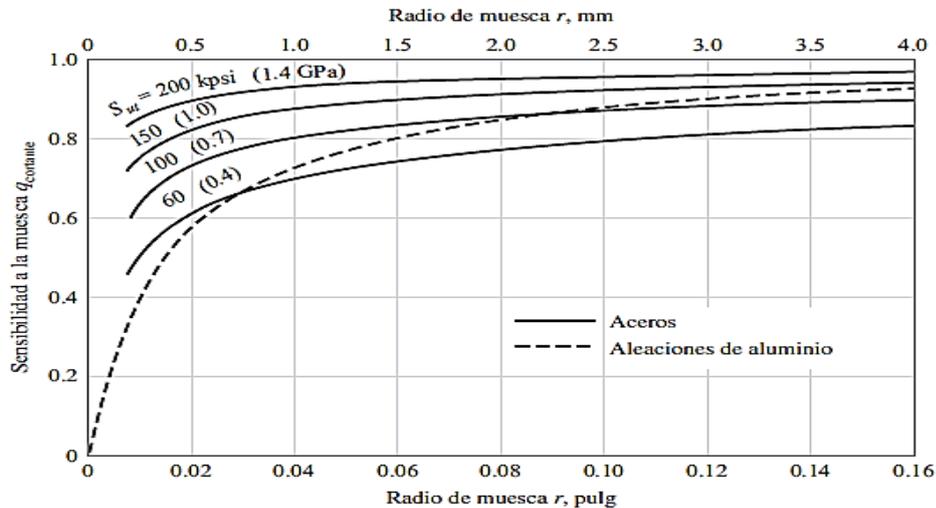
$$k_t = 2.14$$

$$K_f = 1 + q(k_t - 1)$$

$$K_f = 1 + 0.54(2.14 - 1)$$

$$K_f = 1.6156$$

## Torsión



**Figura 44 Sensibilidad a la muesca o chavetero para elementos en torsión**

**Fuente:** (Shigley, 2012)

$$q_s = 0.58$$

$$k_{ts} = 3$$

$$K_{fs} = 1 + q_s(k_{ts} - 1)$$

$$K_f = 1 + 0.58(3 - 1)$$

$$K_f = 2.16$$

**Esfuerzos fluctuantes:** Se determina que el esfuerzo es completamente invertido por lo cual se toman las siguientes consideraciones:

El esfuerzo medio es igual a cero y el momento se considera el momento máximo calculado anteriormente para la fuerza de impacto al saltar, es decir 7.699 [Nm].

$$\sigma_m = 0$$

$$\sigma_a = \frac{K_f(32M_a)}{\pi d^3}$$

$$\sigma_a = \frac{1.6156(32 \times 7699 \text{ Nmm})}{\pi(12.7 \text{ mm})^3}$$

$$\sigma_a = 61.852 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_a = 0$$

$$\tau_m = \frac{K_{fs}(16T_m)}{\pi d^3}$$

$$\tau_m = \frac{2.16(16 \times 5000 \text{ [Nm]})}{\pi(12.7)^3}$$

$$\tau_m = 26.85 \text{ [MPa]}$$

Ya que se conoce el diámetro del eje del limitador, y conocemos todos los parámetros necesarios para el diseño a fatiga, aplicamos el criterio DE-Goodman para el cálculo del factor de seguridad.

### DE-Goodman

$$\frac{1}{n} = \frac{16}{\pi d^3} \left\{ \frac{1}{S_e} \left[ 4(K_f M_a)^2 + 3(K_{fs} T_a)^2 \right]^{\frac{1}{2}} + \frac{1}{S_{ut}} \left[ 4(K_f M_m)^2 + 3(K_{fs} T_m)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \right\}$$

$$\frac{1}{n} = \frac{16}{\pi(12.7)^3} \left\{ \frac{1}{75.41} \left[ 4(1.6156 \times 7699)^2 + 0 \right]^{\frac{1}{2}} + \frac{1}{400} \left[ 0 + 3(2.16 \times 5000)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \right\}$$

$$\frac{1}{n} = 0.00248(328.746 + 27)$$

$$\frac{1}{n} = 0.882$$

$$n = 1.13$$

### 3.6.3 Selección del servomotor y diseño del sistema de transmisión

Para replicar la marcha humana es necesario un dispositivo que nos proporcione movimiento continuo durante toda la caminata, como se trató en los puntos anteriores el limitador de torque de LORD únicamente actúa como freno o embrague, es decir es un actuador pasivo; debido a esta característica le es imposible proveer de movimiento a la articulación de rodilla.

Un motor DC cumple las funciones rotacionales de la articulación, pero debido a su gran tamaño y bajo torque no satisface las necesidades de torque

y potencia requeridas durante la marcha, para lo cual la mejor opción de espacio-desempeño es en servomotor.

Existen varios modelos en el mercado, los cuales satisfacen el torque faltante para llegar a los 7.17[Nm] requeridos para mantener elevada la articulación; los parámetros de dos marcas diferentes de servomotores se muestran a continuación en las figuras 45 y 46.



**Figura 45 Savox SB-2231SG Ultra Fast Brushless Digital Servo**

**Fuente:** (Pololu, 2013)

**Tabla 5**

**Características Técnicas Savox SB-2231SG**

Dimensiones	40.3x20.2x45.0
Peso	84 gr
Velocidad (6V)	0.14 sec/60°
Torque (6V)	3.14 [Nm]
Velocidad (7.4V)	0.10 sec/60°
Torque (7.4V)	3.92 [Nm]
Rodamiento	2BB
Carcasa	Aluminio
Eje	25 dientes
Frecuencia	250-333 Hz
Precio	\$150

Las características técnicas del Savox SB-2231SG se muestran en la tabla 5, como vemos el torque máximo es de 3.92 [Nm] que sumado al torque del

limitador de 5[Nm] nos da 8.92 [Nm], suficientes para satisfacer los 7.2[Nm] calculados para mantener la articulación elevada.

El servo Power HD que se muestra en la figura 46 brinda unas pequeñas mejoras respecto al Savox SB-2231 en cuanto a torque y mucho más en cuanto su precio, costando menos de la mitad, pero ofreciendo casi las mismas características en cuanto a tamaño y torque.



**Figura 46 Power HD Ultra-High-Torque 1235MG**

**Fuente:** (Pololu, 2013)

**Tabla 6**

**Características del Power HD Ultra-High-Torque**

Características	
Dimensiones	59.5 x 29.5 x 54.3 mm
Velocidad 6V	0.20 sec/60°
Par de torsión	4 N.m
Velocidad 7.4V	0.18 sec/60°
Par de torsión	4N.m / 560 oz-in
Peso	170 g
Frecuencia	333 Hz
Reducción del radio	188: 1
Corriente 7.4V	9 A
Corriente de reposo 7.4V	15 mA
Precio	60

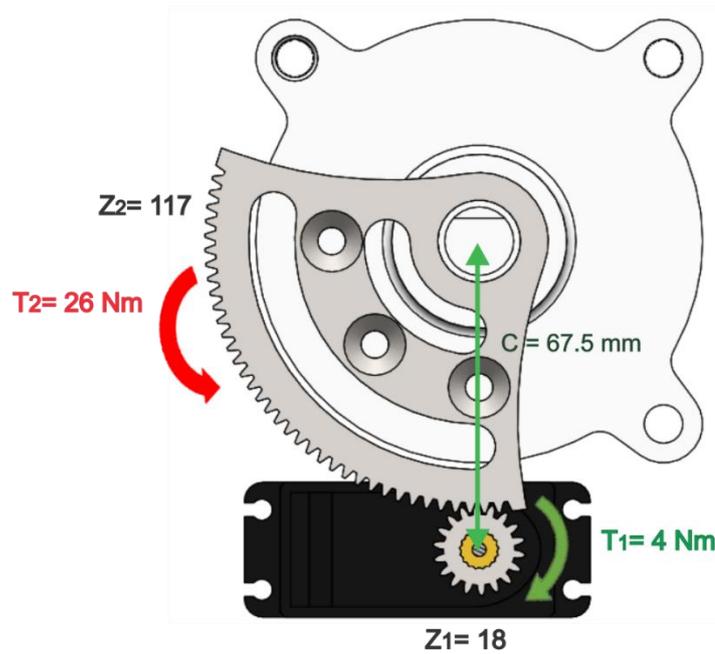
Los 4 [Nm] máximos que proporciona el servo Power HD junto a los 5[Nm] del limitador de torque satisfacen los 7.17 [Nm] requeridos, pero durante la caminata como ya se menciona en el apartado 2.1.2, el torque mínimo requerido es de 25[Nm], obligándonos a multiplicar el torque que ejerce el servomotor mediante un sistema de transmisión que ocupe la menor cantidad de espacio posible y presente la mayor eficiencia.

#### **3.6.4 Diseño del sistema de transmisión**

En vista de que el torque requerido durante la marcha de la persona debe ser por lo mínimo de 25[Nm] y como ya se mencionó anteriormente el conjunto de servo y limitador no logran satisfacer este requerimiento, para lo cual nos vemos obligados a diseñar e implementar un sistema de transmisión que multiplique el torque a la salida del servomotor.

Debido a que la salida del servomotor es de 4[Nm] la relación de transmisión que se necesitamos es de 6.25:1 como mínimo para satisfacer los 25[Nm] generados en la caminata; la transmisión de potencia y torque se va a realizar por medio de engranes rectos como se muestra en la figura 47.

La primera restricción que tenemos es la distancia entre centros y segundo que el engrane conducido no debe sobrepasar el diámetro máximo del limitador de torque ya que este no daría una apariencia ergonómica y limitaría las funciones de la prótesis como arrodillarse, además podría golpear con elementos externos o causar daños a la misma persona portadora de la prótesis



**Figura 47 Relación de transmisión**

La distancia máxima entre centros (eje servo al eje del limitador) es de  $67.5[\text{mm}]$ , y se considera que el engrane conductor es decir el que se encuentra acoplado al eje del servo tendrá 18 dientes con un módulo 1 y un ángulo de presión de  $20^\circ$ , con el fin de lograr la mayor relación posible y debido al espacio y peso reducido se establece, por lo tanto:

$$C = \frac{D_{p1} + D_{p2}}{2} \quad (\text{Ecu. 27})$$

$$D_{p1} = mZ_1$$

$$D_{p1} = 1 \times 18$$

$$D_{p1} = 18[\text{mm}]$$

Reemplazando la distancia entre centros  $C$  y el diámetro primitivo 1 en la Ecuación 15 tenemos:

$$D_{p2} = 2C - D_{p1} \quad (\text{Ecu. 28})$$

$$D_{p2} = 2(67.5\text{mm}) - 18\text{mm}$$

$$D_{p2} = 117[\text{mm}]$$

Ahora calculamos el número de dientes para el engrane conducido:

$$D_{p2} = mZ_2 \quad \text{(Ecu. 29)}$$

$$Z_2 = \frac{D_{p2}}{m}$$

$$Z_2 = 117 \text{ dientes}$$

Por lo tanto, obtenemos una relación de transmisión de:

$$i = \frac{Z_2}{Z_1} \quad \text{(Ecu. 30)}$$

$$i = \frac{117}{18}$$

$$i = 6.5$$

Con esta relación de transmisión obtenemos un torque de salida en el eje de rotación de:  $4[Nm] \times 6.5 = 26[Nm]$ , el cual satisface los 25 [Nm] necesarios durante la marcha humana; además si consideramos que el limitador de torque nos proporciona un torque de 5[Nm] y debido a los dos dispositivos (servo y limitador) trabajan en conjunto durante todo el ciclo, se puede decir que podemos obtener un torque máximo de frenado en la articulación de:

$$T_{max-articulación} = T_1 + T_{limitador} \quad \text{(Ecu. 31)}$$

$$T_{max-articulación} = 26Nm + 5Nm$$

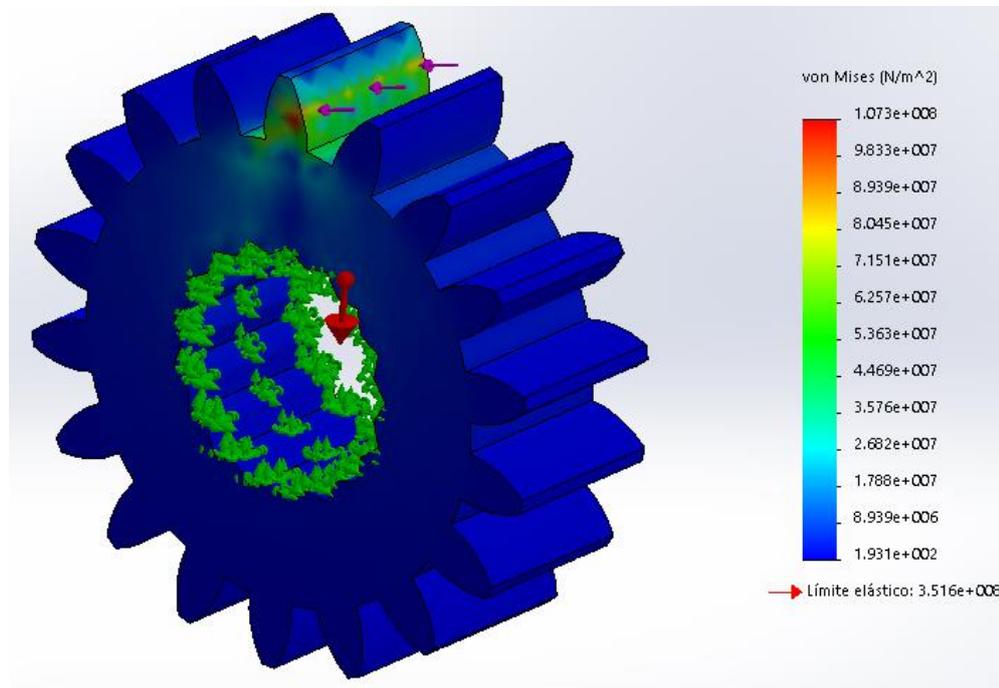
$$T_{max-articulación} = 31[Nm]$$

En donde:

T1 es el torque a la salida de la relación de transmisión

Los 31 [Nm] son suficientes para satisfacer el torque máximo requerido durante la marcha humana por lo tanto el sistema de transmisión en conjunto con el servo y el limitador de torque forman un sistema de movimiento y frenado óptimo capaz de simular una caminata estable y activa para el usuario.

El análisis mediante elementos finitos para el engrane conductor se muestra a continuación en función de verificar si soporta los esfuerzos a los que se encuentra sometido ya que al ser pequeño presenta un cierto índice a fallar, para ello el juego de engranes estará fabricado en acero de transmisión AISI 1020.



**Figura 48 Esfuerzo Von Mises en el engrane conductor**

La fuerza aplicada para el análisis se calcula de acuerdo al toque máximo que puede transmitir el servo, es decir 4[Nm] y se encuentra en la línea de contacto entre los dos engranes, es decir en el diámetro primitivo de cada uno.

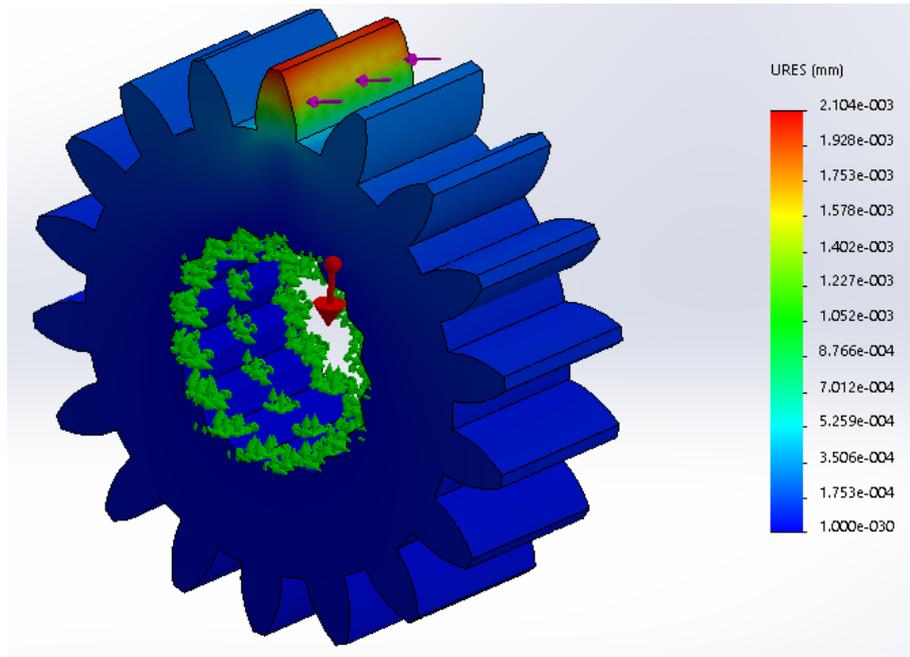
$$T = F \times D_p \quad \text{(Ecu. 32)}$$

$$F = \frac{T}{D_p}$$

$$F = \frac{4[Nm]}{0.018m}$$

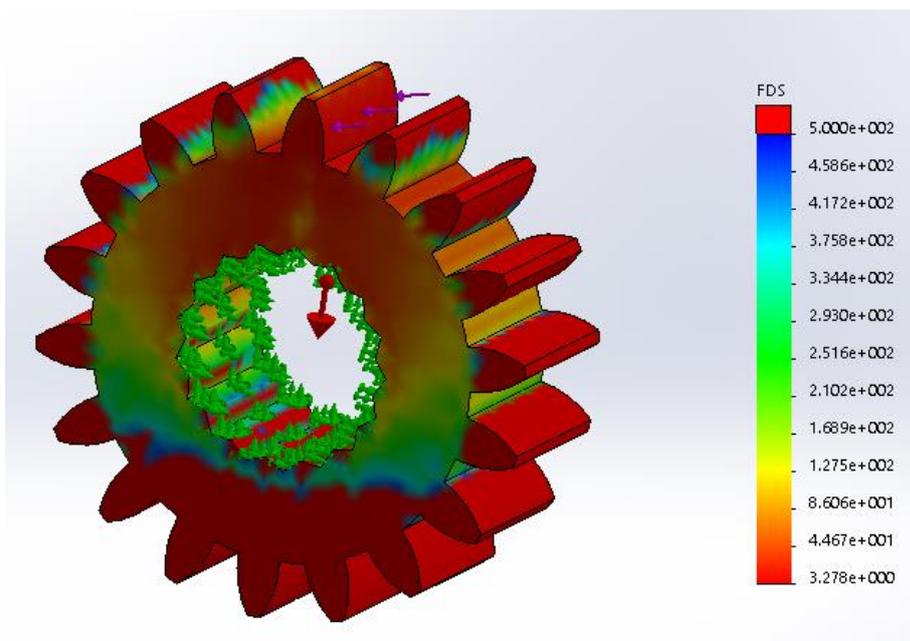
$$F = 222.22 [N]$$

El esfuerzo máximo resultante de tensiones Von Mises es 107,8 [MPa] siendo mucho menor que el límite elástico del acero AISI 1020 el cual es de 351.57 [MPa], por lo cual se considera un diseño seguro.



