



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

**PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL  
CON AMORTIGUADOR MAGNETO REOLÓGICO**

**PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO**

**INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**PRESENTADO POR:**

**21641196      ISAAC ALEJANDRO VENEGAS LARA**

**21641080      JOSEB JOSUÉ SANTAMARIA RODRÍGUEZ**

**ASESOR: ALICIA MARÍA REYES DUKE**

**CAMPUS SAN PEDRO SULA;**

**JULIO, 2021**

## **AGRADECIMIENTO**

Primeramente, a Dios, quien ha sido nuestro guía durante todo el proceso y por iluminarnos para la toma de cada decisión implementada.

A nuestros padres que sin su apoyo incondicional en lo largo de toda la carrera nada de esto sería posible.

A nuestra asesora la Ing. Alicia, por orientarnos y motivarnos para desarrollar nuestro potencial como estudiantes y profesionales y por contribuir en la realización de este proyecto.

A los docentes de UNITEC, por su aportación en dudas del proyecto.

## EPÍGRAFE

*"Cuando algo es lo suficientemente importante, lo haces incluso si las probabilidades de que salga bien no te acompañan."*

*-Elon Musk*

## **RESUMEN EJECUTIVO**

Hoy en día, se ha aumentado la necesidad del uso de prótesis transfemorales debido a las diferentes causas de amputación en Honduras tales como accidentes, lesiones con arma, lesiones automovilísticas y enfermedades crónicas como la diabetes que presenta un 9.53% de personas con diabetes, así mismo, las prótesis pasivas en el país no cumplen con la ayuda necesaria para mitigar el impacto que tenga el talón contra el suelo, tanto como las prótesis pasivas y activas presentan un elevado costo que las vuelven menos accesibles para el 70% de la población hondureña. Se presentó el siguiente proyecto de investigación para darle una solución a este problema, diseñando y elaborando un prototipo que sea capaz de generar un movimiento mecánico y amortiguación por medio de un amortiguador magneto reológico. Con la ayuda del programa 3D SolidWorks se desarrollaron el diseño de las piezas con sus debidas pruebas y comprobar si su estructura final podrá resistir el peso promedio de una persona en Honduras, se realizaron tablas de comparación para seleccionar el material y componentes adecuados.

Palabras Clave: Amputación, Impacto, Prótesis activa, Prótesis pasiva, 3D SolidWorks.

## **ABSTRACT**

Today, it has increased the need for the use of transfemoral prosthesis due to different causes of amputation in Honduras tales as accidents, injuries Weapon, auto injuries and chronic diseases as diabetes UN Posing 9.53% of People with diabetes, Likewise, passive prosthesis in the country do not meet the necessary help to mitigate the impact of that sign the heel to the ground, as well as passive prosthetics and Active Present UN high costs that make them less accessible to 70 % of the Honduran population. The following research project was presented to give a solution to this problem, designing and developing prototype A UN that can generate a mechanical movement and cushioning through the magneto-rheological damper UN. With the help of the 3D program SolidWorks developed the design of the pieces with their proper tests and check v If your structure latter may bear the weight average person with bathroom Honduras, yes made the comparison tables to select from material appropriate and components.

Keywords: Amputation. Active Prosthetics, Impact, Prosthetics passive, 3D SolidWorks.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>I. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>3</b>
<b>II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>5</b>
2.1. PRECEDENTES DEL PROBLEMA.....	5
2.2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....	7
2.3. JUSTIFICACIÓN.....	7
2.4. PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN.....	8
2.5. OBJETIVOS.....	8
2.5.1. OBJETIVO GENERAL.....	8
2.5.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	8
<b>III. MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>9</b>
3.1. ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL EN EL MUNDO .....	9
3.1.1. FABRICACIÓN DE PRÓTESIS ALREDEDOR DEL MUNDO.....	9
3.1.2. FABRICACIÓN DE APARATOS PROTÉSICOS EN HONDURAS.....	10
3.2. TEORÍAS DEL SUSTENTO.....	12
3.2.1. ANATOMÍA DEL MIEMBRO INFERIOR.....	12
3.2.2. ARTICULACIONES.....	15
3.2.3. AMPUTACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR.....	17
3.2.4. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA.....	19
3.2.5. FUERZA DE REACCIÓN.....	25
3.2.6. PRÓTESIS MIEMBRO INFERIOR.....	29
3.2.7. AMORTIGUADOR.....	30
3.2.8. REOLOGÍA.....	35
3.2.9. INSTRUMENTACIÓN.....	44
<b>IV. METODOLOGÍA.....</b>	<b>46</b>
4.1. ENFOQUE.....	46
4.1.1. HIPÓTESIS.....	46
4.2. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN.....	46
4.2.1. VARIABLES DEPENDIENTES.....	47
4.2.2. VARIABLES INDEPENDIENTES.....	47
4.3. TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN APLICADA.....	48
4.4. METODOLOGÍA DE ESTUDIO.....	49
4.4.1. NIVEL DE SISTEMAS.....	50
4.4.2. NIVEL DE SUBSISTEMAS.....	51
4.4.3. ELABORACIÓN DE PIEZAS.....	53
4.4.4. IMPLEMENTACIÓN.....	65
4.4.5. INTEGRACIÓN DE PARTES.....	66
4.4.6. INTEGRACIÓN DE SUBSISTEMAS.....	68
4.4.7. INTEGRACIÓN DE SISTEMAS.....	73
4.4.8. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....	74

<b>V. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....</b>	<b>75</b>
5.1.1. SISTEMA MECÁNICO .....	75
5.1.2. SISTEMA DE CONTROL.....	88
5.1.3. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN.....	94
5.1.4. DISEÑO COMPLETO DE PROTOTIPO EN 3D SOLIDWORKS.....	94
5.1.5. RESULTADO FÍSICO.....	96
5.1.6. RESULTADOS DE COSTOS.....	101
<b>VI. CONCLUSIONES .....</b>	<b>104</b>
<b>VII. RECOMENDACIONES.....</b>	<b>105</b>

### ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Línea del tiempo de tecnología y medicina para el desarrollo de una prótesis transfemoral con amortiguador Magnetoreológico.....	5
Ilustración 2. Anatomía ósea del tobillo.....	13
Ilustración 3. Impacto en el salto de una persona.....	13
Ilustración 4. Planos Anatómicos con tres planos de referencia.....	14
Ilustración 5. Ejes anatómicos de tibia y fémur .....	15
Ilustración 6. Ejes de complejo articular del pie.....	16
Ilustración 7. Articulación del tobillo .....	16
Ilustración 8. Gráfico de porcentajes de accidentes, lesiones con arma y lesiones ACC. TTO en el 2019.....	18
Ilustración 9. Gráfico de porcentajes de accidentes, lesiones con arma y lesiones ACC, TTO en el 2020.....	18
Ilustración 10. Niveles de amputación en miembro inferior. ....	19
Ilustración 11. Ciclo de marcha.....	20
Ilustración 12. Porcentaje de tiempo de cada fase .....	21
Ilustración 13. Posición de las piernas durante a un solo ciclo de marcha por pierna derecha(gris) .....	22
Ilustración 14. Diagrama esquemático de la secuencia del ciclo de marcha .....	22
Ilustración 15. El ciclo de marcha compuesto por el periodo de soporte (62%), y el de balanceo (38%).....	25
Ilustración 16. Fuerza de reacción actuantes en el pie del ciclo de marcha.....	26

Ilustración 17. A) Fuerzas M y R B) Fuerza R resultante.....	27
Ilustración 18. Fuerzas ejercidas sobre el pie.....	28
Ilustración 19. Diagrama de cuerpo libre del pie.....	28
Ilustración 20. Componentes de una prótesis transfemoral.....	29
Ilustración 21. Prototipo de prótesis transfemoral motorizada.....	31
Ilustración 22. Prótesis transfemoral con sistema activo "agonista-antagonista".....	32
Ilustración 23. Prototipo de prótesis con sistema de cilindros neumáticos.....	33
Ilustración 24. Sistema de motores con husillo de bola para prótesis.....	34
Ilustración 25. Prótesis transfemoral C-Leg 4.....	35
Ilustración 26. Diagrama de un fluido en flujo cortante simple.....	36
Ilustración 27. Representación de curvas de flujo para diferentes fluidos. 1) Fluido newtoniano. 2) Fluido no newtoniano. 3) Fluido no newtoniano dilatante. 4) Fluido de Bingham.....	37
Ilustración 28. Partículas de fluido MR en campo magnético.....	40
Ilustración 29. Fluido MR pasando de semisólido a fluido.....	41
Ilustración 30. Fluido Magnetoreológico en función de corte.....	41
Ilustración 31. Amortiguador Magnetoreológico y conjunto de pistón típico.....	42
Ilustración 32. Diagrama de bloque de un típico sistema de control.....	43
Ilustración 33. Comparación de rendimiento de varios tipos de suspensión.....	44
Ilustración 34. SolidWorks 2021.....	45
Ilustración 35. Variables dependientes e independientes.....	47
Ilustración 36. Metodología en V.....	49
Ilustración 37. Diagrama de sistemas y subsistemas del prototipo.....	50
Ilustración 38. Nivel de subsistemas.....	51
Ilustración 39. Subsistema mecánico.....	51
Ilustración 40. Subsistema de procesamiento y de programación.....	52
Ilustración 41. Subsistema de carga.....	53
Ilustración 42. Elaboración de partes.....	54
Ilustración 43. Material de aluminio.....	56
Ilustración 44. Arduino nano.....	58



Ilustración 45. Giroscopio MPU6050.....	59
Ilustración 46. Amortiguador magneto reológico.....	61
Ilustración 47. Dispositivo Relé.....	61
Ilustración 48. Estabilizador/Regulador descendente.....	62
Ilustración 49. Batería de litio NB7101.....	65
Ilustración 50. Implementación.....	65
Ilustración 51. Integración de partes.....	66
Ilustración 52. Integración de subsistemas.....	68
Ilustración 53. Unión de amortiguador con la estructura de base.....	69
Ilustración 54. Parte superior de la estructura base.....	70
Ilustración 55. Ensamble de parte inferior de la estructura base.....	70
Ilustración 56. Integración de Sistemas.....	73
Ilustración 57. Encaje prueba stress.....	76
Ilustración 58. Encaje prueba de factor de seguridad.....	76
Ilustración 59. Conector superior prueba de stress.....	77
Ilustración 60. Conector superior prueba de factor de seguridad.....	78
Ilustración 61. Conector inferior prueba de stress.....	79
Ilustración 62. Conector inferior prueba de factor de seguridad.....	79
Ilustración 63. Enlace superior prueba de stress.....	81
Ilustración 64. Enlace superior prueba de factor de seguridad.....	81
Ilustración 65. Estructura base prueba de stress.....	82
Ilustración 66. Estructura base prueba de factor de seguridad.....	83
Ilustración 67. Pilar de apoyo inferior, prueba de stress.....	84
Ilustración 68. Pilar de apoyo inferior, prueba de stress.....	84
Ilustración 69. Extensión inferior, prueba de stress.....	85
Ilustración 70. Extensión inferior, prueba de factor de seguridad.....	86
Ilustración 71. Pie, prueba de stress.....	87
Ilustración 72. Pie, prueba de factor de seguridad.....	87
Ilustración 73. Diagrama de flujo de procesamiento.....	89

Ilustración 74. Programación en Arduino #1.....	90
Ilustración 75. Programación en Arduino #2.....	91
Ilustración 76. Circuito electrónico conectado.....	91
Ilustración 77. Relación de velocidad de pistón y corriente aplicada. ....	93
Ilustración 78. Diseño frontal.....	94
Ilustración 79. Diseño Lateral.....	95
Ilustración 80. Diseño Posterior.....	95
Ilustración 81. Componentes de Diseño .....	96
Ilustración 82. Resultado final vista frontal. ....	97
Ilustración 83.....	97
Ilustración 84.....	98
Ilustración 85.....	98
Ilustración 86.....	99
Ilustración 87.....	100

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de los super periodos de la marcha .....	24
Tabla 2. Propiedades mecánicas de materiales. ....	55
Tabla 3. Costo de material.....	55
Tabla 4. Componentes y materiales.....	57
Tabla 5. Placas de desarrollo.....	58
Tabla 6. Giroscopio.....	59
Tabla 7. Tipos de amortiguadores magneto reológicos. ....	60
Tabla 8. Dispositivo relé.....	62
Tabla 9. Estabilizador/regulador descendente LTC3750 DC-DC.....	63
Tabla 10. Tabla de comparación de baterías.....	64
Tabla 11. Cronograma de actividades.....	74
Tabla 12. Prueba de desplazamiento resultante de encaje.....	77
Tabla 13. Prueba de desplazamiento resultante de conector superior.....	78

Tabla 14. Prueba de desplazamiento resultante del conector inferior.....	80
Tabla 15. Prueba de desplazamiento resultante en enlace superior.....	82
Tabla 16. Prueba de desplazamiento resultante de la estructura base.....	83
Tabla 17. Prueba de desplazamiento resultante de pilar de apoyo inferior.....	85
Tabla 18. Pruebas de desplazamiento resultante de extensión inferior.....	86
Tabla 19. Prueba de desplazamiento resultante en el pie.....	88
Tabla 20. Fuerza de impacto.....	92
Tabla 21. Costos de material.....	101
Tabla 22. Costos de componentes electrónicos.....	101
Tabla 23. Costos de mano de obra.....	102
Tabla 24. Costo de amortiguador.....	102
Tabla 25. Costo mano de obra.....	102
Tabla 26. Costo final de prototipo.....	103

## ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Esfuerzo cortante.....	36
Ecuación 2. Viscosidad dinámica.....	37
Ecuación 3. Fluido newtoniano, ecuación constitutiva. ....	38
Ecuación 4. Fluido no newtoniano, ecuación constitutiva según la Ley de potencia.....	38
Ecuación 5. Ley de Ampere. ....	39
Ecuación 6. Flujo magnético. ....	39
Ecuación 7. Bingham.....	39
Ecuación 8. Bingham, donde G es el modulo complejo del material.....	40
Ecuación 9. Fuerza .....	66
Ecuación 10. Peso.....	67
Ecuación 11. Velocidad de impacto. ....	71
Ecuación 12. Velocidad media.....	71
Ecuación 13. Tiempo de amortiguamiento. ....	72
Ecuación 14. Fuerza de impacto.....	72

Ecuación 15. Autonomía de batería..... 72

## GLOSARIO

Las definiciones contenidas en este glosario son extraídas del diccionario de La Real Academia Española (RAE). Así mismo se extraen conceptos de otras fuentes de ayuda.

**Amortiguador:** Dispositivo que sirve para compensar y disminuir el efecto de choques, sacudidas o movimientos bruscos en aparatos mecánicos.

**Amortiguador magneto reológico:** Es un tipo de amortiguador de dureza variable que utiliza un líquido cuya viscosidad se puede modificar a voluntad.

**Bipedestación:** Estar o permanecer de pie, permanecer en equilibrio sobre los pies.

**Dorsiflexión:** Es el movimiento que reduce el ángulo entre el pie y la pierna en el cual los dedos del pie se acercan a la espinilla, el rango de movimiento indicado es de 20 ° a 30 °.

**Fascia:** Red de tejidos conectivos en bandas que envuelve todas las partes internas de cuerpo y lo fusiona todo.

**Poliuretano:** Es un material plástico adaptable que hace que pueda quedar flexible o rígido.

**Propiocepción:** Sentido que informa al organismo de la posición de los músculos, también es la capacidad de sentir la posición relativa de partes corporales contiguas.

**Prótesis transfemoral:** Es un elemento artificial externo al cuerpo, que cumple con los dos requerimientos claves, favorece la marcha con el menor gasto energético y cumple con las características que favorecen una prótesis liviana para usar.

**Prototipo:** Es una muestra temprana o producto para realizar para hacer pruebas de concepto y procesos. Generalmente usado para evaluar un nuevo diseño para mejorar la precisión a base de un sistema analítico.

**Reinserción social:** Es el proceso sistemático de acciones orientado a favorecer la integración a la sociedad.

**Reología:** Parte de la física que estudia la viscosidad, la plasticidad, la elasticidad y el derrame de la materia.

**SolidWorks:** Es un software de diseño 3D para modelar piezas y ensambles en 3D y planos 2D. Ofrece un abanico de soluciones para cubrir los aspectos implicados en el proceso de desarrollo del producto, estos se pueden crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del diseño.

## I. INTRODUCCIÓN

Existe la posibilidad de nacer sin una extremidad inferior o superior, o que también este surja por medio de un acto quirúrgico. Al enfrentar un paciente que requiere de una amputación es necesario pensar no solo en salvar la vida sino en conservar buenas posibilidades de independencia y reinserción social.

También, la pérdida de la extremidad inferior es producida por varios factores; enfermedades como la diabetes que tienen gran influencia con la circulación sanguínea, es muy frecuente que ocurra deterioro y disfunción de la circulación arterial en las extremidades inferiores.

Según la secretaria de salud (2020) el mayor número de amputaciones de la extremidad inferior es producto de otros cuadros coexistentes causados por la enfermedad vascular en personas de edad avanzada.

Las prótesis de miembros inferiores solo cumplen con la función de reemplazar la extremidad y añadiendo una herramienta para brindar un mejor apoyo, el cual no ayuda a crear un movimiento normal de las articulaciones ni presentan un tipo de amortiguamiento que ayude en el impacto contra el suelo, provocando daño e incomodidad; más dolor en la zona del muñón que hace contacto con el área amputada.

Se presenta esta investigación con el objetivo de desarrollo de un prototipo de prótesis transfemoral con un rediseño de la Investigación de José Marcelo Vega (2020) y pruebas de esfuerzo para determinar su función, para ello se necesita el uso de software de diseño y distintos análisis de los componentes mecánicos y electrónicos para el acople final.

Capítulo II: En este capítulo se define el planteamiento del problema junto con sus precedentes de la siguiente investigación, así mismo, la definición del problema, justificación y objetivos general y específicos que determinan el alcance que se quiere lograr.

Capítulo III: En este capítulo se muestra el marco teórico, donde esta toda la información requerida y necesaria para poder comprender las bases de la problemática.

Capítulo IV: En este capítulo se define el tipo de metodología exacta, con el cual se podrá desarrollar la investigación de manera más ordenada y entendible. También determinar las variables dependientes e independientes involucradas.

Capítulo V: En este capítulo se analizan los resultados obtenidos por medio de simulaciones de piezas realizadas en 3D SolidWorks, de igual manera, se define la lógica de programación que se debe seguir para la activación correcta del amortiguador.

Capítulo VI: En este capítulo se brindan las conclusiones de acuerdo con los objetivos planteados en el Capítulo II, dando los resultados obtenidos en la investigación.

Capítulo VII: En este capítulo se hacen las recomendaciones específicas para futuras investigaciones relacionadas con el tema o seguimiento de esta.



## II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En este capítulo se abordarán los siguientes temas, como los problemas en los métodos para simular el movimiento de las articulaciones, siempre enfocándonos en la prótesis de miembro inferior. Posteriormente, se presentará la justificará la necesidad de esta investigación, junto con las preguntas de investigación y los objetivos como alcance del proyecto.

### 2.1. PRECEDENTES DEL PROBLEMA

A través de los años los amortiguadores han tenido una variedad de aplicaciones, tanto como en vehículos, electrodomésticos, construcción civil, maquina-herramienta y medicina.

El amortiguador magneto reológico gracias a sus fluidos que pueden funcionar con dispositivos donde se requiera una disipación de energía controlada, así que como elemento de fijación en base a la variación que esta pueda tener de viscosidad, entre lo interesante de este amortiguador es su capacidad para conseguir interfaces de respuesta rápidas y simples que aparecen en las aplicaciones previstas.

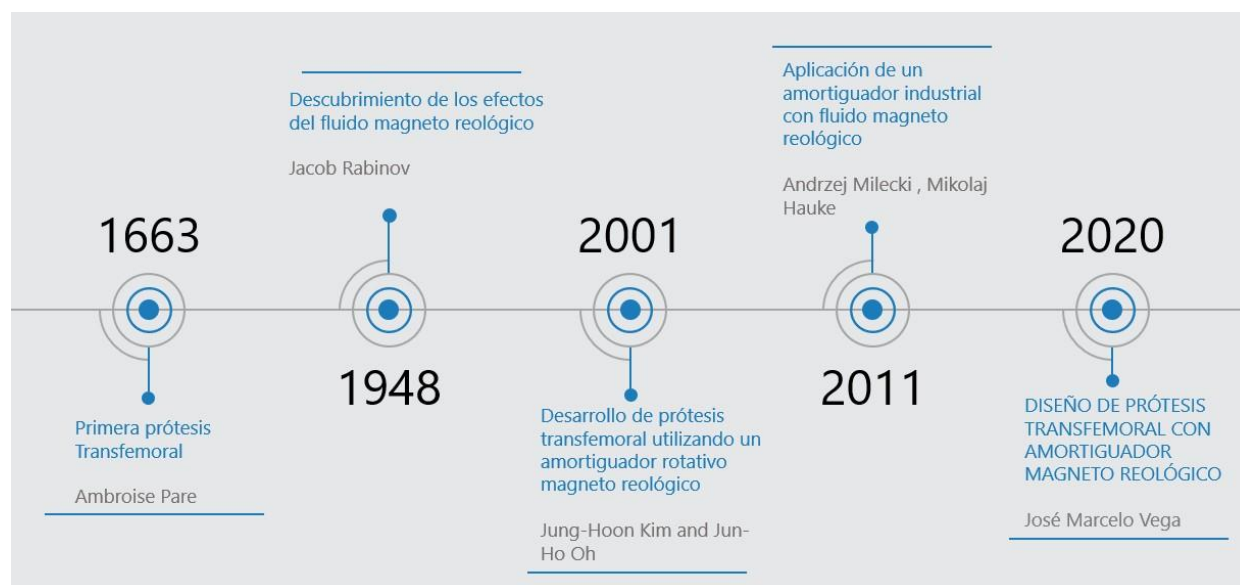


Ilustración 1. Línea del tiempo de tecnología y medicina para el desarrollo de una prótesis transfemoral con amortiguador Magnetoreológico.

Fuente: Elaboración Propia

Como se puede observar en la Ilustración 1, en 1663 surgió la primera prótesis transfemoral funcional realizada por Ambroise Pare conocidos por muchos como el padre de la cirugía moderna, la prótesis contenía un arnés ajustable y una bisagra de rodilla con control de bloqueo, que todavía se utilizan en la actualidad.

También cambió el material de madera en favor de prótesis mucho más ligeras hechas de cuero, papel y pegamento.

En 1948 Jacob Rabinov en US National Bureau of Standards se reportó por primera vez la solidificación reversible inducida por campos magnéticos de partículas magnetizables del tamaño de un micrón. Rabinow utilizó las propiedades reológicas controlables exhibidas por estos fluidos magnetos reológicos para construir una serie de embragues electromecánicos novedosos.

Para el 2001 Jung-Hoon Kim and Jun-Ho Oh en Seoul, Korea. Desarrollan una prótesis transfemoral con un amortiguador giratorio magneto reológico, el diseño del amortiguador giratorio está constituido por un cilindro rotatorio que está lleno de líquido magneto reológico y de los cuales dos puertos son conectados entre sí.

En este amortiguador, la caída de presión en el conducto actúa como una fuerza resistente a la rotación. Fue hasta en 2011 que se realiza la investigación de un amortiguador industrial con el líquido magneto reológico, es un dispositivo de control semiactivo que puede generar una fuerza según la corriente eléctrica aplicada.

La energía eléctrica requerida por tal amortiguador es por pocos vatios mientras que la energía disipada puede alcanzar cientos de vatios. La velocidad está en el un rango de respuesta de milisegundos.

En el año 2020 José Marcelo Vega presentó un diseño de prótesis transfemoral con la implementación de un amortiguador magneto reológico capaz de simular el movimiento de la rodilla y reducir los impactos del suelo que absorberá el amortiguador y reducir lesiones en la persona.

## **2.2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

Gracias a la velocidad que se incrementan los problemas de discapacidad alrededor del mundo, especialmente en Honduras, crea la necesidad de sustituir la parte restante con una prótesis que pueda brindarle la misma función y que pueda permitir el movimiento de esta; con la ayuda de la tecnología se han obtenido resultados más eficientes ya que puede realizar el trabajo que cumplían los miembros reales del cuerpo.

En las prótesis normales no cuentan con un tipo de sistema que pueda absorber o disminuir el impacto que recibe tras se inicie caminando y los golpes que recibe en la zona del muñón. Por esto la presente investigación consiste en desarrollar un prototipo de prótesis transfemoral, determinando los diferentes materiales para que sea de bajo costo pero que aun así pueda dar conformidad y mayor movimiento natural. Con la integración del nuevo componente que permite amortiguar los impactos que se generan al caminar.

## **2.3. JUSTIFICACIÓN**

Durante mucho tiempo las personas al tener una discapacidad buscan la manera de sentirse completos nuevamente, poder ser quienes eran antes de la amputación buscando alternativas funcionales que puedan sentirse libres sin que las prótesis les dé limitanteso evitar el riesgo de una lesión. Con el paso del tiempo la tecnología ha avanzado, esto ayudandode gran manera al área de la medicina. Las prótesis pasivas no restauran el ciclo de marcha natural, con constantes propiedades mecánicas haciendo que muchas personas no sientan de muy buenagrado este tipo de prótesis y otras opciones llegan a ser muy costosas.

Los avances tecnológicos han servido para minimizar cada vez más los esfuerzos humanos, y la tecnología y medicina se van unificando cada vez más para hacer posibles los sueños de muchas personas como lo es el caminar, prolongando un mejor estilo de vida para las personas que presentan esta discapacidad. Un descubrimiento que se ha mejorado poco a poco y que este se ha sido implementado en ciertas ocasiones en la medicina, es un amortiguador con un líquido magneto reológico, este líquido es capaz de energizarse con pocos vatios y obteniendo una respuesta rápida haciendo que su liquido interno con partículas de hierro cambie su estado de

viscosidad aparente, hasta el punto de convertirse en un sólido viscoelástico. Analizando dichas limitaciones y viendo cierta tecnología que se puede utilizar se ha decidido desarrollar una prótesis de pierna transfemoral con un amortiguador magneto reológico capaz de tener un mayor control de la marcha haciéndolo más natural y reducir el porcentaje de una lesión que podría haber en el muñón.

## **2.4. PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN**

- ¿Existen otros tipos de materiales que puedan ser más baratos que el aluminio?
- ¿Se puede realizar una prótesis transfemoral que pueda presentar un peso mayor, menor o igual al de una pierna real?
- ¿Cuál es el porcentaje de impacto que mitigara un amortiguador magneto reológico al ser implementado en una prótesis transfemoral?
- ¿Qué tipo de placa electrónica se utilizaría para reduce el voltaje de salida de la batería?

## **2.5. OBJETIVOS**

A continuación, se presenta el objetivo general de la investigación junto a sus objetivos específicos que lo refuerzan para poder realizarlo.

### **2.5.1. OBJETIVO GENERAL**

Desarrollar un prototipo de prótesis transfemoral con acoplamiento de un amortiguador magneto reológico que pueda ser energizado dependiendo la posición que se encuentre.

### **2.5.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Rediseñar un prototipo de prótesis transfemoral de bajo costo con dimensiones promedios que presenta el cuerpo humano.
- Realizar un circuito eléctrico para la función del amortiguador magneto reológico
- Ensamblar todas las piezas finalizadas.
- Efectuar pruebas de esfuerzo para determinar si el prototipo puede resistir el peso de una persona promedio

### III. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se abordarán todos los aspectos teóricos relevantes que soportan el desarrollo de un prototipo de prótesis transfemoral con amortiguador magneto reológico. Se hará mención a varias empresas dedicadas a la fabricación de prótesis con amortiguamiento a nivel nacional e internacional y se mencionaran las herramientas en general y cualquier otra tecnología utilizada en ella.

#### 3.1. ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL EN EL MUNDO

Se nombrarán diferentes empresas encargadas en la fabricación de prótesis y se mencionará los diferentes componentes que requiere el prototipo para la realización correcta de una prótesis transfemoral.

##### 3.1.1. FABRICACIÓN DE PRÓTESIS ALREDEDOR DEL MUNDO

En el presente informe se mencionará diferentes empresas en Europa y América, que se dedican a la fabricación de prótesis, no solo con su funcionalidad normal, sino que también desarrollan prótesis con un tipo de amortiguamiento, mencionando sus diferentes componentes y características que estos presentan.

