



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

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

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO:

INGENIERO EN MECATRÓNICA

PRESENTADO POR:

21541060 JOSÉ MARCELO VEGA RODRÍGUEZ

ASESOR: ALICIA MARÍA REYES DUKE

CAMPUS: SAN PEDRO SULA; ENERO, 2021

DEDICATORIA

A mis padres, los cuales siempre estuvieron apoyándome durante todo el transcurso de mi carrera universitaria y a lo largo de mi vida con mucho amor.

AGRADECIMIENTO

Gracias a mis padres por el apoyo, por ser los principales promotores de mis sueños, por la confianza que han depositado en mí, por brindarme todas las herramientas que me permitieron realizar mis estudios y así poder perseguir mis sueños. Les agradezco por estar apoyándome tanto en los buenos momentos como en los malos.

Agradezco a todos los docentes de UNITEC que me brindaron sus conocimientos a lo largo de la carrera.

EPÍGRAFE

“Recuerda mirar arriba, a las estrellas y no abajo, a tus pies. Intenta dar sentido a lo que ves y pregúntate por lo que hace al universo existir. Sé curioso. Aunque la vida puede parecer difícil, siempre hay algo que puedes hacer y tener éxito. Lo importante es que no te rindas”

-Stephen Hawking

RESUMEN EJECUTIVO

En la actualidad, se ha incrementado la necesidad de las prótesis de miembros inferiores en la sociedad y muchas de las prótesis convencionales que se utilizan hoy en día no tienen incorporados componentes que ayuden a mitigar impactos, afectando a la duración de los componentes que se encuentran en la prótesis y a su vez, permitiendo que en la zona del muñón se puedan generar golpes los cuales terminan incomodando al usuario. Este proyecto de investigación se realizó con el objetivo de diseñar una prótesis transfemoral que sea capaz de generar movimiento mecánico en sus articulaciones. Haciendo uso del software de diseño CAD para la realización del diseño y con el uso de una matriz de decisión y multicriterio en la cual se compararon distintos materiales y se seleccionó el que mejor se adaptaba al proyecto una buena resistencia al peso al que estará sometido sin presentar una masa mayor a la de una pierna real. Se propuso y se demostró que la integración de un amortiguador magneto reológico es capaz de reducir completamente el impacto que se genera en los componentes e incluso en la zona del muñón.

Palabras clave – amortiguador, CAD, magneto-reológico, prótesis, software, transfemoral.

ABSTRACT

At present, the need for lower limb prostheses in society has increased and many of the conventional prostheses that are used today do not have incorporated components that help mitigate impacts, affecting the duration of the components that are found. in the prosthesis and in turn, allowing blows to be generated in the area of the stump which end up bothering the user. This research project was carried out with the objective of designing a transfemoral prosthesis that is capable of generating mechanical movement in its joints. Using CAD design software to carry out the design and with the use of a decision matrix and multi-criteria in which different materials were compared and the one that best suited the project was selected, a good resistance to the weight to which it will be subjected without present a mass greater than that of a real leg. It was proposed and demonstrated that the integration of a magneto-rheological damper is capable of completely reducing the impact that is generated on the components and even on the stump area.

Keywords - shock absorber, CAD, magneto-rheological, prosthesis, software, transfemoral.

ÍNDICE DE CONTENIDO

I. Introducción	1
II. Planteamiento Del Problema.....	3
2.1 Precedentes Del Problema.....	3
2.1.1 Precedentes En Honduras.....	3
2.2 Definición Del Problema.....	5
2.3 Justificación	6
2.4 Preguntas De Investigación.....	8
2.5 Objetivos.....	8
2.5.1 Objetivo General.....	8
2.5.2 Objetivos Específicos	8
III. Marco teórico	9
3.1 Análisis De La Situación Actual	9
3.1.1 Producción De Aparatos Prostéticos En El Mundo.....	9
3.1.2 Producción De Aparatos Prostéticos En Honduras	10
3.2 Teorías Del Sustento	12
3.2.1 Amputación	12
3.2.2 Prótesis.....	15
3.2.3 Biomecánica Humana.....	22
3.2.4 Reología.....	34
3.2.5 Instrumentación.....	46
IV. Metodología.....	48
4.1 Enfoque.....	48
4.2 Variables De Investigación	48
4.3 Técnicas E Instrumentación.....	49
4.4 Metodología De Estudio.....	49
4.4.1 Etapa I: Nivel De Los Sistemas.....	50
4.4.2 Etapa II: Nivel De Los Subsistemas	52
4.4.3 Etapa III: Realización De Partes	53
4.4.4 Etapa IV: Integración De Partes.....	59
4.4.5 Etapa V: Integración De Los Subsistemas	61
4.4.6 Etapa VI. Integración De Los Sistemas	63
4.4.7 Cronograma De Actividades	64

V. Análisis y Resultados	65
5.1 Análisis De Teorías Del Sustento	65
5.2 Sistema Estructural	65
5.2.1 Análisis Estáticos.....	66
5.2.2 Matriz De Decisión.....	77
5.2.3 Análisis Dinámicos	78
5.3 Sistema De Control Y Amortiguamiento	80
5.3.1 Procesamiento.....	81
5.3.2 Control y amortiguamiento.....	82
5.4 Sistema de Alimentación.....	85
5.4.1 Tiempo De Carga.....	85
5.4.2 Vida Útil.....	85
5.5 Diseño Final De La Prótesis Transfemoral.....	85
VI. Conclusiones	87
VII. Recomendaciones.....	88
Bibliografía	89

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Casos de discapacidad por sexo en Francisco Morazán.	4
Ilustración 2. Casos de discapacidad censados en Francisco Morazán según la edad.	5
Ilustración 3. Producción de Prótesis de miembro inferior.....	6
Ilustración 4. Porcentaje de prótesis fabricadas según el tipo.	7
Ilustración 5. Niveles de Amputación del Miembro Inferior.....	14
Ilustración 6. Clasificación de las Prótesis.....	16
Ilustración 7. Prótesis eléctrica de tobillo-pie.	18
Ilustración 8. Brazo Biónico	19
Ilustración 9. Prótesis Modulares para amputación transfemoral, rodillas modulares.....	19
Ilustración 10. Prótesis Parcial de pie para nivel de amputación chopart.....	20
Ilustración 11. Proceso para adaptación de prótesis transtibial.....	21
Ilustración 12. Planos Anatómicos.....	23
Ilustración 13. Flexión y extensión de la pierna en la articulación de la rodilla.	24
Ilustración 14. Flexión plantar y Dorsiflexión del pie en la articulación del tobillo.....	25
Ilustración 15. Abducción y aducción de los miembros derechos.	25
Ilustración 16. Rotación de los miembros izquierdos en las articulaciones glenohumeral y codera.....	26
Ilustración 17. Pronación y supinación del antebrazo en las articulaciones radiocubitales.	26
Ilustración 18. Apoyo y apoyo doble durante la caminata.....	27
Ilustración 19. Ciclo de Marcha.....	28
Ilustración 20. Articulación de la rodilla vista desde el plano sagital.....	29
Ilustración 21. Ejes de rotación de la articulación subastragalina.	31
Ilustración 22. Longitud de los segmentos del cuerpo según Drillis y Contini.	32
Ilustración 23. La definición fundamental de la viscosidad.....	35
Ilustración 24. Fluidos Newtonianos y no Newtonianos.	37
Ilustración 25. Comportamiento reológico de distintos fluidos.....	38
Ilustración 26. Clasificación del comportamiento reológico.	40
Ilustración 27. Formación de cadenas paralelas al campo magnético	42
Ilustración 28. Estructura de un amortiguador magneto reológico	44
Ilustración 29. Flujo del líquido magneto reológico	45
Ilustración 30. SOLIDWORKS	47
Ilustración 31. Variables dependientes e independientes.....	48
Ilustración 32. Metodología en V.....	50
Ilustración 33. Nivel de los sistemas y subsistemas.....	51
Ilustración 34. Etapa II: Nivel de los Subsistemas.	52
Ilustración 35. Etapa III: Realización de Partes	53
Ilustración 36. Controlador Wonder Box.....	57
Ilustración 37. Etapa IV: integración de partes.....	59
Ilustración 38. Fuerza de amortiguamiento a diferentes corrientes del amortiguador MD- 8041-1.	60
Ilustración 39. Etapa V: Integración de subsistemas.....	61
Ilustración 40. Etapa VI: Integración de los sistemas.....	64

Ilustración 41. Cronograma de Actividades.....	64
Ilustración 42. Diseño del soporte del muñón.....	67
Ilustración 43. Prueba von Mises al soporte del muñón.....	68
Ilustración 44. Prueba de desplazamiento al soporte del muñón.....	68
Ilustración 45. Diseño de la rodilla.	69
Ilustración 46. Prueba de von Mises a la rodilla.	70
Ilustración 47. Prueba de desplazamiento a la rodilla	70
Ilustración 48. Unión rodilla-amortiguador.....	72
Ilustración 49. Análisis de von Mises del pilar de apoyo.	72
Ilustración 50. Análisis de desplazamiento del pilar de apoyo.....	73
Ilustración 51. Prueba de von Mises al pie diseñado.	75
Ilustración 52. Pruebas de desplazamiento al pie diseñado.....	75
Ilustración 53. Movimiento angular de la rodilla.	79
Ilustración 54. Movimiento angular del pie en dorsiflexión.	80
Ilustración 55. Movimiento angular del pie en flexión plantar	80
Ilustración 56. Diagrama de flujo.....	81
Ilustración 57. Conexión de los componentes.....	82
Ilustración 58. Fuerza de impacto vs altura.....	84
Ilustración 59. Porcentaje de impacto mitigado	84
Ilustración 60. Prótesis transfemoral.....	86