**Figura 49 Máxima deformación en el engrane conductor**

La deformación máxima causada por la transmisión de torque en el engrane conductor es de 0.00214 [mm], considerándose despreciable.



**Figura 50 Factor de seguridad en el engrane conductor**

El factor de seguridad mínimo en el análisis del engrane conducido es de 3.27, considerándose, así como un diseño seguro y capaz de soportar la fuerza de torsión a la que va a estar sometida durante la transmisión de movimiento del servo a la articulación de la rodilla.

El diseño final del engrane conducido se presenta en la figura 51, se ha realizado una optimización topológica para reducir el peso sin afectar a su resistencia estructural, además se ha recortado a una longitud de arco capaz de proporcionar 90° de giro a la articulación, lo cual permitirá a la persona utilizar la prótesis sin ninguna dificultad para sentarse.

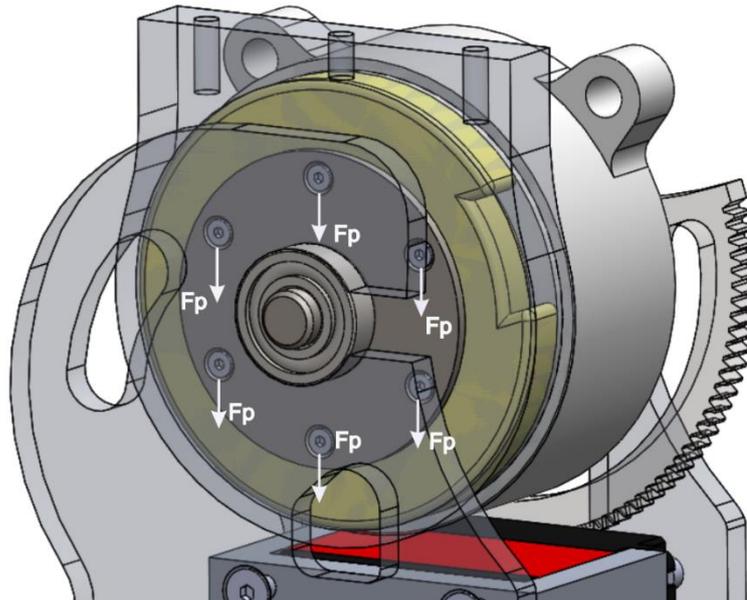


**Figura 51 Engrane conducido 117 dientes**

Para evitar que la articulación gire más de los 90° grados permitidos, se colocan topes en los finales del engrane, los cuales bloquean el movimiento una vez que se alcance la posición máxima admisible, previniendo de esta manera cualquier tipo de desencaje en la articulación.

### **3.6.5 Diseño A Cortante De Los Pernos De La Manzana**

Ya que el limitador de torque únicamente cuenta con un eje a un lado, es necesario incluir otro eje de apoyo al lado contrario Como muestra la figura 52. Este eje cuenta con una manzana que va a ser fijada mediante 6 pernos M3 a un soporte el cual estará en la parte posterior del limitador de torque. El fin de este eje es permitir la rotación de la articulación, además que divide la carga que soporta el eje del limitador.



**Figura 52 Manzana y eje auxiliar de la articulación**

Para un diseño seguro de los pernos que sujetan la manzana calculamos su resistencia ante la mayor fuerza que se calculó al principio de este capítulo que es la fuerza que se produce al saltar.

La fuerza que soporta cada perno es la fuerza total de impacto dividida para el número de pernos que sujetan la manzana:

$$F_{perno} = \frac{1539.84[N]}{6}$$

$$F_{perno} = 256.64 [N]$$

Los pernos están sometidos a esfuerzo cortante directo, por cual se calcula:

$$\sigma = \frac{F}{A_c} = \frac{256.64}{\frac{\pi \phi^2}{4}} \quad \text{(Ecu. 33)}$$

$$\sigma = \frac{4(256.64)[N]}{\pi(3mm)^2}$$

$$\sigma = 36.30[MPa]$$

De acuerdo a la figura 53, la cual muestra las propiedades mecánicas para algunas clases de pernos métricos, seleccionamos la clase que sea la adecuada de acuerdo al esfuerzo resultante y también que tenga facilidad de conseguirse en el medio.

Clase de propiedad	Intervalo de tamaños, inclusive	Resistencia de prueba mínima, <sup>†</sup> MPa	Resistencia mínima a la tensión, <sup>†</sup> MPa	Resistencia mínima a la fluencia, <sup>†</sup> MPa	Material	Marca en la cabeza
4.6	M5-M36	225	400	240	Acero de bajo o medio carbono	
4.8	M1.6-M16	310	420	340	Acero de bajo o medio carbono	

**Figura 53 Propiedades mecánicas para pernos métricos**

Fuente: (Shigley, 2012)

El perno de clase 4.8 incluye en su intervalo el tamaño M3 por lo cual seleccionamos esta categoría con las siguientes propiedades:

Perno M3 de la clase 4.8

$$S_p = 340 \text{ [MPa]}$$

$$S_{ut} = 420 \text{ [MPa]}$$

La carga admisible para cada perno se calcula de acuerdo a la ecuación 20:

$$\tau = \frac{F}{\frac{4\pi d^2}{4}} = \frac{0.577S_p}{n_d} \quad \text{(Ecu. 34)}$$

Donde:  $n_d = \text{factor de diseño} = 1.5$

Por lo tanto, la fuerza que soporta cada perno a cortante es:

$$F = \frac{0.577\pi d^2 S_p}{n_d}$$

$$F = \frac{0.577\pi(3\text{mm})^2 340 \text{ [MPa]}}{1.5}$$

$$F = 1.17 \text{ [kN]}$$

Como se observa la fuerza que es capaz de soportar cada perno es relativamente alta respecto a los 266.64 [N] teóricos que necesitan soportar para ser un diseño seguro y que no falle a cortante.

### 3.6.6 Selección Del Rodamiento

El eje del limitador es el único que va a restringir el movimiento rotacional de la prótesis, proporcionando un torque nominal ya descrito de 5[Nm] y como máximo 6[Nm]; el eje auxiliar únicamente cumple la función de apoyo, por lo tanto, tiene un movimiento rotacional libre, para lo cual es necesario incluir un rodamiento que soporte las cargas a las que está sometido.

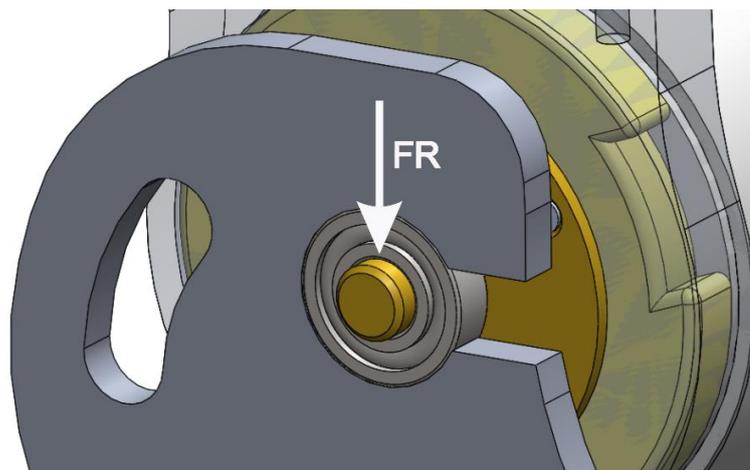
Se calcula tomando en cuenta la fuerza más grande que es la fuerza producida durante el salto de la persona, por lo tanto:

$$F_R = 1539.84 [N] = F_D$$

$$F_e = X_i V_i F_R \quad \text{(Ecu. 35)}$$

$$X_i = 1 \text{ y } V_i = 1$$

Donde:  $F_R$  = Fuerza radial en el rodamiento  
 $X$  = factor radial  
 $Y$  = factor axial



**Figura 54 Rodamiento SKF 6001**

Por lo tanto:

$$F_e = F_R = 1539.84 [N]$$

Seleccionamos el factor  $L_d$  que está dado de acuerdo al trabajo diario que realiza una máquina, en este caso como se trata de la prótesis, es normal que las personas pasen la mayoría del día desplazándose de un lugar a otro, por

lo cual elegimos como si fuera a funcionar como máximo 8 horas diarias, se muestra en la figura 55.

$$L_d = 14000 \text{ horas}$$

Tipo de aplicación	Vida, kh
Instrumentos y aparatos de uso poco frecuente	Hasta 0.5
Motores de aeronaves	0.5-2
Máquinas de operación corta o intermitente, donde la interrupción del servicio resulta de poca importancia	4-8
Máquinas de servicio intermitente donde una operación confiable es de gran importancia	8-14
Máquinas para servicio de 8 h, que no siempre se usan completamente	14-20
Máquinas para servicio de 8 h, que se utilizan plenamente	20-30
Máquinas para servicio continuo las 24 h	50-60
Máquinas para un servicio continuo de 24 h, donde la confiabilidad es de suma importancia	100-200

**Figura 55 Recomendaciones de vida de cojinetes para varias clases de maquinaria**

**Fuente:** (Shigley, 2012)

Convertimos las horas a el número de revoluciones:

$$\frac{14000h}{1h} \frac{55.5 \text{ rev}}{\text{min}} \frac{60\text{min}}{1h}$$

$$L_d = 46620 \times 10^3 \text{ rev}$$

Una vez conocidas el número de revoluciones equivalentes al tiempo de vida del rodamiento calculamos la carga dinámica que deberá soportar el rodamiento para cumplir con las especificaciones de diseño:

$$C = F_D \left( \frac{L_d}{10^6} \right)^{\frac{1}{3}} \quad \text{(Ecu. 36)}$$

Donde: C= carga dinámica que debe soportar el rodamiento

$F_D$  = fuerza de diseño

$$C = 1534.86 \left( \frac{46620 \times 10^3}{10^6} \right)^{\frac{1}{3}}$$

$$C = 3.59[kN]$$

De acuerdo al catálogo de SKF el rodamiento con los requerimientos necesarios de carga y medidas necesarias que más se aproxima es el siguiente:

*Rodamiento SKF 6001*

$$D_{in} = 12mm$$

$$D_{out} = 28mm$$

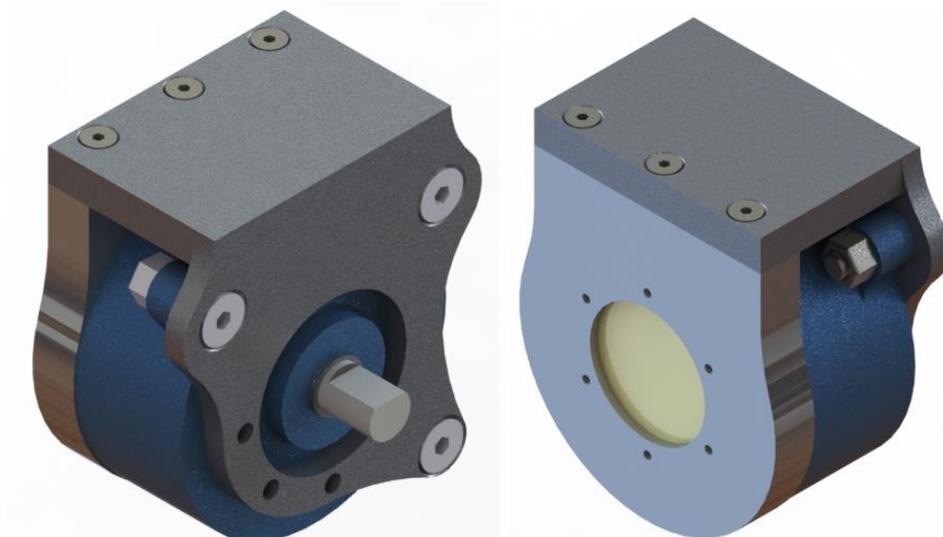
$$B = 8mm$$

$$C = 5.1[kN]$$

$$C_o = 2.36[kN]$$

### 3.6.7 Diseño del soporte del limitador

De acuerdo a las dimensiones del limitador de torque se diseña un soporte que permita el giro completo del eje, por un lado, en lado posterior se encuentran los orificios roscados M3 para acoplar la manzana del eje auxiliar, además en la parte delantera consta de tres agujeros M5 para fijar el engrane conducido que fue diseñado en los literales superiores como se muestra en las figuras 56 y 57.



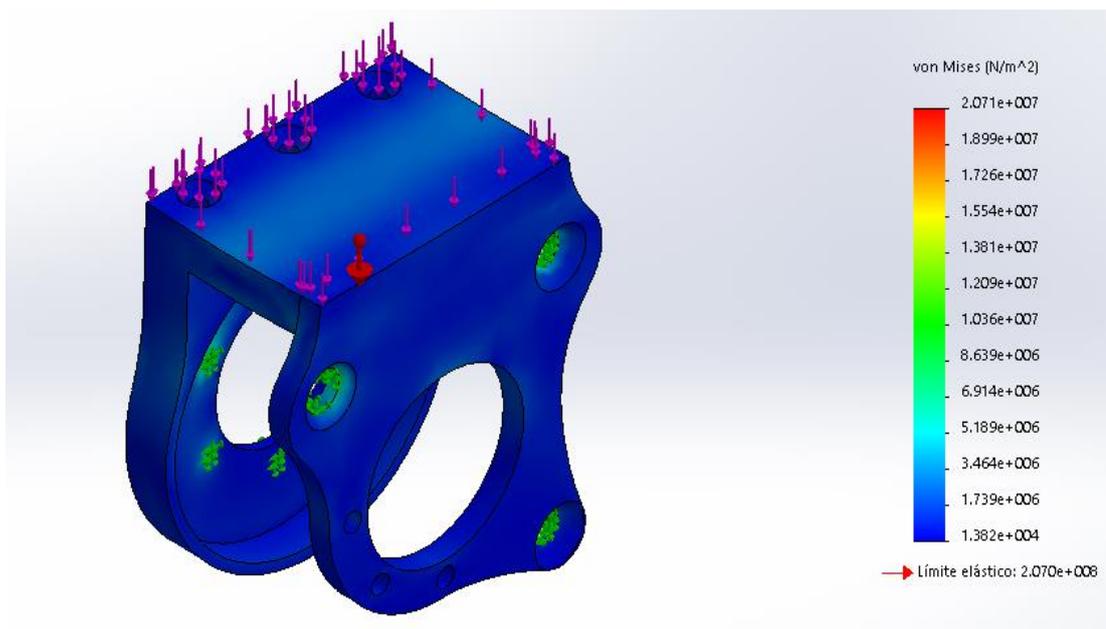
**Figura 56 Soporte del limitador de torque: a) perspectiva frontal – b) perspectiva posterior**

El diseño consta de dos piezas que se empernan para formar el soporte completo por medio de 3 pernos M6 como se muestra en la figura 52.



**Figura 57 Ensamble del soporte del limitador**

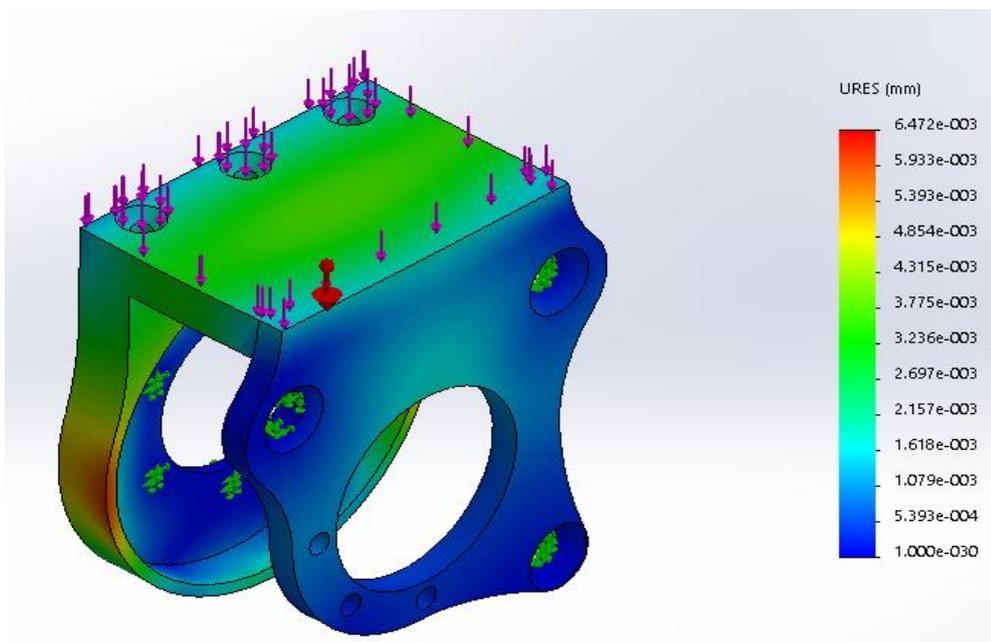
Todo el soporte está diseñado en aluminio C330R para que cumpla con el peso de la prótesis y se encuentra disponible en el mercado; el análisis mediante elementos finitos del ensamble del soporte se presenta en las figuras 58, 59 y 60.