###### 3.1.1.1. Össur

Empresa dedicada a las soluciones protésicas ubicada en *Islandia*. Desarrolla, fabrica y vende equipos ortopédicos y de soporte, terapia y prótesis; gracias a la inteligencia artificial han logrado que sus dispositivos incorporan sensores, IA y tecnología de actuadores que responden de manera similar a la fisiología humana para contrarrestar las cargas, reduce las vibraciones, cambia la forma y mejora el movimiento fluido y natural. Con este tipo de tecnología sofisticada que usan, puede imitar los mecanos receptores del cuerpo que proporcionan la propiocepción artificial. Su producto Proprio Foot, es una prótesis transfemoral con un tobillo motorizado que imita el movimiento natural del pie, lo que permite al usuario poder caminar sin ningún problema ya sea que este en diferentes tipos de terreno. También poseen otros dispositivos que hacen la función más natural con la ayuda de un microprocesador porque se adapta continuamente al usuario y al entorno. (Össur, 2015)

### 3.1.1.2. *Ottobock*

Es una empresa *alemana*, que ha elaborado numerosas invenciones en prótesis, una de ellas fue la C-leg, es una rodilla computarizada capaz de variar su forma adaptativa de resistencia pasiva para que pueda adaptarse a los diferentes modos en que camina el usuario. Por sus exitosas innovaciones han vuelto a esta empresa como uno de los pioneros en fabricación de prótesis, no solo para extremidades inferiores, sino que también superiores y se ha convertido en la empresa de mayor tecnología en extremidades. Al principio de su fundación la empresa inicio trabajando con madera escaseaba, también fue pionera con el uso del material poliuretano, luego en 1953 se inició en producir prótesis de plástico; así mismo, como otras empresas realizan sus productos a base de tecnología sofisticada, Ottobock no se queda atrás, tiene un sistema de ortesis controlada por microprocesador que brinda posibilidades nuevas para la libertad de movimiento su invención es llamada C-Brace, una tecnología nueva de sensores que logran que el patrón de marcha completo resulte más dinámico y responda con mayor rapidez. (Ottobock, 2013)

### 3.1.1.3. *GrauSoler*

Empresa ubicada en *Barcelona, España*. Especialistas en muchas áreas de ortopedia, pero una de sus innovaciones más peculiares es la especialización en prótesis de tecnología biónica y mioeléctricas, siendo así certificado entre todos los principales fabricantes internacionalmente. Logran ser iniciadores en prótesis mioeléctricas, biónicas e inteligentes, su fabricación se desarrolla con técnicas modernas para la toma de mediciones, con la ayuda de CAD-CAM y alineación por medio de láser. (GrauSoler, 2020)

## 3.1.2. FABRICACIÓN DE APARATOS PROTÉSICOS EN HONDURAS

En Honduras existe la poca fabricación de prótesis o aparatos ortopédicos, por parte de los centros públicos no están completamente capacitados para llevar a cabo el trabajo y por medio de centros privados el costo se eleva un poco más y lo hace menos accesible para la población del país.

Las empresas, organizaciones e instituciones encargadas en la fabricación y distribución de prótesis son NEOTEC, CAMO, La Teletón, Hospital General San Felipe.

### 3.1.2.1. *NEOTEC*

Es una empresa ubicada en Tegucigalpa, fabricantes de cualquier tipo de aparatos ortopédicos y prótesis modulares con tecnología alemana. Este tipo de tecnología junto con los materiales que tienen para el desarrollo de las prótesis son importados de Alemania, material como el titanio, aluminio de alta calidad entre otros. Su proveedor en Alemania es la empresa de Ottobock, que fabrica prótesis con tecnología más moderna como funciones con microcontroladores; pero siendo este su modo de fabricación lo vuelve más costoso y a su vez poco accesible en el país.

NEOTEC es experto en prótesis infantiles ya sean transfemorales o transtibial, manejan un tipo de articulación de tobillo flexible que lo hace de alta resistencia y tiene un sistema de tope posterior que permite graduar y hacer ajustes a la dorsiflexión (NEOTEC, 2019).

### 3.1.2.2. *Central American Medical Outreach (CAMO)*

Fundación CAMO es una organización humanitaria que brinda servicios médicos desde 1999, ubicada en Santa Rosa de Copan, con la finalidad de apoyar a las personas con discapacidad en todo el país. La estimación de personas con discapacidad es de 700,000 personas, lo que equivale el 10% de la población. Aproximadamente 140 mil servicios realizan la organización para las personas que bajo recursos económicos que no tiene acceso a estos servicios.

La mayor parte de los materiales son importados de EUA, de empresas como Ottobock, y ya la mano de obra es realizada en las instalaciones de CAMO, siendo una organización publica tratan de ayudar a muchas personas alrededor del país, (CAMO, 2018)

### 3.1.2.3. *La Teletón*

En el laboratorio de ortesis y prótesis ubicado en San Pedro Sula, se fabrica, da mantenimiento y repara ortesis y prótesis de miembros inferiores y superiores, su servicio está dirigido a personas que han sufrido la perdida de una extremidad o que necesitan un soporte especial. (Teleton, 2019)

#### 3.1.2.4. *Hospital General San Felipe*

Es una institución ubicada en Tegucigalpa, que produce la mayor cantidad de prótesis y ortesis en la capital. Trabajan en la fabricación de diferentes tipos de ortesis y prótesis superior e inferior ya sea transfemorales o transtibiales. A la semana se atiende aproximadamente 15 pacientes y más del 50% de estos son producto por accidentes y pacientes diabéticos.

Los diferentes materiales son importados desde Alemania, Rusia y Canadá, con la ayuda de las diferentes empresas situadas en estos países se logran las donaciones de material que son pedidos con anticipación con el fin de no padecer de desabastecimiento. (Perez, 2016)

### **3.2. TEORÍAS DEL SUSTENTO**

La colección de teorías basadas en esta investigación nos ayudara a respaldar los argumentos utilizados en el desarrollo del prototipo y se encuentra dividida en temas y subtemas para una mejor comprensión de parte del lector.

#### 3.2.1. ANATOMÍA DEL MIEMBRO INFERIOR

Su función de soporte del peso condiciona que el esqueleto óseo sea más masivo y las articulaciones más voluminosas y estables, el tejido muscular es más fuerte y la fascia es más densa; esto no solo asegura una separación segmentaria, que distribuye la tensión muscular durante el proceso de contracción y ayuda a soportar el efecto. (Dufour, 2012)

##### 3.2.1.1. Anatomía del Tobillo

La parte inferior de la pierna siempre hace apoyo al tobillo ya que es el que presenta la carga de la pierna en sí, entonces esta debe tener la capacidad de adaptarse de tal forma que se establezca un equilibrio total del cuerpo en cualquier terreno, así como amortiguar las fuerzas que se ejercen durante la marcha.

Durante los movimientos del tobillo se produce un cierto movimiento triplanar, cuando la parte anterior del astrágalo se sitúa entre la flexión dorsal, el peroné se mueve proximalmente y en rotación



lateral y en rotación medial durante la flexión plantar. Esto proporciona la estabilidad a la articulación del tobillo.

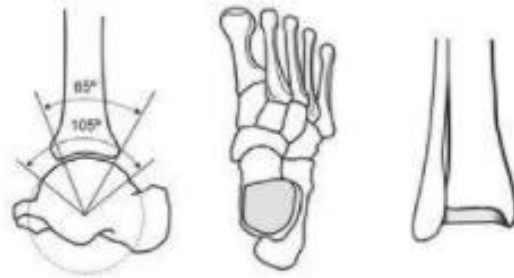


Ilustración 2. Anatomía ósea del tobillo

Fuente: Elsevier (2003)

### 3.2.1.2. Desplazamiento máximo

El desplazamiento máximo que una persona puede hacer del pie, este se puede comprobar en el salto de una persona ya que aquí las articulaciones se encuentran relajadas, y cuando el pie hace contacto con el suelo se contrae. Como se puede observar en la Ilustración 3.



Ilustración 3. Impacto en el salto de una persona

Fuente: García y Rodríguez (2012)

### 3.2.1.3. Planos Anatómicos

Dentro del estudio de la anatomía humana, los planos anatómicos son las referencias espaciales que sirven para describir la disposición de tejidos, órganos y sistemas y las relaciones que estos tienen entre ellos. Prácticamente son tres líneas imaginarias que atraviesan el cuerpo humano en diferentes direcciones, estos planos se conocen como frontal, sagital y transversal. Con el propósito de describir el movimiento del cuerpo humano, es preciso colocar el origen en el centro de masa del cuerpo que se encuentra aproximadamente por delante de la segunda vertebra sacra, en la Ilustración 4 se muestra la relación de los ejes coordenados con respecto a los planos anatómicos.

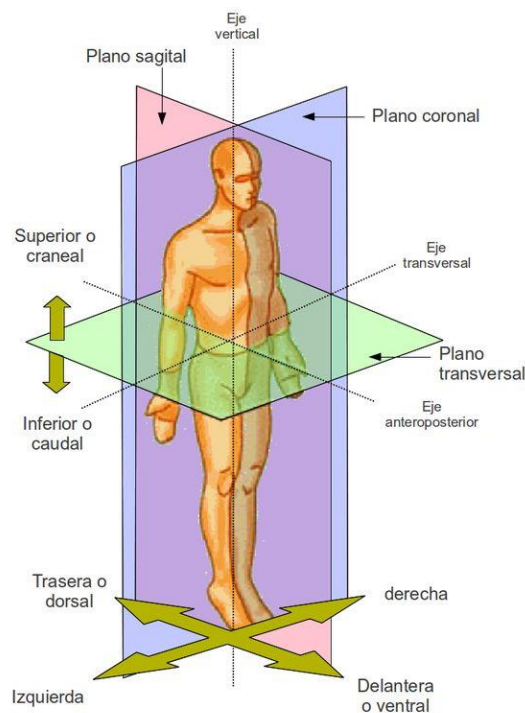


Ilustración 4. Planos Anatómicos con tres planos de referencia

Fuente: García y Rodríguez (2012)

### 3.2.1.4. Alineación anatómica tibio-femoral

Como consecuencia sabemos que el eje anatómico del fémur es oblicuo, este no puede coincidir con el eje de la tibia, entonces, los dos ejes longitudinales forman un ángulo medial en la unión de la

rodilla entre  $180^\circ$  y  $185^\circ$ . Para la alineación de estos dos se traza una línea entre el centro de la cabeza femoral a la cabeza del talón. Donde la línea representa el eje mecánico de la extremidad inferior. (Levangie, 1981)

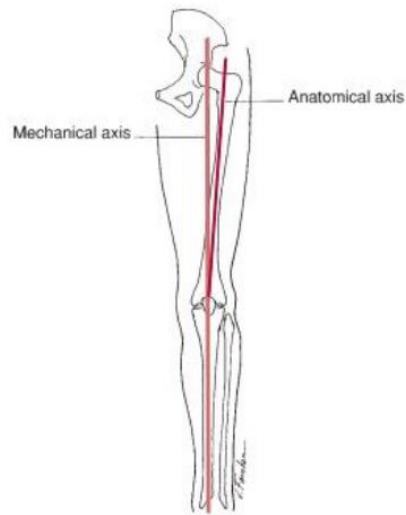


Ilustración 5. Ejes anatómicos de tibia y fémur

Fuente: Joint Structures and Functions (1981)

### 3.2.2. ARTICULACIONES

Con la ayuda de las articulaciones el cuerpo nos permite realizar movimientos de diferentes maneras. Estas se encuentran en las uniones entre los huesos, sin ellas el movimiento sería imposible.

#### 3.2.2.1. Articulación del pie

Cuando se encuentra el pie en posición de referencia, los tres ejes son perpendiculares entre sí; los ejes de este complejo articular se interrumpen en el retropié. Se puede observar en la Ilustración 6 la extensión del tobillo modifica la orientación del eje Z.

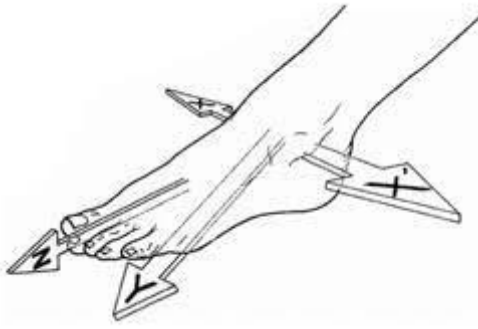


Ilustración 6. Ejes de complejo articular del pie

Fuente: Sánchez, José; Navarro, R; Brito, E; Caballero, J.A (2011)

El eje XX condiciona los movimientos de flexo extensión, el eje Y condiciona los movimientos de aducción-abducción, este movimiento se da por medio de la rodilla. Y el eje Z da origen a los movimientos de pronación y supinación. (Alcover Raul, 2008)

### 3.2.2.2. Articulación del Tobillo

Se puede localizar entre los extremos distales de la tibia y el peroné y la parte superior del astrágalo, la articulación del tobillo es sinovial, es decir, se mueve en el plano sagital. Los extremos de la tibia y el peroné muestran la martaja maleolar en la que encaja la tróclea astragalina.

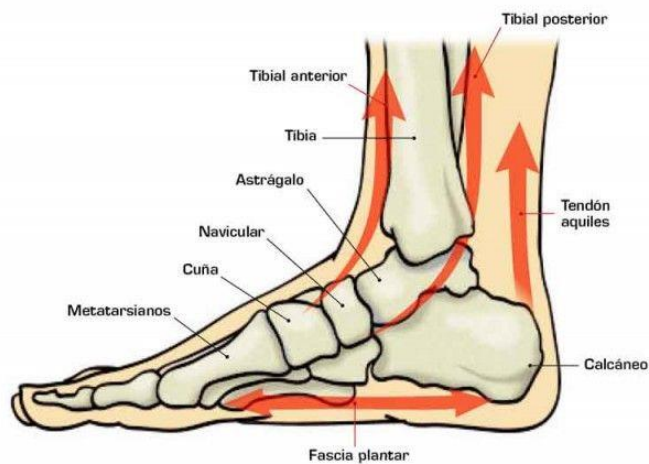


Ilustración 7. Articulación del tobillo

Fuente: Edith Sánchez (2020)

### 3.2.3. AMPUTACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR

Según (Salgado, 2012), la amputación es considerada un corte de hueso en un tejido sano o una parte del cuerpo en una articulación. Se requiere de la amputación cuando no se espera que sane un área afectada en alguna parte del cuerpo o cuando este sea producto de diferentes tipos de causa como accidentes, cáncer, trastornos circulatorios, entre otras.

El término que altura de amputación se refiera al lugar exacto donde se realizara el corte en el cuerpo. Se establece la altura por medio de una persona capacitada como un ortopedista, quien establece hasta donde se hará la amputación antes de la operación con base a la causa de cada paciente.

El peso de la prótesis no tiene una influencia en el costo energético de la marcha, lo que explica que algunas personas se adapten al uso de prótesis pesadas. Aunque para los doctores esta información es irrelevante ya que no se limitan en las prescripciones de elementos accesorios como rotadores o adaptadores. (Salgado, 2012)

#### 3.2.3.1. Causas de Amputación

Algunas de las causas por la que se sufre una amputación de miembro inferior, en Honduras surgen causas de amputación por enfermedades crónicas como la diabetes, actualmente en el mundo existen 415 millones de personas y en Honduras llegamos casi un millón de personas con esta patología.

Cada 24 horas se detecta a una persona con esta enfermedad, la más frecuente es de tipo 2, aquí el cuerpo no tiene la capacidad para producir la hormona de la insulina, que contribuye a que la glucosa ingrese a las células y les proporcione energía.

Honduras es el tercer lugar en cuanto la prevalencia de casos de diabetes, según los datos de la Federación Internacional de Diabetes (FID). Tiene una tasa de casos de 9.53% de la población total que es de 9,265,067 personas. (INE, 2021)

Otras de las causas de amputación inferior son por medio de accidentes, lesiones con arma, lesiones ACC. TTO, que son las más comunes, en la Ilustración 8 y 9 se puede observar la cantidad de personas afectadas en los últimos dos años (2019-2020) y como a través de ellas surgen más amputaciones de miembros inferiores.

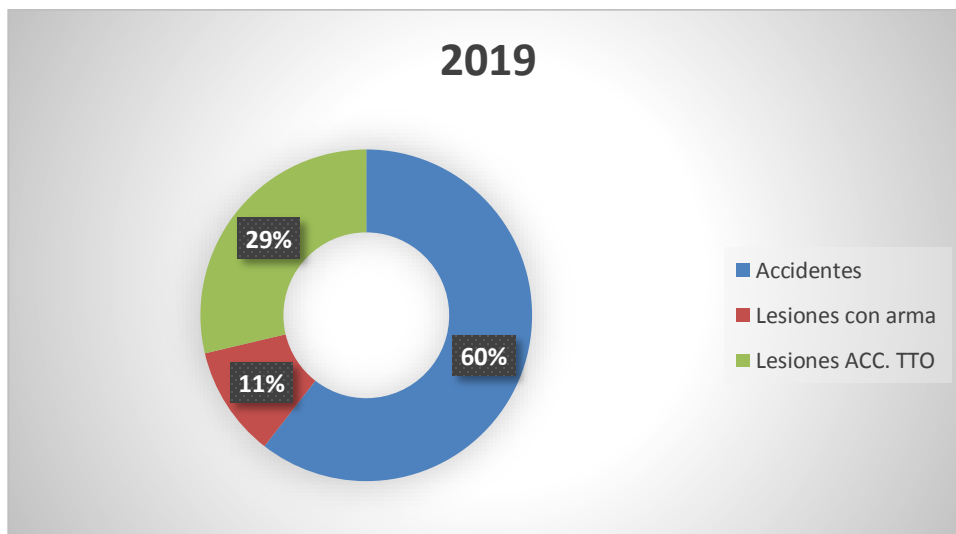


Ilustración 8. Gráfico de porcentajes de accidentes, lesiones con arma y lesiones ACC. TTO en el 2019.

Fuente: secretaria de seguridad Policía Nacional (SEPOL) (2020)

Dentro del grafico se muestran los porcentajes de cada causa nombrada, pero en número de personas son aproximadamente 6,027 en accidentes, 1,027 con lesiones de arma, 2,856 con lesiones ACC. TTO. Y en la Ilustración 9 se puede ver el cambio que ha tenido durante el año.

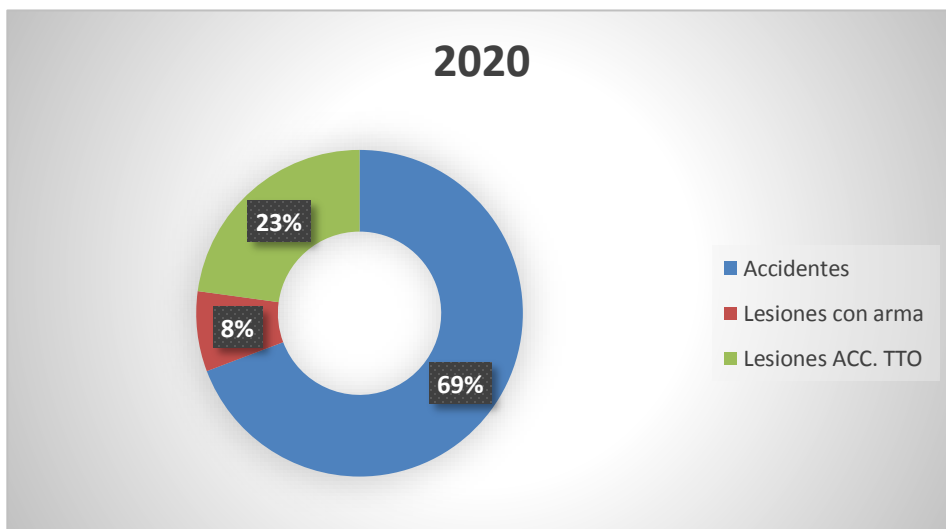


Ilustración 9. Gráfico de porcentajes de accidentes, lesiones con arma y lesiones ACC, TTO en el 2020.

Fuente: secretaria de seguridad Policía Nacional (SEPOL) (2020)

El número de personas por cada causa son, 7,200 por medio de accidentes, 825 por lesiones con arma y 2,375 por lesiones ACC. TTO. Aproximadamente son 500 amputaciones se registran al año, según los datos de (INADI, 2013).

### 3.2.3.2. Niveles de Amputación

Existen los diferentes niveles de amputaciones a considerar, ver Ilustración 10:

1. Desarticulación de la hemipelvis (Pelvic Disarticulation, PD)
2. Desarticulación de la cadera (Heep Disarticulation, HD)
3. Amputaciones sobre la rodilla (Above knee, AK)
4. Desarticulación de rodilla (Knee Disarticulation, KD)
5. Amputaciones bajo la rodilla (Transtibial) (Below Knee, BK)
6. Amputación parcial del pie (Partial Foot Amputation, PFA)

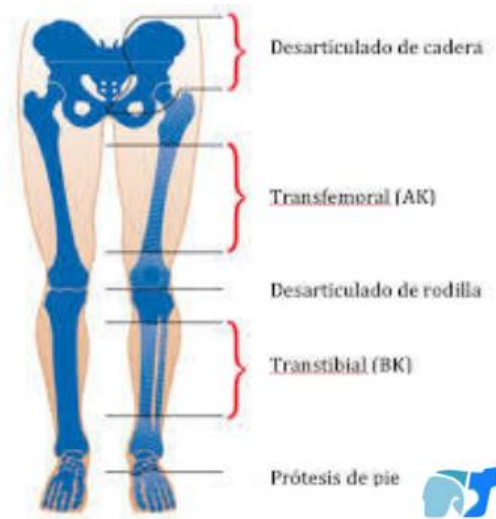


Ilustración 10. Niveles de amputación en miembro inferior.

Fuente: Mediprax (2018)

### 3.2.4. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

Para poder comprender los problemas involucrados en la marcha, es necesario saber cómo es la marcha humana. En esta sección se explicará la terminología para el análisis del ciclo de marcha.

### 3.2.4.1. El ciclo de marcha

El ciclo de marcha describe el caminar del ser humano, el momento en el que el talón tiene contacto con el suelo mientras el otro pie se encuentra en el aire. La fase de apoyo cuenta con un porcentaje de 60% del tiempo de la marcha y la fase de equilibrio con 40% para completar el 100%.

El ciclo de marcha se divide en dos fases:

- La fase de apoyo
- La fase de equilibrio

La fase de apoyo es cuando el pie está en contacto con la superficie de apoyo.

Cuando los dos pies están en contacto con el suelo al mismo tiempo, se le conoce como apoyo doble este periodo dura aproximadamente el 20%. Una diferencia notoria entre caminar y correr es la ausencia del periodo de apoyo doble en la fase de apoyo.

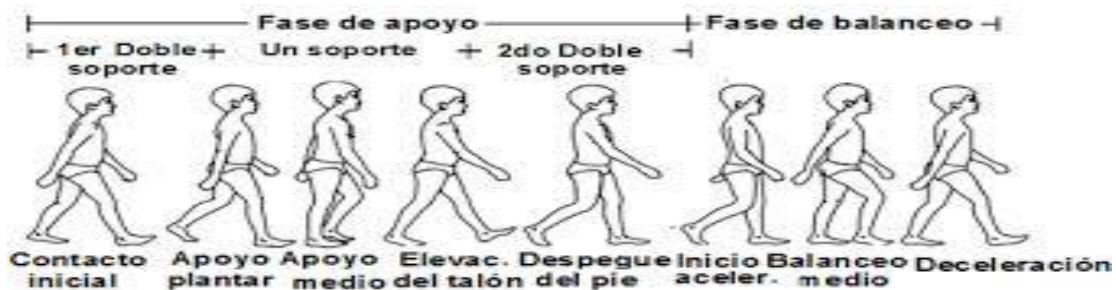


Ilustración 11. Ciclo de marcha

Fuente: F. Valencia, X. Lima, D Ojeda, D, Ortiz (2015)

La fase de apoyo se divide en 5 etapas:

1. Contacto inicial: es cuando el talón de la pierna de referencia hace contacto con el suelo.
2. Apoyo plantar: los dedos tocan el suelo, en este punto la rodilla se encuentra semiflexionada.
3. Apoyo medio: comienza con el despegue de los dedos del pie contrario y termina cuando el centro de gravedad está directamente por encima del pie de referencia.
4. Elevación del talón: el talón deja de tener contacto con el suelo debido a la contracción del cuádriceps.



- Despegue del pie: la contracción del cuádriceps levanta el pie del suelo, al mismo tiempo las tibiales anteriores se contraen para evitar que el pie se arrastre por el suelo (A. Martín Nogueras, 1999).

#### Fase de balanceo

Es cuando el pie no contacta en ningún punto la superficie de apoyo. Un pie se balancea en el aire el 40% del tiempo en que nosotros ejercemos la marcha.

La fase de balanceo a diferencia de la fase de apoyo, este solo cuenta con tres etapas:

- Balanceo inicial: inicia con el despegue de los dedos del pie termina con la máxima flexión de la rodilla.
- Balanceo medio: es el periodo comprendido entre la máxima flexión de la rodilla hasta que la tibia se encuentra perpendicular (90° grados) con respecto al suelo.
- Balanceo final: comienza cuando la tibia se encuentra perpendicularmente al suelo y termina con el contacto inicial, es decir, cuando el pie vuelve a tocar el suelo (Celedonia, 2003).

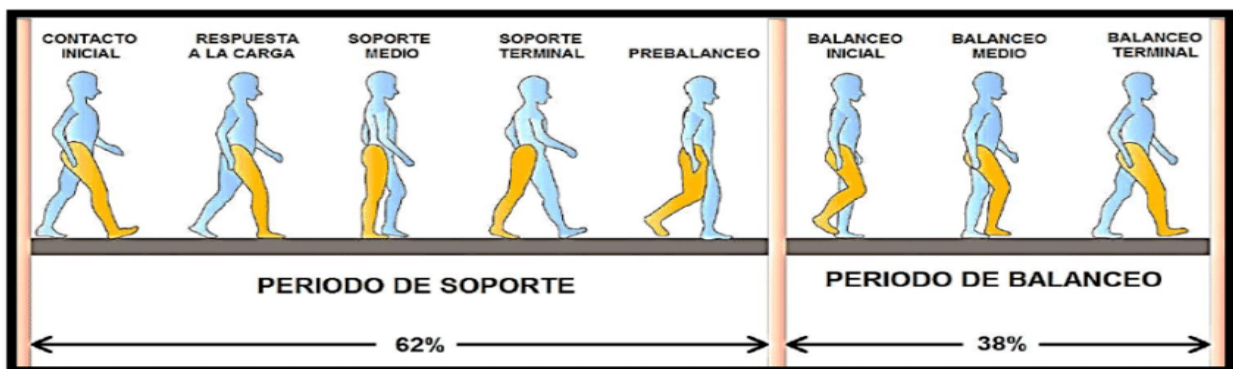


Ilustración 12. Porcentaje de tiempo de cada fase

Fuente: Pablo Caicedo, Laura Vargas, Wilson Sierra (2017)

Pero un ciclo de caminata completo está dado por el evento de una secuencia de la fase de apoyo y la fase de balanceo de una sola extremidad.

Los siguientes términos son usados para identificar los eventos mayores del ciclo de marcha:

- Contacto inicial o contacto de talón. (HC por sus siglas en inglés).

2. Despegue del dedo pulgar opuesto.
3. Elevación del talón.
4. Contacto inicial opuesto.
5. Despegue del dedo pulgar (TO por sus siglas en inglés).
6. Pie adyacente.
7. Tibia vertical.