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación #1. Ecuación de Gruebler.....	21
Ecuación #2. Centro de gravedad para un sistema de tres partículas.....	33
Ecuación #3. Esfuerzo Cortante.....	36
Ecuación #4. Viscosidad Dinámica.....	36
Ecuación #5. Ecuación de Bingham.....	43
Ecuación #6. Ley de Ampère.....	43
Ecuación #7. Flujo magnético.....	44
Ecuación #8. Segunda Ley de Newton.....	59
Ecuación #9. Ecuación del Peso.....	60
Ecuación #10. Velocidad final de impacto.....	62
Ecuación #11. Velocidad Media.....	62
Ecuación #12. Tiempo de amortiguamiento.....	62
Ecuación #13. Fuerza de impacto.....	63
Ecuación #14. Autonomía de la batería.....	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Costos de fabricación y tiempo requerido según el tipo de prótesis.....	11
Tabla 2. Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.....	33
Tabla 3. Centro de gravedad ajustada por Hinrichs.	33
Tabla 4. Propiedades mecánicas del aluminio.....	54
Tabla 5. Propiedades mecánicas del titanio.....	55
Tabla 6. Microcontroladores.....	56
Tabla 7. Acelerómetro y giroscopio.....	56
Tabla 8. Amortiguadores magneto reológicos.....	57
Tabla 9. Baterías 12V.....	58
Tabla 10. Parámetros para la fabricación de la prótesis.....	66
Tabla 11. Resultados de las pruebas a la rodilla.....	71
Tabla 12. Resultados de las pruebas a la tibia.	74
Tabla 13. Resultados del pie diseñado.....	76
Tabla 14. Matriz de decisión: Etapa I.....	77
Tabla 15. Matriz de decisión: Etapa II.....	77
Tabla 16. Matriz de decisión: Etapa III.....	78
Tabla 17. Fuerza de impacto a distintas alturas.....	83

I. Introducción

Nacer sin una extremidad o en algún momento de la vida perderla es un factor que cambia totalmente la vida de una persona. La pérdida de una extremidad genera un gran impacto a la persona desde el punto de vista social, económico y psicológico. En el caso de una persona que ha perdido una extremidad del miembro inferior, esta situación se torna más complicada debido a que la persona necesita el constante apoyo de alguien para poder caminar. Una prótesis es un miembro inferior que es capaz de reemplazar la extremidad que se ha perdido, mejorando así un poco la calidad de vida de la persona.

En el caso de las prótesis de miembros inferiores, la mayoría de éstas sólo cumplen con la función de reemplazar la extremidad perdida y funcionar como un aparato que brinda un punto de apoyo a la persona, pero no cumplen con los movimientos normales de las articulaciones ni presentan un tipo de amortiguamiento, modificando la marcha normal que tiene el ser humano y provocando incomodidad y dolores en diferentes zonas, como lo es la zona del muñón. La presente investigación tiene como finalidad diseñar una prótesis e introducir un amortiguamiento mediante amortiguadores magneto reológicos. Para la realización de la prótesis se necesitó el uso de un software de diseño CAD y de distintos análisis que permitieron que los distintos componentes mecánicos y electrónicos se acoplaran entre sí a la perfección.

Capítulo II: En este capítulo se definirán los antecedentes del problema de la presente investigación. Luego, se define el problema y la justificación del proyecto.

Capítulo III: En este capítulo se muestra toda la información necesaria para comprender las bases de la problemática y para la resolución planteada en el capítulo II.

Capítulo IV: En este capítulo se define la metodología que se utilizará para el desarrollo de la investigación y se definen las distintas variables dependientes e independientes que están involucradas para el desarrollo del proyecto. Además, se muestra toda aquella información fundamental de los componentes que se requieren para llevar a cabo la investigación.

Capítulo V: En este capítulo se analizan los resultados obtenidos de las simulaciones y de acuerdo a los objetivos planteados. Se obtuvo información sobre el peso promedio que presentan los miembros inferiores del cuerpo, así como sus respectivas longitudes. Se definió

la lógica de programación que se debe seguir para la activación correcta del amortiguador según sea la situación. Se realizaron estudios mediante simulaciones a las piezas realizadas haciendo uso del software de diseño CAD.

Capítulo VI: Se dan las conclusiones a partir de los resultados que fueron obtenidos en la investigación, cumpliendo de esta manera con los objetivos planteados.

Capítulo VII: En este capítulo se muestran las recomendaciones para futuras investigaciones relacionadas.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En este capítulo se abordará, sobre el incremento de casos que se presentan en el mundo con el tema de la discapacidad. Además, se identificarán las dificultades que existen en los métodos para simular el movimiento de las articulaciones en las prótesis, enfocándose en una prótesis de miembro inferior y en la complejidad que presenta emular y controlar el movimiento de la rodilla. Seguidamente, se justificará porque es necesario la investigación y se definirán las preguntas de investigación y los objetivos del proyecto.

2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA

En los últimos años se ha incrementado la cantidad de personas que presentan algún tipo de discapacidad, esto se debe principalmente al envejecimiento que se va presentado el mundo dado que las personas ancianas presentan una mayor probabilidad de adquirir un tipo de discapacidad, además este incremento se debe a diversos problemas crónicos que se presentan actualmente como la diabetes, trastornos mentales y enfermedades cardiovasculares. En el caso de las enfermedades crónicas, en los países de ingresos bajos y medianos, representa un aproximado del 66.5% de todos los años vividos con discapacidad en estos países. Las razones de la discapacidad en un país específico están relacionadas con los problemas que se presentan en la salud, por otro lado, también se ve relacionada con catástrofes naturales, los hábitos alimenticios que tiene cada persona, los abusos de sustancias y en muchos casos los accidentes de tráfico que pueden causar un gran daño a la persona. (Organización Mundial De La Salud, 2011).

Se estima que un 80% de las personas que son afectadas por algún tipo de discapacidad viven en países que se encuentran en vías de desarrollo. Dentro de los factores principales que conllevan a que las personas se encuentren con la prevalencia de discapacidades tenemos la pobreza y la edad. Además, con las estadísticas obtenidas, encontramos en el mundo hay un aproximado de 93 millones de niños con discapacidades. (Secretaría de desarrollo e inclusión social, 2017)

2.1.1 PRECEDENTES EN HONDURAS

De manera oficial, mediante un censo realizado en el año 2013 indicaron que en Honduras se registraron un total de 306,296 personas que presentaban algún tipo de

discapacidad de este total se registraron 61,704 personas que tienen limitaciones para moverse y caminar significando esto el 20.14% de los casos totales registrados. (INE, 2013)

Un informe realizado por la Secretaría de desarrollo e inclusión social (2017) indica que en Francisco Morazán se realizó una investigación para identificar los casos de discapacidad que se encuentran en esta región del país obteniendo como resultado una prevalencia de discapacidad de 9.9 por cada mil habitantes, teniendo un total de 15,680 casos de discapacidad censados. Se realizó una encuesta a las personas que presentaban discapacidades, estos resultados los dividieron por sexo y edad.

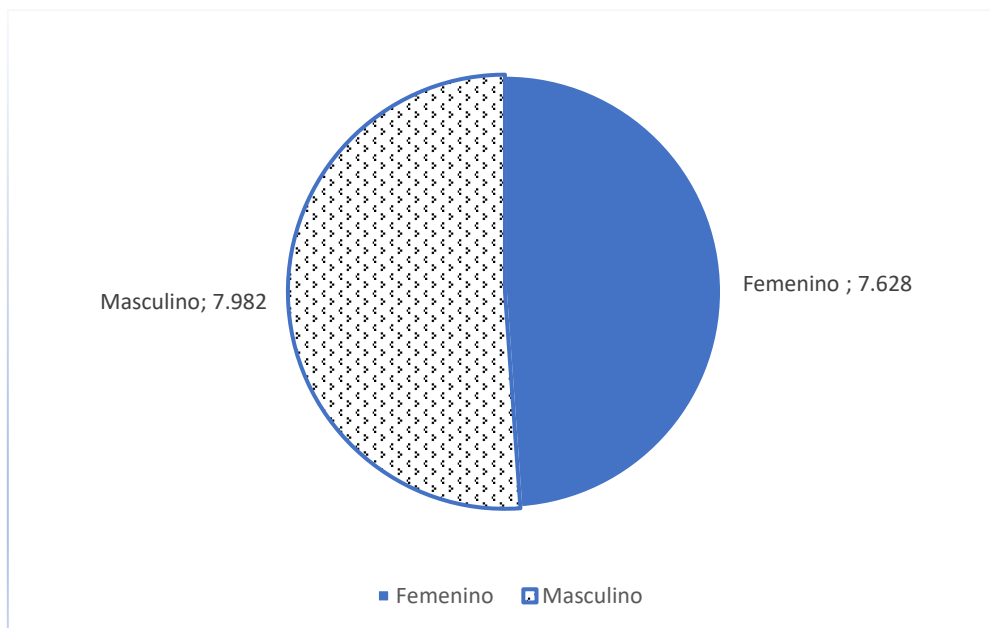


Ilustración 1. Casos de discapacidad por sexo en Francisco Morazán.