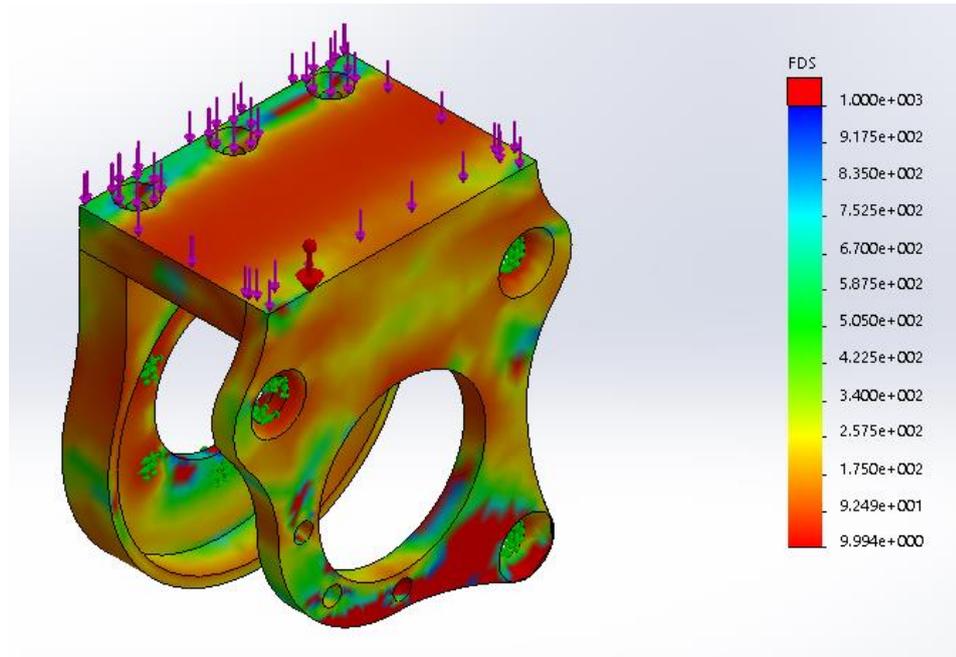
**Figura 58 Es fuerza Von Mises en el soporte del limitador**

El esfuerzo resultante de tensiones Von Mises en toda la estructura del soporte es relativamente bajo con un valor de 20.71 [MPa], en comparación al límite elástico del Duraluminio C330R, el cual presenta un valor promedio de 315 [MPa], por lo cual se concluye que el diseño es seguro.

La máxima deformación se presenta en la circunferencia que soporta a toda la carcasa del limitador con un valor de 0.006472 [mm], la cual es aceptable y hasta despreciable para el conjunto en total como se aprecia en la figura 58.



**Figura 59 Deformación máxima en el soporte del limitador**



**Figura 60 Factor de seguridad en el soporte del limitador**

El factor de seguridad mínimo resultante del análisis por elementos finitos es de 9.9, considerándose el diseño como seguro.

### 3.6.8 Diseño de la estructura para la prótesis

Para el diseño de la estructura se toma en cuenta que esta tesis será parte de un proyecto completo que reemplazará toda la entremedad, es decir constará de una parte de amortiguación mediante un cilindro con el mismo principio de fluidos MR y al final la parte de pie- tobillo que complementará todos los movimientos durante la caminata.

Además de albergar los componentes electrónicos y baterías, así como el cableado y demás sensores, la cavidad inferior será en donde se coloque posteriormente el amortiguador que continuará con el proyecto de la prótesis completa, el diseño final del frame se muestra en la figura 61.

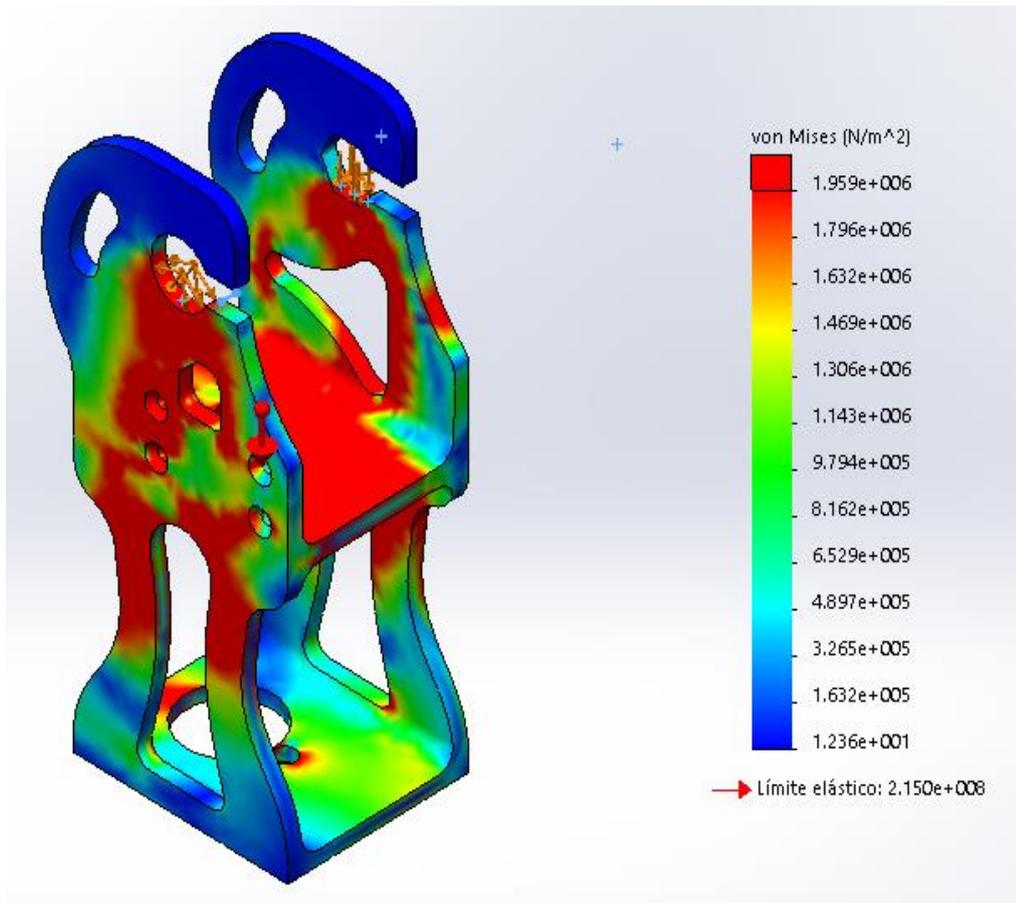


**Figura 61 Estructura completa para la prótesis**

El material considerado para el diseño es aluminio C330R, como ya se dijo por las características de este aluminio el cual presenta una gran resistencia mecánica y su densidad es relativamente baja en comparación a cualquier acero.

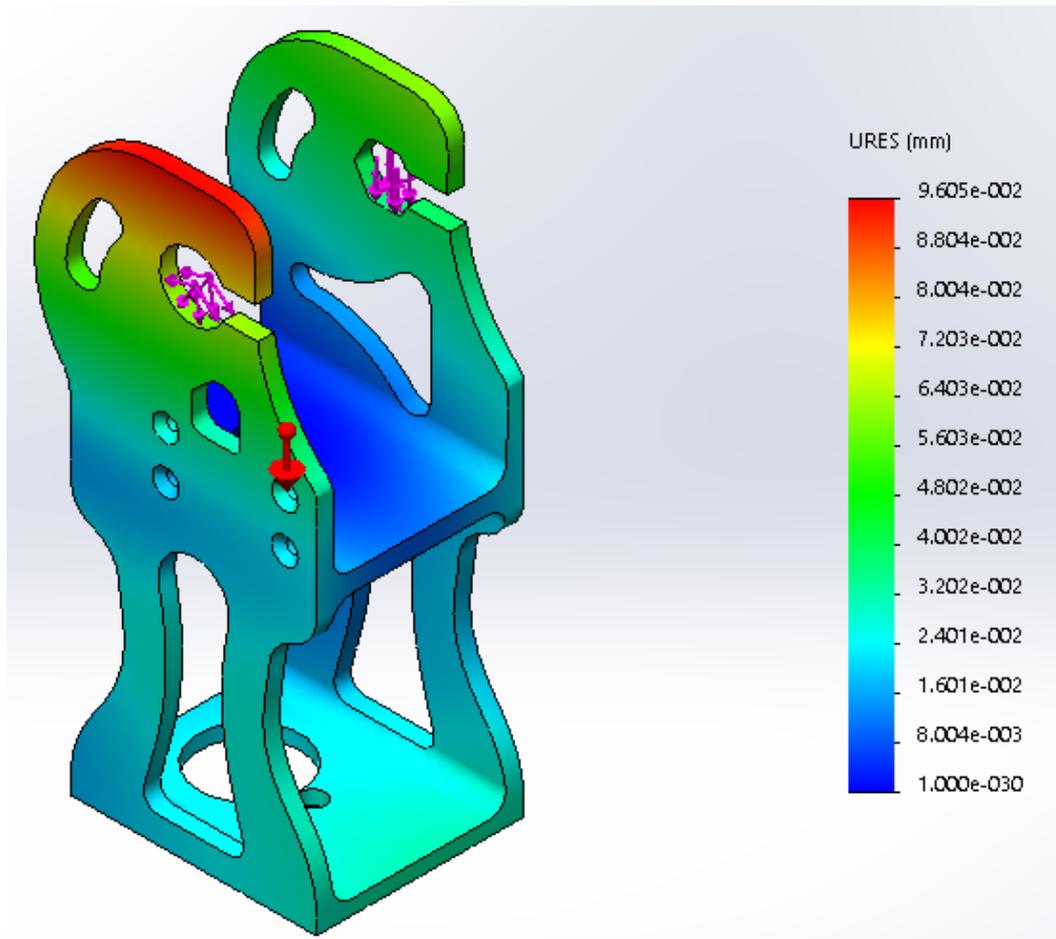
En la parte superior se encuentran los orificios para los ejes tanto de apoyo como de transmisión del torque del limitador hacia la articulación, la optimización topológica se ha realizado de tal manera que no se afecta a la resistencia de la estructura total, pero se reduce el peso de manera considerable.

El análisis por medio de elementos finitos se muestra a continuación:



**Figura 62 Esfuerzos Von Mises del frame**

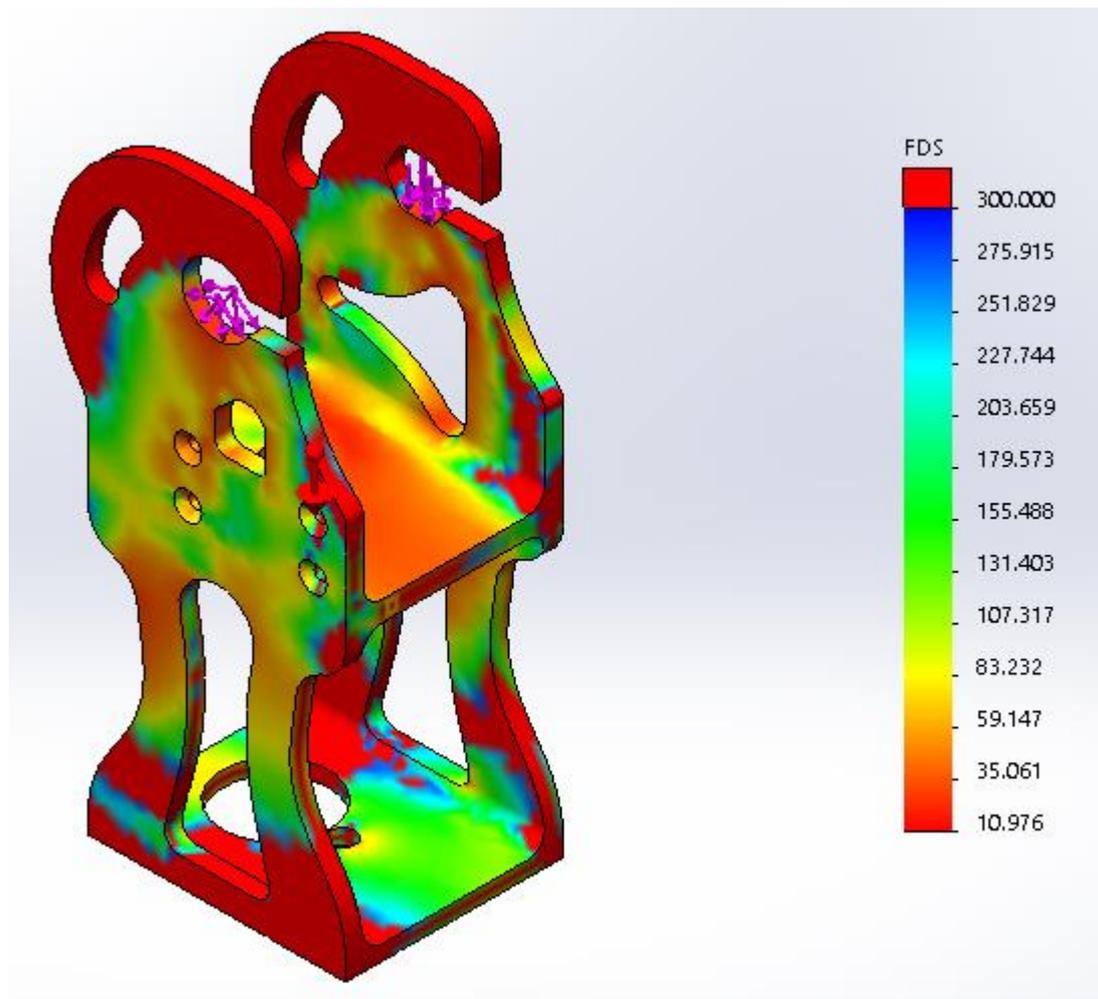
El esfuerzo resultante de tensiones Von Mises en el frame de la prótesis es relativamente bajo con un valor de 1.95 [MPa], en comparación al límite elástico del Duraluminio C330R, el cual presenta un valor promedio de 315 [MPa], por lo cual se concluye que el diseño es seguro.



**Figura 63 Desplazamiento en el frame de la prótesis**

La máxima deformación se presenta en los dos apoyos tanto del eje del limitador como del eje de la manzana, en los cuales recae todo el peso de la persona que soporta a toda la carcasa del limitador con un valor de 0.09605 [mm], la cual es aceptable y hasta despreciable para el conjunto en total.

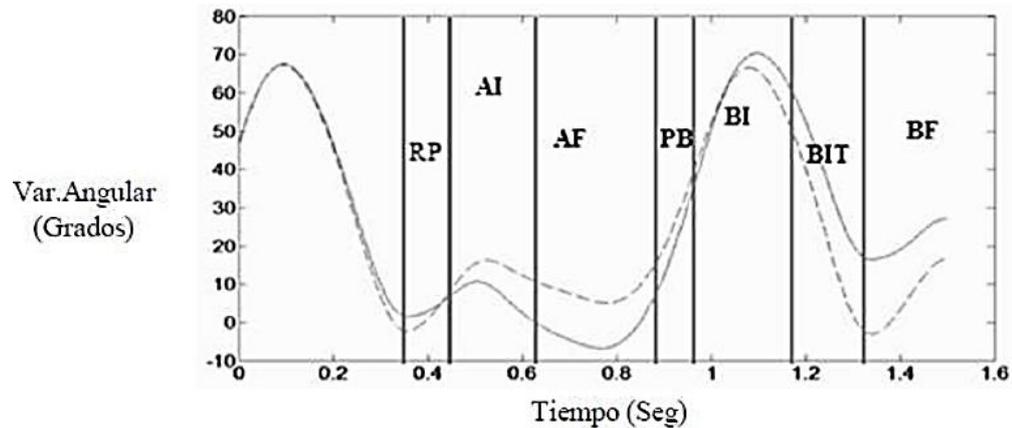
En la figura 64, el factor de seguridad mínimo resultante del análisis por elementos finitos es de 10.97, considerándose el diseño como seguro y no menor a ninguno de los otros elementos que componen la prótesis en conjunto.



**Figura 64 Factor de seguridad del frame**

### 3.7 Diseño Electrónico

Para llevar a cabo el control de la prótesis de rodilla se toman en cuenta el modelo de marcha humana bajo el estudio de la antropometría realizado en la investigación del modelo de sistema de control de prótesis de rodilla para un ciclo de marcha, (Floriano & Abreu, 2012) de donde se obtiene la siguiente figura 65.



**Figura 65** Grafico de la variación angular en grados de la articulación de la prótesis de la rodilla. RP-respuesta al peso, AY-apoyo intermedio, AF-apoyo final, PB-pre balanceo, BI-balanceo inicial, BIT- balance intermedio, BF-balanceo final

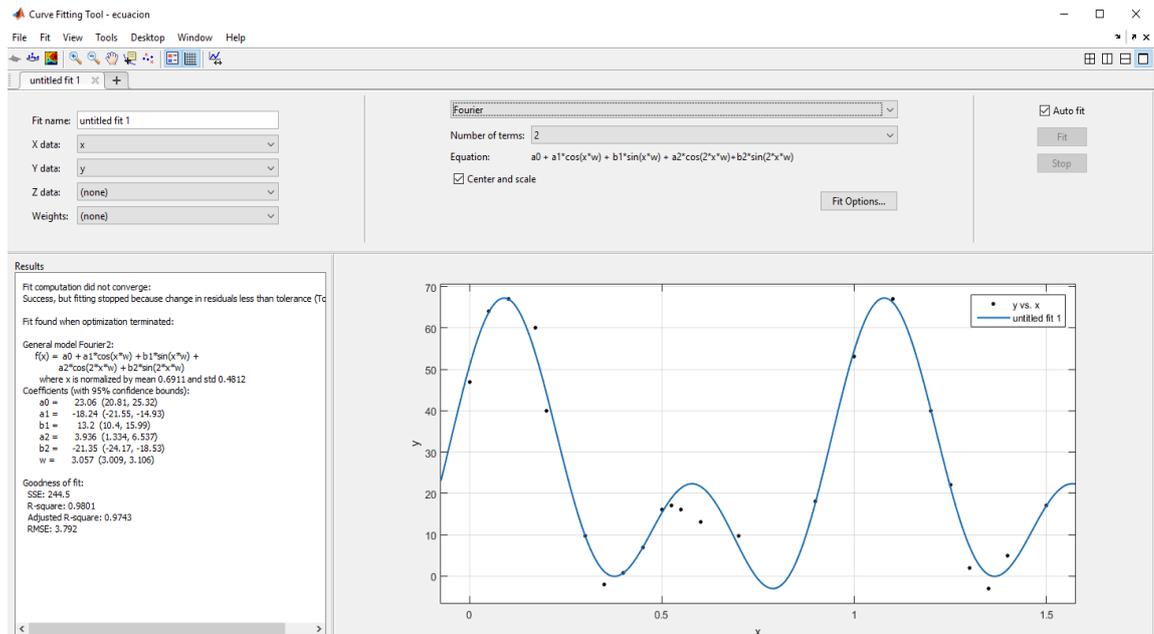
**Fuente:** (Floriano & Abreu, 2012)

### 3.7.1 Ecuación cinemática de la rodilla

Mediante una regresión algebraica se simula el comportamiento de la gráfica anteriormente presentada mediante una ecuación, la misma que tiene un margen de error menor al 2% y representa el movimiento cinemático de la rodilla mediante el ángulo con respecto al tiempo, tomando en cuenta las diferentes etapas de la caminata. Con la ayuda del software Matlab se procede a realizar el modelado de la gráfica mediante una ecuación que represente su comportamiento.