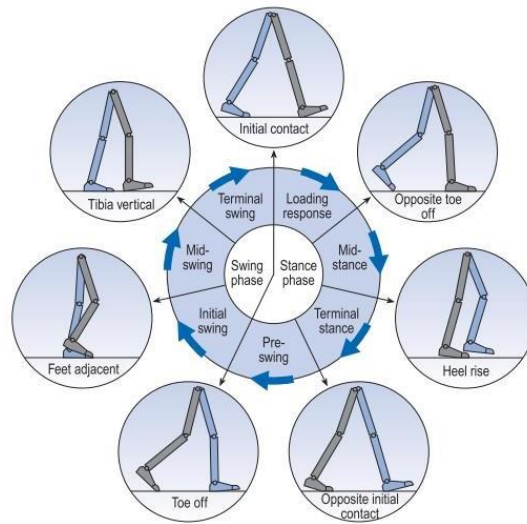


Ilustración 13. Posición de las piernas durante a un solo ciclo de marcha por pierna derecha(gris)

Fuente: M.W Whittle (2002)

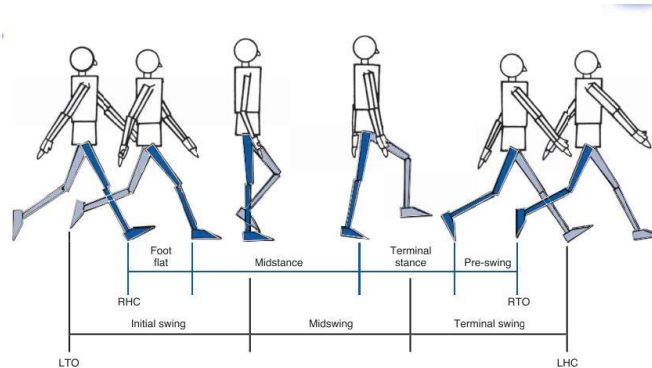


Ilustración 14. Diagrama esquemático de la secuencia del ciclo de marcha

Fuente: Basic Biomechanics of the Musculoskeletal system, (2012)

Esos siete eventos subdividen el ciclo de marcha en siete periodos, cuatro de ellos ocurren en la fase de apoyo, cuando el pie está en el suelo, y tres en la fase de balanceo, cuando el pie avanza por el aire. La fase de apoyo también llamada "fase de soporte" o "fase de contacto", dura desde el contacto inicial hasta el despegue del dedo pulgar, esta se subdivide en:

1. Respuesta de carga (pie plano).
2. Apoyo medio.
3. Apoyo terminal.
4. Prebalanceo.

La fase de balanceo dura desde el despegue del dedo pulgar (TO) al siguiente contacto inicial (HC). Esta se subdivide en:

1. Balanceo inicial
2. Balanceo medio
3. Balanceo terminal

Entonces la marcha es una actividad rítmica y cíclica que posee un inicio y un final para cada ciclo. Este puede iniciar con un evento específico y terminará antes de que se repita el mismo pie. El primero representa el apoyo o soporte un 62% del ciclo total, se puede decir que describe perfectamente el contacto del pie con el suelo.

El segundo es el soporte que abarca el 38% del ciclo total y representa el momento exacto cuando la extremidad está en el aire, realizando el movimiento hacia adelante (Lesmes, 2007).

Tabla 1. Descripción de los super periodos de la marcha

Soporte 62%	Contacto inicial	Primer contacto contra el suelo.	
	Respuesta de carga	El pie tiene contacto total con el suelo, soportando totalmente el peso corporal.	10%
	Soporte medio	El peso pasa a lo largo del pie hasta el antepié.	20%
	Soporte terminal	El peso continúa trasladándose hasta los dedos, cambiando el peso hacia el miembro contralateral.	20%
	Prebalanceo	Teniendo contacto con el miembro colateral inicia con este, y finaliza con el despegue de los dedos, transfiriendo el peso total en la otra extremidad	12%
Balanceo 38%	Balanceo inicial	Inicia con el despegue de los dedos y finaliza al momento de flexionar la rodilla, el muslo se encuentra debajo del cuerpo paralelo al miembro colateral.	13%
	Balanceo medio	La tibia se orienta verticalmente, de manera perpendicular al suelo.	10%
	Balanceo terminal	La rodilla se extiende para realizar el contacto inicial con el suelo.	15%

Fuente: Daza Lesmes (2007)

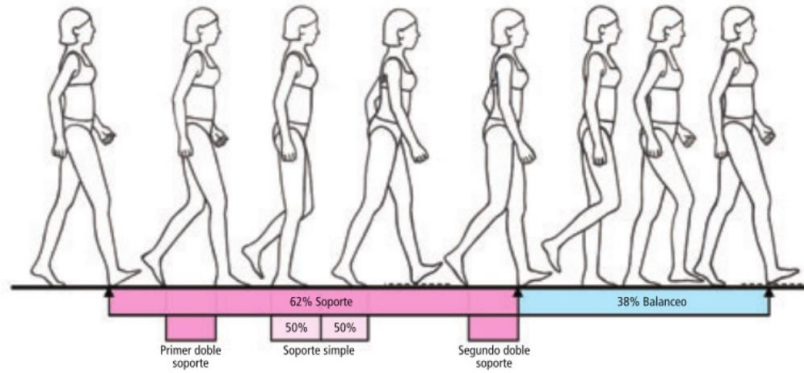


Ilustración 15. El ciclo de marcha compuesto por el periodo de soporte (62%), y el de balanceo (38%).

Fuente: Daza Lesmes, (2007)

### 3.2.5. FUERZA DE REACCIÓN

Este Proporciona fuerza total aplicada por el pie sobre el piso, sin embargo, no muestra la distribución de las diferentes partes de la fuerza sobre la superficie caminada.

Algunas plataformas de fuerza solo proporcionan una componente de la fuerza usualmente la vertical, pero la mayoría suministra descripción completa de las fuerzas de reacción en tres dimensiones.

Las componentes de la reacción del piso están en las direcciones anterior o posterior, medial o lateral y por supuesto vertical. El pico de las fuerzas de reacción vertical alcanza 120% del peso del cuerpo durante la caminata y se aproxima al 275% durante la carrera.

La fuerza vertical muestra un doble pico en su comportamiento, el primer pico se percibe en el contacto inicial y el segundo en cerca al apoyo medio.

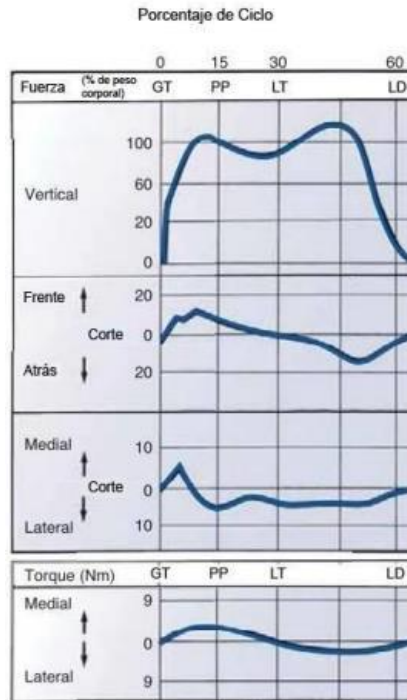


Ilustración 16. Fuerza de reacción actuales en el pie del ciclo de marcha.

Fuente: Daza Lesmes, (2007)

### 3.2.5.1. Fuerza sobre la pierna

Dentro de la marcha se presentan dos apoyos, el despegue y el contacto del talón, La fuerza de reacción se dirige en el mismo ángulo que el talón toca el suelo. El resultado de este lo podemos observar en la fuerza resultante sobre el eje de la tibia. Por otro lado, la fuerza que se transmite hacia la pierna en el despegue de los dedos al realizar el impulso también está montada en la tibia; este resultado surge a través del tendón rotuliano.

En la Ilustración 16, se puede observar que R dependerá de M, si esta inclina también lo hará R en la misma proporción (Lissner, 2008).

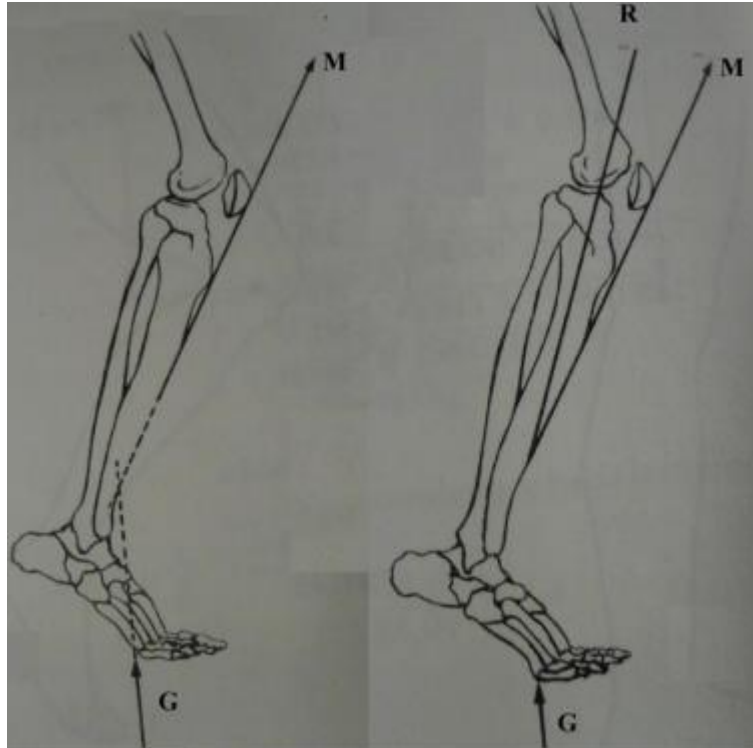


Ilustración 17. A) Fuerzas M y R B) Fuerza R resultante

Fuente: Biomecánica de la marcha humana, (2008)

### 3.2.5.2. Mecánica del pie

En consideración de una persona en puntillas de dedos. Las fuerzas que actúan sobre ellas, generalmente en todo el pie como se observa en la Ilustración 17. Es el peso de la persona aplicada en el pie,  $F_M$  es la magnitud de la fuerza de tensión ejercida por los músculos gastrocnemio y soleo en el hueso calcáneo a través del tendón de Aquiles, y  $F_j$  es la magnitud de la fuerza de reacción de la articulación del tobillo aplicada por la tibia en el domo del talón. El tendón de Aquiles este sujeto al hueso calcáneo en A, la articulación del tobillo se localiza en B, y la fuerza de reacción del suelo es aplicada en el pie en C en posición se estima que la línea de acción de la fuerza de tensión en el tendón de Aquiles forma un ángulo  $\theta$  con la horizontal, y la línea de acción de la fuerza de reacción de la articulación del tobillo forma un ángulo  $\beta$  con la horizontal (Lazcano, 2009)

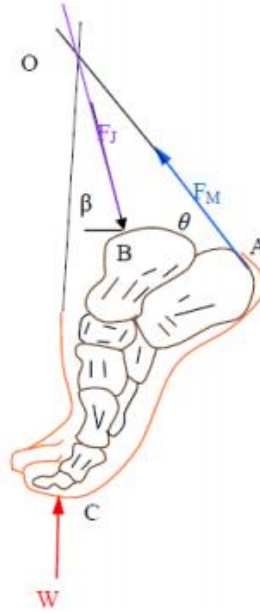


Ilustración 18. Fuerzas ejercidas sobre el pie.

Fuente: José García, Carlos Rodríguez, (2012)

Todas las fuerzas que se apliquen van hacia un solo punto  $O$ , se tendría que extender el vector  $W$ . Una línea recta pasando a través de los puntos  $O$  y  $B$  representan la línea de acción de la fuerza de reacción de la articulación.

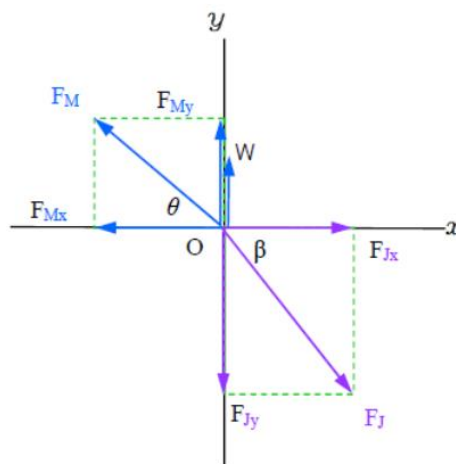


Ilustración 19. Diagrama de cuerpo libre del pie.

Fuente: José García, Carlos Rodríguez, (2012)



### 3.2.6. PRÓTESIS MIEMBRO INFERIOR

Son dispositivos artificiales que tienen como fin reemplazar un miembro perdido debido a una amputación o una malformación genética, cuya función principal es poder dar apoyo, marcha y también que logre amortiguar impactos, por medio de la estabilidad y correcta alineación de los miembros inferiores permitir la progresión del centro de gravedad. Así mismo, la persona podrá realizar actividades. (Espinoza, 2014)

#### 3.2.6.1. Componentes de Prótesis Transfemoral

Este tipo de prótesis está compuesto por cinco elementos:



Ilustración 20. Componentes de una prótesis transfemoral.

Fuente: Anderson Prosthetics, (2004)

**Encaje o socket:** Es el componente de las prótesis donde la persona desliza y ajusta su miembro residual, para que de este modo pueda quedar conectado de forma segura. La elaboración de los sockets es especial y específica para cada usuario (Cruces, 2020)

**Suspensión:** Es el sistema encargado de mantener unidos el muñón y el socket manteniendo la prótesis fija al cuerpo. Entre los tipos de suspensión se encuentran las válvulas de succión, con la se crea un vacío

entre el muñón y el encaje evitando su desplazamiento y las correas o cinturones que se ajustan en la cintura (Smith, 2004).

**Rodilla:** Este elemento es el de mayor complejidad ya que permite la posición sedente y brinda soporte durante la bipedestación. Durante la marcha en la flexión acorta la extremidad evitando que los dedos toquen el suelo, luego, cuando la cadera se mueve hacia delante, genera extensión de rodilla para depositar todo el peso del cuerpo en ese miembro (S. Kapp, 2009)

Vástago: Es la parte de la prótesis que une la rodilla con el pie y este generalmente es un tubo fabricado de aluminio, fibra de carbono, titanio etc. (S. Kapp, 2009).

**Pie-tobillo:** Como sabemos la parte que hace primer contacto con el suelo, este recibe la fuerza total y la distribuye a los demás componentes de la prótesis, se puede simular bien un pie protésico por medio de una correcta articulación de tobillo así podrá absorber el golpe y devolverlo en energía para continuar el movimiento. (S. Kapp, 2009)

### 3.2.7. AMORTIGUADOR

Los amortiguadores han sido de mucha ayuda a través de los años en las prótesis de partes inferiores ya que por su compleja formación pueden absorber energía para disminuir oscilaciones de algún movimiento o también para disminuir golpes o impactos.

#### 3.2.7.1. Tipos de Amortiguadores en Prótesis

En 2007 una prótesis motorizada incorporando un motor eléctrico DC de 150 W fue diseñado por Fite, Mitchell, Sup y Goldfarb. El motor acciona un husillo de bola, así permitiendo una articulación de rodilla accionada eléctricamente. Este diseño permite una fuerza de salida de 1880 N. El diseño realizado tenía la capacidad de proporcionar un torque suficiente para caminar y subir escaleras para personas de hasta 85 kg. La masa de la prótesis fue de aproximadamente 3.05 kg, y debe estar conectado a una estación de trabajo para proporcionar energía y control. Una gran cantidad de baterías se necesitaba para operar la prótesis, lo que dificultaba el uso del sistema (K. Fite, 2007) .



Ilustración 21. Prototipo de prótesis transfemoral motorizada.

Fuente: K. Fite, J. Mason, F. Sup, M. Goldfarb, (2007)

Se continuó el uso de motores accionados. Una serie de accionadores elásticos en una configuración "agonista-antagonista" fue diseñada por Martínez, Weber, Elliott y Herr. Llamaron al diseño como prótesis activa de rodilla agonista-antagonista sus siglas en inglés (AAAKP). La articulación de la rodilla está controlada por dos actuadores elásticos para simular la elasticidad del amortiguamiento del musculo antagonista, y las fuerzas de los actuadores son independientemente controlable haciendo que se puedan ajustar la rigidez de la articulación. Este diseño permitió un buen control de la articulación de la rodilla al igual debido a sus resortes permiten almacenar energía para después utilizar esa energía siendo más eficiente.

La articulación de la rodilla fue controlada por una serie de cables que se conectan a un carro lineal, que se mueven libremente a lo largo del dispositivo. El carro se puede mover a ambos lados dependiendo de la flexión o extensión de los resortes que accionados por un motor eléctrico (Ernesto C. Martinez- Villalpando, 2008).

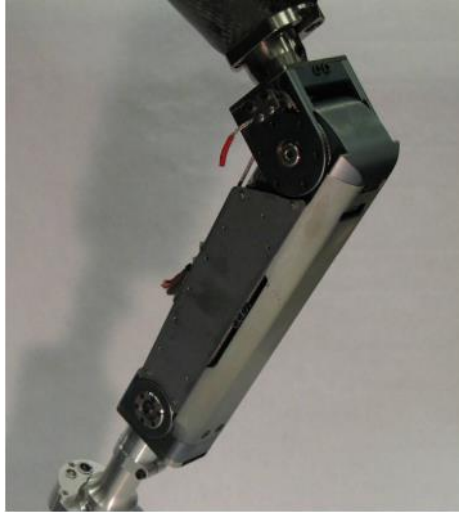


Ilustración 22. Prótesis transfemoral con sistema activo “agonista-antagonista”

Fuente: Martínez, Weber, Elliot, Herr, (2008)

Otros estudios realizados en 2008. Optaron por otro tipo de amortiguamiento, en busca de un mejor sistema que pueda rendir mejor o superar lo que se ha investigado. En su lugar paso de un sistema de motores acciones a cilindros neumáticos introducido por sup, Bohara, y Goldfarb con un diseño y control de una prótesis motorizada transfemoral para una persona con un peso de 75kg.

Cada articulación se configuró como una manivela deslizante, con este método y su diseño que realizaron tenían como objetivo reducir el volumen del actuador y que fuera funcional para un caminado rápido y pudiera subir las escalares, el sistema obtuvo 102 Nm de torque en la rodilla, un problema que tuvieron al realizar la prótesis fue el almacenamiento de carga que era muy poca para mantener funcionando la prótesis (Frank Sup, 2008).

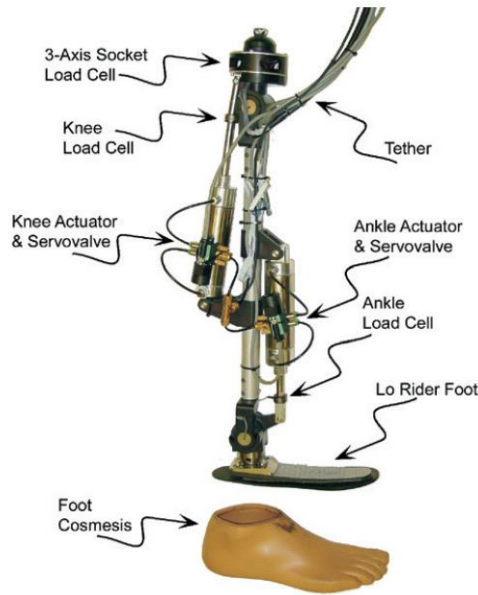


Ilustración 23. Prototipo de prótesis con sistema de cilindros neumáticos

Fuente: Frank Sup, Amit Bohara and Michael Goldfarb, (2008)

Al año siguiente, 2009. Sup, Goldfarb realizaron un nuevo diseño incorporando dos motores impulsan unos husillos de bola en un motor cambiando el sistema de cilindros neumáticos.

El nuevo sistema y diseño es en base a una persona con peso de 85 kg, un rango de 80 pasos por minuto y subir las escaleras. El diseño de prótesis utiliza el mismo mecanismo de manivela deslizante diseñado el año anterior en la prótesis transfemoral con cilindros neumáticos como amortiguamiento. La prótesis es capaz de realizar un ángulo de  $120^\circ$  de flexión en la rodilla.

Cada unidad de actuación consta de un motor sin escobillas Maxon EC30 Powermax capaz de producir 200 W de potencia continua conectada a un husillo de bolas de 12 mm de diámetro con paso de 2mm. Debido a su diseño y sus componentes la rodilla pueda realizar un torque de 75Nm (Sup, 2009).

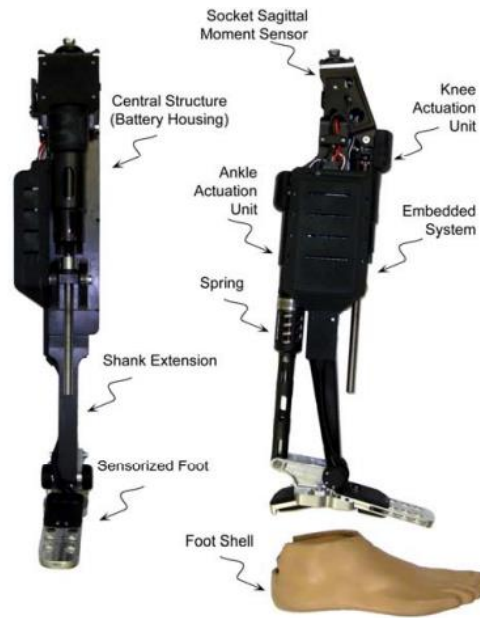


Ilustración 24. Sistema de motores con husillo de bola para prótesis

Fuente: Sup y Goldfarb, (2008)

En el año 1997 C-leg por Ottobock, lanzo por primera vez la prótesis original con microcontrolador para el funcionamiento de la rodilla, la compañía prótesis asegura que su dispositivo para prótesis ha sido la más estudiada a nivel mundial para dar la mejor seguridad sus clientes previniendo la caída de una persona (Ottobock, 2013).

En 2016 C-Leg recibió su última actualización haciendo diversos estudios a sus pacientes alrededor de 4 semanas y recaudar su experiencia.

La articulación de rodilla inteligente monitorea continuamente en qué etapa del ciclo de la marcha se encuentra el usuario de la prótesis y lo ajusta en tiempo real. Esto permite a los usuarios moverse libremente sin tener que concentrarse siempre en sus pasos, como cuando bajan escaleras, caminan por un terreno desafiante o incluso retroceden. En la nueva C-Leg, varios ajustes mecánicos y electrónicos pueden controlar mejor la fase de oscilación. Como resultado, el usuario de la prótesis tiene una marcha más natural y puede mover la articulación de la rodilla con mayor facilidad.

La función de control inteligente de la prótesis puede adaptarse a la marcha de cada usuario. Las piernas son operadas por una unidad hidráulica controlada por microprocesador que puede ajustar

dinámicamente el sistema a cualquier velocidad de marcha. Al mismo tiempo, el controlador garantiza que la fase estacionaria de la prótesis sea segura. El mecanismo de control se basa en un complejo sistema de sensores. Estos registros registran la carga de la articulación de la rodilla cada 0.02 segundos para identificar con precisión la fase del ciclo de la marcha.

Dos válvulas controladas por motores Maxon RE-máx. 13 cambian las características del sistema hidráulico. Cada C-Leg utiliza dos motores. Las características clave de estos motores de DC son su diseño compacto y su salida de potencia relativamente alta (Maxon, 2017).



Ilustración 25. Prótesis transfemoral C-Leg 4

Fuente: Ottobock, (2014)

### 3.2.8. REOLOGÍA

Consiste en el estudio de los principios físicos que regulan el movimiento de los fluidos, su importancia en metalurgia radica en que una de las operaciones más típicas es minería y metalurgia extractiva que consiste en el movimiento de fluidos, agua y pulpa; pero la propiedad con mayor o menor dificultad es la del movimiento de viscosidad. La viscosidad es una variable que depende de muchos parámetros, además de obedecer distintas leyes, según el material que se esté dando. En el presente trabajo se muestran cómo funciona un amortiguador Magnetoreológico por dentro, y que fluidos son los que estos presentan (G., 2010)

### 3.2.8.1. Viscosidad de los fluidos

Es una constante que dependerá principalmente de la temperatura y en menor medida de presión. En la actualidad el estudio de la viscosidad se ha visto diversificado por el comportamiento heterogéneo. El comportamiento de los fluidos viscosos pertenece en el campo de la reología, que estudia el flujo y la deformación de los materiales. En la Ilustración 25 muestra una situación de flujo cortante, el líquido entre dos placas separadas una distancia  $L$ . La placa superior se mueve a una velocidad constante  $v$  debido a la acción de una fuerza  $F$  (A. F. Méndez-Sánchez, 2009).

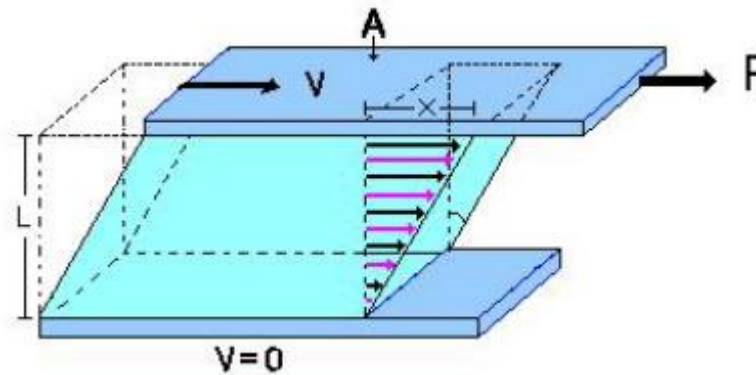


Ilustración 26. Diagrama de un fluido en flujo cortante simple.

Fuente: A. F. Méndez-Sánchez, L. Pérez-Trejo, A. M. Paniagua Mercado, (2010)

La ilustración 25 es usada para explicar el esfuerzo cortante, donde existen dos superficies que generan dos fuerzas en direcciones opuestas, entonces al realizar esta función el esfuerzo cortante se transmite al fluido que se encuentra entre las dos superficies.

Entre más pequeña sea la distancia entre las dos superficies la posición tiende a ser lineal, con la viscosidad podemos obtener el gradiente de velocidad que nos permite calcular el cambio de velocidad.

$$\tau = \eta \left( \frac{\Delta v}{\Delta y} \right)$$

Ecuación 1. Esfuerzo cortante

Fuente: Mott, (2006)

- $\tau$  = El esfuerzo cortante lo representa



- $\eta$  = La viscosidad dinámica del fluido
- $\frac{\Delta v}{\Delta y}$  = Gradiente de velocidad

Para poder obtener la viscosidad dinámica tenemos que despejar la ecuación 1.

$$\eta = \tau(\Delta y/\Delta v)$$

Ecuación 2. Viscosidad dinámica

Fuente: Mott, (2006)

A la gráfica del esfuerzo de corte y la rapidez de deformación se le conoce como curva de flujo o reograma en la Ilustración 26 se ejemplifica las curvas de flujo típicas que permite mostrar algunas diferencias entre los fluidos newtonianos y los no newtonianos. Para los fluidos newtonianos la viscosidad es constante e independiente de la rapidez de la deformación mientras que el no newtoniano la viscosidad disminuye al incrementarse la rapidez de deformación (A. F. Méndez-Sánchez, 2009).

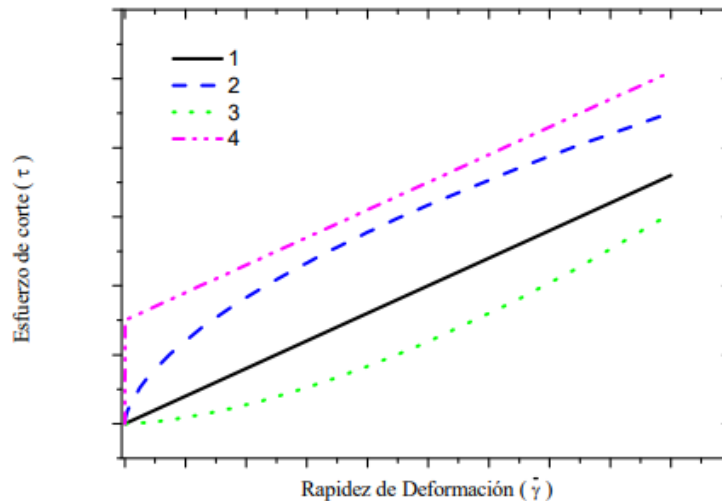


Ilustración 27. Representación de curvas de flujo para diferentes fluidos. 1) Fluido newtoniano. 2) Fluido no newtoniano. 3) Fluido no newtoniano dilatante. 4) Fluido de Bingham.

Fuente: A. F. Méndez-Sánchez, L. Pérez-Trejo, A. M. Paniagua Mercado, (2010)

#### A. Fluidos newtonianos

El fluido es newtoniano cuando la relación entre el esfuerzo de corte y la rapidez de deformación es lineal y en caso inverso sería no newtoniano, dentro de la relación matemática que existe entre el esfuerzo de corte y la rápida deformación se le llama ecuación constitutiva.

$$\tau = (\mu)(\dot{\gamma})$$

Ecuación 3. Fluido newtoniano, ecuación constitutiva.

Fuente: A. F. Méndez-Sánchez, L. Pérez-Trejo, A. M. Paniagua Mercado, (2010)

#### B. Fluidos no newtonianos

Dentro de los fluidos no newtonianos el adelgazante o el dilatante que se observa en la ilustración 26, la ecuación constitutiva que los describe es el modelo de la ley de potencia expresado de la siguiente forma

$$\tau = (k)(\dot{\gamma}^n)$$

Ecuación 4. Fluido no newtoniano, ecuación constitutiva según la Ley de potencia.