Fuente: (Secretaría de desarrollo e inclusión social, 2017)

En la ilustración 1, se observan los casos de personas con discapacidad, por sexo, que fueron censadas. Los datos demuestran que en Francisco Morazán los hombres presentan mayor número de discapacidad con el 51% del total de entrevistados, mientras que las mujeres representan en 49%.

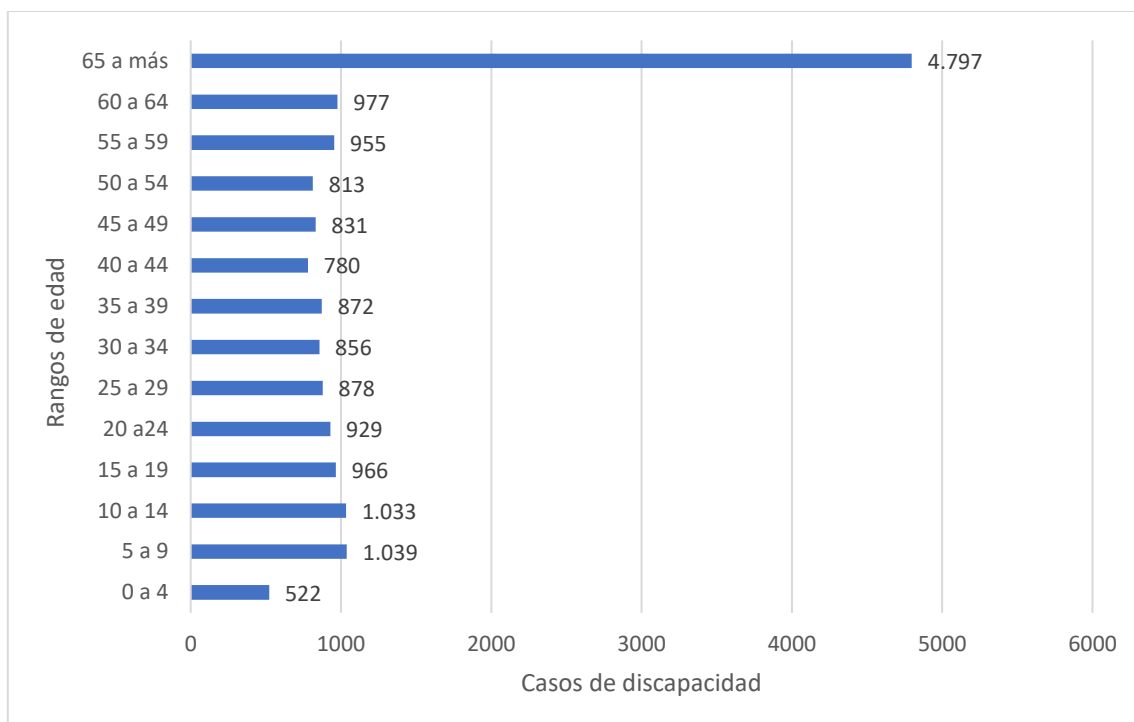


Ilustración 2. Casos de discapacidad censados en Francisco Morazán según la edad.

Fuente: (Secretaría de desarrollo e inclusión social, 2017)

Los datos reflejados en la ilustración 2, muestran que las personas de mayor edad tienden a presentar discapacidades, en este caso, de 79,668 habitantes en Francisco Morazán que tienen una edad mayor a 64 años se encontraron que 4,797 personas que tienen discapacidades, significando el 6.21% de este rango y el 30.6% del total de encuestados.

Los pocos registros que se realizan en el país hacen que la obtención de estadísticas exactas actuales sea complicada, pero se estima en Honduras actualmente existe alrededor de 700,000 personas que presentan discapacidades de los cuales sólo el 17% ha recibido algún servicio de rehabilitación. (CAMO, 2018).

2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

El gran incremento que se ha dado en los últimos años de problemas para caminar o discapacidad crea que la necesidad de sustituir esta extremidad faltante por un artefacto que permita recuperar la movilidad de las personas vaya incrementando y con la ayuda de la tecnología se ha logrado cubrir de forma más eficientes las funciones que cumplían los miembros reales del cuerpo.

El cuerpo humano es capaz de mitigar impactos mediante la los cartílagos y el líquido sinovial que se encuentran presentes en la rodilla. En el caso de las prótesis convencionales, no se encuentra ningún tipo de sistema que absorba completamente o disminuya considerablemente el impacto que recibe las partes de las que está compuesta la prótesis y los golpes que se reciben en la zona del muñón.

Es por esto que, en la presente investigación, se pretende realizar el diseño de una prótesis transfemoral presentada a través de un diseño CAD, determinando el material que sea más conveniente y con la integración de un componente que permita mitigar los impactos que se generan al momento de caminar.

2.3 JUSTIFICACIÓN

Las prótesis tradicionales, al no presentar un sistema de amortiguamiento que permita reducir la fuerza de impacto que se presenta al momento de caminar, genera incomodidad y dolores en la zona de la espalda y principalmente en la zona del muñón, zona que es bastante sensible.

Con los datos obtenidos de las empresas que se dedican a realizar prótesis en Honduras, NEOTEC y CAMO, en la ilustración 3, se observa que en los últimos 4 años se ha producido la siguiente cantidad de prótesis transfemorales y transtibiales.

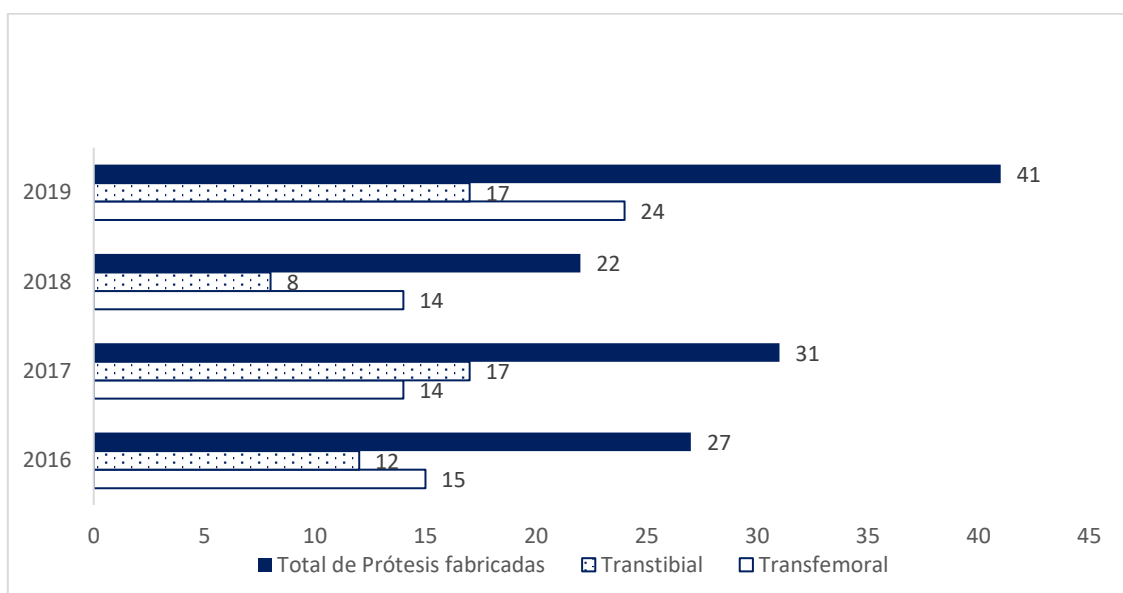


Ilustración 3. Producción de Prótesis de miembro inferior

Fuente: (CAMO, comunicación personal, 2020; Neotec, comunicación personal, 2020)

En total en los últimos 4 años, en estas dos empresas hondureñas, se ha fabricado un total de 121 prótesis transtibiales y transfemorales, siendo en 2019 el año en el que más se realizaron prótesis de miembro inferior con un total de 41 prótesis fabricadas.

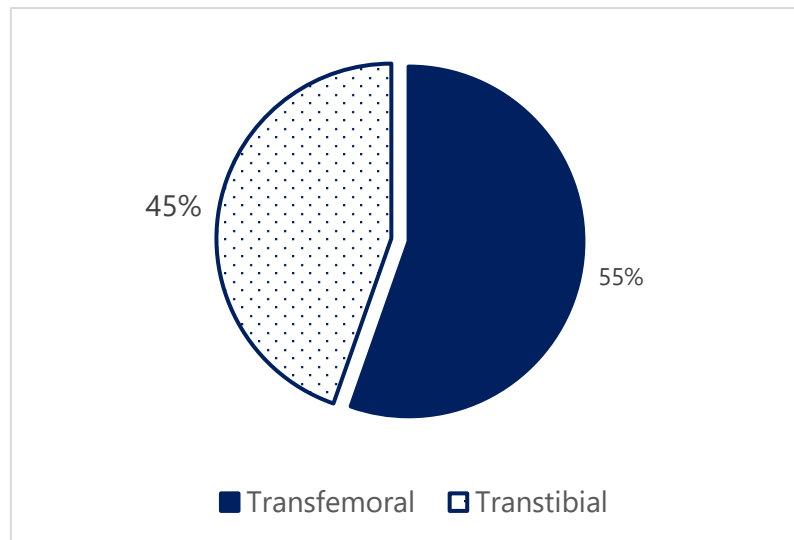


Ilustración 4. Porcentaje de prótesis fabricadas según el tipo.