Ingresando los valores tanto del tiempo como la de los ángulos mediante pares ordenados, obtiene las variables  $x$  e  $y$  respectivamente, con lo cual es factible aplicar la herramienta Curve Fitting (Matlab), que nos permite aplicar varios modelos de polinomios que se pueden ajustar a los parámetros ingresados.

La función que más se acoplan al modelo es una función senoidal de grado cinco que ejemplifica el modelo del ciclo de marcha de la rodilla, con el ángulo en función del tiempo.



**Figura 66 Curve Fitting utilizando los valores de la gráfica que representa el ciclo de marcha**

En la parte izquierda es factible observar la ecuación de Fourier formada que se utiliza como modelo cinemático de la rodilla en función de los ángulos respectivamente, siendo la más idónea en comparación a la ecuación de senos y la ecuación polinomial.

$$\theta(t) = 23.06 - 18.24\cos(3.057t) + 13.2\sen(3.057t) + 3.936\cos(6.114t) - 21.35\sen(6.114t) \quad \text{(Ecu. 37)}$$

El ciclo de marcha es repetitivo y se cumple en un periodo de tiempo aproximado de 1.6 segundos en donde se ven representada las diferentes etapas de ciclo de marcha.

### 3.8 Implementación del Control

El análisis de la figura 66, muestra que es una curva suave, es decir no presenta cambios bruscos y es continua en el tiempo, por lo cual se decide utilizar un controlador proporcional-integral PI.

Un control proporcional-integral es la estructura de control más utilizada, debido a que el uso de la acción integral es la forma más simple de eliminar el error en estado estable o régimen permanente.

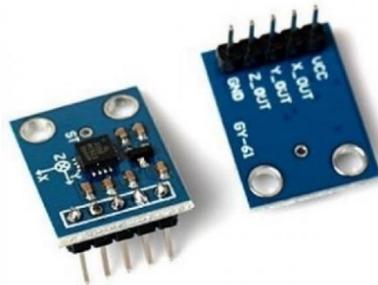
Un control PID no es necesario ni recomendable debido a los grandes niveles de ruido que existen en el proceso de caminata, además la acción derivativa más que una mejora sería un problema ya que amplificaría el ruido existente.

### 3.8.1 Selección de componentes

Para implementar el control PI, necesitamos sensores de entrada y de realimentación, un controlador y una planta; en este caso la planta o proceso viene a ser la posición de la rodilla es decir el ángulo de la articulación en un determinado momento en el tiempo.

#### Acelerómetro ADXL335

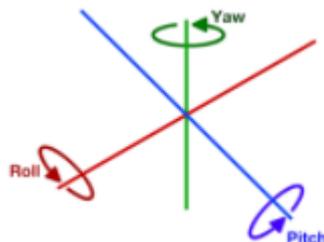
Para interpretar el ángulo en el que debe encontrarse la rodilla durante la fase de caminata se va a utilizar un sensor acelerómetro ADXL335, el cual es un sensor analógico y nos permite medir la aceleración en los tres ejes espaciales X, Y, Z. Es un sensor compacto y de tamaño muy reducido. Funciona a 3.3v y normalmente lo encontramos en forma de módulo con los componentes necesarios para su conexión directa a la placa Arduino.



**Figura 67 Acelerómetro ADXL335**

**Fuente:** (Blocks, 2016)

Con el sensor ADXL335 además de obtener los valores de aceleración, mediante algunos cálculos trigonométricos podemos obtener los valores de rotación: roll (ángulo de rotación en eje X) y pitch (ángulo de rotación en eje Y).



**Figura 68 Rotación de los ejes y sus ángulos**

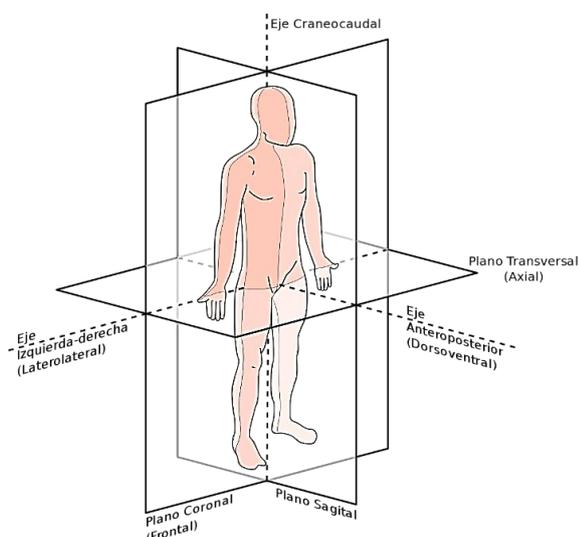
Fuente: (Bohórquez, 2010)

**Tabla 7**

**Características del acelerómetro ADXL335**

<b>Características</b>	<b>Aplicaciones</b>
Detección de 3 ejes	Aplicaciones para la detección de movimiento e inclinación rentables de bajo consumo
Paquete pequeño de bajo perfil: LFCSP de 4 mm x 4 mm x 1.45 mm	Dispositivos móviles
Baja potencia: típica de 350 $\mu$ A	Sistemas de juego
Funcionamiento de alimentación simple: 1.8 V a 3.6 V	Dispositivos de salud y deportes
Supervivencia de choque de 10.000 g	Estabilización de imagen
Excelente estabilidad térmica	Protección de unidad de disco

Para este estudio se utiliza el plano sagital de una persona como se muestra en la figura 69, es por esto que únicamente se utiliza la variación de ángulo en un solo eje, para este caso el eje Y, por lo cual se ubicará el acelerómetro de tal forma que pueda darnos la lectura correcta de este ángulo.



**Figura 69 Planos del cuerpo humano**

Fuente: (Bohórquez, 2010)

El acelerómetro se colocará en el muslo de la extremidad amputada, la medición del ángulo durante la caminata indicará la articulación de la rodilla en donde posicionarse respecto al ángulo en el cual se encuentre el muslo de la persona, permitiendo de esta manera una marcha continua y activa.

### **Arduino Uno**

La gran versatilidad de esta tarjeta, su tamaño reducido y la compatibilidad con una gran gama de sensores además de su bajo precio en el mercado, han hecho de esta la mejor elección para ser la controladora principal del movimiento de la articulación de rodilla.

Es compatible con el acelerómetro ADXL335, permitiendo su lectura por sus entradas analógicas, además de contar con salidas PWM que son las que enviarán la señal de control a los actuadores.



**Figura 70 Arduino uno**

**Fuente:** (Arduino, 2011)

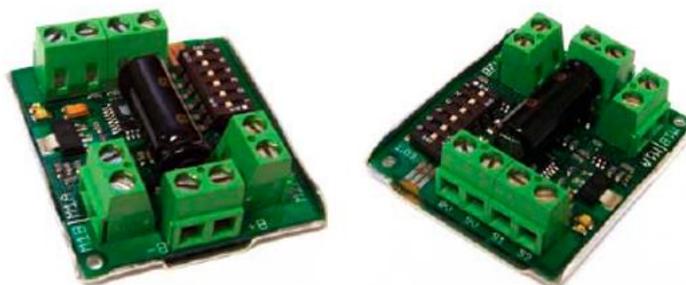
#### **Características:**

- Microcontrolador ATmega328.
- Voltaje de entrada 7-12V.
- 14 pines digitales de I/O (6 salidas PWM).
- 6 entradas analógicas.
- 32k de memoria Flash.
- Reloj de 16MHz de velocidad.

#### **Sabertooth 2x5**

Su uso más frecuente es como un controlador de motores DC, pero a más de eso es capaz de soportar comunicación serial y posee entradas analógicas

que nos permiten la comunicación directa con el Arduino uno. Posee dos canales de entrada y salida, por lo cual es una de las mejores soluciones para controlar los dos dispositivos de la prótesis como lo son el servomotor y el limitador de torque. Puede manejar 5 [A] continuos en cada canal hasta un máximo de 10[A] picos.



**Figura 71 Sabertooth 2x5**

Fuente: (Engineering, 2013)

Su peso y dimensiones reducidas son excelentes para el diseño de la prótesis debido al reducido espacio con el que se cuenta y los límites de peso establecidos. Algunas de las características técnicas se describen en la tabla 8.

**Tabla 8**

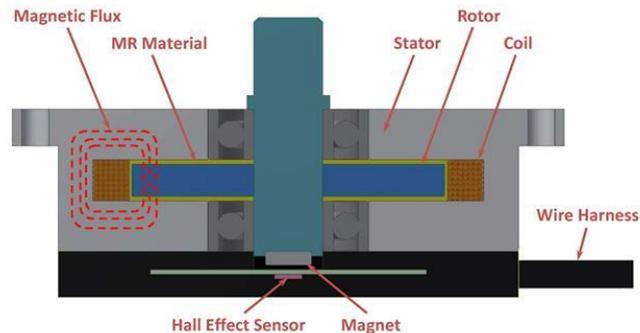
**Características técnicas Sabertooth 2x5**

Voltaje de entrada	6-18V (20v máx)
Corriente de salida	5A continuos por canal / 10A por 5s
Modos de operación	Análogo, RC, Serial
Dimensiones	40 x 45 x 13 mm
Peso	19gr
Protección térmica	Si
Protección contra sobre-corriente	Si

**Sensor de efecto Hall**

Los sensores de efecto Hall son utilizados para determinar una posición o velocidad de varios dispositivos; el TFD Steering de LORD incluye un par de sensores hall en su interior como muestra la figura 72, los cuales los

ocuparemos como el transductor de realimentación para realizar un control en lazo cerrado PI como ya se había especificado anteriormente.



**Figura 72 Sensores de efecto Hall en el interior del limitador de torque**

**Fuente:** (Fragassa, Berardi, & Balsamini, 2016)

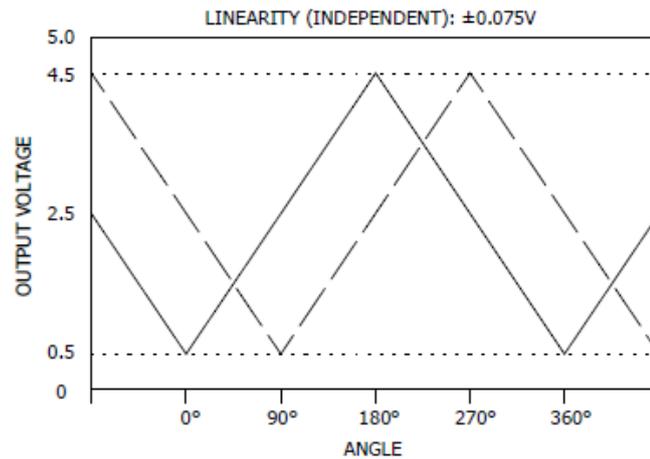
Características técnicas de los sensores Hall que se encuentran en el interior del TFD Steering de la compañía LORD:

**Tabla 9**

**Características técnicas de los sensores Hall**

Tipo de sensor	Absoluto, sin contacto, efecto hall
Voltaje de alimentación	5V $\pm$ 0.5V
Corriente máx de suministro	11.5mA por canal
Carga de salida	Push-Pull
Señales de salida	2 salidas para redundancia
Resolución	12bits
Rango	Multitrotacional
Rotación positiva	Sentido contrario a las manecillas
Salida analógica	10% - 90% del voltaje de entrada
Salida de PWM	5V 200Hz $\pm$ 40Hz

El TFD Steering o limitador de torque posee dos sensores de efecto hall en su interior como nos describe la tabla 9, cada uno está desfasado del otro 90° como muestra la figura 73, proporcionada por la compañía LORD.



**Figura 73 PWM de salida de acuerdo al ángulo en los sensores Hall**

**Fuente:** (Lord, 2010)

### Batería LiPo

Una batería de Polímero de Litio, comúnmente llamadas baterías de LiPo, son las baterías de última generación dentro del mundo del radio control. Son batería con una excelente relación entre capacidad, peso, volumen y tensión (voltaje).



**Figura 74 Batería LiPo 2200 mAh**

**Fuente:** (HobbyKing, 2016)

Para llevar a cabo el control electrónico la batería que cumpla con las características adecuadas es una de 3 celdas de 2200mAh.

**Tabla 10****Características técnicas de la batería**

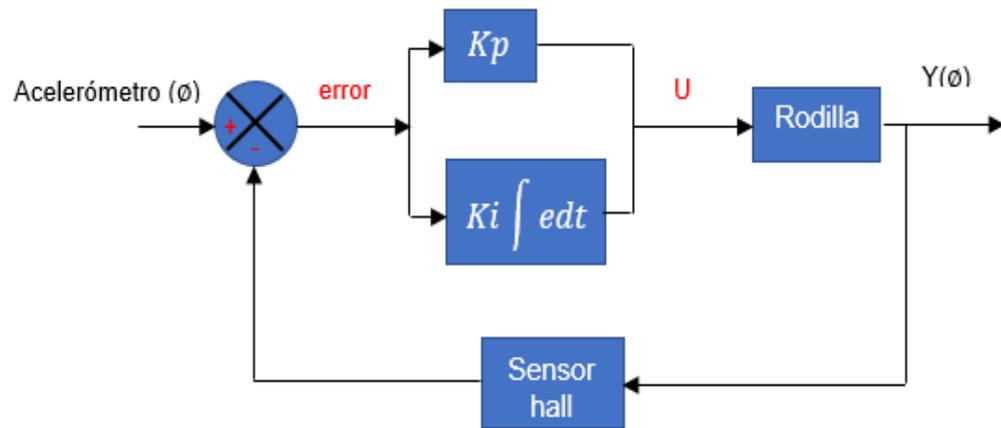
Características	
Capacidad Mínima	2200mAh
Configuración	3S1P/ 11.1V / 3 Celdas
Constante de Descarga	20C
Pico de descarga	30C
Peso	188g
Tamaño	103 x 33 x 24 mm

**3.8.2 Circuito electrónico de control**

Una vez que determinamos los componentes electrónicos a utilizar, debemos diseñar un esquema que permita un control en lazo cerrado PI, determinado por las causas y requerimientos mencionadas anteriormente.

Tomaremos como entrada del sistema el valor entregado por el acelerómetro, este será nuestro set point o valor a seguir como se muestra en la figura 75, la planta o los dispositivos a controlar son el servomotor y el limitador de torque, los dos en conjunto forman la articulación de la rodilla. La realimentación de la posición de la articulación está dada por los sensores de efecto hall en el interior del limitador.

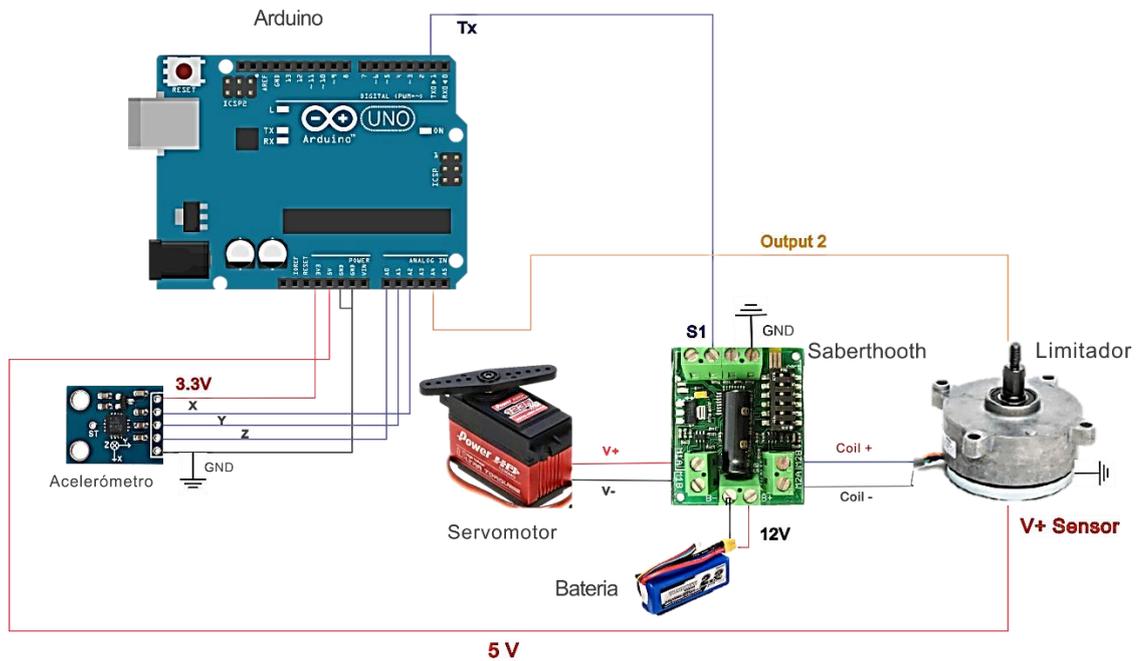
El control PI tratará de acoplar el ángulo al que está el acelerómetro en un instante determinado de tiempo durante la caminata con el movimiento del servo, se realiza una comparación entre la posición a la que se encuentra el eje del limitador de torque gracias a los sensores de efecto hall y se realimenta a la entrada del control, el error calculado hará que el controlador vaya a la posición exacta determinada en ese instante de tiempo, permitiendo de esta manera una caminata activa.



**Figura 75 Esquema de control para el movimiento de la articulación de la rodilla**

El acelerómetro entrega el valor del ángulo a la entrada del sistema, este se compara con el ángulo que proviene de los sensores Hall, el error que resulta de esta comparación ingresa al controlador PI; la parte proporcional actúa enviando lo más rápido posible al actuador a la posición deseada como grande sea el error o viceversa, mientras que la parte integral se encarga de estabilizar el error en estado estable es decir mientras más cerca se encuentre del valor del ángulo la señal de control se vuelve más y más pequeña tratando de estabilizar siempre en el valor deseado.

El cableado y conexión de todos los componentes se muestra en la figura 76, se utiliza solo un sensor Hall de los 2 disponibles dentro del limitador debido a que fue el que más precisión nos entregó en las mediciones, este va conectado a la entrada a analógica A4; el acelerómetro se conecta a las entradas analógicas de la Arduino en sus 3 ejes (x, y, z) desde A0 hasta A2; la comunicación serial entre la Sabertooth y el Arduino se realiza por el pin Tx.