Fuente: A. F. Méndez-Sánchez, L. Pérez-Trejo, A. M. Paniagua Mercado, (2010)

K y n= Son constantes, cuando  $n < 1$ , el modelo corresponderá a fluidos adelgazantes, pero si  $n > 1$  será de fluidos dilatantes. El comportamiento de los fluidos como las soluciones poliméricas es bastante útil en la industria ya que se puede emplear para modificar las variables de procesamiento.

#### 3.2.8.2. Electromagnetismo

Por este medio los materiales muestran características magnéticas que son atraídos según la dirección del flujo que está presente en un campo magnético. Dentro de los científicos involucrados en este fenómeno fueron, Maxwell y Faraday, por medio de ellos se estudiaron bases teóricas como la electricidad proporcional, se presenciaba llegar a un resultado y la fuerza magnética y la electricidad se puede transmitir por medio de campos.

La ley que se encarga de producir estos campos magnéticos es la de Ampere, como lo muestra en la siguiente ecuación.

$$\oint \mathbf{H} \cdot d\mathbf{r} = NI$$

### Ecuación 5. Ley de Ampere.

Fuente: Rodríguez, (1999)

- H: Campo magnético
- N: Numero de vueltas
- I: Corriente que se induce

Por otro lado, en el electroimán también es necesario conocer la magnitud del flujo magnético que está generando, para poder obtener este resultado se hace uso de la ecuación 6.

$$B = \mu H$$

Ecuación 6. Flujo magnético.

Fuente: Rodríguez, (1999)

- B: La magnitud del campo magnético, unidades como tesla o conocida como weber
- $\mu$ : La permeabilidad magnética

#### 3.2.8.3. Fluidos Magnetoreológicos

Este tipo de fluidos pueden responder en aplicaciones de campo magnético con un cambio en su comportamiento reológico, este tipo de cambio suele ser producido por un esfuerzo que crece con el campo magnético. Los fluidos magnetoreológicos son menos conocido que los análogos. La respuesta de los fluidos magnetoreológicos es resultado de la polarización inducida en las partículas suspendidas mediante la aplicación de un campo externo (Miguel Rodríguez, 1998).

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 poder producirse este tipo de estructuras se incrementa conforme crece el campo. En ausencia del campo, estos fluidos responden a un comportamiento newtoniano, de esta manera el comportamiento de fluidos controlables se representa como un plástico Bingham que tiene un límite elástico variable.

$$\tau = \tau_y(H) + \eta \dot{\gamma} \quad \tau > \tau_y$$

Ecuación 7. Bingham

Fuente: Miguel Rodríguez, Fernando Garza, (1998)

Para esfuerzos  $\tau$  arriba del esfuerzo cedencia dependiente del campo  $\tau_\gamma$ . Debajo del esfuerzo de cedencia el material se comporta viscoelásticamente:

$$\tau = G\gamma \quad \tau < \tau_\gamma$$

Ecuación 8. Bingham, donde G es el módulo complejo del material.

Fuente: Miguel Rodríguez, Fernando Garza, (1998)

El módulo plástico Bingham ha probado su diseño y caracterización de dispositivos basados en los fluidos magnetoreológicos, también es cierto que los fluidos exhiben algunas diferencias significativas respecto a este modelo (Miguel Rodríguez, 1998).

Podemos observar que los fluidos magnetoreológicos en presencia de un campo magnético, las partículas de tamaño micro se enlazan (Ilustración 27) y cambian el fluido a un semisólido en milisegundos. Cuando este campo magnético se elimina, el fluido regresa de manera rápida a su estado natural de flujo libre (Ilustración 28), además, el grado en que el fluido cambia a un semisólido es proporcional a la fuerza del campo magnético, lo que da al fluido una controlabilidad y precisión infinita (LORD, 2020).

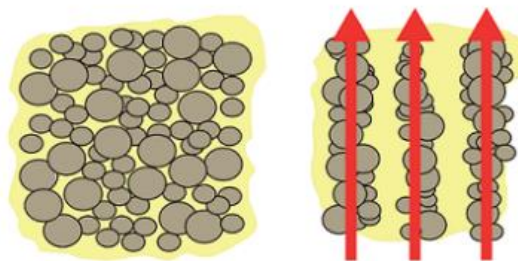


Ilustración 28. Partículas de fluido MR en campo magnético

Fuente: LORD, (2020)



Ilustración 29. Fluido MR pasando de semisólido a fluido.

Fuente: LORD, (2020)

Estos fluidos se pueden utilizar de modo cortante con el fluido fluyente entre dos superficies (Ilustración 29), también se utilizan en modo de válvula con el fluido fluyente a través de un orificio como se observa en (Ilustración 30) que se mueva entre sí. Tras la aplicación de un campo magnético, las partículas se alinean como cadenas con la dirección del campo.

Las partículas que se encuentran en estas cadenas restringen el movimiento del fluido dentro del espacio, porque este aumenta el límite elástico del fluido, entonces, la alteración de la atracción entre las partículas aumenta o disminuye la fuerza del campo, permitiendo un control de las propiedades reológicas del fluido (LORD, 2020).

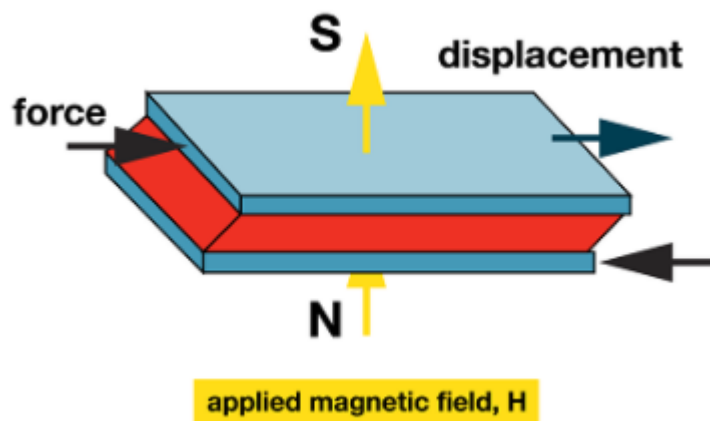


Ilustración 30. Fluido Magnetoreológico en función de corte.

Fuente: LORD, (2020)

### 3.2.8.4. Amortiguador Magnetoreológico

Son dispositivos que utilizan fluidos magnéticos que pueden cambiar sus propiedades mediante un estímulo magnético, en donde este tiene la capacidad de dar una respuesta rápida en el control de vibraciones. El control de vibraciones es mejor cuando los controla este tipo de amortiguadores, que contienen un fluido viscoso, logrando aprovechar las propiedades del fluido para proveer la fuerza que contrarreste los efectos de las vibraciones.

Este tipo de amortiguadores es parecido a los amortiguadores hidráulicos pasivos, los amortiguadores magnetoreológicos consiste en un fluido que se mueve entre diferentes cámaras a través de pequeños orificios en el pistón, convirtiendo la energía de "choque" en calor. Sin embargo, se introduce un circuito eléctrico en el conjunto del pistón, a medida que este suministra corriente eléctrica al amortiguador, una bobina dentro del pistón crea un campo magnético y cambia instantáneamente las propiedades del fluido magnetoreológico en el pistón (Ilustración 30). Por consiguiente, la resistencia del amortiguador se puede cambiar continuamente en tiempo real modulando la corriente eléctrica al amortiguador (LORD, 2020).

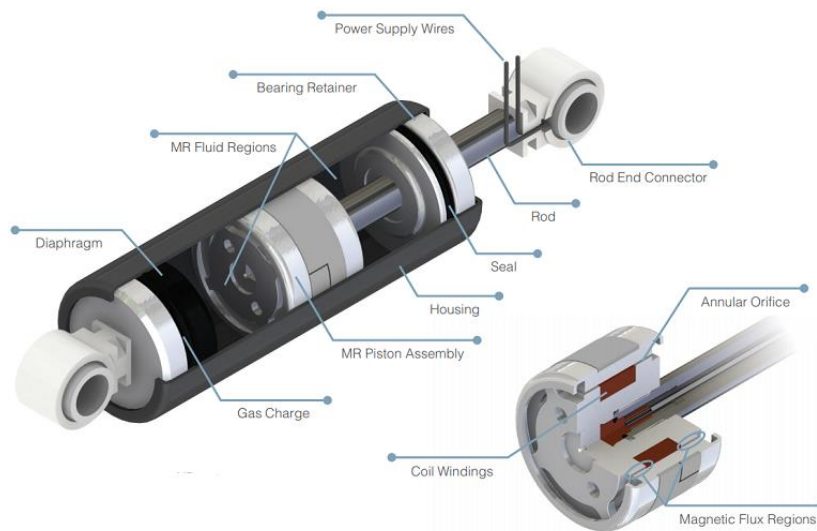


Ilustración 31. Amortiguador Magnetoreológico y conjunto de pistón típico.

Fuente: LORD, (2020)

### 3.2.8.5. Sistema de Control

Estos sistemas se basan en la detección rápida de una perturbación y el control preciso del amortiguador para un rendimiento óptimo de la suspensión. El sistema de control aprovecha la red de sensores que monitorean continuamente la situación de una persona con prótesis.

La unidad de control interpreta estas señales y regula la corriente eléctrica al amortiguador mediante sofisticados algoritmos de control patentados. Este proceso ocurre de manera continua durante el funcionamiento del movimiento en la persona.

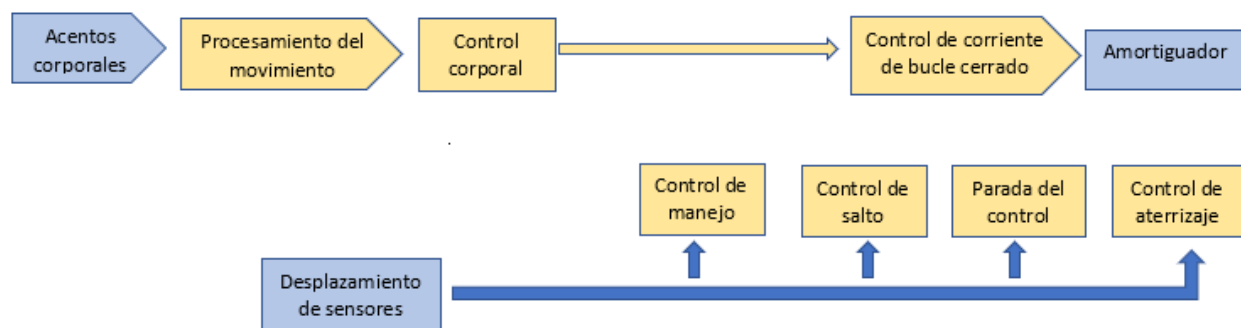


Ilustración 32. Diagrama de bloque de un típico sistema de control.

Fuente: LORD, (2020)

Dentro de las características de rendimiento muestran que en la Ilustración 32 se utiliza la curva de fuerza-velocidad. La tecnología magnetoreológica, la velocidad que este tiene permite un mayor uso de la carrera del amortiguador para controlar el movimiento, mejorando el movimiento para el usuario.

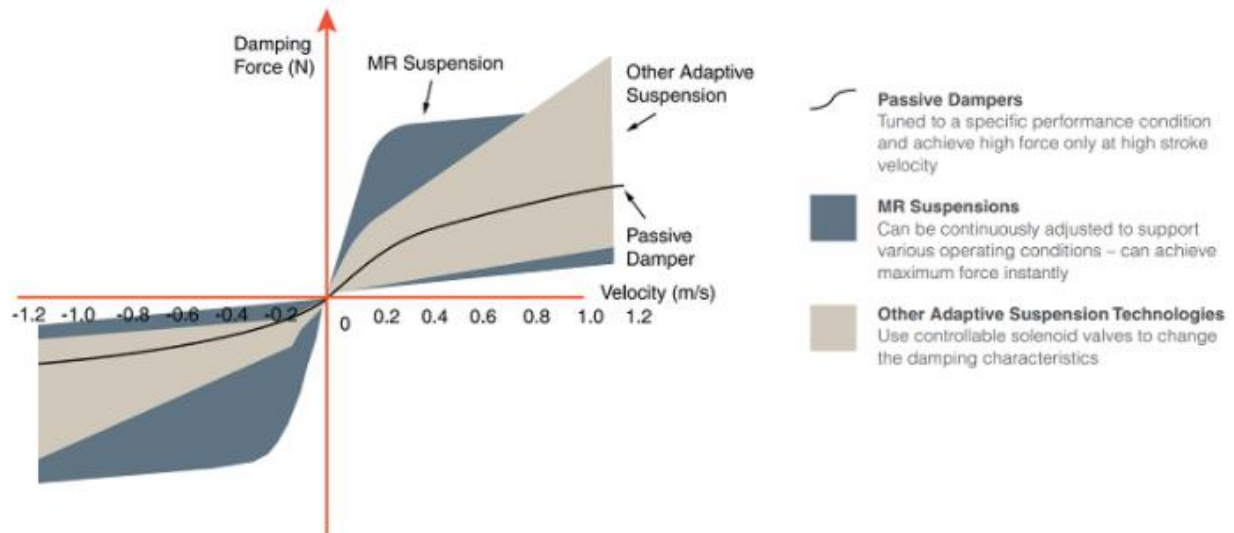


Ilustración 33. Comparación de rendimiento de varios tipos de suspensión.

Fuente: LORD, (2020)

### 3.2.9. INSTRUMENTACIÓN

Par poder realizar la prótesis transfemoral es necesario la función de varios componentes, como en el diseño preliminar se usará la herramienta de SolidWorks para sus respectivos detalles y modelos, también, realizando análisis de esfuerzo para comprobar si la pieza podrá resistir y de igual manera si puede ser eficiente para la persona.

#### 3.2.9.1. SolidWorks

Es una herramienta CAD 3D de industrias, donde se moldean piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D. El software que este posee puede brindar múltiples soluciones implicados en el proceso de desarrollo de producto.

Fue fundada en 1993 por Jon Hirschtick, quien contrato a un grupo de ingenieros con el objetivo explícito de hacer tecnología CAD 3D fuera más accesible para todos. Hoy SolidWorks ofrece un conjunto de herramientas completo para crear, simular, publicar, administrar datos y gestionar proyectos y procesos maximizando la innovación y la productividad de los recursos de ingeniería.

Dentro de las soluciones intuitivas les ayuda a que estas puedan ser más eficaces y productivas. El software de cálculo y validación se someten los diseños a condiciones idénticas que experimentarían en



la realidad aumentando la calidad de los productos al tiempo que reduce el coste de sus prototipos (SolidWorks, 2021).



Ilustración 34. SolidWorks 2021

Fuente: SolidWorks, (2021)

### 3.2.9.2. Microcontroladores

Es un circuito integrado que puede ser usado para diversos propósitos debido a que es programable. Este compuesto por una unidad central de procesos (CPU), memorias (ROM y RAM) y líneas de entrada y salida. Estos tienen los mismos bloques de funcionamiento de una computadora lo cual lo hace fácil para controlarlo por medio de dispositivos de cómputo.

Se debe especificar su funcionamiento por medio del software a través d programas que indiquen instrucciones específicas, centro de la memoria se guardan los programas y el CPU se encarga de procesar paso a paso las instrucciones. El CPU posee de manera independiente, una memoria de acceso rápido para almacenar datos, entonces, la computadora a través del software de grabación se encarga de enviar el programa que se quiera grabar en el microcontrolador por medio del circuito programador.

## IV. METODOLOGÍA

En este capítulo se procederá con la metodología donde se adjuntan los procedimientos y técnicas de manera ordenada. También es una de las etapas donde se divide la realización del trabajo para que este pueda ser más claro para el lector.

### 4.1. ENFOQUE

El enfoque se optó para la siguiente investigación fue cuantitativo, ya que comprueba teorías y se aplican pruebas utilizando instrumentos de validación, entonces este podrá ser capaz de realizar los análisis de esfuerzo, movimiento y resistencia.

#### 4.1.1. HIPÓTESIS

*Hipótesis de Investigación: Poder regular automáticamente la corriente que es aplicada al amortiguador magneto reológico.*

*Hipótesis Nula: No se obtuvo el componente o dispositivo que realiza la comunicación desde el Arduino a la batería para poder regular la corriente de manera automática.*

### 4.2. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Ya definido el enfoque, podemos continuar con establecer nuestras variables dependientes e independientes que a su vez se relacionan entre sí. Las variables dependientes son la razón por la cual se hace la investigación y las independientes son todas aquellas que pueden alterar a la dependiente.

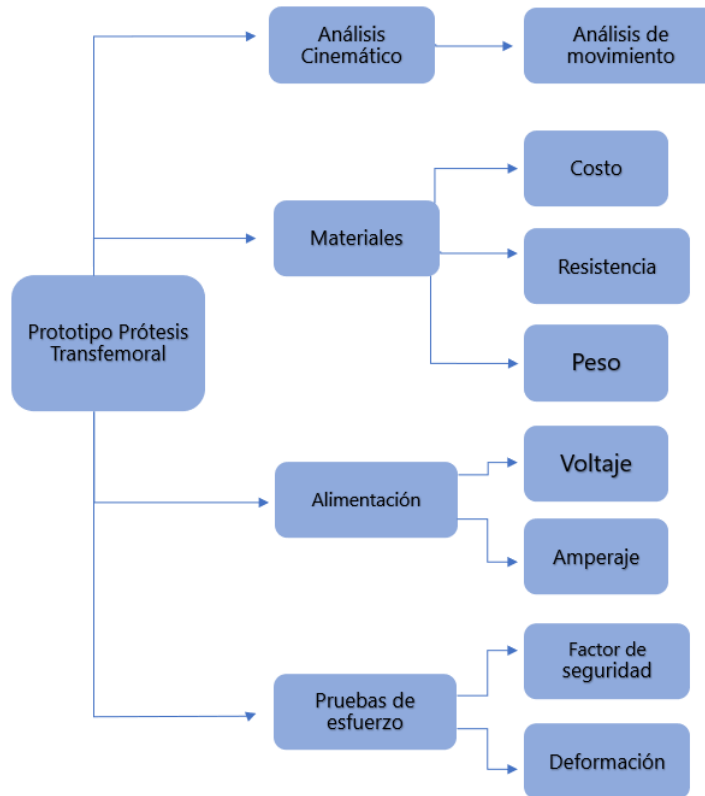


Ilustración 35. Variables dependientes e independientes.

Fuente: Elaboración Propia

#### 4.2.1. VARIABLES DEPENDIENTES

Como variable dependiente tenemos que es el prototipo en sí, por medio de este es que se irán complementado las demás variables. Siendo este el principal alcance para la realización completa del proyecto. Con el fin de poder interpretar los resultados.

#### 4.2.2. VARIABLES INDEPENDIENTES

Las variables independientes son las pruebas a nivel experimental, con el fin de probar la hipótesis, los distintos valores que ese obtendrán en esta parte serán fundamentales para el rediseño e interpretación de resultado.

Según la Ilustración 35 se dividieron en 4 partes estas variables independientes y cada una de ellas contiene lo que se necesita para determinarla. Se encuentran:

### 1. Análisis cinemático

Este análisis era de apreciarlo a primer instante porque aquí es donde se evalúa el movimiento del mecanismo, y así mismo poder llegar a una conclusión de su movimiento con respecto al rediseño que se tomó en consideración.

### 2. Materiales

En el análisis de material para la elaboración del prototipo se tomó en consideración costo, la resistencia y el peso todo esto de acuerdo con los que estuviera en el alcance.

### 3. Alimentación

Dentro de la alimentación tenemos el voltaje y el amperaje que son dos factores importantes para poder darle función a las cargas y también determinara el tiempo.

### 4. Pruebas de esfuerzo

En las pruebas de esfuerzo se determinará el factor de seguridad, aquí se verá reflejado si la pieza es funcional o no también si presenta algún tipo de deformación.

## **4.3. TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN APLICADA**

La información requerida para el resultado óptimo del proyecto, fueron obtenidas de diferentes fuentes de investigación, pero además de las distintas fuentes también se tuvo uso de la herramienta SolidWorks para el diseño completo de la prótesis transfemoral, donde se analizaban las piezas para saber si eran las correctas.

Dentro de las diferentes fuentes de búsqueda de información fueron:

1. Artículos de investigación
2. Libros electrónicos
3. Tesis sobre el tema a investigar en diferentes continentes
4. Tesis previamente elaborada (J. Marcelo Vega, 2020)

Para el cumplimiento de los materiales y poder conocer sus diferentes propiedades y características se hará uso de una matriz multicriterio para determinar que material es el mejor.

#### 4.4. METODOLOGÍA DE ESTUDIO

La metodología mejor aplicada para esta investigación fue la metodología en V, porque este nos ayuda a definir mejor los procedimientos de gestión de calidad y el desarrollo de sistemas. También resume los pasos principales que hay que tomar en conjunción con las correspondientes entregas de los sistemas de validación. Metodología desarrollada por la Administración Federal Alemana.

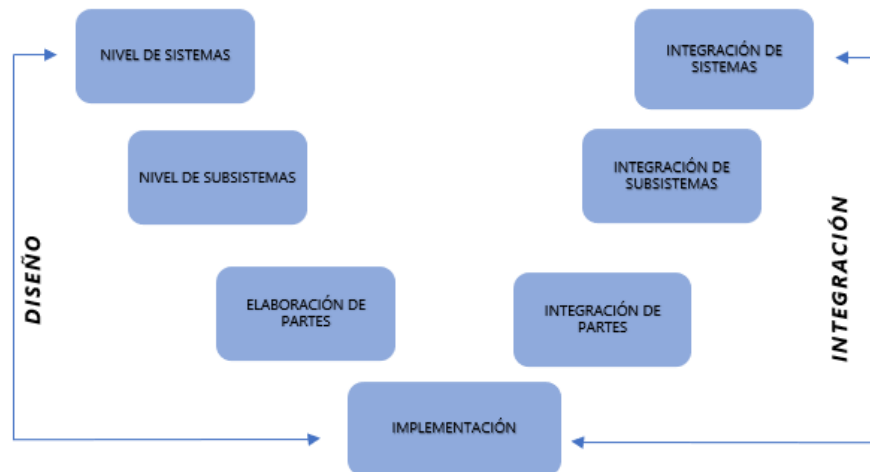


Ilustración 36. Metodología en V.

Fuente: Elaboración Propia

Las diferentes actividades y resultados que deben producirse se dividen en dos partes en diseño e integración. En el lado izquierdo de la V, representan todas las descomposiciones necesidades y la creación de las especificaciones del sistema en nuestro caso, todos los parámetros que se necesitan para la elaboración completa de la prótesis, en el lado derecho de la V, representa la integración de las piezas y su verificación.

#### 4.4.1. NIVEL DE SISTEMAS

Para poder desarrollar el prototipo de prótesis transfemoral se dividieron los sistemas en tres partes, sistema estructural, sistema de control y sistema de alimentación, y cada una con su respectivo subsistema como se puede observar en la Ilustración 37.

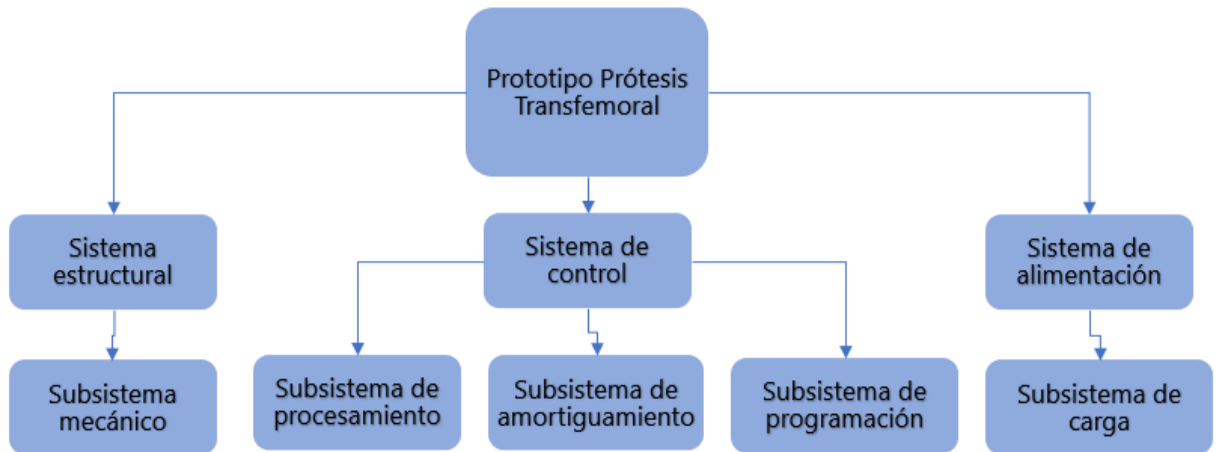


Ilustración 37. Diagrama de sistemas y subsistemas del prototipo.

Fuente: Elaboración propia.

##### A. Sistema de estructural

En este primer sistema es cuando se hace la selección del material, tomando en cuenta los diferentes tipos que existen en el país, teniendo en cuenta sus diferentes características y que así mismo no presente problemas.

También se evalúan sus propiedades mediante una matriz de decisión, donde se toma en cuenta la resistencia del material, el peso y precio que tiene este mismo, así, se seleccionara el material más adecuado. Aquí es donde todas las partes elaboradas por separado se unen y forman la estructura de la prótesis finalizada.

##### B. Sistema de control

Este sistema lo conforman todos los dispositivos que se encargan de procesar la información y dar una respuesta rápida como todos los componentes electrónicos y microprocesadores, donde sabemos que estos procesan la información y la envían al sensor para crear una acción. Se

hará una matriz de decisión para determinar qué tipos de componentes se utilizarán en el proyecto y cuáles de estos se encuentran disponibles.

### C. Sistema de alimentación

Dentro de este sistema se encuentra la carga, dispositivo fundamental ya que es la que le dará energía a todo el proceso al momento de hacer acción en movimiento.

#### 4.4.2. NIVEL DE SUBSISTEMAS

Una vez ya expuestos todos los sistemas, se definirán sus respectivos subsistemas y como estos contribuyen en el desarrollo completo del prototipo.

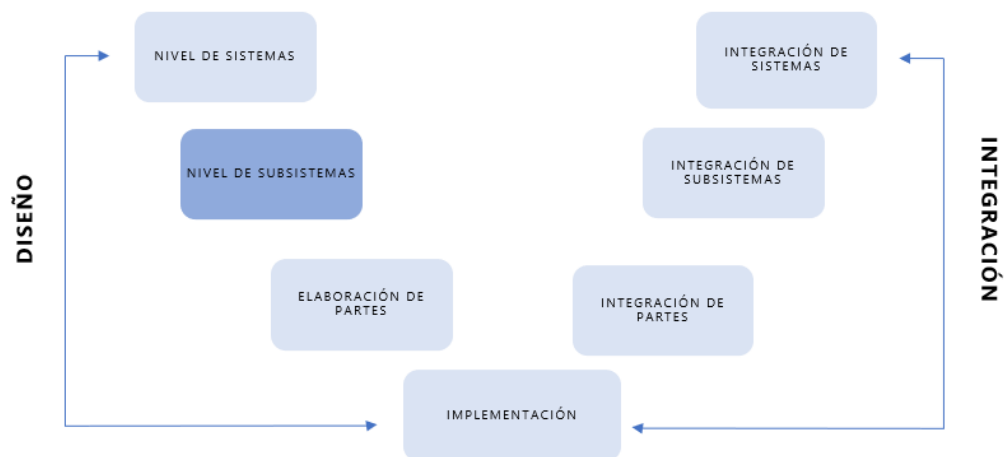


Ilustración 38. Nivel de subsistemas.

Fuente: Elaboración Propia

### A. Subsistema mecánico

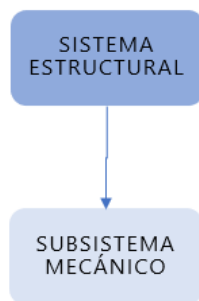


Ilustración 39. Subsistema mecánico.

Fuente: Elaboración propia

Dentro de la mecánica del proyecto se encuentran todas las piezas que reemplazan las partes de una amputación transfemoral y así poder realizar el movimiento que generan al momento de caminar.

Para la realización de las partes tomamos en consideración el tipo de material a utilizar y si este será puesto en toda la estructura o solo en ciertas partes. Es necesario tener las mediciones exactas del diseño para que al momento de unir las piezas éstas puedan alcanzar el rango de medida de una prótesis transfemoral.