Fuente: (CAMO, comunicación personal, 2020; Neotec, comunicación personal, 2020)

En la ilustración 4, se puede observar que del total de prótesis fabricadas desde el año 2016 hasta 2019, el 55% fueron prótesis transfemorales, representando un total de 67 prótesis fabricadas y el 45% fueron transtibiales, representando un total de 54 prótesis fabricadas.

La producción de prótesis en Honduras es poca, y generalmente en los componentes de las mismas no se encuentra ningún sistema de amortiguamiento. Con base a la investigación realizada, la única empresa privada que realiza prótesis con amortiguamiento es NEOTEC, pero al implementar este tipo de componentes el precio de las mismas se eleva.

Para el diseño de una prótesis se debe tomar en cuenta la función que se desea realizar. Las prótesis para caminar deben ser resistentes, cómodas y presentar algún tipo de amortiguamiento para conseguir una mayor estabilidad en el momento de caminar, creando de esta manera una prótesis más duradera evitando el desgaste de las piezas y reduciendo la fuerza que recibe el muñón. Por esto, se propone diseñar una prótesis transfemoral implementando el uso de un amortiguador magneto reológico que sea capaz de imitar la funcionalidad que tiene la rodilla para mitigar el impacto que se genera en la zona inferior del cuerpo.

2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

- ¿Cuáles son los materiales que se utilizan para la fabricación de los distintos componentes que se encuentran presentes en las prótesis inferiores?
- ¿Es posible realizar una prótesis transfemoral que presente un peso igual o menor al que presenta una pierna real y que resista el peso de una persona?
- ¿Cuáles son los movimientos que deben presentar las articulaciones que se encuentran en las prótesis de miembros inferiores?
- ¿Cuál es el porcentaje de impacto que mitigaría un amortiguador magneto reológico al ser implementado en una prótesis transfemoral?

2.5 OBJETIVOS

A continuación, se presentarán el objetivo general y los objetivos específicos para la presente investigación.

2.5.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar una prótesis transfemoral utilizando un amortiguador magneto reológico para observar si la implementación del mismo es capaz de reducir el impacto que se genera al momento de caminar.

2.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Realizar el diseño de las piezas con las longitudes promedio que presenta el cuerpo humano.
2. Determinar los materiales apropiados mediante las simulaciones y una matriz de decisión y multicriterio.
3. Analizar los parámetros de movimiento de los miembros inferiores del cuerpo.
4. Realizar los análisis cinemáticos y estáticos en las distintas piezas que se encontrarán en la prótesis diseñada.

III. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se abordarán los conceptos necesarios para un desarrollo correcto de la investigación, para esto es importante conocer sobre las amputaciones, las prótesis, su fabricación y los componentes que se emplearán para la realización correcta de un diseño de prótesis transfemoral.

3.1 ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL

En este apartado se mencionarán algunas de las empresas que se dedican a la fabricación de prótesis o de componentes prostéticos y se mencionarán algunas de las herramientas, sensores, actuadores o cualquier tecnología que implementan para el desarrollo y control que presentan sus prótesis.

3.1.1 PRODUCCIÓN DE APARATOS PROSTÉTICOS EN EL MUNDO

Se mencionarán algunas de las empresas más conocidas en países de Europa y América, siendo más específicos en Alemania, Islandia y México, y las características que presentan sus prótesis y componentes utilizados.

3.1.1.1 Alemania

Ottobock, fundada en 1919, es la empresa más famosa del mundo en el tema de las prótesis y es la empresa que ha venido innovando en la fabricación de las prótesis. En la década de 1960 desarrollo una prótesis que presentaba el control mioeléctrico a través de las señales que mandan los músculos. En 1997, presentó la C-Leg siendo el primer dispositivo prostético que tenía incorporado un microprocesador dando avance a las nuevas formas de desarrollo de prótesis en el mundo. En la actualidad Ottobock se encarga de fabricar diferentes prótesis, encajes y componentes prostéticos con altos niveles de control a través de la tecnología y microprocesadores además de fabricar componentes completamente inteligentes.

3.1.1.2 Islandia

Össur es una de las empresas más conocidas del mundo por la fabricación sus prótesis desde 2009 y los componentes que vienen integrados en las mismas. Ossur fabrica prótesis que utilizan microprocesadores para construir prótesis completamente inteligentes que se adaptan a las distintas necesidades que presente el usuario en el momento. Para el control de las articulaciones implementan todo tipo de componentes eléctricos, neumáticos e hidráulicos

en sus prótesis. Su producto insignia es la i-limb quantum que es una prótesis completamente inteligente controlada por sensores mioeléctricos, esta prótesis tiene una capacidad de realizar 36 programaciones distintas. (ÖSSUR, 2020)

3.1.1.3 México

Probionics es una empresa mexicana que implementa los avances en la tecnología 3D para fabricar prótesis de mano, brazos y dedos. Esta empresa utiliza una impresora 3D Object Alaris 30 fabricada por Stratasys que cuenta con la posibilidad de realizar cambios de forma inmediata al diseño. Las prótesis diseñadas por esta empresa utilizan el control mioeléctrico para lograr el movimiento de sus articulaciones. (Plastics Technology, 2016)

CIDOP es una empresa que se encarga de realizar prótesis para diferentes extremidades del cuerpo que cuentan con la posibilidad de realizar movimientos de las articulaciones o solamente artificiales. Esta empresa utiliza la tecnología 3D Structure Sensor que es una tecnología que permite crear modelos 3D en cuestión de segundos.

3.1.2 PRODUCCIÓN DE APARATOS PROSTÉTICOS EN HONDURAS

Los centros de salud públicos normalmente no están capacitados para gran cantidad de prótesis que se ocupan en el país y la obtención de una prótesis mediante las empresas privadas suelen representar una gran inversión por sus costos elevados. En el país el material más utilizado para la fabricación de prótesis es el polipropileno debido a su costo, pero como desventaja se encuentra la dificultad para adquirirlo. (Borjas & Flores, 2015)

En Honduras son pocas las empresas u organizaciones que se encargan de la realización de aparatos prostéticos para las personas con discapacidad, en las cuales se pueden encontrar los laboratorios de órtesis y prótesis, que son manejados por Teletón, Neotec y la organización CAMO.

3.1.2.1 Central American Medical Outreach (CAMO)

Es una organización que ha producido aparatos prostéticos desde que se inauguró su laboratorio de Ortesis y Prótesis en 1999. Esta organización proporciona movilidad aproximadamente a 1,200 personas por año. En los datos obtenidos del 2018-2019 esta organización brindó servicios de prótesis y ortesis a un total de 1,334 personas.

Para la producción de una prótesis de miembro inferior CAMO toma en consideración diferentes componentes y materiales para la creación de las mismas.

- Se utilizan componentes modulares para las rodillas, adaptadores y pies.
- Polímeros para la fabricación de la cuenca.
- Titanio para la fabricación de tubos y adaptadores, ya que estos serán los que estén sometidos a mayores esfuerzos.
- Fibra de carbono para la fabricación de pies prostéticos.

El costo y tiempo de fabricación para las prótesis inferiores varía según el tipo que se ha solicitado. En la tabla 1, se puede observar los costos de fabricación y el tiempo que se necesita.

Costos de fabricación y tiempo requerido según el tipo de prótesis.		
Tipo	Costo	Tiempo
Transfemoral	L. 42,000.00	14 horas
Articulación de la rodilla	L. 40,000.00	18 horas
Transtibial	L. 25,000.00	16 horas

Tabla 1. Costos de fabricación y tiempo requerido según el tipo de prótesis.

Fuente: (CAMO, comunicación personal, 2020)

Para iniciar el proceso de fabricación de la prótesis se realiza una medida del muñón; luego se procede con la toma del molde negativo que funciona como referencia de la medida de cada paciente.

Una vez realizado el molde negativo, se realizan los procesos técnicos para la fabricación de un molde positivo, posteriormente se realiza el proceso de planificación, corte y pulido para el respectivo ensamble y alineación de la prótesis.

Para determinar que la prótesis fue correctamente fabricada, CAMO realiza evaluaciones estáticas y dinámicas. En las evaluaciones estáticas se encuentran la adaptación del muñón con la cuenca, la altura y la alineación correcta en diferentes planos. En la parte dinámica se realiza la alineación en diferentes fases de la marcha.

3.1.2.2 NEOTEC

Para la fabricación de sus prótesis NEOTEC utiliza materiales como titanio, aceros y aluminio según la necesidad que se le presente al cliente. Estos materiales son importados de Alemania.

Esta institución privada tiene como principal proveedor a Ottobock, que es una empresa que se dedica a la fabricación de componentes prostéticos que presentan características electrónicas e inteligentes. Ottobock se encarga de suministrar rodillas y tobillos que presentan un componente de amortiguamiento y de control, pero son pocas las prótesis que son fabricadas en el país utilizando estos componentes debido al alto costo que significa para el paciente. Al incluir este tipo de componentes el precio llega ser mayor a Lps. 130,000 y una prótesis completamente inteligente llega a alcanzar un precio mayor al millón de lempiras, algo que es muy poco accesible a las personas por eso es la poca implementación de aparatos electrónicos o algún tipo de amortiguamiento en el país.