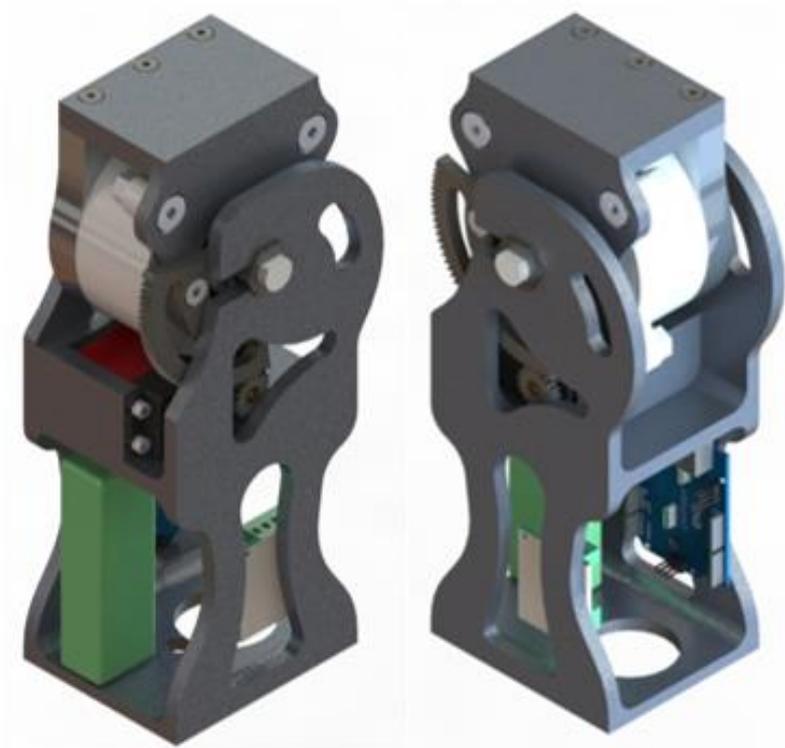


**Figura 76 Circuito electrónico y de control**

La tarjeta Sabertooth 2x5 recibe la señal de control del PI que se encuentra dentro de la Arduino, envía la señal de salida hacia los actuadores por medio de sus dos canales independientes permitiendo de esta manera que el fluido del limitador se sature o no de acuerdo al momento de la caminata, de igual manera la señal que es enviada al servo lo posiciona, haciendo que de esta manera la articulación quede en el ángulo deseado en cualquier instante de la caminata.

### 3.9 Diseño Final Del Prototipo De Prótesis De Rodilla

De acuerdo a todos los análisis y cálculos posteriores, se ha garantizado que cada elemento que compone el prototipo de prótesis de rodilla cumple con los requerimientos en cuanto a material de diseño y cargas que soportan, por lo cual el diseño final ha quedado como se muestra en la figura 76, con todos sus componentes mecánicos y electrónicos.



**Figura 77 Prototipo de prótesis de rodilla**

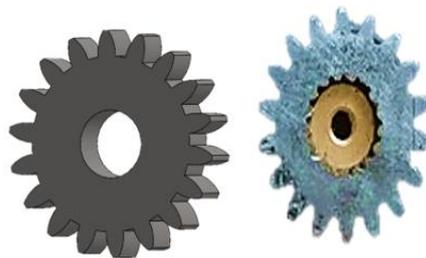
## CAPÍTULO IV

### CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN

#### 4.1 Construcción Mecánica

Una vez que el diseño final del prototipo de prótesis de rodilla ha sido analizado y se ha verificado que es seguro se da paso a la construcción del frame de la rodilla, el sistema de transmisión, el soporte del limitador, la manzana, el soporte del servo y los demás elementos, para esto se ha utilizado diferentes materiales, entre ellos acero AISI 1020, de alta resistencia, por otra parte aluminio C330R con excelentes propiedades mecánicas y una baja densidad lo que permite que todos los elementos presenten un peso reducido pero una alta resistencia mecánica.

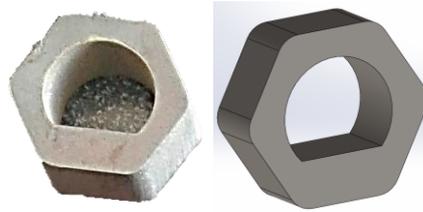
Las piezas de pequeñas dimensiones y que estarán sometidas a grandes esfuerzos como los engranes del sistema de transmisión, se han fabricado mediante corte por chorro de agua, el cual presenta un excelente acabado y tiempo reducido de fabricación, además que no altera ninguna propiedad mecánica del material, en este caso Acero de transmisión AISI 1020, tomando en consideración las medidas y especificaciones que se pueden apreciar en los anexos las piezas se muestran en las figuras 78, 79 y 80.



**Figura 78 Corte por chorro de agua del engrane conductor**

El engrane conductor será colocado en el servomotor, mientras que el buje como se aprecia en la figura 79 será acoplado al limitador de torque y servirá para mantenerlo dentro del frame. El engrane conductor será colocado en el servomotor, por lo cual presenta las estrías interiores con el fin de transmitir el torque que produce este dispositivo; por otra parte, está el buje que será acoplado al eje del limitador de torque y servirá para transmitir el torque de

frenado que este producirá durante la caminata a todo el frame como se aprecia en la figura 79

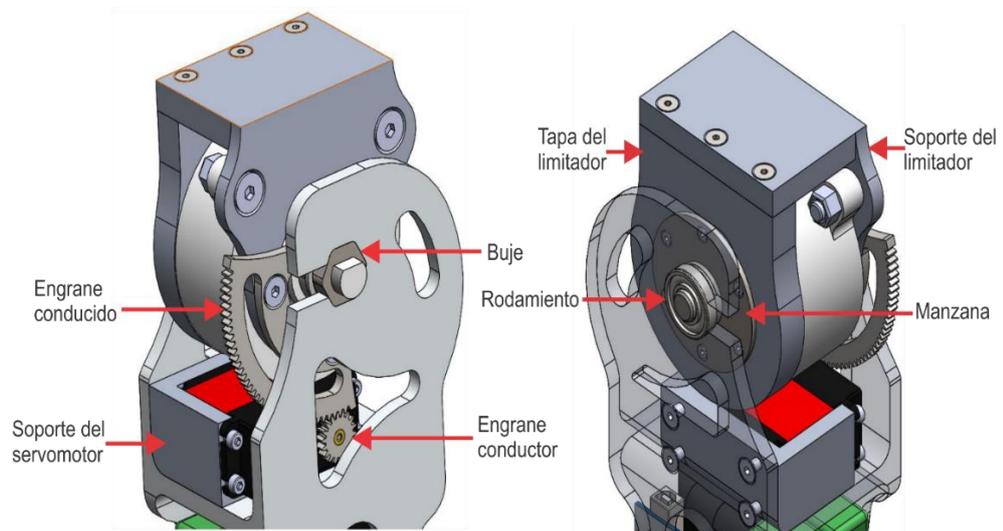


**Figura 79 Corte por chorro de agua del buje del limitador de Torque**



**Figura 80 Corte por chorro de agua del engrane conducido**

El engrane conducido de la figura 80 se coloca en la parte delantera del limitador dentro del frame, este se fija a la parte delantera del soporte del limitador con 3 pernos M5 avellanados con el fin de que no interfieran en el movimiento rotacional de la rodilla.



**Figura 81 Ensamble de piezas en el frame**

El proceso de mecanizado mediante control numérico computarizado (CNC), se vuelve necesario debido a la geometría compleja y alta precisión necesaria que presentan la mayoría de las piezas como: el soporte del servomotor, la tapa del limitador de torque y el soporte del limitador de torque, como se parecía a continuación.



**Figura 82 Mecanizado del soporte del servomotor**

Se lleva a cabo el mecanizado del soporte del servomotor tomando en cuenta las medidas mostradas en el anexo, una vez finalizado se coloca el servomotor en su posición correcta fijándolo con los 4 pernos que vienen de fábrica, adecuando además el engrane conductor en el eje como se aprecia en la figura 82, finalmente se lo ubica en el interior de frame y se fija mediante 4 pernos M5 que lo mantendrán unido a la parte inferior de la prótesis durante todo el recorrido.



**Figura 83 Mecanizado de la tapa del limitador de torque**



**Figura 84 Mecanizado y ensamble del soporte del limitador de torque**

Tanto la tapa del limitador de torque como el soporte del limitador son mecanizados en aluminio C330R como se estableció en el principio del diseño y en conjunto encierran al limitador siendo colocados dentro del frame como se aprecia en la figura 81.

El proceso de mecanizado del frame también se lo realiza en aluminio C330R, debido a su complejidad al bloque de aluminio primero se le realiza

un proceso de vaciado y posterior a ello se da forma al contorno que debe llegar a tener la prótesis como se muestra en la figura 85.



**Figura 85 Proceso de mecanizado del frame**

Por otra parte, para poder prolongar el eje de limitador hacia el otro lado, con el fin de que tenga un soporte más estable y la carga se distribuya en los dos apoyos al ser colocado por el frame, se hace uso de una manzana, la misma que es mecanizada con las medidas mostradas en el anexo y se aprecia en la figura 86



**Figura 86 Mecanizado de la Manzana**

El ensamble completo de todas piezas en conjunto con el frame se puede apreciar en la figura 81, cabe recalcar que cada una de ellas cumple un rol fundamental para poder llevar a cabo el eficiente funcionamiento del limitador en conjunto a la relación de transmisión durante la marcha humana.

## **4.2 Implementación del Sistema de Control**

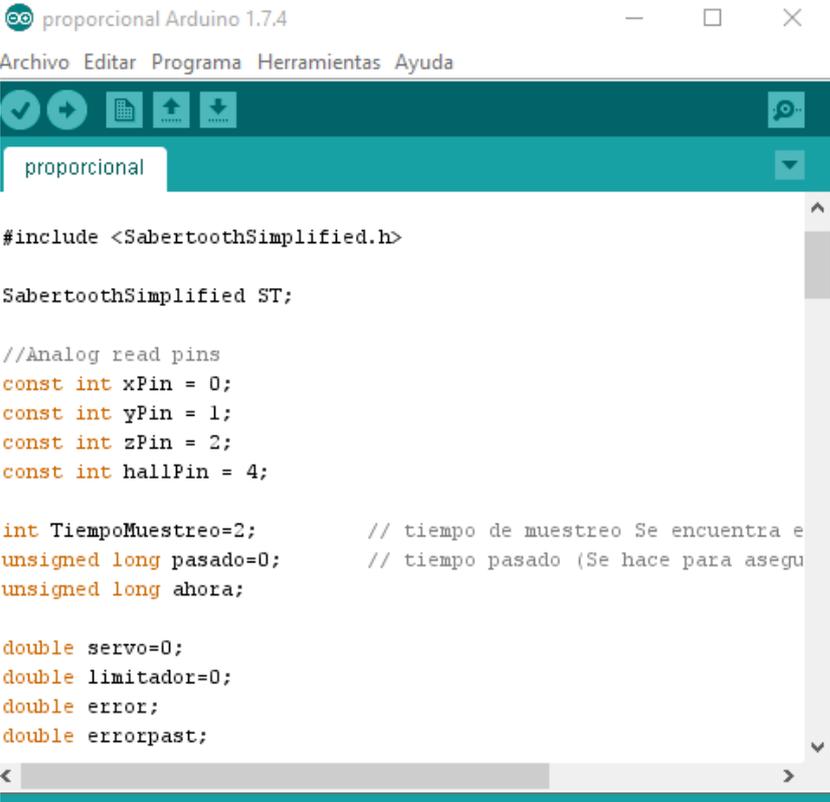
Una vez terminado el ensamble mecánico de la prótesis de rodilla con todos sus componentes se lleva a cabo la implementación electrónica colocando todos los elementos previamente seleccionados en el Capítulo 3, cabe recalcar que cada uno de ellos fueron seleccionados acordes a su funcionalidad tamaño y peso con el fin de obtener una prótesis ergonómica y que su peso este dentro de los estándares necesarios.

### **4.2.1 Algoritmo de Control**

Una vez ensamblada la parte electrónica se procede a implementar el sistema de control mediante la programación en el software de Arduino, para

que el prototipo de prótesis realice los movimientos correctos acorde con la marcha normal de una persona.

Como se dispuso en la parte de selección de componentes, la etapa de control y potencia estarán dadas respectivamente por una Arduino uno y una Sabertooth 2x5, para lo cual las librerías de esta última deberán ser incluidas en el programa principal, véase la figura 87.



```

proporcional Arduino 1.7.4
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
proporcional

#include <SabertoothSimplified.h>

SabertoothSimplified ST;

//Analog read pins
const int xPin = 0;
const int yPin = 1;
const int zPin = 2;
const int hallPin = 4;

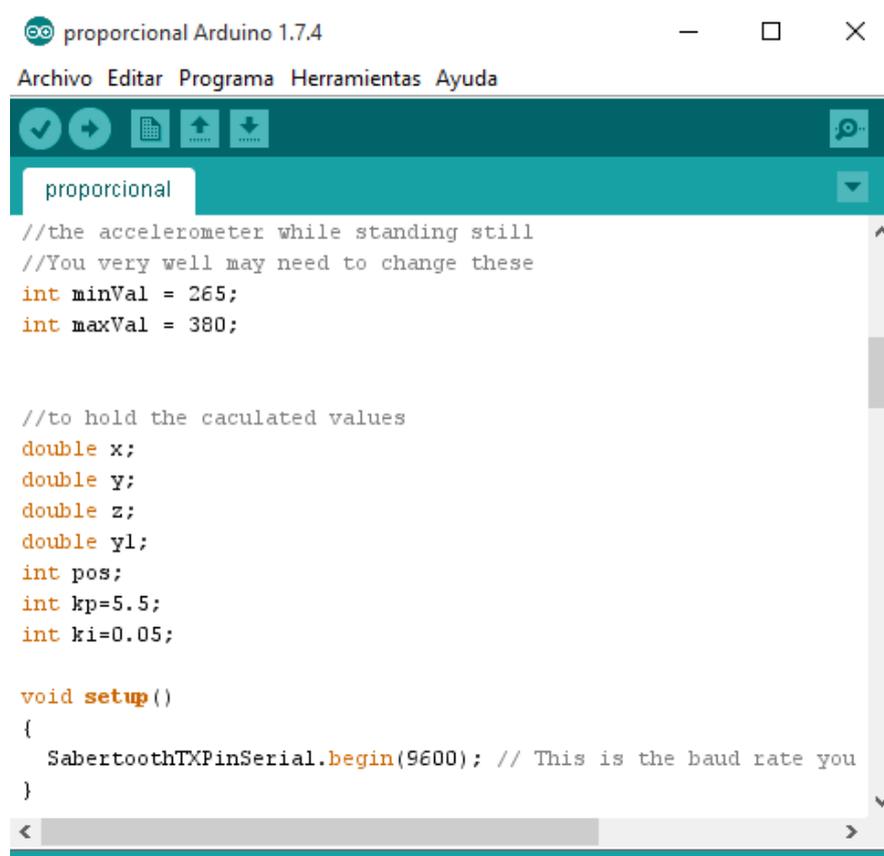
int TiempoMuestreo=2;           // tiempo de muestreo Se encuentra e
unsigned long pasado=0;         // tiempo pasado (Se hace para asegu
unsigned long ahora;

double servo=0;
double limitador=0;
double error;
double errorpast;

```

**Figura 87 Declaración de variables y librerías de Sabertooth 2x5**

Para que el acelerómetro funcione de una manera adecuada es necesario declarar unas constantes de trabajo las cuales se muestran al inicio de la figura 88, además es necesario especificar las constantes que actuarán en el controlador PI ( $K_p$  y  $k_i$ ).



```

proporcional
//the accelerometer while standing still
//You very well may need to change these
int minVal = 265;
int maxVal = 380;

//to hold the caculated values
double x;
double y;
double z;
double y1;
int pos;
int kp=5.5;
int ki=0.05;

void setup()
{
  SabertoothTXPinSerial.begin(9600); // This is the baud rate you
}

```

**Figura 88 Constantes del control PI y del acelerómetro**

La comunicación entre la Arduino y la Sabertooth será de tipo serial, para esto debemos iniciar el protocolo de comunicación serial en el programa de la Arduino, configuramos la velocidad de transmisión a 9600 baudios y de igual manera lo hacemos en la Sabertooth mediante los dipswitchs ubicados en esta.

El programa principal inicia con la lectura de los 3 ejes del acelerómetro, debido a que este es de tipo analógico se leen 3 valores independientes en cada puesto de la Arduino como se muestra en la figura 89, además de estos 3 valores un cuarto valor es necesario para realizar un control en lazo cerrado del proceso de caminata, el sensor de tipo Hall que está ubicado en el limitador de torque ingresa a la Arduino mediante otro puesto analógico.



```

proporcional2.0
{
  SabertoothTXPinSerial.begin(9600); // This is the baud rate you
}

void loop()
{
  int xRead = analogRead(xPin);
  int yRead = analogRead(yPin);
  int zRead = analogRead(zPin);
  int hallRead = analogRead(hallPin);

  //convert read values to degrees -90 to 90 - Needed for atan2
  int xAng = map(xRead, minVal, maxVal, -90, 90);
  int yAng = map(yRead, minVal, maxVal, -90, 90);
  int zAng = map(zRead, minVal, maxVal, -90, 90);

  pos=map(hallRead, 420, 800, 175, 90);
}

```

**Figura 89 Lectura de los valores de los 3 ejes del acelerómetro**

Un mapeo o acondicionamiento en la lectura del sensor de tipo hall es necesaria para igualar los valores de entrada con los ángulos entregados por el acelerómetro, permitiendo de esta manera a posterior un control preciso.

La función *map* recoge los valores de entrada del sensor hall que van desde 420 a 800, convirtiéndolas a su salida en los equivalentes a las lecturas del acelerómetro ubicadas entre 175° y 90°.

A continuación, se detalla la estructura del controlador PI implementado para acoplarse a la marcha humana, principalmente lo que realiza es una comparación entre la posición del acelerómetro y la posición del sensor de efecto hall, la diferencia entre los dos marcará el error, el cual ingresa al controlador generando una señal de control que activa el servomotor hasta que alcance la posición deseada durante cada instante de la caminata, para ello el tiempo de muestreo es de 2[ms], permitiendo una lectura continua y de igual manera una respuesta precisa en cada instante de la caminata.



```

proporcional2.0

//***** CONTROL PI *****

ahora=millis();          // tiempo actual
int CambioTiempo= ahora-pasado;    // diferencia de tiempo actual
if(CambioTiempo >= TiempoMuestreo) // si se supera el tiempo de muestreo
{
    error = pos-z;          // error (Lazo cerrado)
    errorpast=error*TiempoMuestreo+errorpast; // cálculo de aproximación
    float P=kp*error;      // control proporcional
    float I=ki*errorpast; // control integral

    servo=P+I;            // Señal de control

    pasado=ahora;        // actualizar tiempo
}

```

**Figura 90 Estructura del controlador PI**

Las constantes que se declararon al inicio del programa actúan en el momento en el que el controlador empieza a funcionar, a su vez crean la señal de control proporcional e integral que será enviado al servomotor mediante la comunicación serial entre la Arduino y la Sabertooth, generando el movimiento continuo durante toda la caminata de la persona.