#### B. Subsistema de procesamiento y de programación.

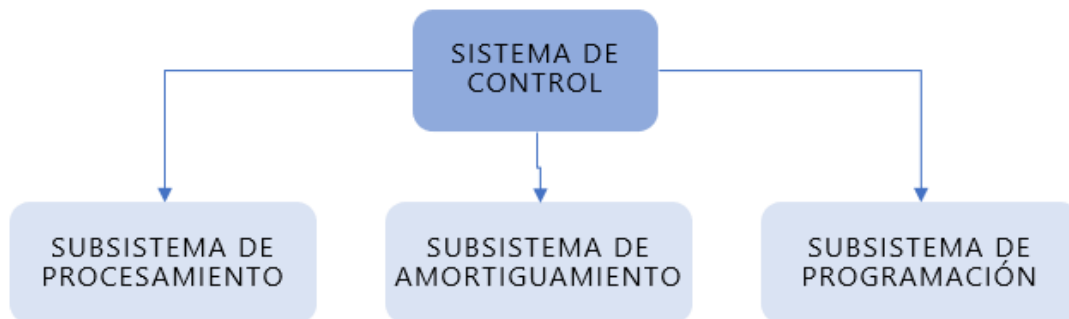


Ilustración 40. Subsistema de procesamiento y de programación.

Fuente: Elaboración propia

##### B.1 Subsistema de procesamiento

Es requerido un microcontrolador para poder efectuar la información que esta lea. Para ello existen diversas placas de desarrollo con las que podamos trabajar, pero se toman en cuenta varias características para establecerlo el dispositivo final en utilizarse.

##### B.2 Subsistema de amortiguamiento

La posición que tendrá el prototipo es importante, ya que se encuentra un dispositivo que sea capaz de poder leer la posición en la que se encuentre la personas, dependiendo el ángulo que este se encuentre emitirá una señal para accionar el amortiguador magneto reológico.

##### B.3 Subsistema de programación



Para poder realizar la función del amortiguador se necesita una programación donde todos estos diferentes dispositivos puedan realizar su función y trabajar todo en conjunto. Aquí se describe el orden cronológico que este llevara para que pueda accionar de manera correcta.

### C. Subsistema de carga

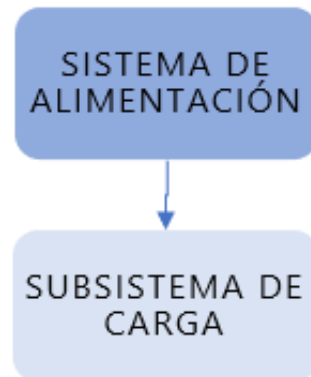


Ilustración 41. Subsistema de carga.

Fuente: Elaboración propia

Este conlleva a la manera en la que se alimentará los diferentes dispositivos que se encuentren en el prototipo. Se mantendrá en cuenta que la carga pueda alimentar por completo y que tenga un tiempo de durabilidad largo.

#### 4.4.3. ELABORACIÓN DE PIEZAS

Después de ya haber establecido los diferentes niveles de sistemas, de cómo estos van a estar divididos y los subsistemas que conllevan, el siguiente paso es la elaboración de cada una de las piezas involucradas.

Este tipo de diseño se realizará por medio de un programa capaz de crear un modelo exacto para el desarrollo del prototipo.

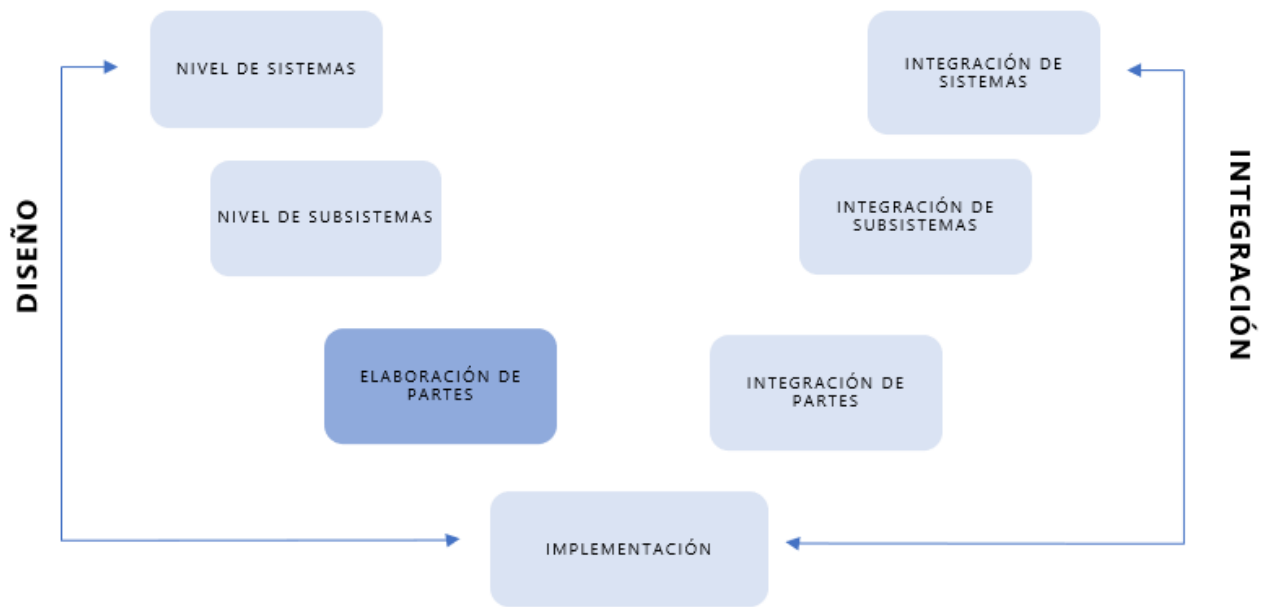


Ilustración 42. Elaboración de partes.

Fuente: Elaboración propia

#### A. Subsistema mecánico

El diseño de las piezas mecánicas se realizó en 3D SolidWorks contando con los diferentes tipos de materiales a considerar, el aluminio, el acero inoxidable y el titanio en la cual se hizo una tabla de comparación con sus propiedades mecánicas como se puede ver en la tabla 2 para determinar cuál sería el indicado.

Pero bien es cierto el aluminio, en general, se considera como una alternativa más liviana que el acero, esto va a depender de la aplicación que se vaya a dar, para nuestro caso es lo suficientemente resistente como para cumplir los requisitos de diseño y superar las pruebas necesarias.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de materiales.

Material	Densidad <i>g/cm<sup>3</sup></i>	Esfuerzo de fluencia MPa	Dureza	Coficiente de young	Módulo de elasticidad GPa
Aluminio	2.7	145	160-200	0.3	70
Acero Inoxidable 304	7.9	205	515	0.3	193
Titanio	4.54	210-1,380	552	11.6	106-114

Fuente: Elaboración propia

Como podemos observar en la tabla 2, se encuentran las diferentes características para determinar que material sería el indicado para el desarrollo de las piezas, más que todos estos metales se usan en rodillas, tubos (pierna), pilones, tobillos, rotadores y otros adaptadores en las prótesis, así mismo para poder determinar el material correcto se examinó el costo de cada uno de ellos reflejado en la tabla 3 y con qué rapidez se consigue y se trabaja en el país.

Tabla 3. Costo de material.

Material	Kilogramo	Precio
Aluminio 5083	1	58 Lps
Acero Inoxidable	1	158 LPS
Titanio grado 2	1	577 Lps

Fuente: SpanishAlibaba, Fastwell, stindia.



Ilustración 43. Material de aluminio.

Fuente: Propia

En la tabla 2 y 3 se presentan los tres materiales que se consideró para la elaboración, pero fuera de estos metales se tomó en cuenta uno más; el material Delrin (polioximetileno) un material termoplástico con gran dureza, la cual este brinda excelentes resultados y es adecuada para múltiples aplicaciones. Una de sus principales características es su coeficiente estático y dinámico y su comportamiento es similar al acero, además este no absorbe lo que es humedad (Sanmetal, 2019).

Pero fue descartada debido a que no contaba con todas las propiedades mecánicas y leve resistencia, además al momento de ser maquinado este podía presentar fallas y deformaciones, entonces el límite de uso sería poco y tendríamos que estarlo cambiando constantemente. Entonces este material nos servía para recrear una prueba preliminar de prototipo en sí, pero no como resultado final de él.

Para el desarrollo del encaje o cuenca, se utilizó el polipropileno ya que este tiene una resistencia alta y proporciona un buen acomodamiento para el calcetín o silicona que se encuentra dentro de la pieza. Para este prototipo se tiene un calcetín que nos brinda un excelente relleno y también protege la piel de fricciones.

Para la pieza del pie se consideró en realizarlo con madera ya que nos proporcionaba un mejor costo y la elaboración de ella puede realizarse en una cantidad de tiempo menor. La madera que se optó fue el roble por su durabilidad y resistencia, pero su mayor ventaja es la resistencia a la humedad, también es un material de adquisición rápida.

Los materiales usados en la fabricación de partes para el prototipo de prótesis fueron:

Tabla 4. Componentes y materiales.

Componentes	Material
Encaje	Polipropileno
Conectores	Aluminio
Estructura base	Aluminio
Pie	Madera (roble)

Fuente: Elaboración propia

## B. Subsistema de procesamiento, de programación y de amortiguamiento

Para poder controlar la prótesis se buscaron diferentes componentes electrónicos que ayudan a al proceso de resultado que componen al prototipo.

### B.1 Subsistema de procesamiento

Se tomo en cuenta las placas de desarrollo que contienen microprocesadores para el prototipo, y se consideraron por su puerto PWM, tamaño y el costo.

Tabla 5. Placas de desarrollo

Placas de desarrollo	Microprocesador	Puerto PWM	Tamaño	Costo
Arduino mega 2,560 Rev3	ATmega1280	15	101.6mm x 53.34 mm	1,007 Lps
Arduino UnoRev3	Atmega328P	6	68.8mm x 53.34 mm	575 Lps
Arduino nano	ATmega328	6	45mm x 18mm	482 Lps

Fuente: Elaboración propia

Podemos ver que las diferentes placas de desarrollo que teníamos en consideración el Arduino mega 2,560 Rev3, Arduino UnoRev3 y Arduino nano que fue el elegido para poder trabajar con él, debido a que sus dimensiones son pequeñas lo que lo hace favorable al momento de montar todas las piezas y su genuino costo que lo hace accesible.

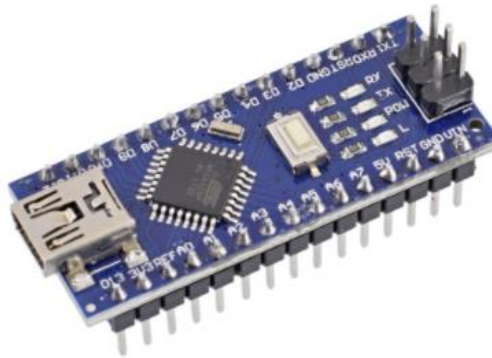


Ilustración 44. Arduino nano

Fuente: C y D Tecnología (2021)

## B.2 Subsistema de programación

Para poder darle información al microcontrolador y que este la pueda procesar y efectuar, se tiene que realizar una programación previa para establecer las condiciones exactas que hará cada uno de los dispositivos conectados.

La programación se desarrolló en Arduino software con el fin de traducir las líneas de código de las diferentes tareas que cumplirían los dispositivos.

### B.3 Subsistema de amortiguamiento

En este subsistema se encuentran los dispositivos que transmiten el control de posición para el accionamiento del amortiguador magneto reológico, el giroscopio MPU 6050 precisa la posición y movimiento del prototipo.

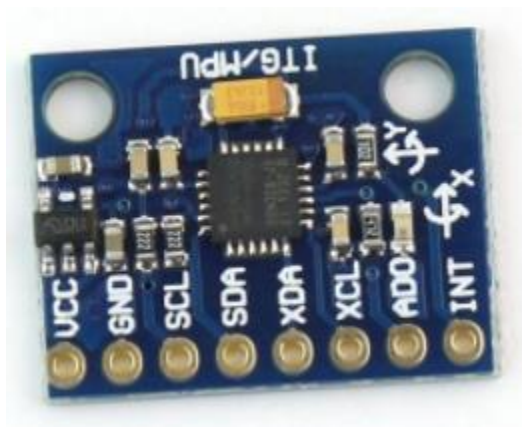


Ilustración 45. Giroscopio MPU6050

Fuente: C y D Tecnología (2021)

Tabla 6. Giroscopio

Sensor	Voltaje	Señal	Ejes	Costo
Giroscopio MPU6050	3.3 V	Análoga	6 ejes	250 Lps

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 5 se puede ver que el giroscopio MPU6050 fue la única opción a considerar ya que este giroscopio ya trae integrado un acelerómetro. Dentro de él existen 6 ejes pues se combinan 3 en acelerómetro y 3 en giroscopio y contiene todo lo necesario para poder medir el movimiento en el que se encuentre la prótesis, también la librería de este dispositivo es bastante difundida para poder trabajar de manera inmediata.

La conexión de este es sencilla a través de su interfaz, para una captura precisa de movimiento rápido y lento, este posee un rango de escala programable, para el giroscopio es 250/500/1000/2000 grados/seg y para el acelerómetro 2g/4g/8g/16g.

El amortiguador es el elemento principal de este prototipo, donde se utilizó un amortiguador magneto reológico que actualmente son útiles en dispositivos donde se requiera una disipación de energía controlada.

El interés de este material viene de su capacidad para conseguir rápida y simples interfaces de respuesta entre sistemas electrónicos y mecánicos, como en los automóviles, electrodomésticos, construcción civil, sistema de frenos y medicina (prótesis) (Dios, 2013).

Tabla 7. Tipos de amortiguadores magneto reológicos.

Tipo	Voltaje (V)	Corriente (A)	Tamaño (mm)	Precio (Lps)
RD-8040-1	12 V	1 A 0 A	20.8	11,375
RD-8041-1	12 V	1 A 0 A	24.8	11,375

Fuente: Elaboración propia con guiamiento de LORD.

En la tabla 6 se presentó los dos tipos de amortiguadores magneto reológicos que se encuentran en servicio en la empresa de LORD, ambos presentan las mismas características para emplear, la única diferencia es su longitud.

Como el propósito es incorporarlo en el prototipo se decidió por el RD-8040-1 ya que su medida es menor al siguiente y su integración con las demás piezas es perfecto, como se observa en la Ilustración





Ilustración 46. Amortiguador magneto reológico.

Fuente: LORD (2021)

Para poder controlar la salida de corriente para alimentar el amortiguador magneto reológico, existen dispositivos que ya realizan de manera automática este proceso como un controlador de Wonder Wox, pero por falta de fabricación se desarrolló un circuito mediante un relé y un estabilizador/ regulador descendente para que pudiera realizar la misma función.



Ilustración 47. Dispositivo Relé

Fuente: C y D Tecnología (2021)

Tabla 8. Dispositivo relé

Dispositivo	Pines	Voltaje (V)	Corriente (A)	Tamaño (mm)	Precio (Lps)
Relé	1	5 V	30 A	50 mm x 33 mm 24 mm	220

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 7 se encuentran varias características de relé, donde solo se necesitaba que fuese de 1 pin y de 5 V, porque esa es la cantidad para poder alimentar la bobina. Aquí el relé toma el papel de un interruptor eléctrico que por medio de varios contactos permiten abrir o cerrar el voltaje y corriente que se iría aplicado al amortiguador magneto reológico.

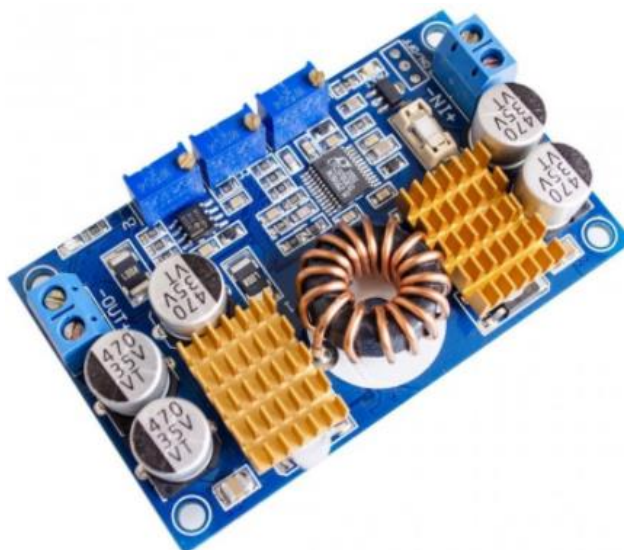


Ilustración 48. Estabilizador/Regulador descendente

Fuente: C y D Tecnología (2021)

Tabla 9. Estabilizador/regulador descendente LTC3750 DC-DC

Estabilizador/ Regulador descendente	Voltaje de entrada (V)	Voltaje de salida (V)	Corriente (A)	Eficiencia de conversión	Tamaño (mm)	Precio (Lps)
LTC3750 DC- DC	5V – 32V	1V – 30V	10A	98%	77.6mm x 46.5mm x 15mm	750
LM2596 DC- DC	4.5V – 40V	1.23V – 37V	2A	92%	43mm x 21mm x13mm	150
LM2596 DC- DC	4.5V – 40V	1.23V – 37V	3A	92%	43mm x 21mm x13mm	180

Fuente: Elaboración propia

Este dispositivo se tomó en consideración tanto por su voltaje, corriente y su eficiencia de conversión, también el objetivo es poder controlar el voltaje y corriente de salida constante frente a variaciones de voltaje de entrada o de carga, sin importar si el voltaje de entrada es mayor o menor al voltaje de salida, próximamente pasa el voltaje y corriente por el relé y el Arduino le proporciona la señal para que esta abra o cierre el contacto hacia al amortiguador magneto reológico.

### C. Subsistema de carga

Para poder brindar carga a todos los dispositivos eléctricos y electrónicos, se realizó una tabla comparativa para deducir cual era la mejor. Dentro de las características de la batería nos basamos en voltaje, amperaje, si puede ser recargable, tamaño y costo.

Tabla 10. Tabla de comparación de baterías.

Marca	Tipo	Voltaje suministrado	Corriente de salida	Recargable	Precio (Lps)
Talentcell	Batería de litio DC NB7101	24/18/5V	3A	Si	1,372.56
Talentcell	Batería de litio DYB1203000-USB 3000mAh DC	12V	3A	Si	626.08
Talentcell	Batería de litio YB12011000-USB	12/9/5V	6A	Si	1,637.44

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 10 se muestran los tres tipos de batería, y la más adecuada usarse fue la Batería de litio NB7101 ya que contaba con 18V, factor importante que nos da para saber si el amortiguador magneto reológico funcionara ya que a los 18V se les regula hasta conseguir los 12 V que alimentan el amortiguador.

También se necesitaban dimensiones no tan grandes para que pueda ir acoplado al prototipo, entonces las dimensiones que presentaba la batería de litio NB7101 fueron las correctas, como se puede apreciar en la Ilustración



Ilustración 49. Batería de litio NB7101.

Fuente: Talentcell (2021)

#### 4.4.4. IMPLEMENTACIÓN

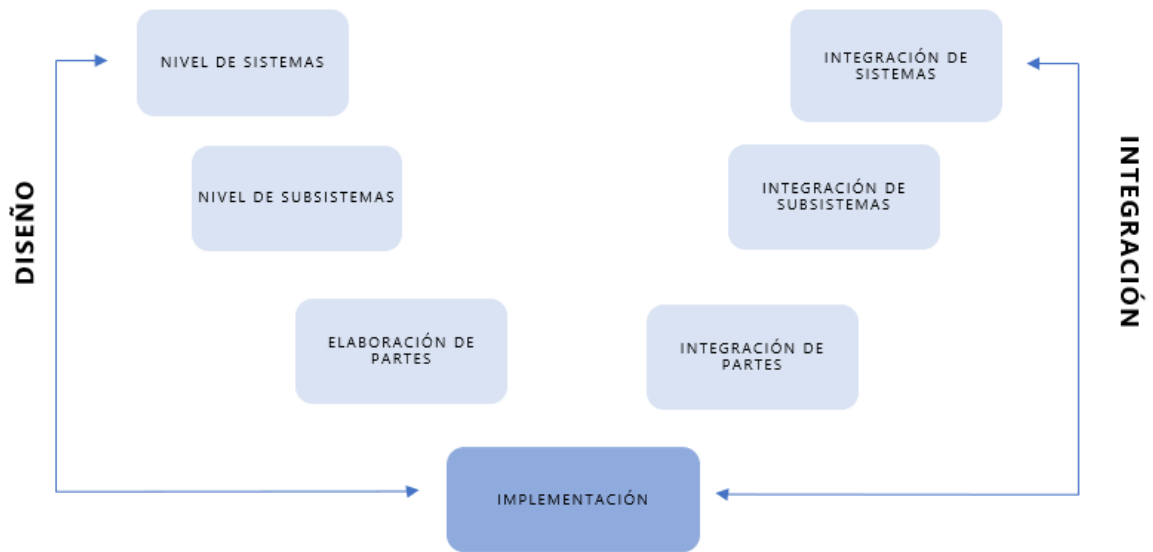


Ilustración 50. Implementación

Fuente: Elaboración propia

Aquí es donde todos los niveles de sistemas, subsistemas y la elaboración de partes se implementan en conjunto para los resultados y análisis finales del prototipo de prótesis transfemoral.

#### 4.4.5. INTEGRACIÓN DE PARTES

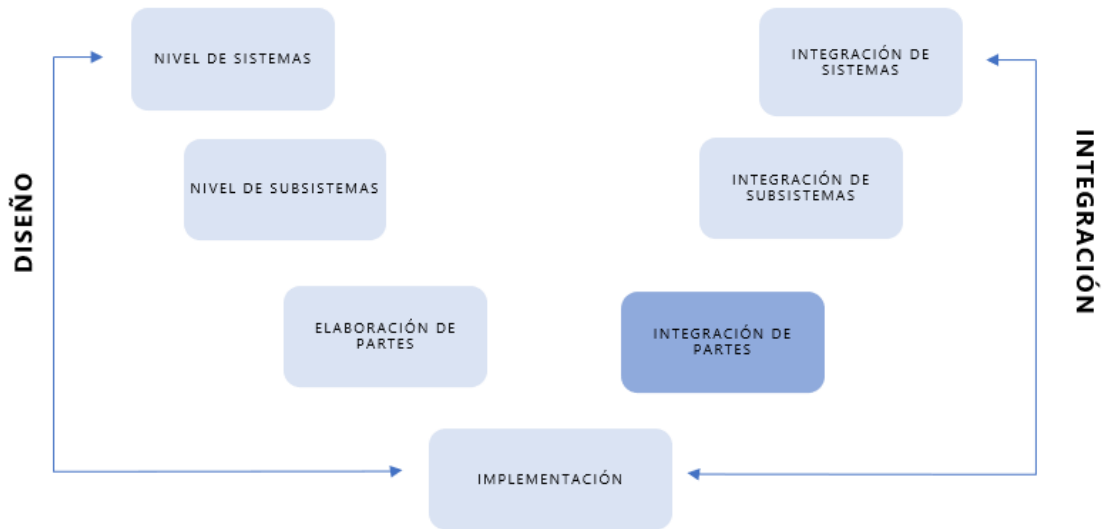


Ilustración 51. Integración de partes.

Fuente: Elaboración propia

##### A. Subsistema mecánico

Todas las piezas del prototipo fueron realizadas en 3D SolidWorks, así mismo, sus debidas pruebas para determinar si el material podría ser el adecuado, con el objetivo de predecir el rendimiento de material bajo cargas complejas.

Para poder deducir cuanta masa estaría soportando el prototipo se tomó en cuenta la segunda ley de newton con la ecuación de fuerza y también se consideró la ecuación de peso en base a la masa que presentan las partes del cuerpo según Dempser y Clauser.

La primera ecuación para dicha calculación es:

$$F = m * a$$

Ecuación 9. Fuerza

Fuente: José L. Fernández, Gregorio Coronado (2018)

F= Representa la fuerza total que actúa sobre el cuerpo.

m= Representa la masa del cuerpo.

a= Representa la aceleración que tiene el cuerpo.

También se consideró la ecuación de peso, como se muestra en la ecuación 10.

$$w = m * g$$

Ecuación 10. Peso

Fuente: José L. Fernández, Gregorio Conrado (2018)

w = Representa el peso.

m = Representa la masa.

g = Representa la aceleración por gravedad.

## B. Subsistema de procesamiento, amortiguamiento y de programación

### B.1 Subsistema de procesamiento

Gracias a que el sensor y el microcontrolador disponen de una galería agradable para el usuario se realizaron varias pruebas de verificación si estaban trabajando correctamente.

### B.2 Subsistema de amortiguamiento

Para el proceso que conlleva saber cuánto impacto está teniendo el amortiguador, se realizaron pruebas de fuerza de impacto que genera el cuerpo humano al momento de caminar.

También para obtener los datos que caracterizan el amortiguador se llevó a cabo una serie de pruebas bajo varias excitaciones de desplazamiento sinusoidal al mismo tiempo que se modifica la bobina magnética en un rango de corriente variable.

Según D.Q Truong y K.K Ahn el resultado de cada prueba fue la fuerza generada por el amortiguador, durante las pruebas se midieron junto a la variación del desplazamiento del pistón y la corriente suministrada para el amortiguador.

### B.3 Subsistema de programación

Dentro de la programación se hicieron varios análisis de como esta podría estar estructurado y de qué manera estarían establecidas su función.

#### C. Subsistema de carga

Para poder comprobar la cantidad de tiempo que estaría la batería en uso, se realizó un cálculo para determinar la autonomía de la batería que se consideró previamente en la tabla 10.

### 4.4.6. INTEGRACIÓN DE SUBSISTEMAS

A continuación, se presenta en cómo se comportarán los componentes de cada subsistema visto previamente.

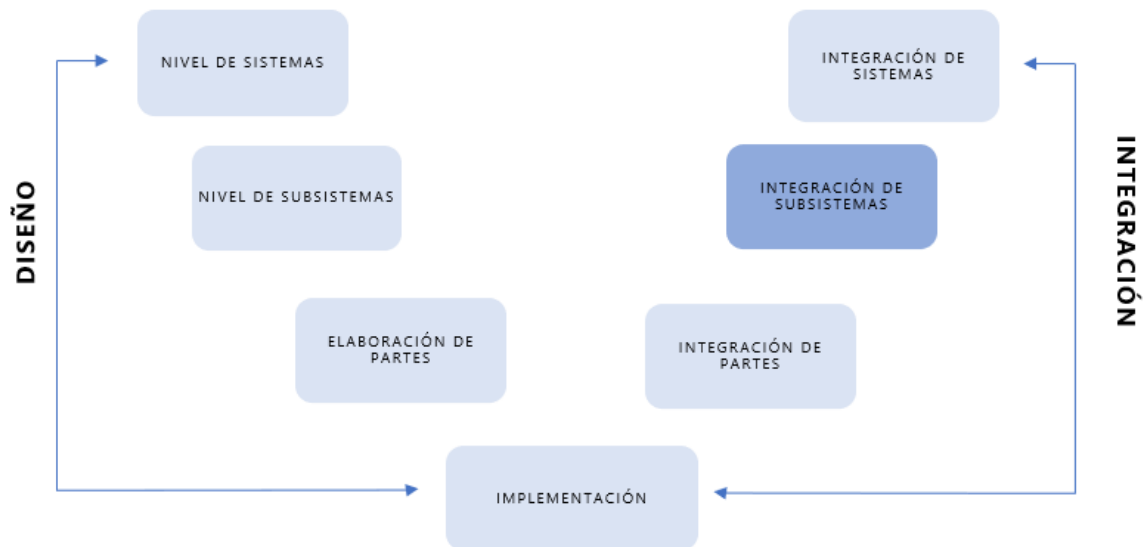


Ilustración 52. Integración de subsistemas.

Fuente: Elaboración propia

#### A. Subsistema mecánico

Después de diseñar las piezas y aplicar análisis de stress, factor de seguridad y de desplazamiento con una fuerza de 400 N en cada una de las piezas, también se inició con la elaboración física de las piezas, incluyendo los materiales que se decidieron a utilizar como el aluminio 5083, se puede visualizar en la Ilustración 43, polipropileno y madera (roble)



Posteriormente se hizo la unión de ensambles de las piezas de aluminio (conectores, uniones y estructura base) como se observan en la Ilustración 54, 55 y 56.



Ilustración 53. Unión de amortiguador con la estructura de base.

Fuente: Propia

En la Ilustración 54 se muestra el conector superior (1) que estaría ubicado en la parte plana superior de la estructura y está sujeta con el encaje o cuenca y el conector inferior (2) se encontraría en la parte baja de la estructura conectado con él y el pie.