Para el proceso de producción se toman las medidas del paciente y el peso del mismo y utilizan moldes para tener la medida exacta del muñón, una vez establecido estos parámetros se procede con darle una lista al paciente de los componentes que se pueden implementar y éste selecciona según su capacidad económica que componente y material desea. Luego proceden con la realización de la cuenca para el muñón y con el acoplamiento de los diferentes componentes que conforman la prótesis.

Este tipo de prótesis luego de producirlas es necesario ajustarlas según el paciente y luego se le debe enseñar al paciente su nuevo ciclo de marcha.

3.2 TEORÍAS DEL SUSTENTO

Las teorías del sustento es toda aquella información que permitirá conocer más acerca del proyecto y la forma en la que éste se puede realizar correctamente. Las teorías del sustento estarán divididas en varios temas y subtemas que permiten comprender mejor todo el proyecto de investigación.

3.2.1 AMPUTACIÓN

La amputación es uno de los procesos más antiguos, consiste en retirar una parte del cuerpo, normalmente una extremidad de la zona superior o inferior. Se considera una acción

destruccion para el paciente debido a que disminuye su capacidad, funcionalidad y comodidad, por otro lado, tambien es constructiva ya que una amputacion puede evitar una enfermedad y evitar un dano mayor al paciente. Antes de realizar esta accion se deben considerar las consecuencias positivas o negativas que conlleva realizar esta cirugia. Debido a los avances que se han presentado en la medicina y en la cirugia se ha logrado que, en algunos casos de traumatismos graves, se ha conseguido conservar las extremidades afectadas, de este modo se aplazan las indicaciones para la realizacion de una amputacion. (Vela, 2016)

3.2.1.1 Principales causas de amputación

Tomar la decision de realizar una amputacion no es algo sencillo, existen varios factores que conllevan a la decision de retirar algun miembro del cuerpo, estos factores pueden ser traumatismos graves o enfermedades, ambos afectan tanto a la zona superior del cuerpo (hombros, brazos, manos) como a la zona inferior (cadera, pierna, rodilla, pie).

Ministerio de Salud y Proteccion Social (2015) menciona que las principales causas de amputacion son:

- Traumas: principalmente esta relacionado a los accidentes de los cuales se hace enfasis a los causados en accidentes de transito graves, accidentes que se dan en areas laborarles y a las agresiones fisicas. El riesgo del paciente de sufrir una amputacion en estos casos es elevado.
- Diabetes Mellitus: esta enfermedad afecta directamente el sistema nervioso y vascular atacando principalmente al pie humano (pie diabético) y es provocada por la presencia de glucosa elevada en la sangre. Esta enfermedad provoca dolor e infecciones llevando asi a la amputacion.
- Enfermedad Arterial Periférica: es una enfermedad que se da cuando se presenta una acumulacion de grasa en las arterias obstruyendo el flujo de sangre que se dirige hacia los brazos y las piernas. Al obstruirse las arterias, causa muerte en los tejidos de estas extremidades y en algunos casos llevando a la necesidad de realizar una amputacion.
- Cáncer: es una enfermedad patológica no tiene una zona especifica en la que se produce ya que puede encontrarse en cualquier parte del cuerpo. Esta se caracteriza por el crecimiento no controlado de celulas. La aparicion de tumores lleva a la necesidad de una amputacion.

- Ausencia Congénita: La ausencia congénita es la falta de una extremidad desde el nacimiento. Este tipo de deficiencia se da durante el embarazo y se genera por el consumo de sustancias nocivas, por la mutación de los genes o por la existencia de bridas amnióticas.

3.2.1.2 Niveles de amputación del miembro inferior

Las amputaciones están divididas por niveles según el tipo de amputación necesaria. En la ilustración 5, se muestran los 7 niveles en los que se realizan las distintas amputaciones de los miembros inferiores.

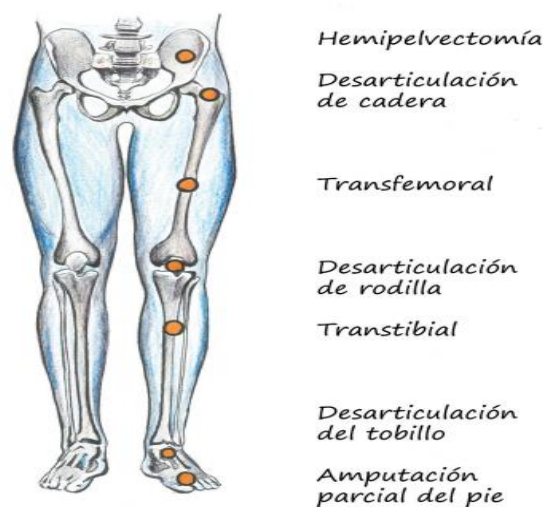


Ilustración 5. Niveles de Amputación del Miembro Inferior.

Fuente: Ministerio de Salud y Protección Social (2015)

- Desarticulación de la pelvis y hemipelvectomía: Este tipo de amputación se da cuando se encuentran tumores en la zona pélvica del cuerpo. Se considera como una de las zonas más complicadas para rehabilitación debido a dificultad para realizar una prótesis que pueda sujetarse y brindar estabilidad al momento de apoyar el cuerpo.
- Amputación Transfemoral: La amputación transfemoral se da sobre la rodilla, siendo más específicos, en la parte del fémur, no se tiene una medida exacta de esta amputación entonces se suele realizar antes de llegar a la rodilla, a nivel medio y a nivel superior por debajo de la zona pélvica.
- Desarticulación de la rodilla: Este tipo de amputación la encontramos en la rodilla, debido a la posterior necesidad de una prótesis no es recomendada realizarla en

adultos mayores o en situaciones postraumáticas que han dejado graves daños en la zona.

- Amputación Transtibial: Encontrada en la parte inferior de la rodilla, en la zona de la tibia. También conocida como amputación bk (Below Knee). Este tipo de amputación debe realizarse entre 12 y 17 cm a partir de la línea media articular.
- Desarticulación de tobillo: Para este tipo de amputación se utiliza el método transmaleolar. Este método permite realizar la amputación de tobillo sin dañar la tibia, preservando los tejidos del talón que posteriormente son utilizados para cubrir la superficie del muñón. (Silva, 2015; Vela, 2016)

3.2.2 PRÓTESIS

Desde la antigüedad dispositivos prostéticos han sido utilizados para restaurar la movilidad y la utilidad para los que han perdido una extremidad. Actualmente en el mundo existen muchas personas que presentan la pérdida de una extremidad, esto debido a defectos congénitos, traumas o incluso el cáncer. Estas pérdidas causan un gran impacto en la vida de las personas afectando principalmente de forma económica, social y psicológica. La función de las prótesis es cubrir con la función que la extremidad cumplía, pero para conseguir un funcionamiento correcto de la prótesis se deben tomar en cuenta ciertas consideraciones de las cuales se pueden destacar el costo, la solidez, la estética y los métodos de fabricación. (Cruz et al., 2020)

Las prótesis pueden reemplazar muchos miembros del cuerpo incluyendo brazos, piernas, manos, rodillas e incluso hasta ojos. En la mayoría de los casos nos encontramos con prótesis que pueden ser removibles, como es con los ojos y piernas. Además, nos encontramos con la posibilidad de que el usuario tenga más de un tipo de prótesis dependiendo del uso que se le quiera dar en el momento.

Para el desarrollo de una prótesis se encuentran diferentes áreas de estudio de las cuales destacan matemáticas, física, biología, electrónica y anatomía. Debido a la integración de estas diferentes áreas se ha logrado mejores resultados y aplicaciones en las prótesis. Las matemáticas aportan los cálculos, la electrónica aporta los componentes físicos que facilitan la funcionalidad de la prótesis, la informática aporta el lenguaje de programación el cual junto con la electrónica ayuda a un mejor control de la prótesis y los campos de la biología y la

anatomía se encargan de brindar la información sobre el funcionamiento del miembro humano. (Navarro, 2018)

3.2.2.1 Clasificación de las prótesis

Las prótesis son clasificadas según la función que estas deben cumplir para el usuario, por la forma en la que sus articulaciones son accionadas y por el tipo control mediante microprocesadores o componentes electrónicos. Esta clasificación se muestra en la ilustración 6.