Debido a que el voltaje de trabajo del servomotor está limitado únicamente a 7.4[V] y la batería que se utiliza es una batería LiPo de 3 celdas con un voltaje de 12.6 [V], es necesario limitar en el programa el pwm que se va a entregar al servo de tal manera que no sobrepase el voltaje de operación del mismo ya que superar este voltaje por mucho tiempo podría ocasionar daños en el servomotor.



```

proporcional2.0 $
//Algoritmo de seguridad para evitar un excesivo PWM en el servomotor
if(servo>80)
{
  servo=80;
}

if(servo<-80)
{
  servo=-80;
}

//Evitar que los engranes salgan de su posición
if (pos>=175 && z>=175)
{
  servo=0;
  ST.motor(1,servo);
}
else
{
  if(pos<=90 && z<=90)
  {
    servo=0;
    ST.motor(1,servo);
  }
  //Mover servo a la posición deseada
  ST.motor(1, servo); // Go forward at full power.
}

```

**Figura 91 Condiciones de seguridad para el servomotor**

En este caso la comunicación entre Arduino y Sabertooth cumple con la condición de que el dato mínimo que se envía es cero lo que significa que el servomotor no se mueve y como máximo 127 lo que quiere decir que entrega el máximo voltaje suministrado por la batería, por lo cual el valor de 80 que se ha colocado en el programa (figura 91) garantiza que el voltaje máximo entregado al servomotor no sobrepase los 7.4V.



```

//Activar Limitador

if(error<2)
{
    limitador=127;
    ST.motor(2,limitador);
}

else
{
    limitador=0;
    ST.motor(2,limitador);
}

/*
Serial.print("| acel: ");
Serial.print(z);

```

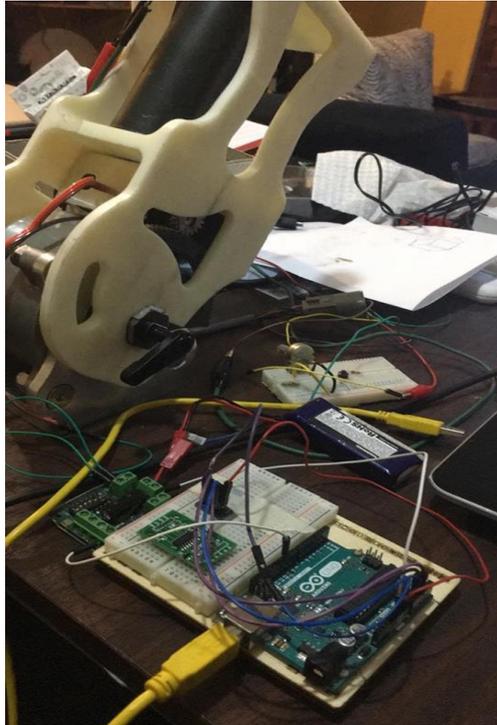
**Figura 92 Activación del limitador de torque**

Para el control de torque durante la marcha es necesario que el limitador pase del estado totalmente bloqueado a su estado apagado en cuestión de milisegundos, por lo cual su funcionamiento está basado en el error que viene del controlador PI, es decir el limitador estará en su estado bloqueado cuanto error tienda a cero y estará apagado mientras el servo se encuentre en movimiento es decir cuando el error tienda al infinito.

## 4.3 Implementación Del Prototipo De Prótesis De Rodilla

### 4.3.1 Circuito Electrónico De Control

La implementación del circuito de control para la prótesis requiere de varias pruebas, ya que como se detalló en la sección anterior se utiliza un PI y se utiliza el método de Ziegler-Nichols para su sintonización, recayendo esto en una prueba y error constante hasta encontrar las constantes más adecuadas.



**Figura 93 Circuito de Control**

La figura 93 muestra las partes del circuito de control implementado, consta de una Arduino uno, un acelerómetro ADXL335, Sabertooth 2x5, y el sensor de efecto Hall que nos proporciona el limitador de torque, todo el conjunto se encarga de recibir la señal del acelerómetro, procesarla y entregar a la salida un ángulo el cual se relaciona mediante una ecuación con el ángulo que debe tener la rodilla en cada momento de la caminata, el cual es controlado por el servomotor.

#### **4.3.2 Sistema De Trasmisión Y Bloqueo Rotacional Mediante El Limitador De Torque**

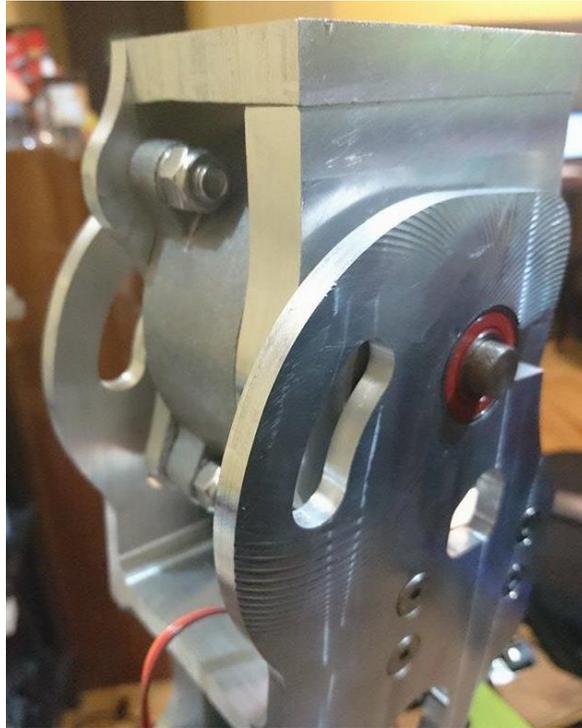
En la parte superior del frame se instalan todos los componentes de los que consta el sistema de transmisión, bloqueo y rotación de la articulación de rodilla, como se muestra en la figura 94.



**Figura 94 Sistema de transmisión y bloqueo de la articulación**

La parte mecánica está comprendida por el servomotor, el limitador de torque cuyo eje es el centro de rotación de la articulación, los engranes encargados de transmitir el movimiento y multiplicar el torque que genera el servomotor. El buje del lado derecho que es el encargado de transmitir el torque de bloqueo o frenado del limitador y el torque transmitido por el servo a toda la estructura de manera que emule la marcha humana.

En la parte izquierda se encuentra la manzana el eje que cumple la función de apoyo y ayudan a la rotación de la articulación disminuyendo la fricción generada, mostrada en la figura 95.



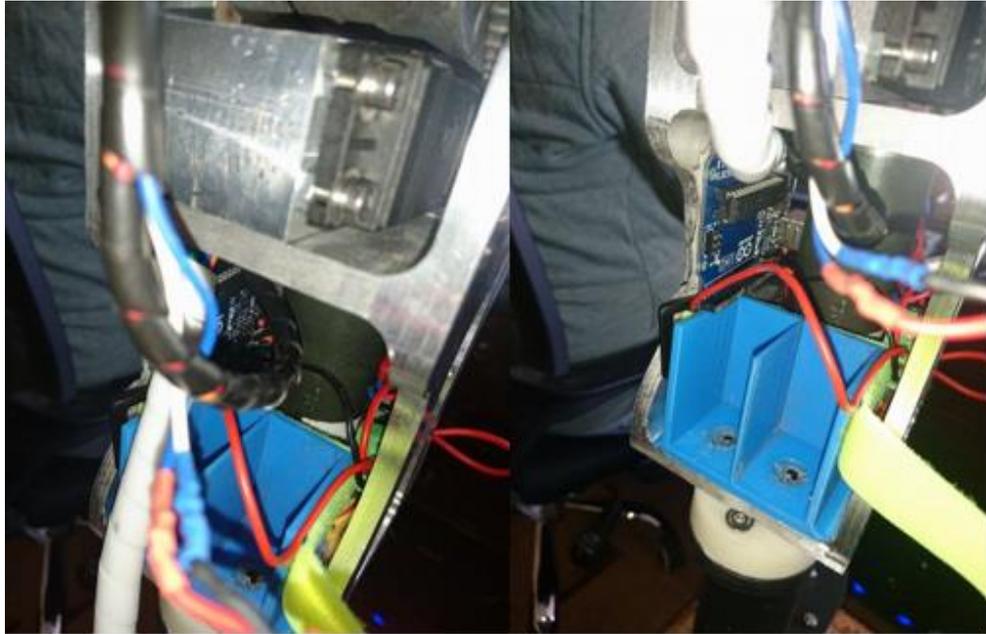
**Figura 95 Rodamiento y eje auxiliar de la articulación**

#### **4.3.3 Alimentación Y Distribución Del Cableado En El Interior Del Frame**

Debido a que el prototipo es parte de un proyecto de investigación completo, la parte inferior del frame cuenta con un amortiguador, una batería extra y circuitos de control propios del amortiguador.

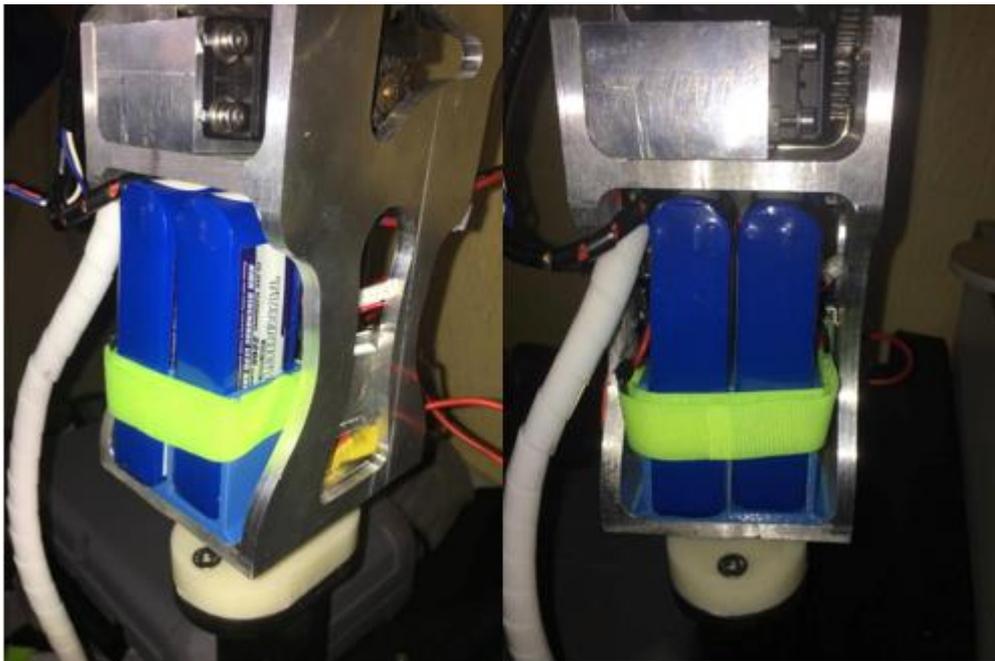
En el caso de este proyecto los componentes van ubicados de tal manera que no interfieran con el espacio requerido para la continuación a posterior del proyecto; el cableado va soldado directamente a la Arduino para evitar que durante el movimiento cualquier cable sea desconectado como se muestra en la figura 96.

La base que soporta las baterías en el interior del frame está hecha en PLA mediante impresión 3D, permite junto con el velcro anclar las baterías de tal manera que no se muevan durante la caminata del paciente además de permitir un fácil desmontaje para su carga.



**Figura 96 Cableado y Electrónica**

Dos baterías de Polímero de Litio (LiPo) se utilizan para alimentar el prototipo, con una capacidad de 2200mAh cada una, en conjunto son capaces de alimentar a todo el sistema para una jornada completa de caminata normal.



**Figura 97 Ubicación de las Baterías LiPo 3 celdas 12.6V**

### 4.3.3 Ensamblaje final del prototipo de prótesis de rodilla



Figura 98 Prototipo de prótesis de rodilla

## CAPÍTULO V

### ANÁLISIS DE RESULTADOS

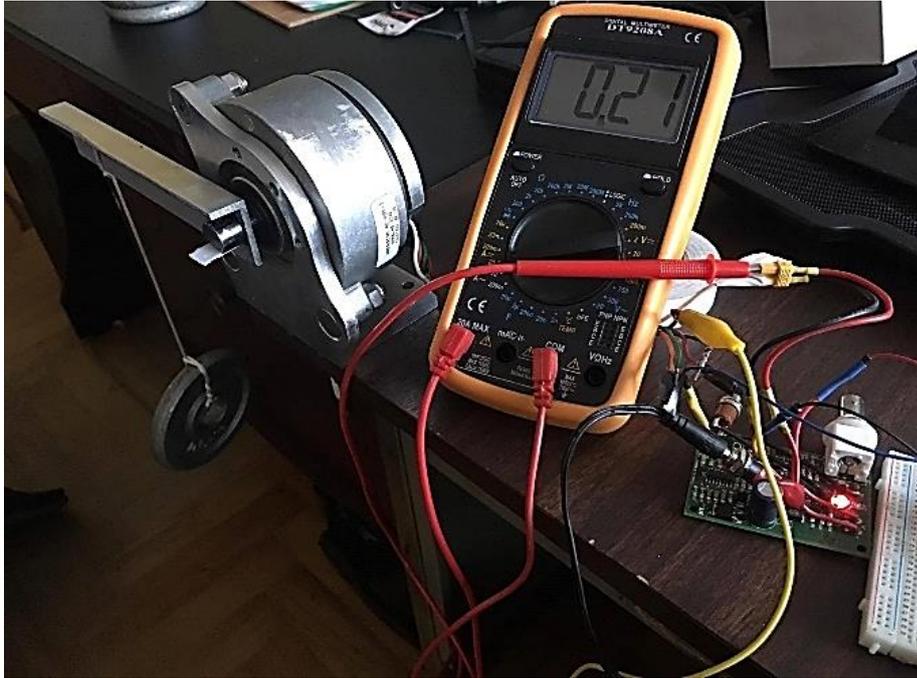
#### 5.1 Pruebas Limitador de Torque

Uno de los puntos importantes en la prótesis es el limitador de torque, por lo que es indispensable determinar el torque real que este puede llegar a soportar debido a que los datos propuestos por el fabricante son modelos matemáticos y se desconoce la eficiencia de los mismos, para ello se hace uso de un brazo con un peso despreciable que tiene un agujero ubicado a 15cm del centro del eje de rotación del limitador y pesas certificadas tanto de 0.5 [Kg] y 2 [Kg] respectivamente como las de la figura 99.



**Figura 99 Pesas Certificadas**

Las pesas son colocadas progresivamente hasta que el peso logre vencer al torque del limitador ejercido a diferentes corrientes inducidas en el bobinado; las pruebas se detallan a continuación:



**Figura 100 Prueba del limitador con 0.5 [Kg]**

Una vez sujeto el limitador, se coloca el brazo y una masa de 0.5 [Kg] con lo cual es necesario una corriente de 0.2 [A] para evitar la rotación del eje del limitador, conociendo la distancia a la que está ubicada la masa se calcula el torque con la siguiente ecuación:

$$T = Fxd$$

$$T = 0.5[kg] \times 9.8 \left[ \frac{m}{s} \right] \times 0.15[m]$$

$$T = 0.86 [Nm]$$

De esta manera se determina que el torque generado por el limitador a una corriente de 0.2 [A] es de 0.86 [Nm].

El mismo procedimiento experimental se realiza aumentando la corriente inducida al bobinado del limitador y aumentando la masa a la distancia establecida.



**Figura 101 Prueba del limitador con 1 [Kg]**

Con una corriente de 0.4 [A] el limitador de torque es capaz de soportar una masa de 1 [Kg] lo cual refleja un torque de 1.52 [Nm].



**Figura 102 Prueba del limitador con 1.5 [Kg]**

Con una corriente de 0.6 [A] el limitador de torque es capaz de soportar una masa de 1.5 [Kg] lo cual quiere decir que el limitador posee un torque de 3 [Nm] en ese instante y a esa corriente.

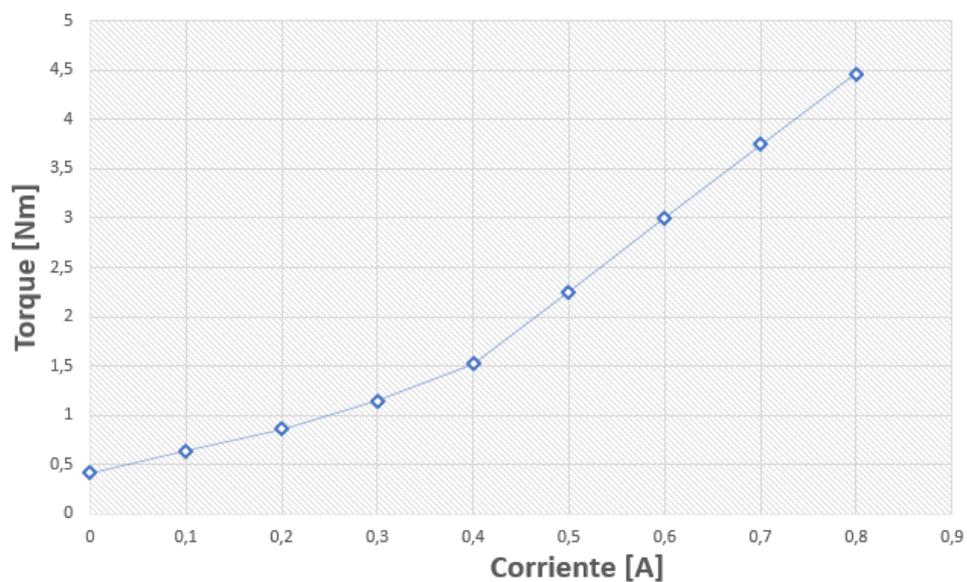


**Figura 103 Prueba del limitador de 2 [Kg]**

Con una corriente de 0.8 [A] el limitador de torque es capaz de soportar una masa de 2 [Kg] lo cual genera un torque de 4.46 [Nm].