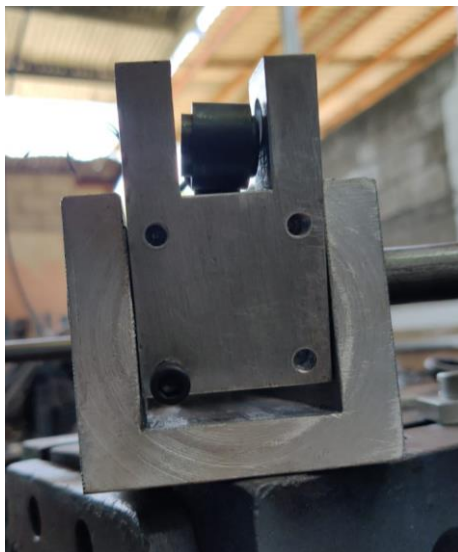


Ilustración 54. Parte superior de la estructura base.

Fuente: Propia

En la Ilustración 55 se muestra la conexión que tendría la estructura base con la parte superior del amortiguador magneto reológico.

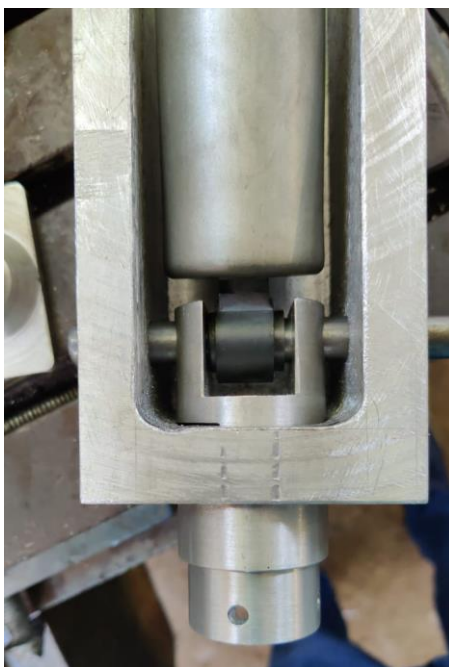


Ilustración 55. Ensamble de parte inferior de la estructura base.

Fuente: Propia

En la Ilustración 56 se encuentra el ensamblaje entre la estructura base, el amortiguador magneto reológico y el pilar de apoyo inferior, estos tres son sujetos por una junta de aluminio que pasa entre ellos para dar una fijación y que las piezas no puedan soltarse de su ubicación.

## B. Subsistema de procesamiento, de amortiguamiento y de programación

### B.1 Subsistema de procesamiento

Ya teniendo los componentes necesarios se inició con la conexión en general que tendría el prototipo para poder funcionar, para poder desarrollar dicha conexión se elaboró un diagrama de flujo para que la lógica de proceso pueda ser clara y ordenada.

### B.2 Subsistema de amortiguamiento

Para el análisis de amortiguamiento se realizaron cálculos matemáticos para poder determinar cuánto fue la velocidad de impacto, velocidad media, tiempo de amortiguamiento y la fuerza de impacto.

Se determinaron estos cálculos porque existe la diferencia de velocidad y la altura en la que una persona alza su pierna al momento de caminar.

$$Vf = \sqrt{2 * h * g}$$

Ecuación 11. Velocidad de impacto.

Fuente: Patricio H. (2018)

Vf= Representa la velocidad final de impacto.

h= Representa la altura.

g= Representa la gravedad.

$$Vm = \frac{vi + vf}{2}$$

Ecuación 12. Velocidad media.

Vm= Representa la velocidad media.

Vi= Representa la velocidad inicial

Vf= Representa la velocidad final

Fuente: José L. Fernández, Gregorio Coronado (2018)

$$\Delta t = \frac{s}{vm}$$

Ecuación 13. Tiempo de amortiguamiento.

Fuente: Gowitzke y Milner (1999)

$\Delta t$ = Representa el tiempo que se demora en amortiguar el cuerpo.

s= Representa el desplazamiento del centro de masa.

vm= Representa la velocidad media.

$$F = \frac{(m * vf - m * vi)}{\Delta t}$$

Ecuación 14. Fuerza de impacto.

Fuente: Gowitzke y Milner (1999)

F= Representa la fuerza.

m= Representa la masa.

vf= velocidad final

### B.3 Subsistema de programación

Se implementaron todos los dispositivos que iban a requerir para el desarrollo completo de programación.

### C. Subsistema de carga

Para poder determinar cuánto sería el tiempo de vida de la batería se realizó el cálculo de autonomía. Se realizo con la batería de litio seleccionada (Ilustración 49).

$$H = \frac{Vb * Ib}{Vb * Ic}$$

Ecuación 15. Autonomía de batería.

Fuente: Coelectrix (2019)

H= Representa la autonomía en horas.

vb= Representa el voltaje de la batería

Ib= Representa la intensidad de la batería.

Ic= Representa la corriente consumida.

Utilizando la formula nos dará la potencia consumida (wc) y el resultado de potencia de la batería (wb) dividido por el resultado (wc) nos dará las horas de duración de la batería.

#### 4.4.7. INTEGRACIÓN DE SISTEMAS

Finalizando con la última etapa en la metodología en V.

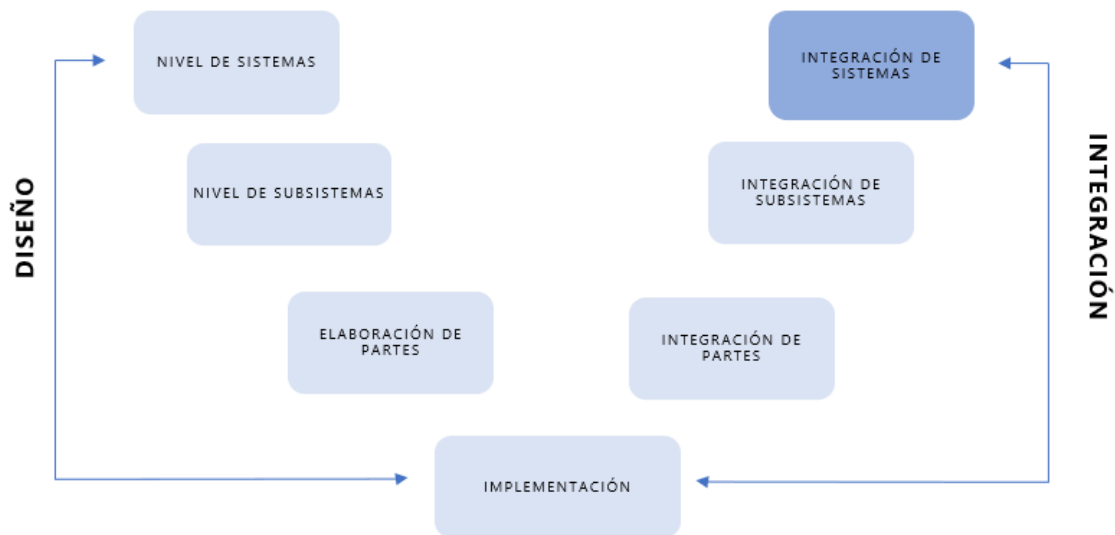


Ilustración 56. Integración de Sistemas.

Fuente: Elaboración propia

En esta etapa están los sistemas principales ya integrados, por ende, se obtuvieron todos los trabajos finalizados, desde el rediseño de piezas, elaboración mecánica y conexión de los diferentes dispositivos.

#### 4.4.8. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Se desarrollo un cronograma de actividades para tener un concepto de duración más claro, se realizó de acuerdo con las 10 semanas que conlleva el proceso de trabajo en el proyecto. Desde la formulación del problema hasta la presentación de los resultados.

Tabla 11. Cronograma de actividades.

Actividades	Semanas									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Evaluación de problema	■									
Compra de amortiguador	■									
Recopilación de información	■	■								
Recopilación de materiales		■	■							
Presentación primer avance			■							
Retroalimentación y mejoras				■						
Análisis de rediseño				■						
Definición de metodología					■	■				
Elaboración final mecánica						■	■			
Presentación segundo avance							■			
Retroalimentación y mejoras								■		
Elaboración circuito conexiones								■		
Pruebas y simulaciones									■	
Análisis de los resultados									■	■

Fuente: Elaboracion propia.

## V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se abordarán los resultados obtenidos desde las simulaciones realizadas en 3D SolidWorks hasta el resultado físico del prototipo junto a la obtención de cálculos.

### 5.1.1. SISTEMA MECÁNICO

Una vez diseñado todas las piezas en 3D SolidWorks y después de realizar los diferentes pruebas y cálculos, se procedió al desarrollo físico de cada uno de ellos, tomando en cuenta los diferentes materiales que se utilizarían, el rango de peso y longitud para el montaje final del prototipo.

Dentro de los cálculos con las fórmulas establecidas como la ecuación 9 y 10 se concluyó que el peso ideal es de 80 kg y aproximadamente 1.78 m, entonces el peso que ejerce una persona son 390 N aproximadamente y las piezas desarrolladas en 3D SolidWorks fueron sometidas a un peso de 400 N.

Los componentes mecánicos dentro de un programa son más sencillos de realizar, ya que se pueden analizar con bastante facilidad por medio de métodos básicos como pruebas de esfuerzo, deformación etc. Sin embargo, los componentes reales rara vez son sencillo, y el diseñador (tornero) se ve forzado a realizar aproximaciones menos eficaces mediante soluciones cercanas, experimentación o métodos numéricos, esto va a depender de la manera que el diseñador (tornero) trabaje.

#### 5.1.1.1. Encaje o cuenca

Esta pieza está diseñada para que pueda tener un acople perfecto en la zona del muslo, prácticamente sirve como interfaz entre la prótesis y el resto del cuerpo, también este se distribuye de forma adecuada el peso sobre la superficie del miembro amputado.

Los valores de factor de seguridad reflejan cuantitativamente si el modelo puede fallar bajo las condiciones de contorno a las cuales fue sometido. Si este presenta un factor seguridad elevado en todo el mecanismo significa que puede soportar una sobrecarga.

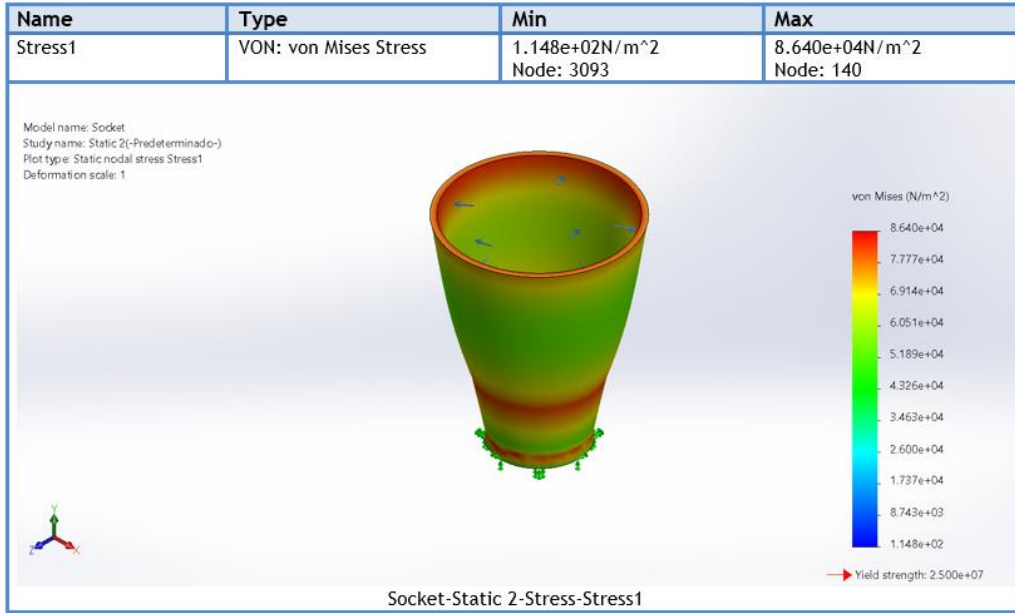


Ilustración 57. Encaje prueba stress.

Fuente: Elaboración propia

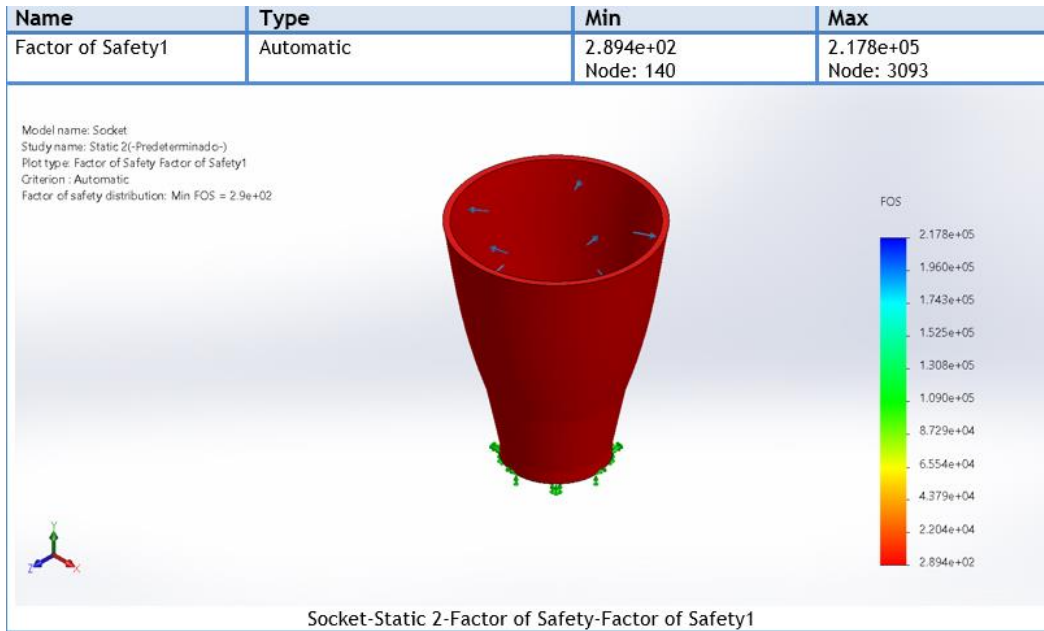


Ilustración 58. Encaje prueba de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia



En las ilustraciones 58 y 59 se muestra la prueba de stress y de factor de seguridad. Para el factor de seguridad min es de  $2.894e+02$  y max de  $2.178e+05$ . Y para los análisis de distribución se realizó la tabla 12 que describen sus resultados.

Tabla 12. Prueba de desplazamiento resultante de encaje

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	0.000e+00mm
Máximo	8.69e-03mm
Nodo mínimo	28
Nodo máximo	1,714

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 12 se muestran que tipo de prueba se realizó, que fue de desplazamiento resultante y sus diferentes características como el mínimo, máximo y su respectivo nodo.

### 5.1.1.2. Conector Superior

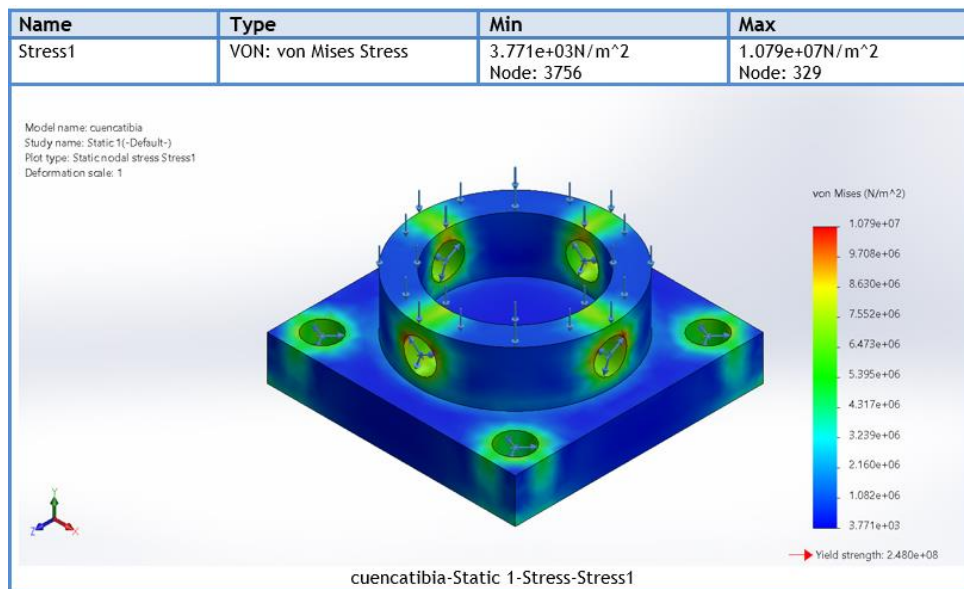


Ilustración 59. Conector superior prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia

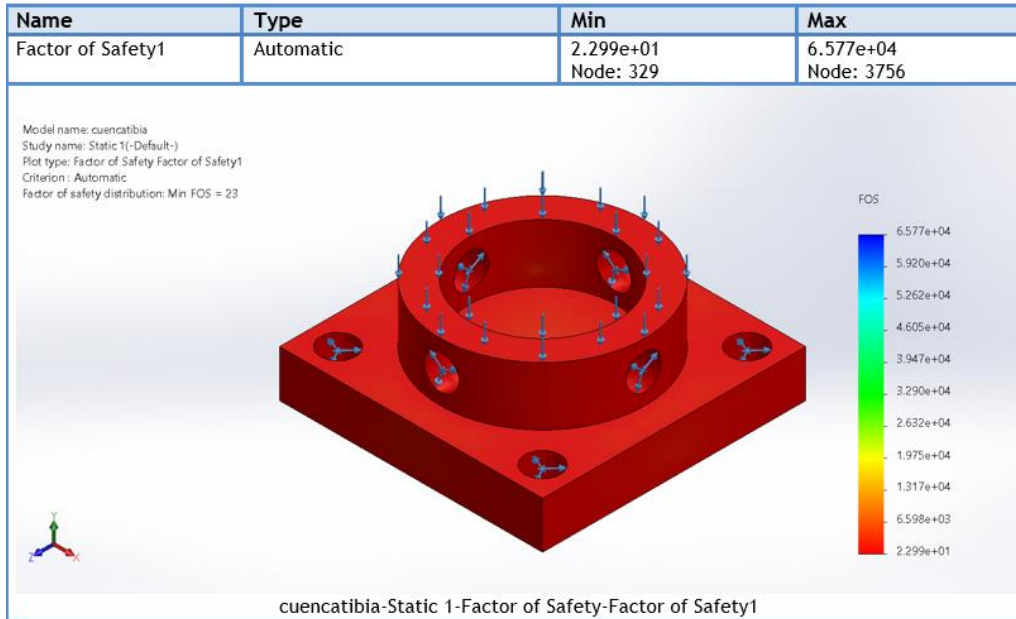


Ilustración 60. Conector superior prueba de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia

En la Ilustración 60 y 61 se muestran las pruebas de stress y factor de seguridad de la pieza que conecta l estructura de la prótesis junto a la cuenca. Para la prueba de distribución se encuentra la tabla que especifica los resultados obtenidos ene l conector superior.

Tabla 13. Prueba de desplazamiento resultante de conector superior.

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	0.000e+00mm
Máximo	4.539e-04mm
Nodo mínimo	77
Nodo máximo	335

Fuente: Elaboración propia.

Como se puede apreciar en la tabla 13 se presentan las diferentes características del desplazamiento resultante, se tiene un desplazamiento mínimo de 0.000e+00mm con un nodo de 77 y un desplazamiento máximo de 4.539e-04mm con un nodo de 335.

### 5.1.1.3. Conector inferior

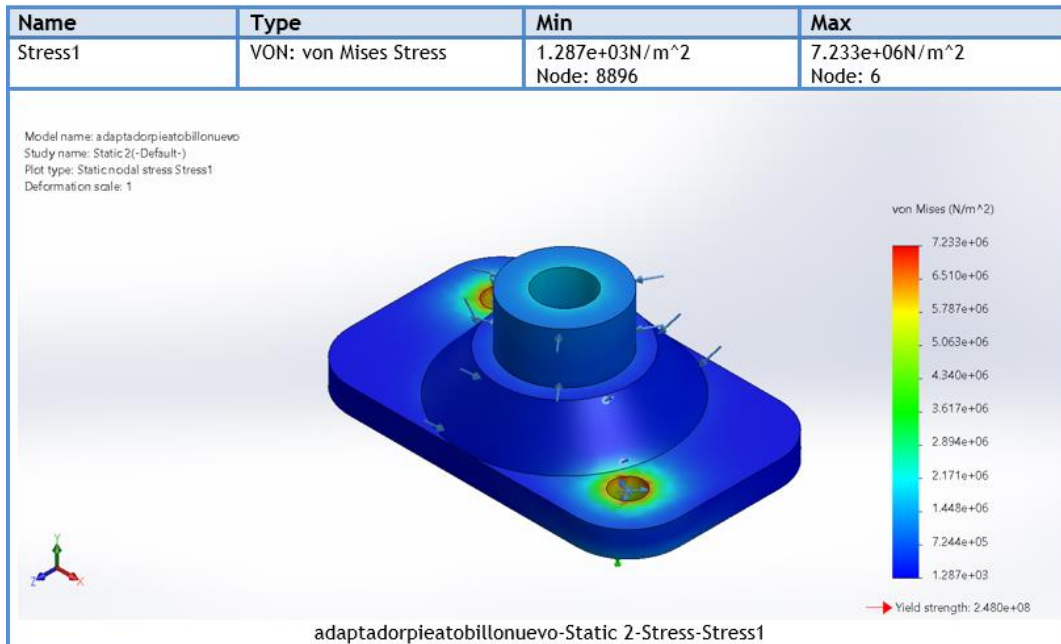


Ilustración 61. Conector inferior prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia

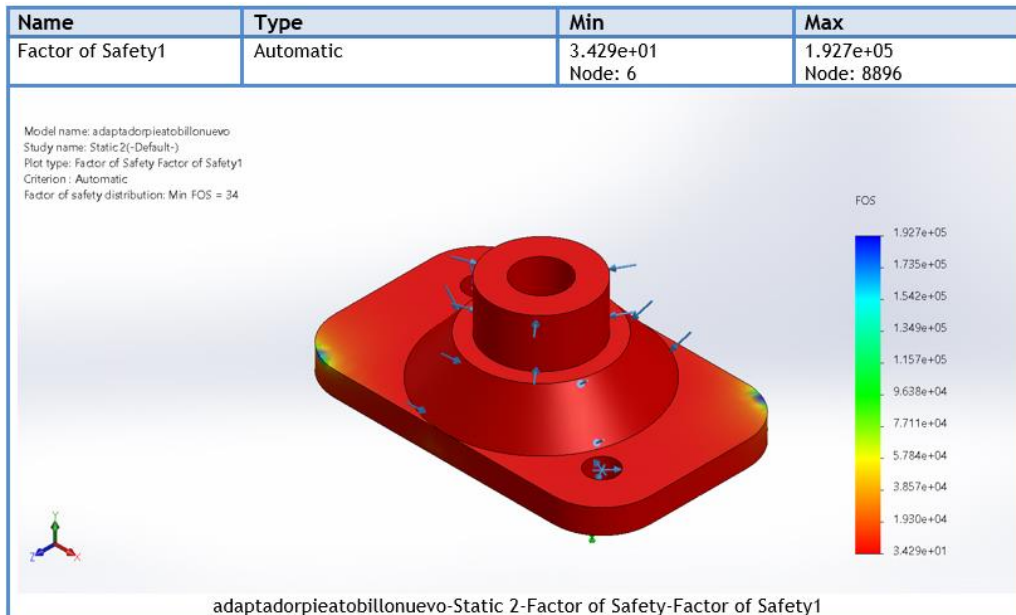


Ilustración 62. Conector inferior prueba de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia

En las Ilustraciones 61 y 62 se presentan las pruebas de stress y de factor de seguridad, dándonos como resultado en stress mínimo de  $1.287e+03\text{N/m}^2$  con un nodo de 8,896 y máxima de  $7.233e+06\text{N/m}^2$  con un nodo de 6.

Y en la Ilustración 62 que es el resultado de la prueba de factor de seguridad, como mínimo es  $3.429e+01$  con un nodo de 6 y un factor de seguridad máximo de  $1.927e+05$ , esta pieza tenía que presentar un buen factor de seguridad ya que es la unión de la estructura con el pie.

Para las pruebas de desplazamiento tenemos la siguiente tabla 14, que nos muestra los resultados de desplazamiento mínimo y máximo con sus respectivos nodos.

Tabla 14. Prueba de desplazamiento resultante del conector inferior.

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	0.000e+00mm
Máximo	2.530e-04mm
Nodo mínimo	1
Nodo máximo	12,229

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 14 se obtiene como resultado de desplazamiento mínimo de  $0.000e+00\text{mm}$  con un nodo de 1 y desplazamiento máximo de  $2.530e-04\text{mm}$  con un nodo de 12,229.

### 5.1.1.4. Enlace superior

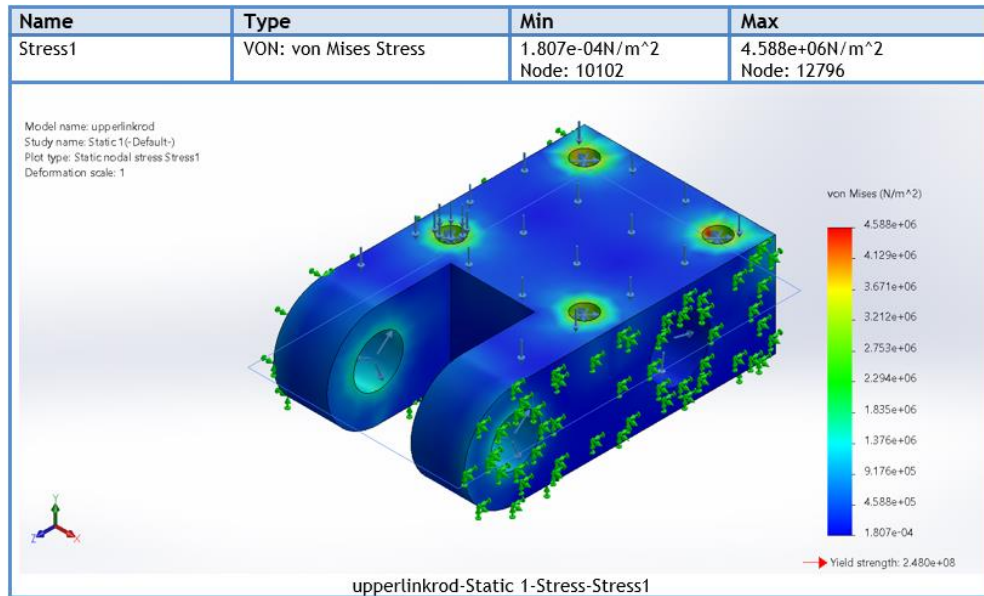


Ilustración 63. Enlace superior prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia

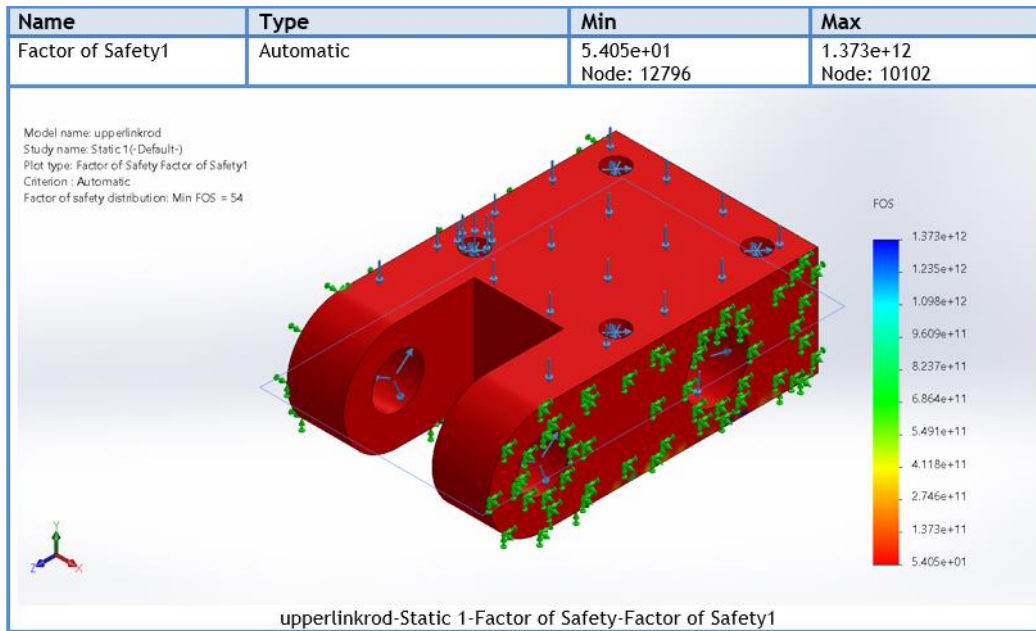


Ilustración 64. Enlace superior prueba de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia

Se muestra el enlace superior que estará siendo conectado con el amortiguador magneto reológico y el conector superior, también se junta con la estructura base, presentan una prueba de stress y de factor de seguridad como se puede observar en la Ilustración 63 y 64, como prueba de stress mínima es  $1.807e+04\text{N/m}^2$  con un nodo de 10,102 y de stress máximo  $4.588e+06\text{N/m}^2$  con un nodo de 12,796.