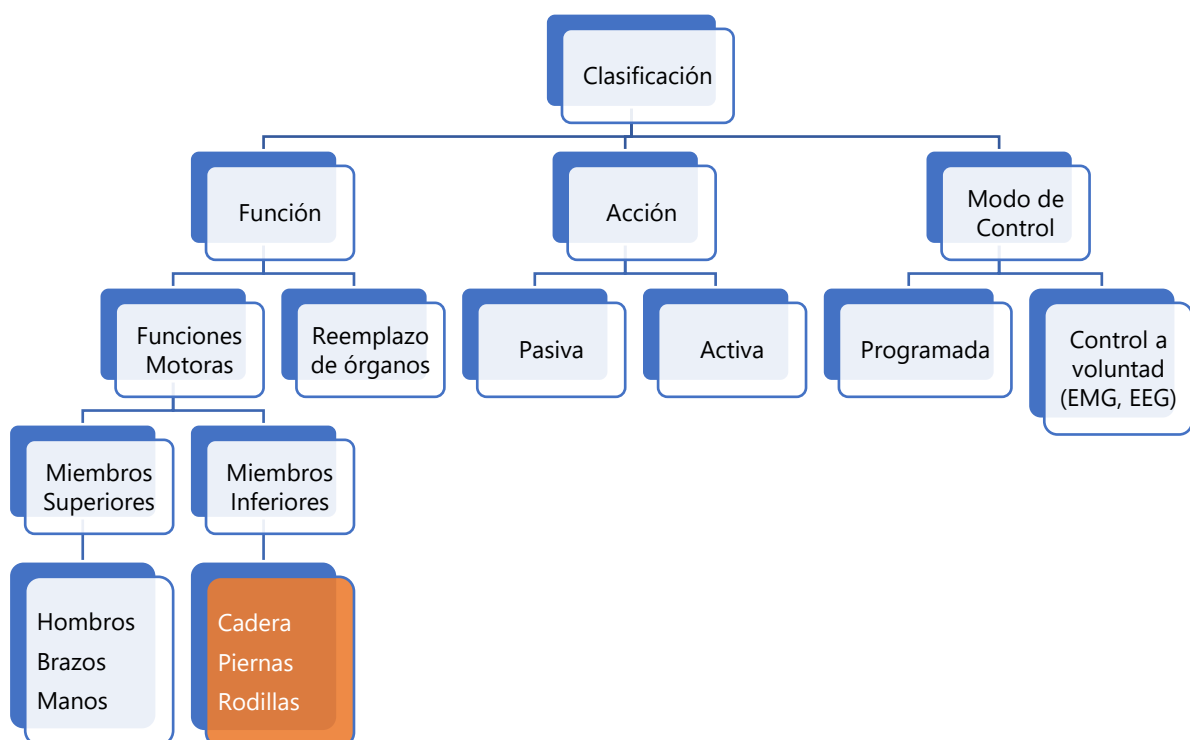


Ilustración 6. Clasificación de las Prótesis

Fuente: Tomada y adaptada de (Ramírez, 2012)

3.2.2.1.1 Función

Según la función que cumplen nos encontramos con dos tipos de prótesis, las que se encargan únicamente en el reemplazo de órganos internos del cuerpo y nos encontramos con las prótesis que buscan reemplazar las extremidades del cuerpo que son encargadas de cumplir con las funciones motores del mismo.

Dentro de estas funciones motoras, las prótesis pueden reemplazar las extremidades superiores, tales como brazos, codos, hombros, manos y dedos, y las extremidades inferiores, como pueden ser la rodilla, la cadera, el tobillo y el pie. Normalmente este tipo de prótesis busca cumplir también con el movimiento de las extremidades, pero en algunos casos nos encontramos con prótesis cosméticas que el único objetivo de éstas es reemplazar la extremidad faltante sin cumplir con el movimiento de las mismas.

3.2.2.1.2 Acción

Cuando nos referimos al accionamiento de las prótesis nos enfocamos en las prótesis que buscan cumplir con el movimiento que ejercía la extremidad perdida. En esta clasificación nos encontramos con dos casos, las prótesis pasivas y activas.

Las prótesis pasivas son aquellas que logran simular el movimiento que tenía la extremidad perdida, pero con la condición de que el usuario debe realizar un esfuerzo para que ésta cumpla con su objetivo. En este tipo de prótesis nos encontramos con las prótesis mecánicas.

Las prótesis activas buscan cumplir con el mismo objetivo de las pasivas, pero con una pequeña diferencia, en este tipo se necesita una alimentación externa ya que presentan componentes eléctricos o electrónicos.

3.2.2.1.3 Modo de control

Con los avances que se han presentado en la tecnología y la incorporación que ha tenido en el área prostética, se han implementado el uso de componentes electrónicos los cuales son controlados por microcontroladores permitiendo que las prótesis sean capaces de imitar el comportamiento de una extremidad real de forma más eficaz.

En las prótesis programadas nos encontramos con la incorporación de diferentes sensores que, por medio de un código de programación leído por un microcontrolador, pueden accionar las prótesis según las condiciones que se han establecido en el código.

El control EMG o control mioeléctrico se realiza mediante la utilización de sensores emg, estos sensores permiten reconocer las señales eléctricas que son enviadas a través de los músculos. Este tipo de control es muy eficiente, pero presentan una gran limitante, se necesita la implementación de varios sensores para lograr reconocer los patrones de señales de forma eficiente.

3.2.2.2 Tipos de prótesis

Prótesis Mecánicas: Este tipo de prótesis están compuestas por diferentes partes unidas entre sí con el fin de lograr un movimiento de la articulación. La desventaja de este tipo de prótesis es que, al no encontrarse ningún tipo de componente en ellas, el usuario tiene que acomodar el mecanismo según el uso que se le esté dando.

Prótesis Eléctricas: La incorporación de la tecnología en las prótesis ha permitido que se logren utilizar componentes eléctricos, como motores, servomotores o actuadores, en las mismas. El uso de estos componentes permite un fácil control y accionamiento de las articulaciones que se presenten.

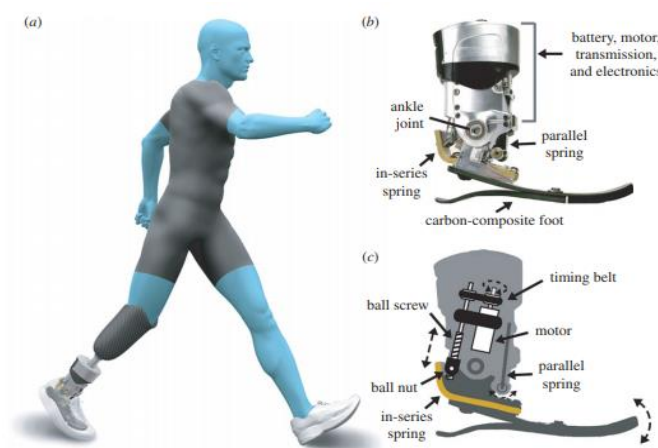


Ilustración 7. Prótesis eléctrica de tobillo-pie.

Fuente: (Herr & Graboswki, 2011)

En la ilustración 7, se observa una prótesis eléctrica que cumple la función que realiza el tobillo y el pie, esta prótesis funciona mediante un actuador lineal que se encarga de realizar los movimientos del pie.

Prótesis Mioeléctricas: Funcionan mediante el uso de sensores mioeléctricos los cuales se encargan de leer e interpretar las señales eléctricas (EMG) que producen los músculos al ejercer un movimiento. Este tipo de prótesis son las más efectivas ya que permiten un mejor control de las prótesis.



Ilustración 8. Brazo Biónico

Fuente: (*Phantom Limb*, 2019)

En la ilustración 8, se observa el brazo biónico fabricado por Phantom Limb. Este proyecto consiste en una prótesis robótica que es controlada por las señales eléctricas que son enviadas al cerebro y recibidas por los sensores mioeléctricos que traducen la información en una ejecución. Esta prótesis es capaz de controlar las articulaciones de forma independiente según la señal que interprete.

3.2.2.3 Prótesis transfemoral

Debido a los diversos niveles en la que se realizan amputaciones del miembro inferior se han realizado diferentes tipos de prótesis para lograr restaurar la extremidad perdida y el movimiento parcial o total del usuario, el caso de la prótesis transfemoral, se utiliza cuando se realiza una amputación por encima de la rodilla y debajo de la zona pélvica.

La prótesis transfemoral debe cumplir con las características y condiciones que tiene la pierna humana en su marcha normal. De tal forma que la persona pueda utilizar la prótesis desplazándose de manera eficiente garantizando su seguridad al dar cada paso.



Ilustración 9. Prótesis Modulares para amputación transfemoral, rodillas modulares

Fuente: (Vela, 2016)

En este tipo de prótesis están construidas con diferentes componentes (ilustración 9) que permiten ser usadas para reemplazar la extremidad perdida y asegurar la recuperación del apoyo y movilidad que se presenta en la pierna. Dentro de estos componentes se encuentran la cuenca, la suspensión, el pie, el tobillo, y la rodilla.

La cuenca es la parte que se encarga de conectar la prótesis cuando esta cuenca se fabrica con fibra de carbono o de vidrio se suele evitar utilizar la suspensión por que se adapta de mejor manera al muñón.

La suspensión es un material se usa entre la cuenca y el muñón, esta tiene como función evitar los roces que se generan entre el muñón y la cuenca, generando mayor comodidad al paciente.

Este tipo de prótesis al tener que ejecutar las funciones que realizan la articulación de tobillo y pie, la rodilla y el apoyo que brinda la tibia, se suele implementar los mecanismos de las prótesis que reemplazan estos segmentos en las prótesis transfemorales.

Prótesis parcial o total del pie y tobillo: Las prótesis de pie tienen la tarea de funcionar como un apoyo que permite al usuario recuperar su movilidad. El diseño varía según la amputación que se realizó al usuario. Existen prótesis de tobillo y pie que son capaces de ejecutar movimiento y otras que sólo funcionan como apoyo.