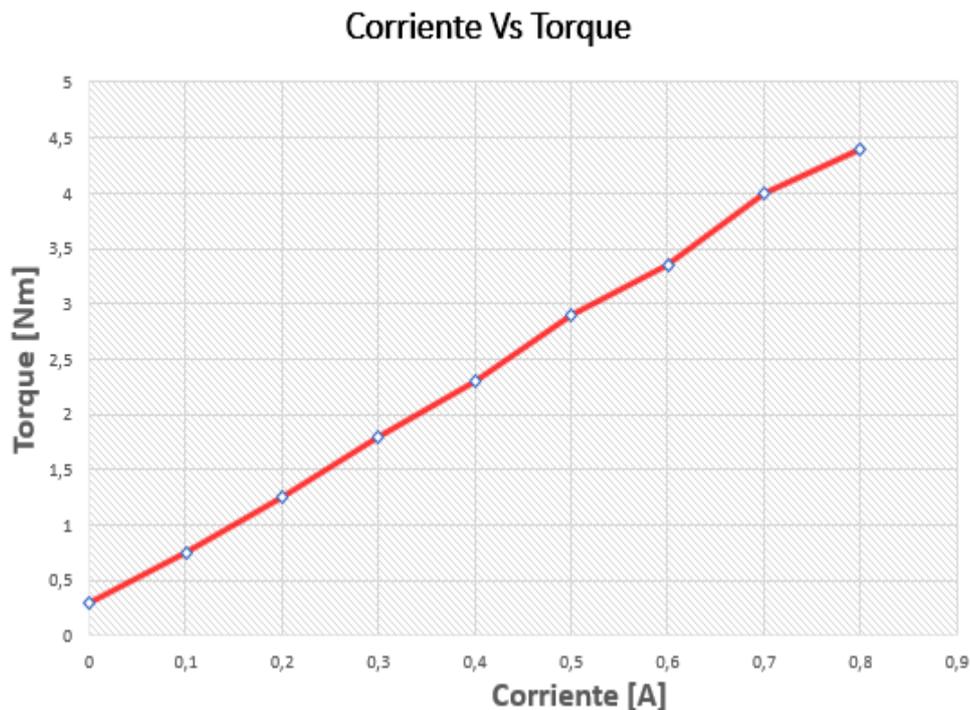
Mediante las pruebas realizadas anteriormente, variando la masa y corriente se obtiene los datos necesarios para trazar una gráfica que muestra el comportamiento real del limitador de torque, la cual se muestra en la figura 98.

**Corriente Vs Torque**



**Figura 104 Corriente vs torque del limitador**

Es evidente que existe ciertas diferencias entre la gráfica propuesta por el fabricante y la gráfica real del limitador de torque que se obtuvo mediante las pruebas anteriores (figura 104). La figura 105 muestra la gráfica de manera ideal descrita por el fabricante LORD de su dispositivo en la cual se aprecia un aumento casi lineal del torque en función de la corriente desde 0.4 [A] hasta 0.8 [A], mientras que en la figura 104 existe un aumento exponencial del torque en función de la corriente.



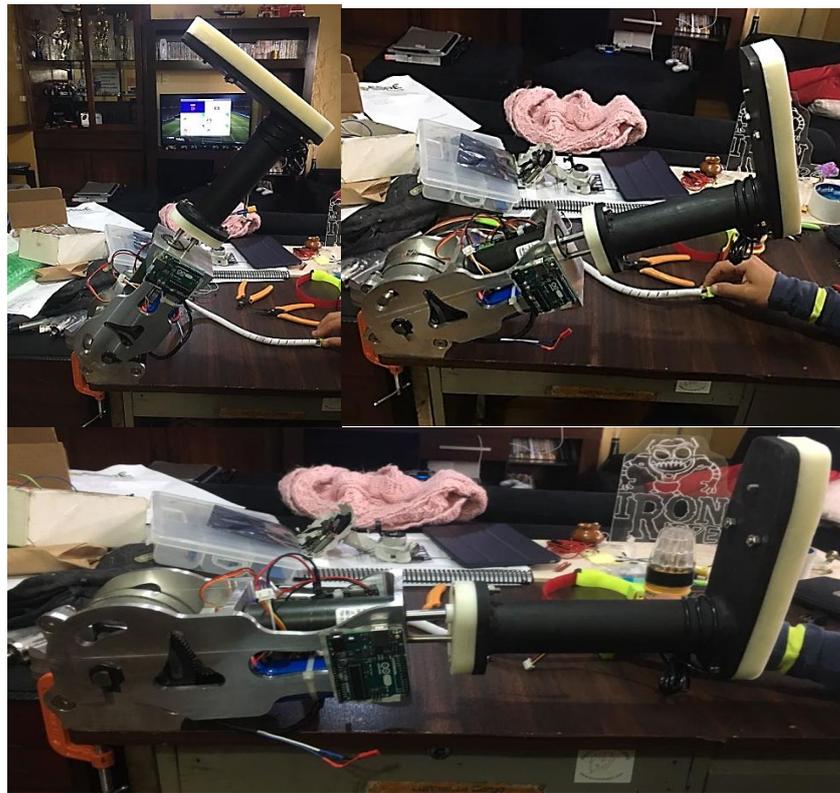
**Figura 105 DataSheet limitador de torque 5[Nm]**

## 5.2 Cargas aplicadas al prototipo de prótesis

De acuerdo a los parámetros de diseño, la prótesis de rodilla fue diseñada para soportar una masa aproximado de una persona de 70 kg, por lo que es necesario realizar una prueba ejerciendo en la parte superior de la misma una fuerza que ejemplifica esa carga de diseño, además de eso es necesario comprobar la flexión y extensión de la rodilla con la finalidad de verificar si el limitador de torque en unión al servomotor y el sistema de transmisión son capaces de mantener la pierna extendida sin problema alguno.

Para emular el peso de la parte faltante de la pierna humana, se implementa un tobillo y pie provisionales, los cuales cumplen con los centros de masa, peso y dimensiones necesarias para reemplazar a las partes humanas

Dado que la rodilla debe ser capaz de mantener extendido y flexionado el peso de toda la pierna humana, la prótesis debe cumplir de igual manera con esta característica, es por eso que se realizan las pruebas de extensión y flexión cómo las que se muestran en la figura 106; la prótesis de rodilla en unión a la parte inferior de la pierna puede llevar a cabo la flexión sin ningún problema y mantener la pierna extendida sin inconvenientes, tanto el limitador como el sistema de transmisión actúan para soportar dicha carga.

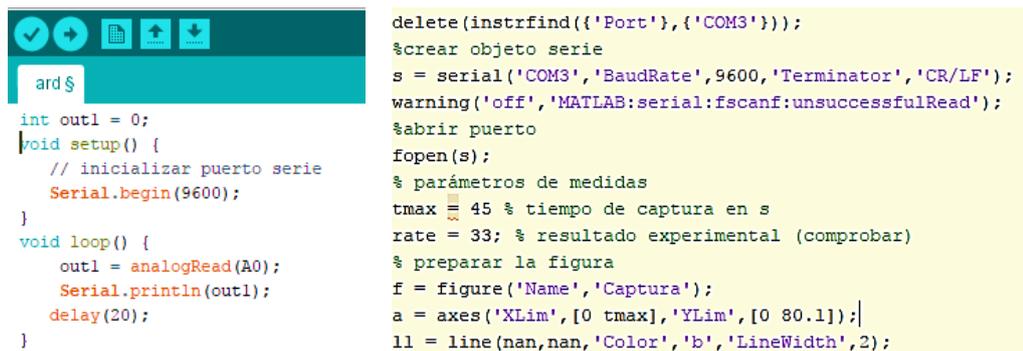


**Figura 106 Flexión y extensión de la prótesis**

Como se aprecia en la figura 106, al flexionar la articulación sobre la prótesis completa, esta soporta sin ningún problema y no se detecta ningún esfuerzo o alguna cedencia por parte del limitador de torque y el servomotor que indique que la prótesis pierda estabilidad alguna.

### 5.3 Respuesta de la prótesis durante la marcha humana

Para efectuar el análisis de la marcha es necesario obtener una gráfica en tiempo real de la caminata y del ángulo en el que se encuentra la rodilla en cada instante del tiempo y las fases de la caminata, para ello se adquieren datos mediante el software de Matlab en conexión con la tarjeta arduino, los datos se envían de forma serial y paralela a los q son enviados para que la tarjeta realice el control PI.



```

delete(instrfind({'Port'},{'COM3'}));
%crear objeto serie
s = serial('COM3','BaudRate',9600,'Terminator','CR/LF');
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
%abrir puerto
fopen(s);
% parámetros de medidas
tmax = 45 % tiempo de captura en s
rate = 33; % resultado experimental (comprobar)
% preparar la figura
f = figure('Name','Captura');
a = axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 80.1]);
ll = line(nan,nan,'Color','b','LineWidth',2);

```

Figura 107 Programa de adquisición de datos mediante arduino y Matlab

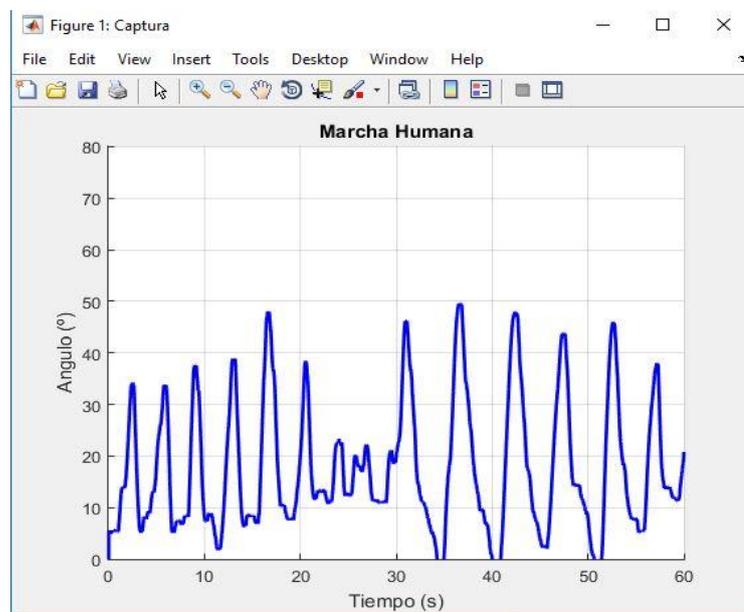


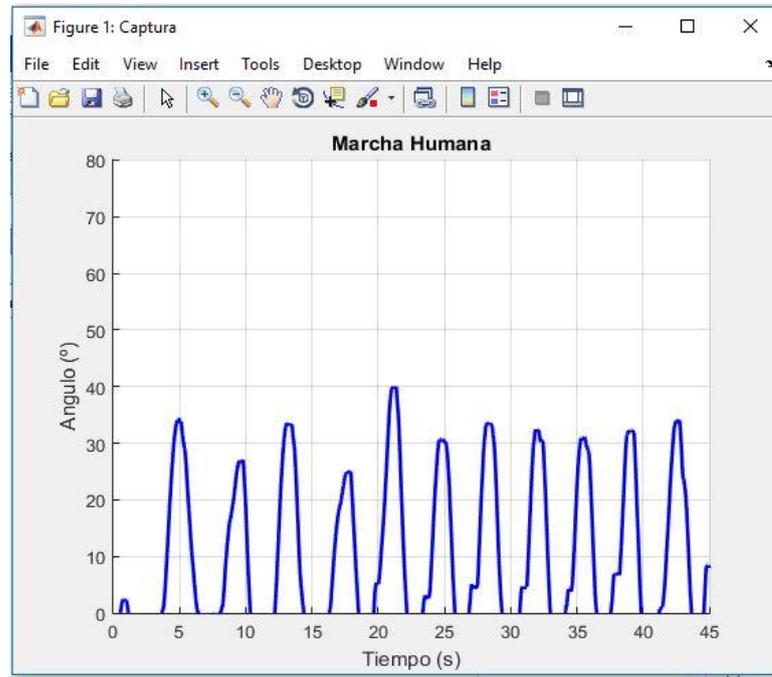
Figura 108 Adquisición de datos en Matlab



**Figura 109 Respuesta del prototipo durante la caminata**

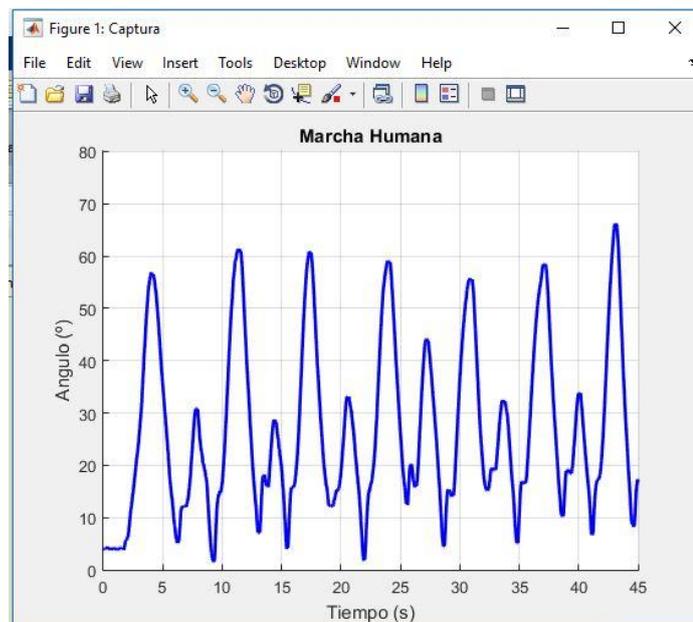
La figura 109 muestra las pruebas realizadas con una caminata real, el acelerómetro se coloca en la parte inferior del muslo de la persona y mediante el algoritmo de control la rodilla se posiciona al ángulo deseado en cada instante de la caminata.

La figura 110 muestra la curva del ángulo de la rodilla vs el tiempo transcurrido de muestreo en el cual se han dado algunos ciclos de caminata, el controlador PI responde bien, sin embargo, se realizan algunas modificaciones en las constantes  $K_p$  y  $K_i$  para obtener una respuesta más suave y mejorar la rapidez y presión en el control.



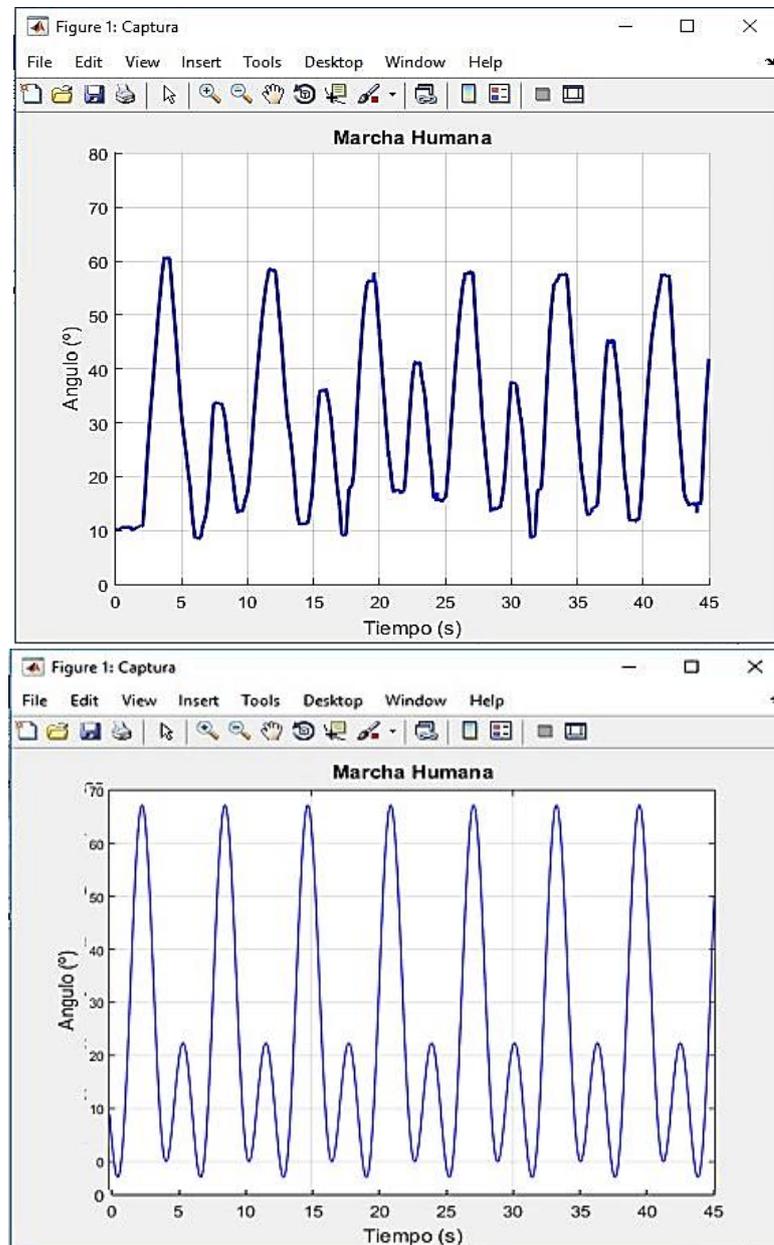
**Figura 110 Ajuste de las constantes Kp y Ki**

Luego de la sintonización del PI, la gráfica 111 muestra una mejora respecto a la anterior prueba, debido a que está actuando únicamente el servomotor y el limitador únicamente estaba en su estado apagado no se logra ver el control activo del torque y se observan algunos picos en los limites superior e inferior de la gráfica, lo cual afecta a la posición de la articulación durante la caminata.