Como prueba de desplazamiento se realizó la siguiente tabla 15 que muestra los resultados de desplazamiento mínimo  $0.000e+00\text{mm}$  con un nodo de 89 y máximo  $2.531e-04\text{mm}$  con un nodo de 86.

Tabla 15. Prueba de desplazamiento resultante en enlace superior.

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	$0.000e+00\text{mm}$
Máximo	$2.531e-04\text{mm}$
Nodo mínimo	89
Nodo máximo	86

Fuente: Elaboración propia

### 5.1.1.5. Estructura base

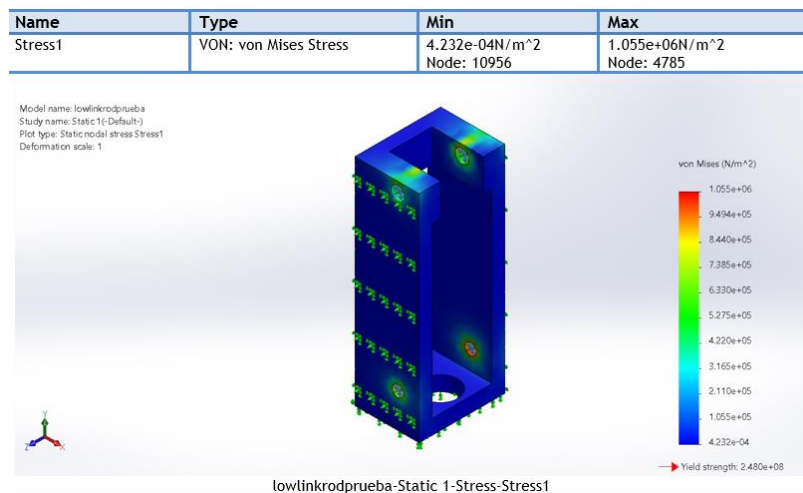


Ilustración 65. Estructura base prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia

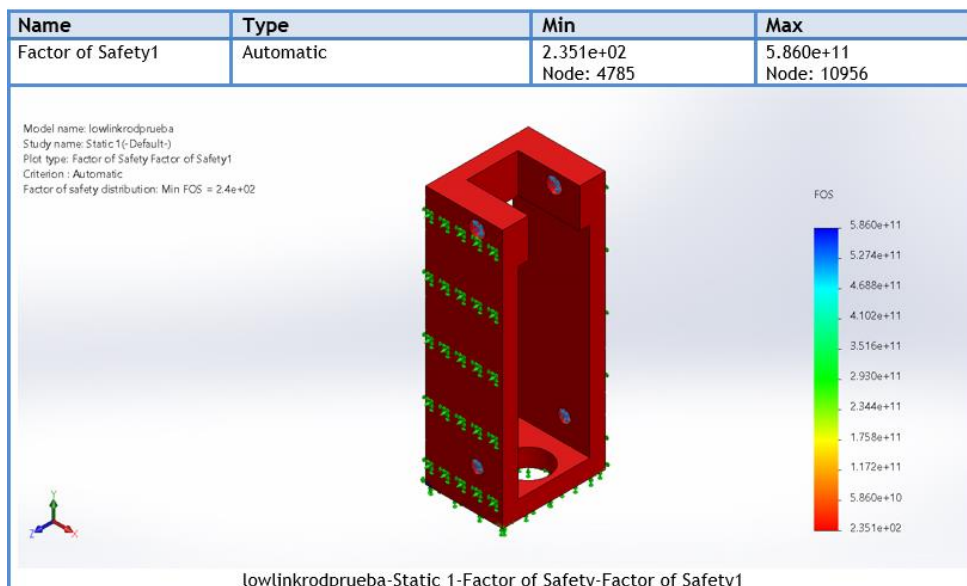


Ilustración 66. Estructura base prueba de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia

En la Ilustración 65 se desarrolló una prueba de stress mínima de  $4.232e+04\text{N/m}^2$  con un nodo de 10,956 y máxima de  $1.055e+06\text{N/m}^2$  con un nodo de 4,785. Y en la Ilustración 62 se realizó una prueba de factor de seguridad mínimo de  $2.351e+02$  con nodo de 4,785 y máximo de  $5.860e+11$  con un nodo de 10,956.

Para las pruebas de desplazamiento se obtuvieron los resultados que se muestran en la tabla 16.

Tabla 16. Prueba de desplazamiento resultante de la estructura base

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	0.000e+00mm
Máximo	1.727e-04mm
Nodo mínimo	8
Nodo máximo	11,185

Fuente: Elaboración propia

### 5.1.1.6. Pilar de apoyo inferior

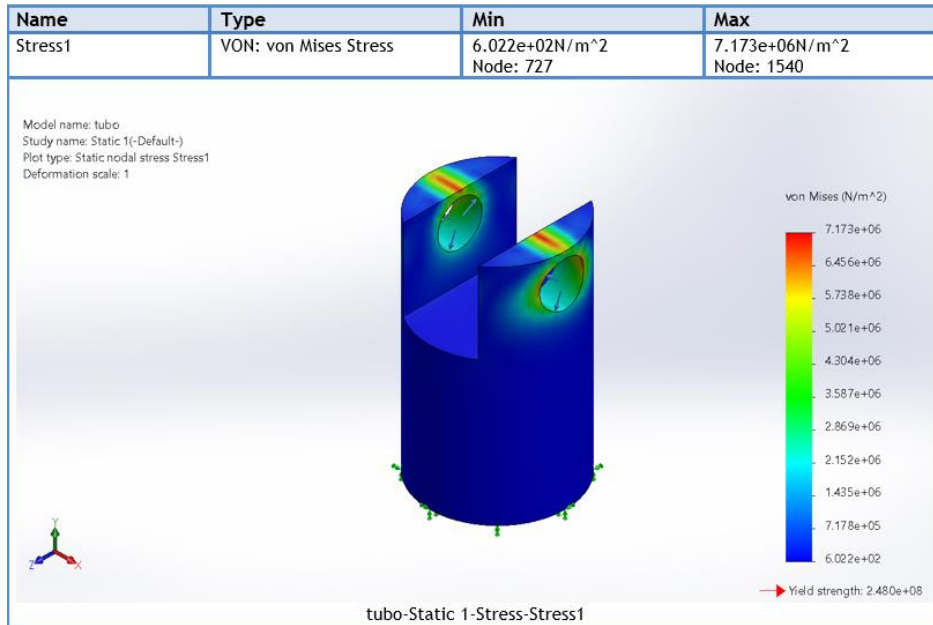


Ilustración 67. Pilar de apoyo inferior, prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia

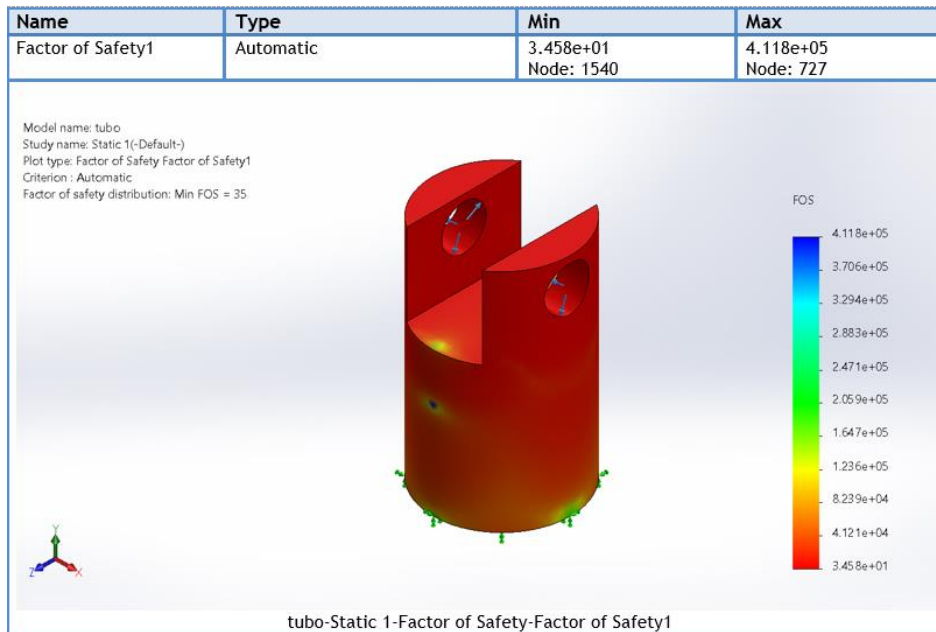


Ilustración 68. Pilar de apoyo inferior, prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia



Las Ilustraciones 67 y 68 muestran las pruebas de stress y factor de seguridad realizadas, donde se muestran sus resultados mínimos y máximos con su respectivo nodo.

Para la prueba de desplazamiento resultante los resultados mínimos y máximos con sus nodos se encuentran en la tabla 17.

Tabla 17. Prueba de desplazamiento resultante de pilar de apoyo inferior.

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	0.000e+00mm
Máximo	1.343e-03mm
Nodo mínimo	26
Nodo máximo	1,003

Fuente: Elaboración propia

### 5.1.1.7. Extensión inferior

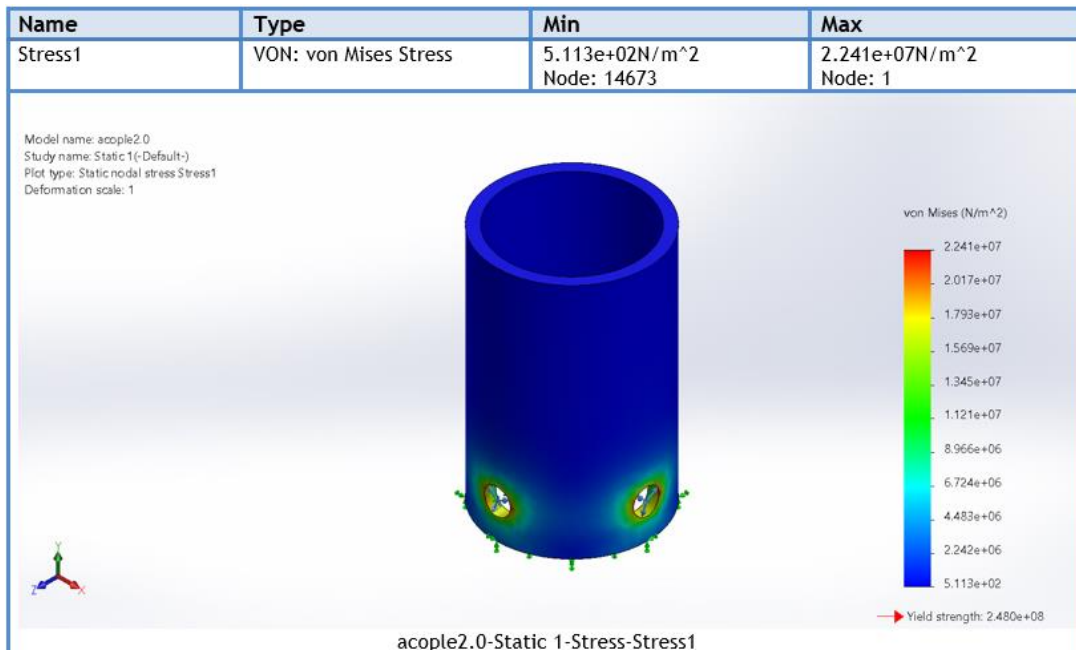


Ilustración 69. Extensión inferior, prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia

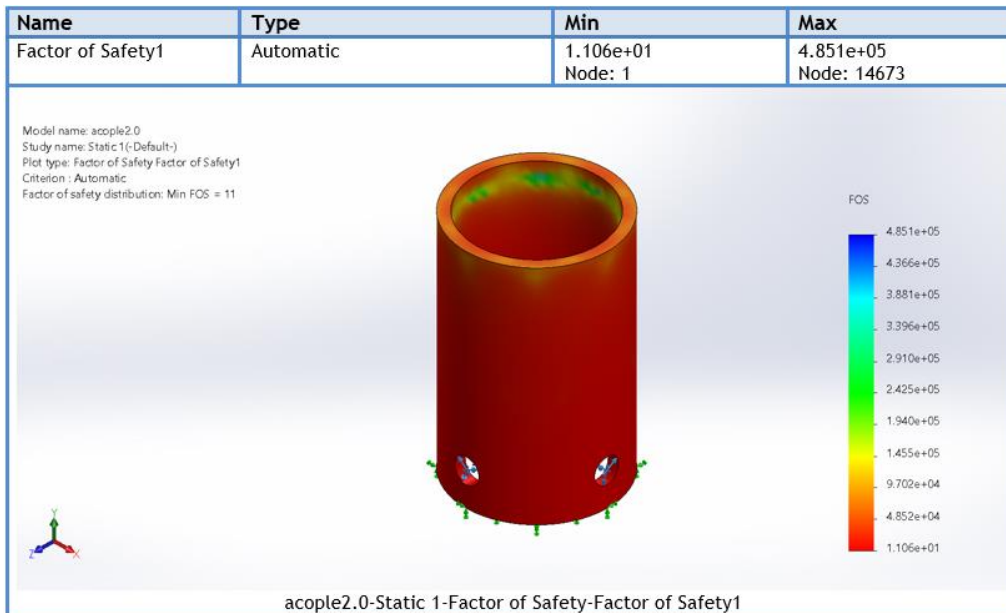


Ilustración 70. Extensión inferior, prueba de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia

Las Ilustraciones 69 y 70 muestran las pruebas de stress y factor de seguridad realizadas, donde se ven sus resultados mínimos y máximos con su respectivo nodo de la extensión inferior. Esta pieza es la que estará dentro del pilar de apoyo inferior, sus pruebas de factor de seguridad, stress y desplazamiento era importante que presentara buenos resultados ya que esta pieza se le aplica bastante fuerza.

Para las pruebas de desplazamiento resultante se desarrolló la tabla que refleja los resultados mínimos, máximos con sus nodos de la extensión inferior.

Tabla 18. Pruebas de desplazamiento resultante de extensión inferior.

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	0.000e+00mm
Máximo	1.169e-03mm
Nodo mínimo	100
Nodo máximo	38

Fuente: Elaboración propia

### 5.1.1.8. Pie

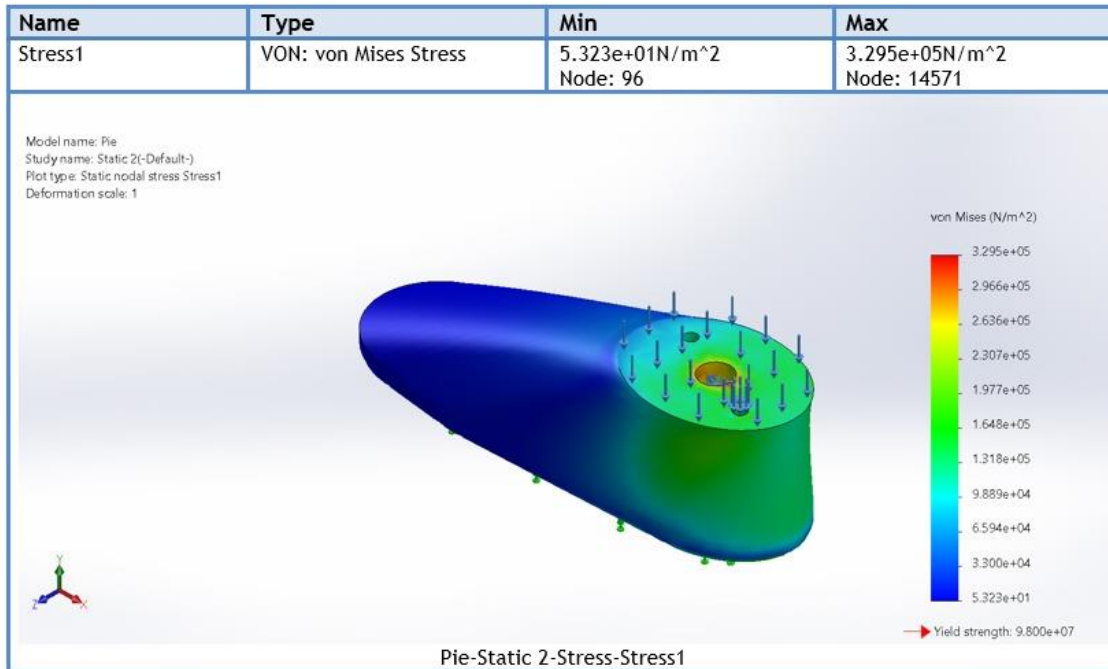


Ilustración 71. Pie, prueba de stress.

Fuente: Elaboración propia

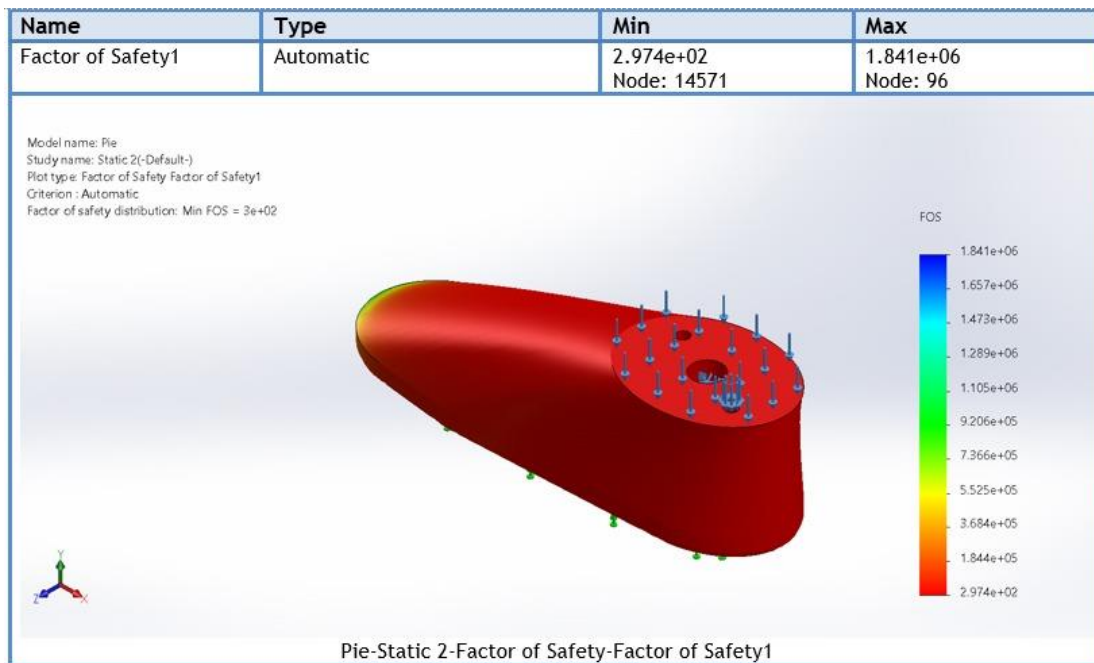


Ilustración 72. Pie, prueba de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia

En la Ilustración 71 se muestra la prueba de stress que se le aplico al pie de madera, y se puede ver el resultado mínimo de stress  $5.323e+01\text{N/m}^2$  con un nodo de 96 y máximo de  $3.295e+05\text{N/m}^2$  con un nodo de 14,571 en la parte superior.

En la Ilustración 72 se realizó una prueba diferente, el factor de seguridad y como resultado mínimo dio  $2.974e+02$  con un nodo de 14,571 y máxima de  $1.841e+06$  con un nodo de 96.

Los resultados del pie nos muestran que, si es capaz de resistir un peso de 400 N, siendo la pieza que resiste el peso toda y es la que está haciendo el contacto contra el suelo, si demuestra ser segura.

Para las pruebas de desplazamiento resultante del pie, se obtuvieron los resultados mínimos de  $0.000e+00\text{mm}$  con un nodo de 39 y como resultado de desplazamiento máximo es  $8.169e-04\text{mm}$  con un nodo de 191.

Tabla 19. Prueba de desplazamiento resultante en el pie.

Tipo	URES: Desplazamiento resultante
Mínimo	$0.000e+00\text{mm}$
Máximo	$8.169e-04\text{mm}$
Nodo mínimo	39
Nodo máximo	191

Fuente: Elaboración propia

## 5.1.2. SISTEMA DE CONTROL

Dentro de este sistema se muestran los resultados y análisis obtenidos de procesamiento, amortiguamiento y programación.

### 5.1.2.1. Subsistema de procesamiento

Para poder comprender todo el proceso, se realizó un diagrama de flujo donde se muestra más detallado el control y accionamiento.

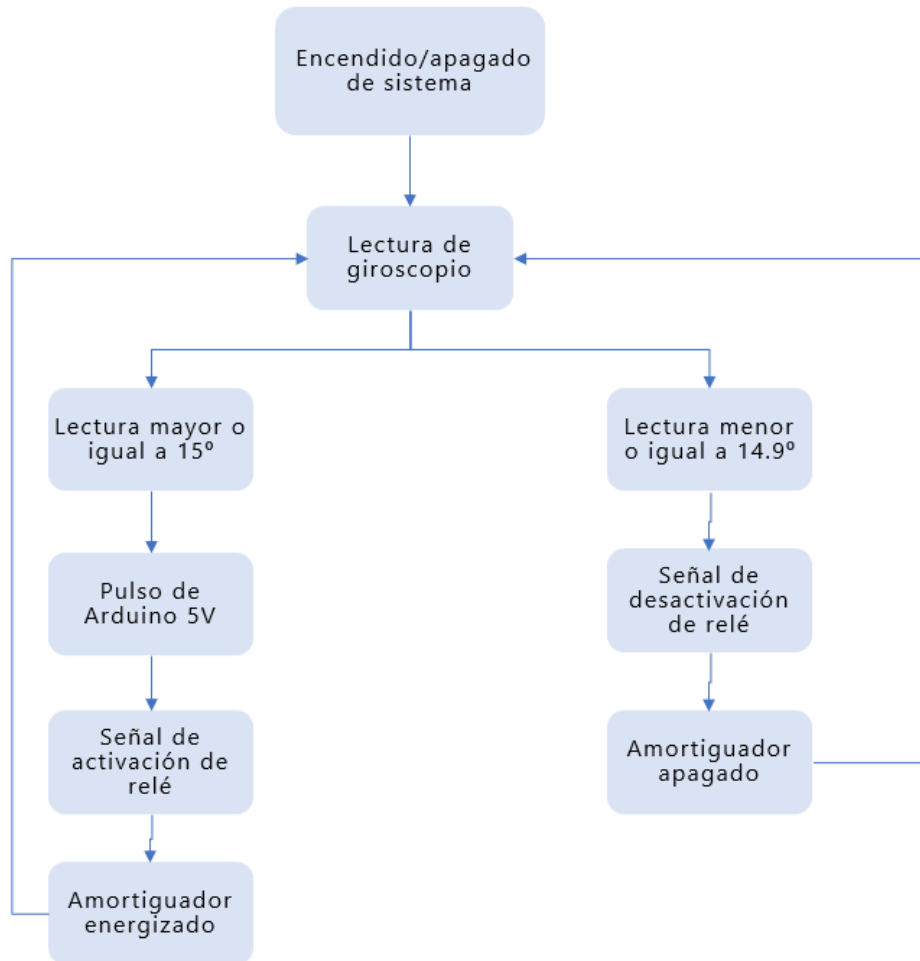


Ilustración 73. Diagrama de flujo de procesamiento.

Fuente: Elaboración propia

La batería será la cual energiza todos nuestros componentes electrónicos, una vez estos se conecten al cable de poder. La batería pasa su potencia hacia una placa de regulador de voltaje y corriente que contiene un microprocesador ltc3780 para realizar este tipo de operación luego en la salida positiva de la placa se conecta al contacto común de un relé de 5v que es alimentado por la placa de desarrollo Arduino nano capaz de entregar un voltaje de 5v.

El relé tiene una entrada que se puede conectar a un pin del Arduino para que por medio de un pulso de la salida digital se activa o desactiva según los valores que el giroscopio MPU6050 está leyendo, los valores que está detectando y los parámetros que se dieron será quien decida

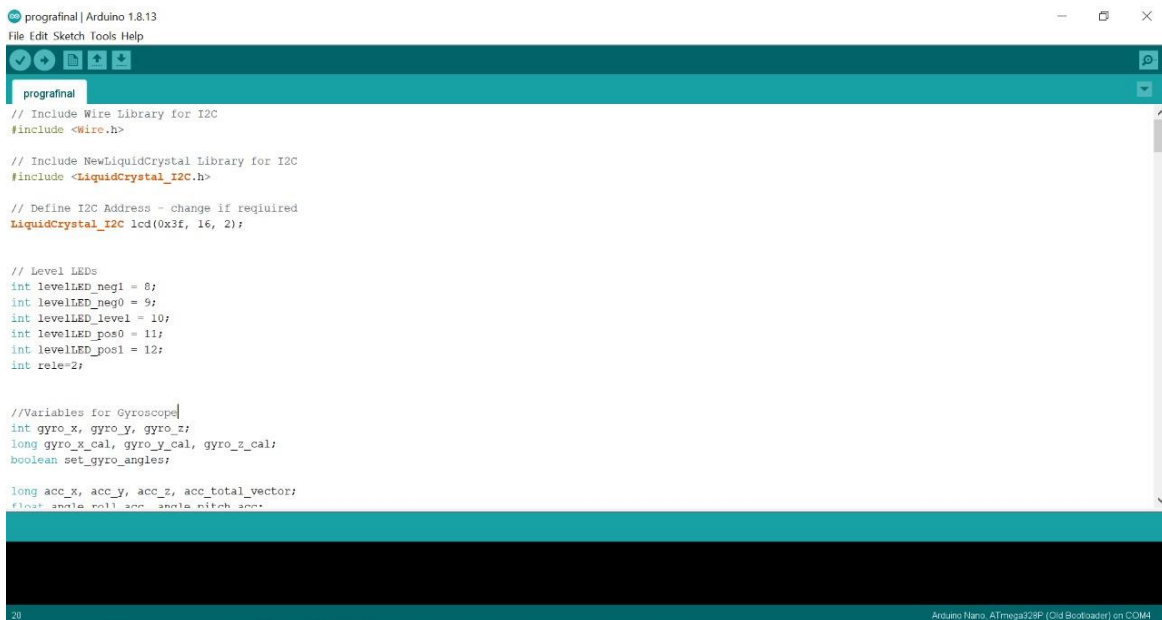
si al contacto normalmente abierta permitirá dejar pasar el flujo de corriente y voltaje que está conectado al contacto común del relé haciendo que de esta manera el amortiguador reciba la cantidad de energía que necesita.

Para una mejor visualización unos leds indicaran el estado en que se encontrara la prótesis, un led verde se activara si es mayo a 15 grados o un led rojo cuando sea menor a 15 grados.

También se encuentra un medidor de voltaje y corriente con el cual a la entrada de la placa ltc3580 se conecta para poder energizarse el cable negativo se conecta al puerto de salida negativo de la placa ltc3780, el cable que mide la corriente va conectado al contacto común del relé y su cable positivo se conecta a la parte negativa de la carga en este caso el amortiguador.