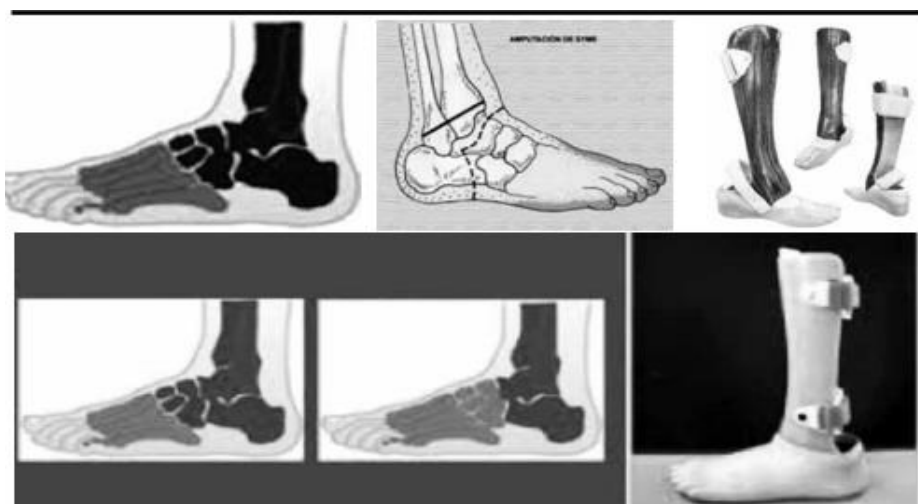


Ilustración 10. Prótesis Parcial de pie para nivel de amputación chopart

Fuente: (Vela, 2016)

En la ilustración 10, se puede observar que para este diseño se tomó como referencia una amputación parcial del pie. Este tipo de prótesis no posee ningún movimiento de tobillo por lo cual su única función es servir como apoyo para caminar.

Prótesis Transtibial: son las prótesis que se fabrican cuando se realiza una amputación por debajo de la rodilla como se puede observar en la ilustración 11. Al tener que incorporar un pie protésico, el movimiento depende totalmente del movimiento del pie fabricado.



Ilustración 11. Proceso para adaptación de prótesis transtibial

Fuente: (Vela, 2016)

3.2.2.4 Grados de libertad

Una prótesis que presenta movimientos en sus articulaciones puede ser considerada como un mecanismo y al ser un mecanismo se necesita conocer los grados de libertad que se encuentran en el mismo.

Cabrera et al., (2016) define a los grados de libertad como "el número de los parámetros independientes que definen la posición en la que se encuentra un mecanismo." Indicando la posición en la cual un mecanismo se encuentra en el espacio.

El cálculo de los grados de libertad que se presentan en un mecanismo depende del número de eslabones y las uniones que presenta. Para conocer los grados de libertad se utiliza la ecuación #1.

$$GDL = 3(n - 1) - 2F$$

Ecuación #1. Ecuación de Gruebler.

Fuente: (Guerra, 2015)

Donde n es el número de eslabones y F es el número de tipo de junta. Esta ecuación se puede utilizar para conocer los grados de libertad de cualquier mecanismo sin importar su peso y dimensión.

La prótesis se puede visualizar como un mecanismo que está compuesto por eslabones y uniones, los cuales, al no tener un movimiento rotacional en sus articulaciones, presentan un grado de libertad el cual se pueden observar en sus componentes que presentan movimientos, como lo son la rodilla y el tobillo. Estas articulaciones, de forma individual, deben presentar un grado de libertad al no tener rotación de sus ejes y de forma conjunta, la prótesis transfemoral con movimiento en la rodilla y el tobillo, se visualiza como un conjunto de 3 eslabones y 2 uniones los cuales permiten que la prótesis sea capaz de tener 2 grados de libertad.

3.2.3 BIOMECÁNICA HUMANA

Los estudios para entender mejor el cuerpo humano se han realizado desde hace siglos atrás, siendo específicos desde el siglo XX utilizando los conocimientos de las áreas de física, medicina y biología. La unión de estas áreas asociadas al cuerpo humano ha llevado a una nueva disciplina de estudio conocida como la biomecánica. La palabra biomecánica se asocia al Dr. Moritz Benedikt en 1887, que posteriormente realizó la publicación "Fundamentos de la Biomecánica" en 1910. (Soriano & Belloch, 2015)

La biomecánica es la aplicación de estudios anatómicos y análisis mecánicos para comprender de mejor manera los sistemas biológicos. Los análisis mecánicos y matemáticos se utilizan para comprobar el funcionamiento y se analiza principalmente las características que presentan en los sólidos. Además, se analizan las fuerzas internas y externas para evaluar el movimiento que se genera de un segmento a otro. (Dufour & Pillu, 2018)

3.2.3.1 *Biomecatrónica*

El avance exponencial de la tecnología ha apoyado el desarrollo de distintas áreas de la ciencia, dando gran avance a la medicina. Estos avances han permitido la incorporación de sensores, microprocesadores y nanotecnología para brindar diferentes soluciones a los problemas que encuentran los pacientes en la actualidad. Con la implementación de estos componentes electrónicos dan paso a la biomecatrónica.

La biomecatrónica es la ciencia que busca la integración de la tecnología, los componentes mecánicos y la biología con la intención de mejorar la condición de vida del humano. Esta ciencia ha permitido grandes avances en el desarrollo de prótesis aportando mayor calidad a las mismas. Dentro de estos avances se puede observar que las prótesis pueden ejecutar movimientos dinámicos. (García & Espinoza, 2014)

3.2.3.2 Planos anatómicos

Los planos anatómicos permiten visualizar, analizar y comprender los movimientos que genera el cuerpo humano de una manera más eficiente. Se le puede considerar a este tipo de planos como referencias que ayudan a saber la posición de las partes del cuerpo y la relación que tienen entre sí. Los planos anatómicos pueden observarse en la ilustración 12.

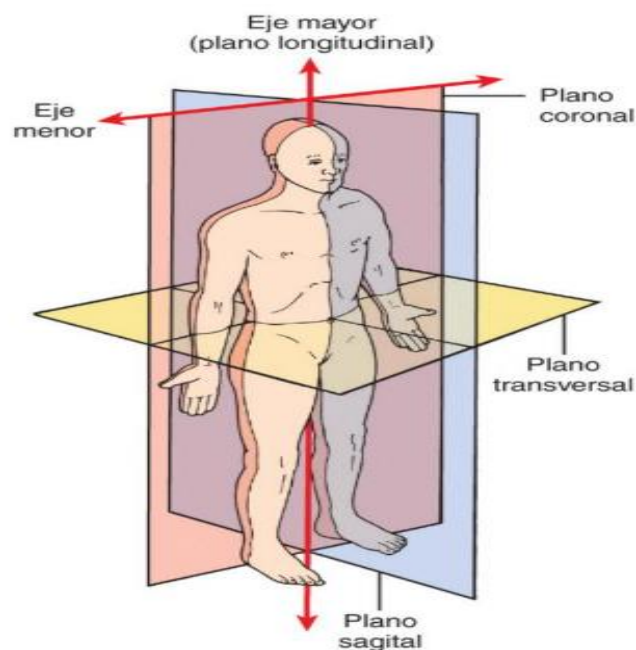


Ilustración 12. Planos Anatómicos.

Fuente: (Soni et al., 2020)

Según Soni et al., (2020) los planos anatómicos son:

- Plano sagital: Es un plano vertical que divide el cuerpo en mitades exactas de derecha a izquierda pasando de la cabeza a los pies.
- Plano Frontal o coronal: Este tipo es un plano vertical que divide el cuerpo a la mitad mostrando la parte frontal y posterior del cuerpo.

- Plano Transversal o eje corto: es un plano horizontal que divide el cuerpo en zona superior y zona inferior.

La visualización de estos planos ayuda a definir los movimientos que realizan las articulaciones del cuerpo.

Movimiento en el plano transversal: se presentan los movimientos de flexión y extensión los cuales pueden ser visualizados en la ilustración 13. EL movimiento de flexión es aquel que produce la articulación y disminuye el ángulo entre dos partes del cuerpo y el movimiento de extensión el cual aumenta el ángulo existente. (Hall & Stephens, 2020)

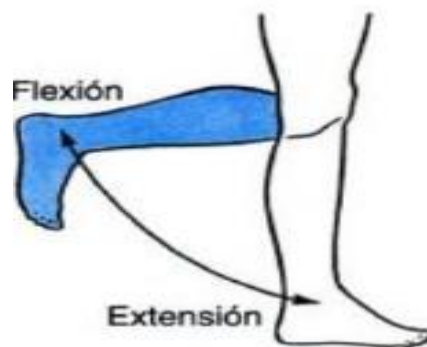


Ilustración 13. Flexión y extensión de la pierna en la articulación de la rodilla.

Fuente: (Moore & Agur, 2003)

En el movimiento de extensión lo que ocurre es que la pierna se aleja del muslo y a medida que esto sucede el ángulo existente entre ambos va incrementando hasta llegar a su extensión máxima. En el caso de la flexión ocurre lo opuesto a la extensión, la pierna se acerca al muslo disminuyendo continuamente el ángulo entre los dos.

EL pie realiza también realiza sus movimientos en el plano transversal y son parecidos al de la pierna, estos movimientos son de dorsiflexión en donde el talón se aleja de la parte posterior de la pierna y el movimiento de flexión plantar en donde el talón se acerca a la parte posterior de la pierna. Estos movimientos están representados en la ilustración 14.



Ilustración 14. Flexión plantar y Dorsiflexión del pie en la articulación del tobillo.