**Figura 111 Ángulo de la rodilla generada por la prótesis sin el limitador de torque**

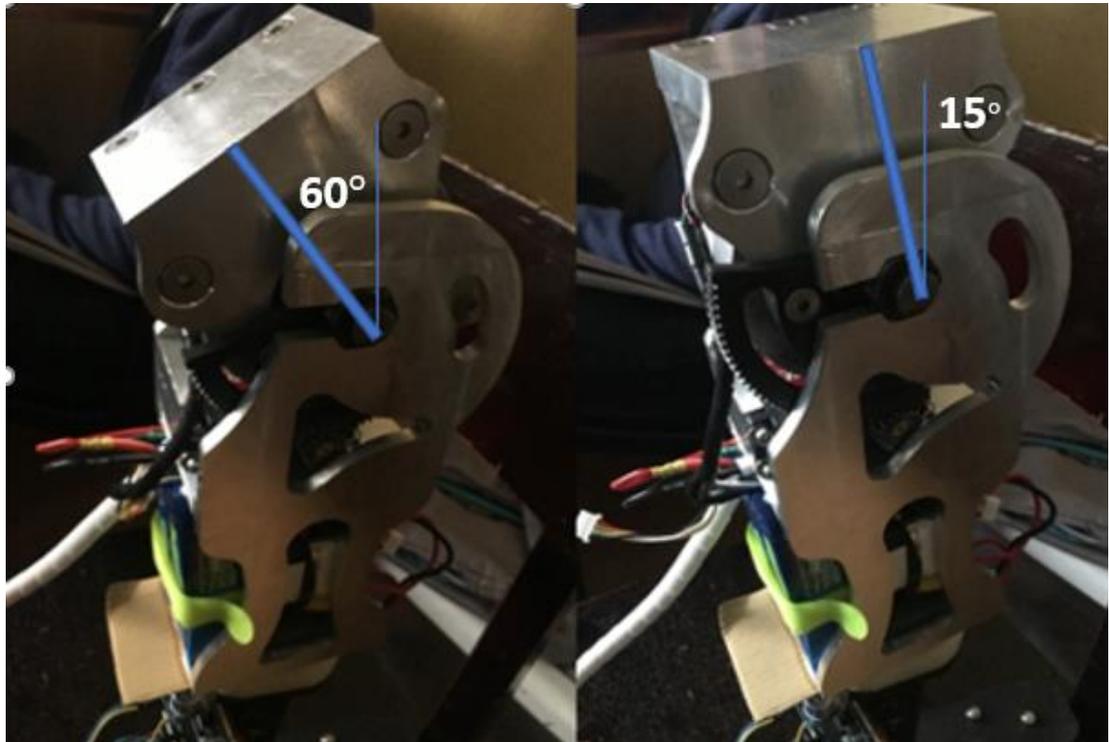
Un ajuste final de las constantes del controlador PI se muestra en la gráfica 112, a pesar de la existencia nuevamente de picos no deseados esto se logra corregir mediante el uso del limitador de torque generando la gráfica de la marcha humana como se había planteado con anterioridad.



**Figura 112 Marcha humana obtenida de la prótesis funcional(arriba), función de la marcha humana referencial (abajo)**

Al hacer la comparativa con la gráfica de la marcha humana referencial observamos que, manifiesta la tendencia del movimiento, cabe recalcar que debido a la transmisión de datos existe un pequeño retraso sin embargo no afecta significativamente en la marcha de la prótesis.

La velocidad de rotación de la rodilla en la prótesis se ve afectada directamente por la velocidad del servomotor, y debido al gran torque que se requiere durante una caminata normal, sin embargo, al ser este un prototipo cumple satisfactoriamente con la gráfica trazada como referencia.



**Figura 113 Rotación de la rodilla durante la simulación de la marcha humana**

El ángulo de rotación de la rodilla durante las pruebas de caminata se refleja en la figura 113, su máxima flexión se ve a la izquierda que es de aproximadamente  $60^\circ$  y la mínima rotación al lado derecho con un ángulo aproximado de  $15^\circ$ .

## 5.4 Respuesta de la prótesis ante el peso de una persona

Para simular el peso verdadero de un paciente con amputación, se toma como sujeto de pruebas a un individuo cuya masa es de 164.8 lb (74.9Kg) como se muestra en la figura 114, el cual apoyará todo su peso sobre la articulación de la prótesis, para lo cual esta tiene que soportar tanto la carga axial como la radial, y además conseguir que ese peso de mueva.



**Figura 114 Masa de la persona en lb**

Las pesas totalmente apoyadas sobre el prototipo ejercen una fuerza de 725.2 [N] aproximadamente, con lo cual se comprueba que el diseño de la prótesis es seguro, no presenta ninguna falla ni cede de la posición de extensión en la que se encuentra en la figura 115.



**Figura 115 Prueba de carga con las pesas**

La figura 116 muestra como la articulación de rodilla es capaz de movilizar todo el peso de la persona a una inclinación de aproximadamente  $60^\circ$  que es algo similar a lo que se produce durante la marcha humana como ya se demostró en partes anteriores de este capítulo.



**Figura 116 Flexión con la carga de una persona**

## CAPÍTULO VI

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### CONCLUSIONES

Mediante la investigación de las propiedades mecánicas de materiales Magnetoreológicos bajo la acción de diferentes campos magnéticos se lleva a cabo el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de rodilla con un control activo de torque activo, con la capacidad de proporcionar 31[Nm] durante la caminata.

Con la ayuda de los análisis reológicos se determina que la viscosidad aparente del fluido MRF 140CG es influenciada directamente por el campo magnético aplicado mostrando un valor de 21.6 [Pa.s], además de un esfuerzo cortante de 41.7 [Kpa] aproximadamente con un campo magnético activo de 0.8 [T].

Con la implementación de los fluidos Magnetoreológicos en el prototipo, específicamente en el limitador de torque, se logra generar un control de torque activo durante la caminata y reemplazar la función del músculo perdido.

Para el correcto diseño del limitador de torque se consideran tres parámetros importantes: el número de vueltas de la bobina interna (N) para generar el campo magnético, el límite de saturación magnética y el gap (h) o cavidad en donde se encuentra almacenado el fluido MR, ya que la variación de cualquiera de estos parámetros influye directamente en el torque teórico-experimental que se obtendrán en el dispositivo y de acuerdo a las pruebas se obtiene un torque de 4,3[Nm].

El esquema de control permite posicionar el servomotor del prototipo de prótesis para replicar la marcha humana, siempre colocando el ángulo de la articulación en función de la posición del muslo del paciente en cada fase e instante de la caminata y mediante el sistema de control en lazo cerrado y las evaluaciones experimentales del prototipo de prótesis desarrollada se verifica la incidencia del esquema de control en el control activo del torque y posición.

Debido a que los dispositivos magneto-reológicos son controlables electrónicamente, es posible usar algoritmos de control de realimentación para mejorar su funcionalidad como el implementado en este prototipo; sin embargo, este tipo de control requiere conocimiento de la respuesta del dispositivo mucho más allá de la disponible en la hoja de datos proporcionada por el fabricante.

## **RECOMENDACIONES**

La lectura del acelerómetro debe tener una comunicación inalámbrica con la tarjeta arduino, reduciendo así la cantidad de cable a fin de evitar posibles percances al momento de la caminata y permitiendo una mayor comodidad del usuario.

Reducir el peso de los materiales utilizados para la construcción del prototipo de prótesis de rodilla, sobre todo el limitador de torque debido a que, por su volumen y masa, es uno de los más influyentes en el peso.

Reducir las dimensiones de la prótesis con la finalidad de garantizar un prototipo más compacto, que brinde las mismas funciones y pueda ser adaptado a cualquier persona sin dificultad alguna.

Considerar un servomotor u otro tipo de dispositivo similar como un motor DC que proporcione un aumento de velocidad significativa en el movimiento de la articulación, con el fin de que el paciente puede realizar tareas más complejas como caminatas rápidas e incluso correr.

Levar a cabo un análisis de otros tipos de fluidos con el fin de determinar si los fluidos magnetoreológicos son los únicos capaces de alterar sus propiedades físicas mediante la aplicación de campos magnéticos y presentar propiedades idóneas para la amortiguación y generación de torque.

Realizar una optimización del dispositivo limitador de torque o freno, de tal manera que se puedan reducir sus dimensiones sin afectar el torque generado por el mismo.

## Bibliografía

- Actimat. (Octubre de 2010). Recuperado el 07 de Diciembre de 2016, de <http://www.actimat.es/web/magnetoreologicos.asp>
- Adaepis. (s.f.). Recuperado el 08 de Julio de 2017, de <http://www.amputados.com/index.php/las-amputaciones/tipos-de-amputaciones/8-adaepis>
- Álvarez, J. (Junio de 2013). *Prótesis de Rodilla Patentable*. Recuperado el 16 de Junio de 2017, de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/dctes?codigo=113134>
- Anton, P. (2011). Recuperado el 15 de Septiembre de 2016, de <http://www.analitica.cl/PDF/CATALOGOS/Catalogos%20AP/MCR.pdf>
- Antonio, J., & Mas, D. (2015). Recuperado el 07 de Agosto de 2017, de <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>
- Arduino. (2011). *Store Arduino*. Recuperado el 16 de Septiembre de 2017, de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>
- Arpal. (Noviembre de 2011). *El aluminio, un material de presente y futuro*. Recuperado el 29 de Julio de 2017, de <http://aluminio.org/?p=830>
- Arreguin, E., & Enriquez, J. (2005). *Protesis de rodilla con pistón magnetoreológico*. Mexico. Recuperado el 5 de Octubre de 2017
- Biolaster. (2011). *Apoyo Científico y Tecnológico para el deporte*. Recuperado el 20 de Agosto de 2017, de <http://www.biolaster.com/traumatologia/rodilla/anatomia>
- Black, T., & Carlson, J. (2006). Synthetic, Mineral Oils and Bio-Based Lubricants. *Magnetizable Fluids*, 565-583. Recuperado el 26 de Julio de 2017
- Blocks, A. (2016). *Arduino Blocks*. Recuperado el 17 de Octubre de 2017, de <http://www.arduinoblocks.com/blog/2017/02/02/bloque-de-sensor-acelerometro-adxl335/>
- Bohler. (s.f.). *Bohler UDDEHOLM*. Recuperado el 5 de Septiembre de 2017, de [http://www.bohler-uddeholm.com.ar/media/Aluminio\\_C330R.pdf](http://www.bohler-uddeholm.com.ar/media/Aluminio_C330R.pdf)
- Bohórquez, C. (2010). Estudio sobre la marcha humana. *Ingenio Libre*, 55-61. Recuperado el 16 de Septiembre de 2017
- Breakey, J. (1998). Technical note: Beyond the Four - Bar knee. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. Recuperado el 5 de Octubre de 2017
- CareFirst. (11 de Mayo de 2013). *Cirugías y Procedimientos*. Recuperado el 08 de Julio de 2017, de

<http://carefirst.staywellsolutionsonline.com/spanish/TestsProcedures/92,P09333>

- Carlson, D. J. (2009). MR-fluid brake design and its application to a portable muscular rehabilitation device. *Faculté des Sciences Appliquées*, 1-152. Recuperado el 20 de Agosto de 2017
- Carlson, J. (2007). Semi-active vibration suppression. *Semi-Active Vibration Suppression - The best from Active and Passive Technologies*, 40-54. Recuperado el 20 de Agosto de 2017
- Catedu. (11 de Junio de 2015). *e-educativa*. Recuperado el 18 de Agosto de 2017, de [http://e-educativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio/1000/1101/html/5\\_transmision\\_por\\_engranes.html](http://e-educativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio/1000/1101/html/5_transmision_por_engranes.html)
- Cerveró, S., Jiménez, H., & Monzo, G. (2005). *Universidad de Valencia*. Recuperado el 24 de Julio de 2016, de [https://www.fundacionmapfre.org/fundacion/es\\_es/images/vol03-n3-art7-biomecanica-rodilla\\_tcm164-5158.PDF](https://www.fundacionmapfre.org/fundacion/es_es/images/vol03-n3-art7-biomecanica-rodilla_tcm164-5158.PDF)
- Cupich, M., & Elizondo, F. (1998). Amortiguadores Magnetoreológicos. *V Congreso Mexicano de Vibraciones*, 50-55. Recuperado el 15 de Septiembre de 2017
- Ekkachai, K., & Nilkhamhang, I. (2015). Swing Phase Control of Semi-Active Prosthetic Knee using Neural Network Predictive Control with Particle Swarm Optimization. *Journal of Neural and Rehabilitation Engineering Vol X*, 1-11. Recuperado el 16 de Septiembre de 2017
- Engineering, D. (2013). Recuperado el 9 de Junio de 2017, de <https://www.dimensionengineering.com/products/sabertooth2x5>
- Fisioterapia. (s.f.). *Protesis de rodilla*. Recuperado el 4 de Mayo de 2017, de <https://www.fisioterapia-online.com/infografias/todo-lo-que-debemos-saber-sobre-las-protesis-de-rodilla>
- Floriano, R., & Abreu, G. (2012). Modelo de Sistema de Control de Prótesis de. *RIELAC*, 42-49. Recuperado el 20 de Mayo de 2017, de <http://scielo.sld.cu/pdf/eac/v33n2/eac06212.pdf>
- Fragassa, C., Berardi, L., & Balsamini, G. (2016). Magnetorheological Fluid Devices: an Advanced Solution for Active Control. *Faculty of Mechanical Engineering*, 333-339. Recuperado el 26 de Septiembre de 2017
- Garcia, L., & Sahit, V. (2007). Diseño y simulación de un sistema controlado de amortiguación para la rodilla de la prótesis transfemoral. 189. Recuperado el 6 de Agosto de 2017
- Genc, S. (2002). Synthesis and Properties of Magnetorheological (MR) Fluids. *PhD Thesis*. Recuperado el 16 de Agosto de 2017

- Goncalves, F., & Carlson, J. (2008). An alternate operation mode for MR-fluids - magnetic gradient pinch. *Proceedings of the 11th ERMR Conference*. Recuperado el 30 de Julio de 2017
- Góngora, L., Cruz, R., Gonzales, I., & Victoria, P. (2003). Recuperado el 13 de Julio de 2016, de [http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7\\_2\\_03/san13203.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7_2_03/san13203.htm)
- Green. (09 de Octubre de 2015). *AWG*. Recuperado el 25 de Julio de 2017, de <https://pepegreen.com/awg-que-es/>
- Gstottenbauer, N. (2008). Magneto-Rheological Fluids in Squeeze Mode. *PhD thesis*. Recuperado el 20 de Abril de 2017
- HobbyKing. (Julio de 2016). Recuperado el 6 de Junio de 2017, de [https://hobbyking.com/en\\_us/turnigy-2200mah-3s-25c-lipo-pack.html?\\_\\_store=en\\_us](https://hobbyking.com/en_us/turnigy-2200mah-3s-25c-lipo-pack.html?__store=en_us)
- Huang, J., Zhang, J., Yang, Y., & Wei, Q. (2002). Analysis and design of a cylindrical magneto-rheological fluid brake. *Journal of Material Processing Technology*, 559-562. Recuperado el 30 de Marzo de 2017
- Jiménez, J., Herrera, C., & Carmina, A. (2007). *Anatomía General Humana*. Sevilla: Miembros del Comité. Recuperado el 29 de Agosto de 2017
- Kordonski, W., Gorodkin, S., & Novikova, Z. (1997). The influence of ferroparticle concentration and size on MR-fluid properties. *Proceedings of the 6th ERMR Conference*, 532-542. Recuperado el 18 de Agosto de 2017
- Lawniczak. (1999). *Electro-and Magnetorheological Fluids and their Applications in Engineering*. Polonia. Recuperado el 3 de Septiembre de 2017
- Lema, V. (Julio de 2013). *Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, afroecuatorianos e indígenas del Ecuador*. Recuperado el 16 de Septiembre de 2017, de <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/2631/1/107724.pdf>
- Lord. (2010). *Lord Store*. Recuperado el 19 de Septiembre de 2017, de <http://www.lordmrstore.com/lord-mr-products/rd-8191-5-nm-tfd-device-cross-drilled-shaft>
- Lord, C. (2015). *Mid Atlantic Rubber*. Recuperado el 1 de Noviembre de 2017, de <http://www.lordmrstore.com/lord-mr-products/rd-8191-5-nm-tfd-device-cross-drilled-shaft>
- Malvern. (2017). Recuperado el 07 de Agosto de 2017, de <https://www.malvern.com/es/products/measurement-type/rheology-viscosity>

- Matellanes, L., & Clemente, R. (2003). Materiales y estructuras inteligentes. Centro Tecnológico Gaiker. Recuperado el 16 de Agosto de 2017
- Mesquida, C., & Lasssig, J. (25 de Julio de 2011). *Revista Iberoamericana de Ingenieria Mecánica*. Recuperado el 13 de Julio de 2016, de <http://www2.uned.es/ribim/volumenes/Vol16N1Abril2012/V16N1A03%20Laessig%20%2027-36.pdf>
- Monar, M., & Benancia, M. (Octubre de 2015). *Prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad*. Recuperado el 06 de Junio de 2017, de <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/10191>
- Nakaya, Y., & Fujiwara, k. (11 de Agosto de 2015). *Washington, DC Patente nº 736,385*. Recuperado el 6 de Septiembre de 2017
- Olmo, M. (2012). <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Tables/magprop.html>. Recuperado el 30 de Agosto de 2017, de <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Tables/magprop.html>
- Pololu. (2013). *Pololu*. Recuperado el 6 de Septiembre de 2017, de <https://www.pololu.com/product/2375/specs>
- Poznić, A., Zeliç, A., & Szabó, L. (2012). MAGNETORHEOLOGICAL FLUID BRAKE BASIC PERFORMANCES TESTING WITH MAGNETIC FIELD EFFICIENCY IMPROVEMENT PROPOSAL. *Hungarian Journal of Industry and Chemistry Veszprém*, 113-119. Recuperado el 22 de Agosto de 2017
- Radcliffe. (1994). Four Bar linkage prothetic knee mechanism, alignment and prescription criteria. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. Recuperado el 15 de Septiembre de 2017
- Sapínski, S., & Bydón, S. (2003). Application of magnetorheological fluid brake to shaft position control in induction motor. *Workshop on Smart Material and Structures*, 169-180. Recuperado el 16 de Agosto de 2017
- Shigley. (2012). *Diseño en Ingeniería y Mecánica* (Novena ed.). Mexico, Distrito Federal: McGrawHill. Recuperado el 26 de Agosto de 2017
- Shorter, J., Woolnough, V., & Edwards, P. (1994). *Washington, DC Patente nº 5,376,137*. Recuperado el 26 de Septiembre de 2017
- Smith, W., & Hasmeni, J. (2006). *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales*. Mexico: McGRAW-HILL.
- Sukhwani, V., & Hirani, H. (2008). Design, development, and performance evaluation of high-speed magnetorheological brakes. *Journal of Materials Design and Applications*, 1-11. Recuperado el 30 de Agosto de 2017

# ANEXOS



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

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**CERTIFICADO**

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores; Diego Omar Camacho Franco y Alvaro Patricio Velasco Vasco.

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

**Latacunga, 05 de diciembre del 2017**



Ing. Oscar Arteaga

**DIRECTOR DEL PROYECTO**



Ing. Vicente Hallo

**DIRECTOR DE CARRERA**

Aprobado por:



Dr. Rodrigo Vaca

**SECRETARIO ACADÉMICO**