### 5.1.2.2. Subsistema de programación

La programación por medio de Arduino Software, se realizaron pruebas y descargas de librería de ciertos sensores con la ayuda de componentes electrónicos para permitir la activación del amortiguador magneto reológico. Como se puede observar en la Ilustración 75 y 76.



```
prografinal | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
prografinal
// Include Wire Library for I2C
#include <Wire.h>

// Include NewLiquidCrystal Library for I2C
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

// Define I2C Address - change if required
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3F, 16, 2);

// Level LEDs
int levelLED_neg1 = 8;
int levelLED_neg0 = 9;
int levelLED_level = 10;
int levelLED_pos0 = 11;
int levelLED_pos1 = 12;
int rele=2;

//Variables for Gyroscope
int gyro_x, gyro_y, gyro_z;
long gyro_x_cal, gyro_y_cal, gyro_z_cal;
boolean set_gyro_angles;

long acc_x, acc_y, acc_z, acc_total_vector;
float angle_roll, acc_angle_pitch, acc...
```

Ilustración 74. Programación en Arduino #1

Fuente: Arduino Software

```

// Check Angle for Level LEDs
if (angle_pitch_output < -2.01) {
  // Turn on Level LED
  digitalWrite(levelLED_neg1, HIGH);
  digitalWrite(levelLED_neg0, LOW);
  digitalWrite(levelLED_level, LOW);
  digitalWrite(levelLED_pos0, LOW);
  digitalWrite(levelLED_pos1, LOW);
  digitalWrite(rele, HIGH);
} else if ((angle_pitch_output > -2.00) && (angle_pitch_output < -1.01)) {
  // Turn on Level LED
  digitalWrite(levelLED_neg1, LOW);
  digitalWrite(levelLED_neg0, HIGH);
  digitalWrite(levelLED_level, LOW);
  digitalWrite(levelLED_pos0, LOW);
  digitalWrite(levelLED_pos1, LOW);
  digitalWrite(rele, HIGH);
} else if ((angle_pitch_output < 1.00) && (angle_pitch_output > -1.00)) {
  // Turn on Level LED
  digitalWrite(levelLED_neg1, LOW);
  digitalWrite(levelLED_neg0, LOW);
  digitalWrite(levelLED_level, HIGH);
  digitalWrite(levelLED_pos0, LOW);
  digitalWrite(levelLED_pos1, LOW);
  digitalWrite(rele, HIGH);
}

```



Ilustración 75. Programación en Arduino #2

Fuente: Arduino Software

### 5.1.2.3. Subsistema de amortiguamiento

Cada uno de los componentes usados en el proyecto se conectaron en su respectivo lugar como se puede visualizar en la Ilustración 76.

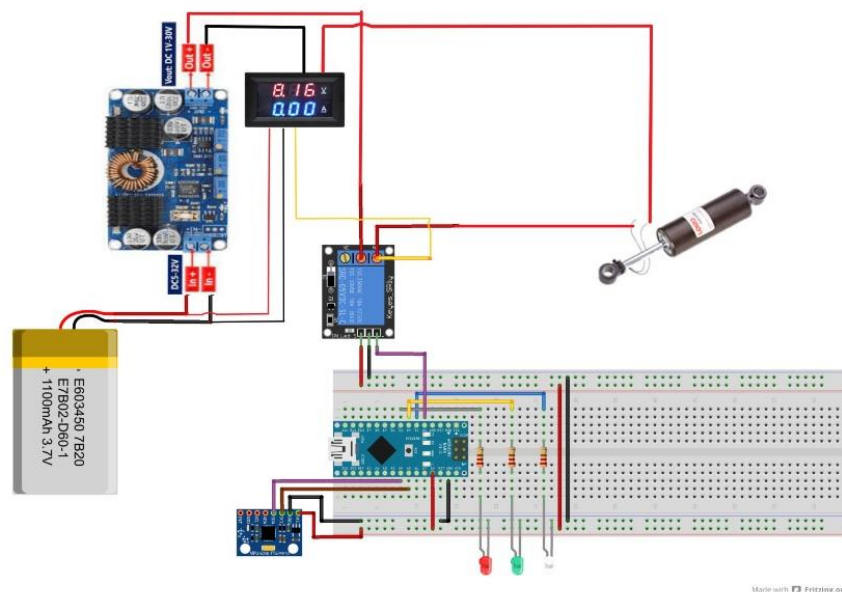


Ilustración 76. Circuito electrónico conectado.

Fuente: Propia utilizando programa de Fritzing.

Dentro del Arduino se encuentran las conexiones digitales que están conectadas a unas luces leds y el relé, por otro lado, en las salidas análogas se encuentra conectado el giroscopio que es alimentado por los 5V que le suministra el Arduino nano, donde todos los dispositivos electrónicos debe tener la misma tierra.

El Arduino es alimentado por el puerto USB de la computadora, se buscó una batería con un voltaje de 18V y con la placa ltc3780 pudiera ser regulado por el estabilizador de voltaje y corriente para que a la salida este tuviera 12v y 0.3A para alimentar el amortiguador.

También el medidor de voltaje y corriente está conectado a la entrada del estabilizador donde uno de sus cables se conecta al relé para medir la corriente, el siguiente cable positivo se conecta al puerto negativo del amortiguador y negativo del medidor de voltaje y corriente se conecta a la salida del negativo del estabilizador y regulador.

Para poder calcular cuánto es la fuerza de impacto que tendrá el individuo contra el suelo, se utilizaron ecuaciones matemáticas (Ecuación 11,12,13 y 14), teniendo en cuenta ya el peso 80 Kg. Se hicieron cálculos de varias alturas de la elevación que hace el pie hasta regresar el suelo en un rango de 0.05 a 0.125, ya que se considera diferentes tipos de caminado. El dato de desplazamiento de 0.05 es ya una de las características del amortiguador por medio de la empresa LORD.

Tabla 20. Fuerza de impacto.

Altura	Velocidad final (m/s)	Velocidad media (m/s)	Tiempo de amortiguamiento (s)	Fuerza de impacto en una pierna (N)
0.05 m	0.98	0.49	0.10	392
0.075 m	1.21	0.607	0.08	605
0.100 m	1.401	0.700	0.07	784
0.125 m	1.56	0.78	0.06	981

Fuente: Elaboración propia



Según D.Q Truong y K.K Ahn la experimentación en el amortiguador magneto reológico de la empresa LORD, mismo amortiguador que se utilizó; realizaron la prueba con frecuencia de 1Hz que es la misma salida que maneja el Arduino nano y la reacción de la fuerza en diferentes corrientes aplicadas.

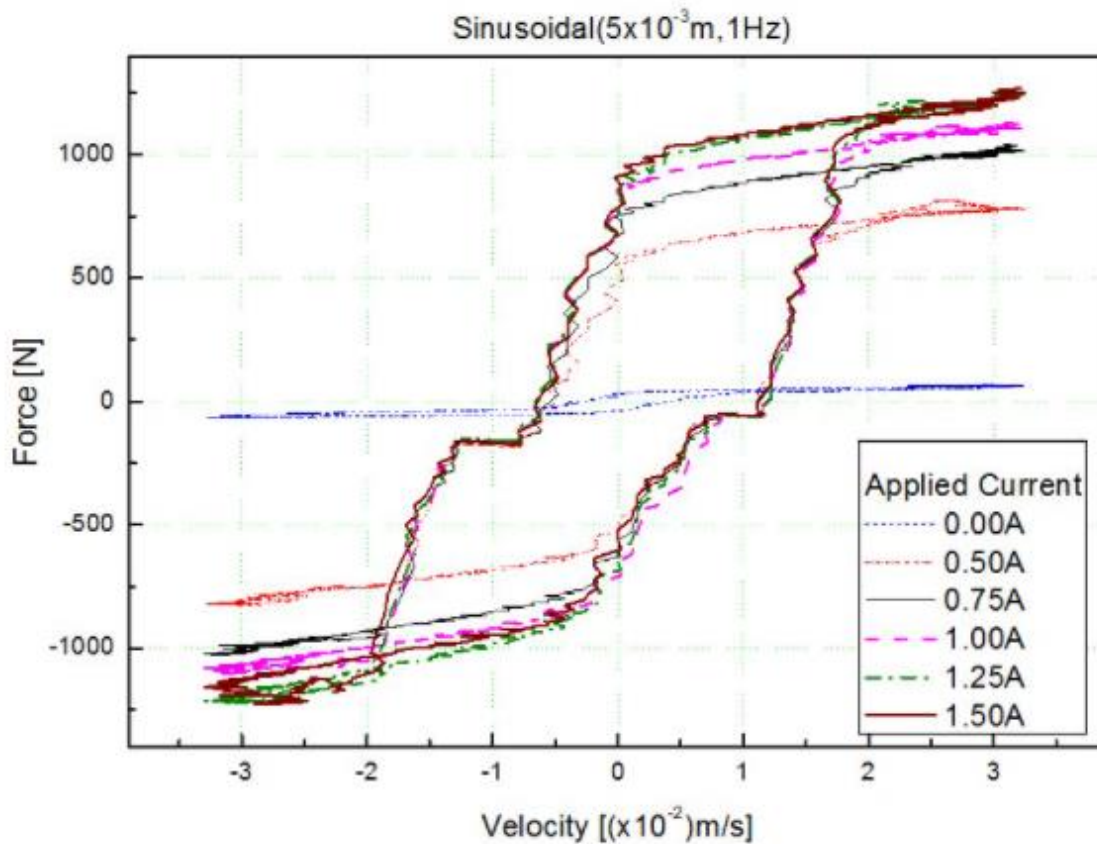


Ilustración 77. Relación de velocidad de pistón y corriente aplicada.

Fuente: D.Q Truong y K.K Ahn

En la Ilustración 78 se muestra la relación de fuerza y velocidad que tiene el amortiguador magneto reológico conforme a cuanto corriente se le este suministrado, se muestra un rango de 0.00A a 1.50A. Dependiendo con cuanto frecuencia trabaje la velocidad ira aumentando.

### 5.1.3. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN

Para saber la autonomía de la batería se utilizó la ecuación 15, que nos da un resultado de 15 horas de autonomía, lo cual lo hace perfecto ya que su duración sería larga y como la batería puede ser recargable el usuario no tendría problema en utilizarlo.

### 5.1.4. DISEÑO COMPLETO DE PROTOTIPO EN 3D SOLIDWORKS.

En la Ilustración 78,79,80 y 81 se presentan todas las piezas ensambladas, montando el resultado final del prototipo, donde este presenta una altura de 61.09 cm, lo que lo hizo perfecta ya que se encuentra en el rango de una altura promedio en Honduras.

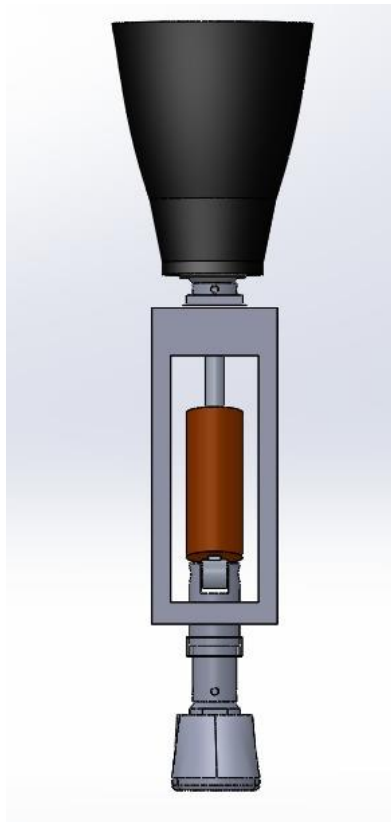


Ilustración 78. Diseño frontal

Fuente: Elaboración propia

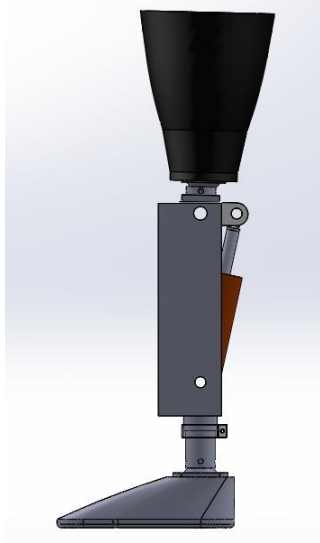


Ilustración 79. Diseño Lateral

Fuente: Elaboración propia

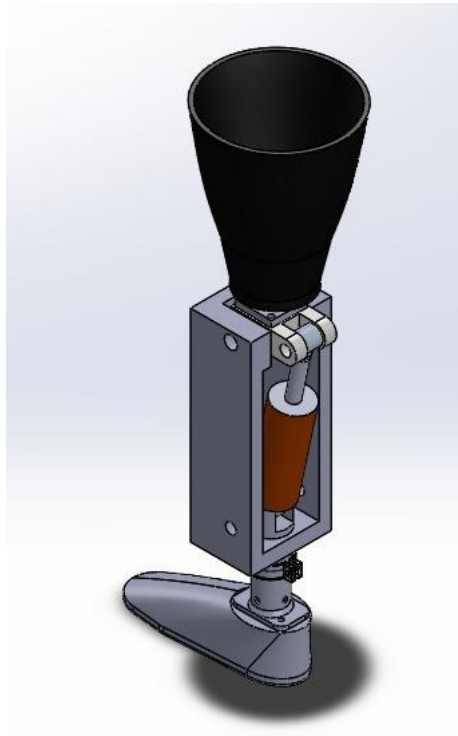


Ilustración 80. Diseño Posterior

Fuente: Elaboración propia

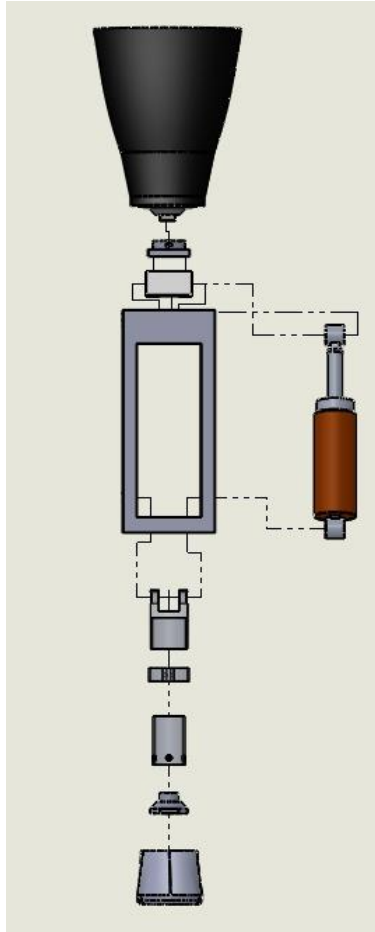


Ilustración 81. Componentes de Diseño

Fuente: Elaboración propia

#### 5.1.5. RESULTADO FÍSICO

En las siguientes Ilustraciones 82,83,84 y 85 se muestra el resultado final en diferentes vistas tales como frontal, lateral izquierdo, lateral derecho y trasero de las piezas ensambladas junto con sus componentes eléctricos y electrónicos.



Ilustración 82. Resultado final vista frontal.

Fuente: Propia



Ilustración 83. Resultado final vista lateral izquierdo.

Fuente: Propia



Ilustración 84. Resultado final vista trasera.

Fuente: Propia

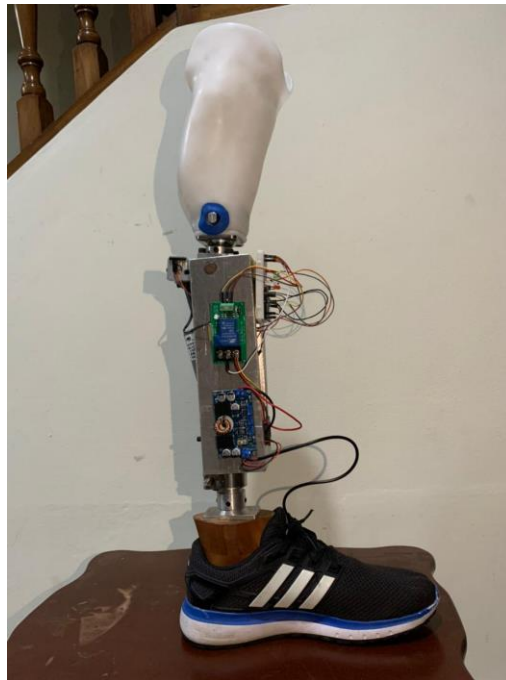


Ilustración 85. Resultado final vista lateral derecha.

Fuente: Propia

### 5.1.5.1. Resultado de activación

En las siguientes Ilustración 86 se observa que la cuenca se encuentra en posición vertical entonces se hace la activación de un led rojo que nos da a entender no está en un ángulo suficiente para que se realice el paso de voltaje/corriente,

Y la Ilustración 87 se observa activado un led azul y verde, el azul representa que el amortiguador este encendido y el verde representa la inclinación adecuada para activar el paso de voltaje y corriente en el amortiguador magneto reológico.



Ilustración 86. Resultado led roja, 0 paso voltaje/corriente.

Fuente: Propia

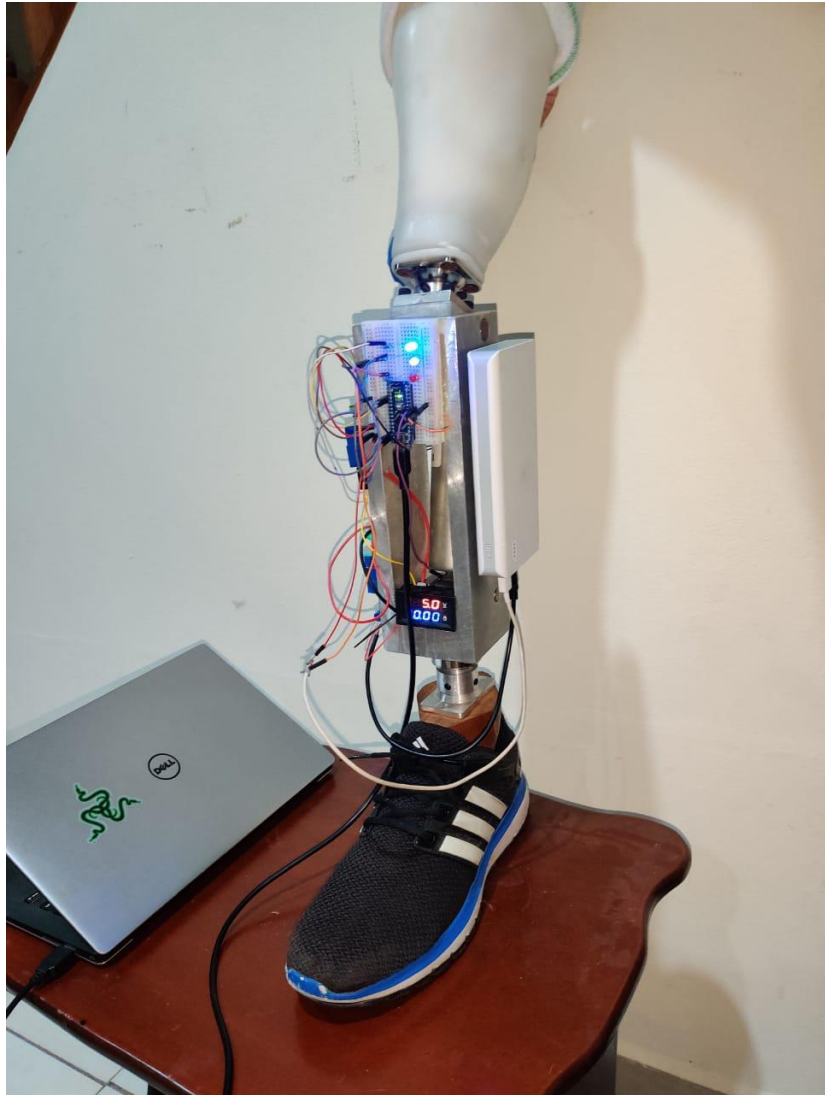


Ilustración 87. Resultado led azul, paso de voltaje/corriente.

Fuente: Propia



### 5.1.6. RESULTADOS DE COSTOS

En la tabla se reflejan los costos de amortiguador, material, componentes electrónicos y mano de obra que fueron producto para la elaboración final del proyecto.

Tabla 21. Costos de material.

Material	Costo (Lps)
Aluminio 5083	2,083
Polipropileno	1,000
Madera (roble)	700
<b>TOTAL</b>	<b>3,783</b>

Fuente: Elaboración propia

Tabla 22. Costos de componentes electrónicos.

Componentes electrónicos	Costo (Lps)
LTC 3680	750
Relé 5V	220
Protoboard	90
Giroscopio MPU 6050	140
Arduino nano	250
Medidor de voltaje y corriente	266
Batería	1,372
Set de leds	35
Set de resistencias	35
Jumpers	110

Cable mini USB	150
TOTAL	3,418

Fuente: Elaboración propia

Tabla 23. Costos de mano de obra.

Mano de obra	Costo (Lps)
TOTAL	4,000

Fuente: Elaboración propia

Tabla 24. Costo de amortiguador.

Amortiguador magneto reológico	Costo (Lps)
TOTAL	11,337

Fuente: Elaboración propia

Tabla 25. Costo mano de obra

Mano de Obra	Costo (Lps)
Madera	700
Aluminio	2,500
Programación	800
TOTAL	4,000

Fuente: Elaboración propia

Tabla 26. Costo final de prototipo.

Prototipo Prótesis Transfemoral	Costos (Lps)
Material	3,783
Componentes electrónicos	3,418
Mano de obra	4,000
Amortiguador magneto reológico	11,337
<b>TOTAL</b>	<b>22,538</b>

Fuente: Elaboración propia

## VI. CONCLUSIONES

1. Se comprueba que se puede regular automáticamente la corriente que es aplicada al amortiguador magneto reológico ya que, cuando este es mayor a  $15^\circ$  se activa permitiendo el paso de voltaje y corriente; si es menor a  $14.9^\circ$  se desactiva.
2. Se comprobó que el rediseño del prototipo a base de aluminio 5083, los costos de material para su elaboración son menores al de una prótesis activa normal, con un costo de 2,083 Lps.
3. El circuito desarrollado con los diferentes componentes electrónicos logra estabilizar y regular en la salida un voltaje de 12 V y una corriente de 0.3 A hacia el amortiguador.
4. Por medio del ensamble final el prototipo puede ser ajustable a una altura mínima de 66 cm y una altura máxima de 69 cm.
5. Podemos ver que por medio de simulaciones en 3D SolidWorks, el material escogido y el diseño que se presentó cumple con las medidas adecuadas para resistir un peso de una persona promedio de Honduras de 80 kg, ya que se aplicó una fuerza de 400 N en cada una de las piezas.

## **VII. RECOMENDACIONES**

1. Adicionar más sensores para una mejor precisión en la activación del amortiguador magneto reológico.
2. Se recomienda utilizar el aluminio 5083 ya que es un material al alcance y de un costo accesible.
3. Adicionar más sensores para una mejor precisión en la activación del amortiguador magneto reológico.
4. Realizar una placa electrónica en sustitución del circuito eléctrico, para disminuir espacio de componentes y su función sea más eficiente.
5. Desarrollar pruebas de esfuerzo en el amortiguador magneto reológico por medio de maquinaria especial para demostrar los resultados en base a frecuencia, amperaje y fuerza aplicada.
6. Realizar pruebas finales de marcha en un individuo.

## Bibliografía

1. A. F. Méndez-Sánchez, L. P.-T. (2009). Determinación de la viscosidad de fluidos. 237-238.
2. A. Martín Nogueras, J. L. (1999). Fases de la marcha humana . *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 44-49.
3. Alcover Raul, C. S. (2008). Diseño de prótesis robótica para miembro inferior. *Tesis* .
4. CAMO. (2018). CAMO. Obtenido de Servicio para personas con discapacidad : <https://es.camo.org/servicios/servicios-para-personas-con-discapacidad/>
5. Celedonia, I. (2003). *La Marcha Humana* . Obtenido de La marcha humana : <https://sites.google.com/site/lamarchahumana/>
6. Coordinadores Académicos y Docentes Asesores. (2012). *Guía de Estructura y Estilo para Informes de Práctica Profesional y Proyecto de Graduación*. Tegucigalpa: Facultad de Ingeniería UNITEC.
7. Cruces, L. (06 de Julio de 2020). *Que es el socket*. Obtenido de Protésica : <https://www.protesicave.com/que-es-el-socket-protesis-ortopedica>
8. Dios, J. R. (18 de Septiembre de 2013). *Metalmecánica* . Obtenido de Propiedades y aplicaciones de los fluidos magnetoreológicos : <https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/115833-Propiedades-y-aplicaciones-de-los-fluidos-magnetoreologicos.html>
9. Dufour, M. (29 de Noviembre de 2012). *Anatomía del miembro inferior* . Obtenido de Sciencedirect.com: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1762827X12619294>
10. Ernesto C. Martínez- Villalpando, J. W. (2008). Design of an Agonist-Antagonist Active Knee Prosthesis . 4.
11. Espinoza, V. (2014). *Prótesis de pierna* . Obtenido de Mediprax : <https://aparatosortopedicos.com/que-es-una-protesis-de-pierna/>

12. Frank Sup, A. B. (2008). Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis. *The International Journal of Robotics Research*.
13. G., A. M. (2010). Reología, la ciencia que estudia el movimiento de los fluidos .
14. GrauSoler. (2020). *GrauSoler.es*. Obtenido de GrauSoler divisiones protésicas : <https://www.grausoler.es/>
15. INADI. (2013). *Instituto Nacional de Diabeticos* . Obtenido de portalunico.iaip.gob.hn: <https://portalunico.iaip.gob.hn/portal/index.php?portal=434>
16. INE. (21 de Mayo de 2021). *INE Instituto Nacional de Estadísticas*. Obtenido de ine.gob.hn: <https://www.ine.gob.hn/V3/>
17. K. Fite, J. M. (2007). Design and Control of an Electrically Powered Knee Prosthesis.
18. Lazcano, A. V. (2009). Diseño y desarrollo de una prótesis Flex-Foot. *Tesis de maestría*.
19. Lesmes, D. (2007). Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano.
20. Levangie, P. K. (1981). *Joint structure and function 5th ed*.
21. Lissner, W. y. (2008). *Biomecánica del cuerpo humano* . Barney Le Veau .
22. LORD. (2020). *How does an MR damper work*. Obtenido de LORD : <https://www.lord.com/products-and-solutions/active-vibration-control/industrial-suspension-systems/how-does-mr-damper-work>
23. Maxon. (14 de Noviembre de 2017). *The intelligent Prosthetic Leg* . Obtenido de Robotics tomorrow: <https://www.roboticstomorrow.com/article/2017/11/the-intelligent-prosthetic-leg/10976/>
24. Miguel Rodríguez, F. G. (1998). Amortiguador magnetoreológico .
25. NEOTEC. (2019). *autoyas.com*. Obtenido de Laboratorio de ortesis y prótesis : <https://www.autoyas.com/HN/Tegucigalpa/1960027560887751/Neotec-Laboratorio-Ortesis-Y-Protesis#telephone>
26. OPS. (12 de Septiembre de 2019). *Organización Panamericana de la Salud*. Obtenido de IV Congreso Nacional de Diabetes:

[https://www.paho.org/hon/index.php?option=com\\_content&view=article&id=1753:iv-congreso-nacional-de-diabetes&Itemid=260](https://www.paho.org/hon/index.php?option=com_content&view=article&id=1753:iv-congreso-nacional-de-diabetes&Itemid=260)

27. Össur. (2015). *Catalogo de Protesis* . Obtenido de Össur.com:  
<https://assets.ossur.com/library/36064>
28. Ottobock. (2013). *Ottobock alrededor del mundo*. Obtenido de Ottobock.com:  
<https://www.ottobock.com.ar/>
29. Perez, S. Y. (29 de Agosto de 2016). Demanda de Protesis en el distrito central . *El Heraldo*, págs. <https://www.elheraldo.hn/tegucigalpa/984639-466/crece-demanda-de-pr%C3%B3tesis-por-mutilaciones-en-el-distrito-central>.
30. Real Academia Española. (2001). *Diccionario de la Lengua Española, XXII Edición*. Madrid, España: RAE.
31. S. Kapp, J. M. (2009). Lower Limb Prosthetics. En M. Army, *Care of combat amputee* (págs. 553-575). Washington DC. .
32. Salgado, S. (2012). En *Alineación en prótesis de miembro inferior por encima de la rodilla* (pág. 216).
33. Sanmetal. (2019). *Termoplasticos*. Obtenido de Delrin-POM:  
<http://www.sanmetal.es/productos/termoplasticos/delrin-pom/13#:~:text=El%20delrin%20es%20un%20material,resistencia%20mec%C3%A1nica%20y%20a%20la%20fatiga>.
34. Smith, D. (2004). *Amputacion transfemoral* .
35. SolidWorks. (2021). *SolidWorks* . Obtenido de <https://solid-bi.es/solidworks/>
36. Sup, F. V. (2009). Self-Contained Powered Knee and Ankle Prosthesis.
37. Teleton, L. (2019). *La teleton*. Obtenido de Laboratorio de ortesis y protesis :  
<http://teleton.org.hn/laboratorio-de-ortesis-y-protesis/>