Fuente: (Moore & Agur, 2003)

Movimiento en el plano sagital: En este plano nos encontramos con los movimientos de abducción y aducción (ilustración 15). El movimiento de abducción es aquel movimiento que aleja una extremidad del plano medio sagital y aducción es el movimiento que acerca una extremidad al plano. (Hall & Stephens, 2020)



Ilustración 15. Abducción y aducción de los miembros derechos.

Fuente: (Moore & Agur, 2003)

Movimientos en el plano horizontal: en este plano nos encontramos varios movimientos, como son los de rotación, supinación, pronación.

- Se le considera movimiento de rotación al movimiento que se da sobre su propio eje.



Ilustración 16. Rotación de los miembros izquierdos en las articulaciones glenohumeral y codera.

Fuente: (Moore & Agur, 2003)

En la ilustración 16, se observa que las articulaciones capaces de realizar movimientos rotacionales son la rodilla, el tobillo, la muñeca y el codo.

- La pronación es conocida como la rotación que se genera en el antebrazo llevando a la palma a mirar hacia atrás y la supinación es la rotación que se genera en el antebrazo que coloca la palma hacia enfrente. Este movimiento se presenta a continuación en la ilustración 17.

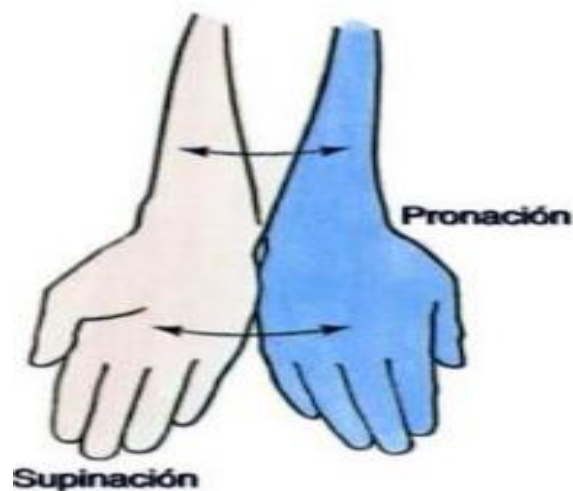


Ilustración 17. Pronación y supinación del antebrazo en las articulaciones radiocubitales.

Fuente: (Moore & Agur, 2003)

3.2.3.3 Ciclo de marcha

El ciclo de marcha estudia el tiempo que transcurre entre dos eventos en la marcha humana. En este tipo de estudio cualquier evento puede dar inicio o fin a un ciclo debido a que se ejecutan de manera continua y sin variar su orden. Para determinar el inicio del ciclo habitualmente se toma como referencia el contacto que se ejerce del pie contra el suelo. (Soriano & Belloch, 2015)

El ciclo de marcha está dividido en la fase de apoyo y la fase de balanceo. Estas fases se pueden observar en la ilustración 18.

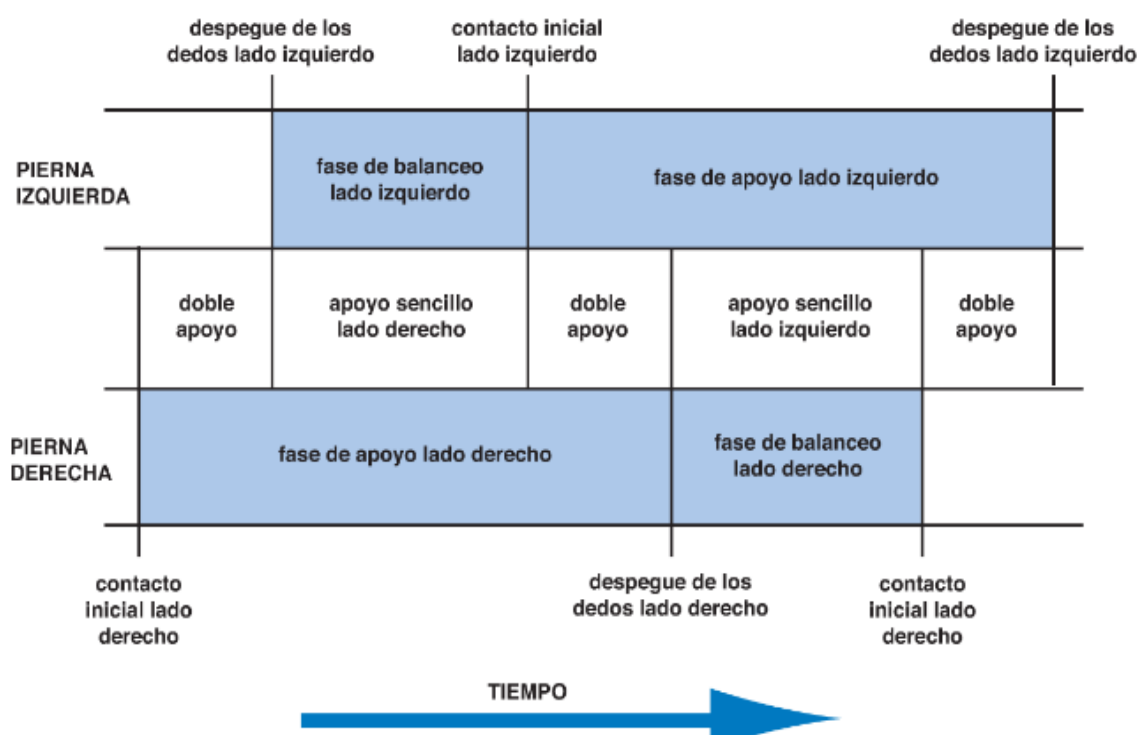


Ilustración 18. Apoyo y apoyo doble durante la caminata

Fuente: (Hamill et al., 2017)

La fase de apoyo inicia cuando el pie entra en contacto con el suelo y termina cuando el pie deja de hacer contacto con el suelo. Esta fase se divide comúnmente en el choque del talón, el seguimiento del pie en el plano, apoyo medio, elevación del talón y el despegue de los dedos del suelo. La fase de balanceo inicia cuando la planta del pie deja de realizar contacto con el suelo y termina cuando el pie vuelve a realizar contacto con el suelo. (Hamill et al., 2017)

En la fase de apoyo está dividida en cuatro etapas en donde el fin de cada etapa indica el inicio de la siguiente. Las cuatro etapas son:

- Contacto con el talón: se da en el primer contacto que tiene el pie con suelo, siendo más específicos, el contacto que tiene el talón y esta etapa finaliza cuando el extremo del talón deja de realizar contacto con el suelo.
- Apoyo medio: se da cuando el pie es apoyado en su borde lateral y termina cuando el talón, completamente, deja de realizar contacto con el suelo.
- Propulsión activa: en esta etapa todo el peso ejercido por el cuerpo recae en la parte delantera del pie que deja de ser un mecanismo de apoyo y pasa a ser un mecanismo que se encarga de realizar un impulso para que la marcha continúe. Esta fase termina cuando inicia la fase de doble apoyo.
- Propulsión activa: esta etapa inicia cuando se realiza el contacto del talón del otro pie contra el suelo y termina cuando se acaba la fase de doble apoyo. (Ortega, 2019)

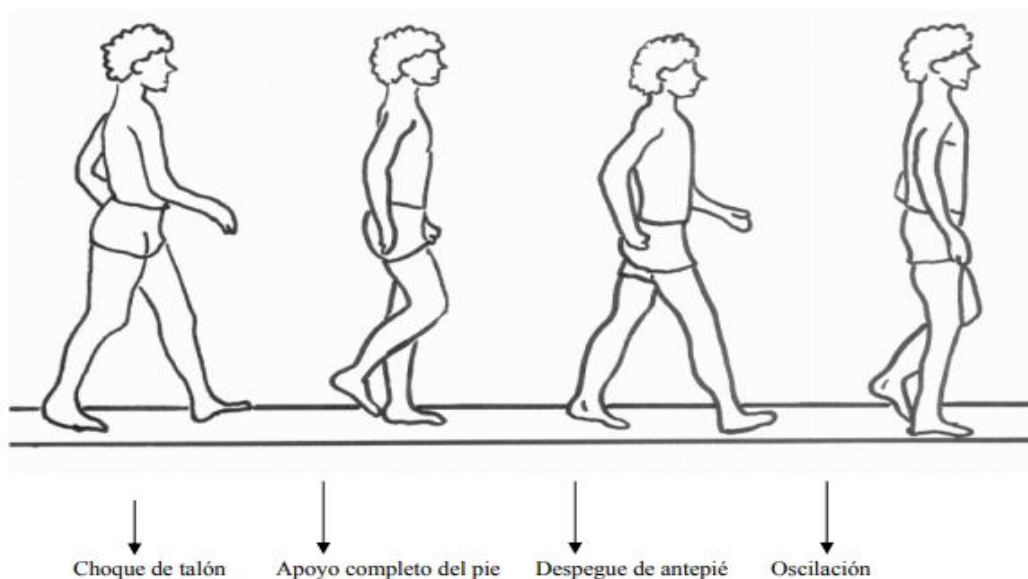


Ilustración 19. Ciclo de Marcha

Fuente: (Vázquez, 2002)

En la ilustración 19, se observa el comportamiento de la pierna y el pie en las distintas fases de la marcha humana, desde el choque del talón contra el suelo hasta el momento de oscilación de la pierna.

Una de las variables a considerar durante el ciclo de marcha es el tiempo, al caminar el tiempo de la fase de apoyo es de 60%, en la fase de balanceo está presente 40% restante del ciclo. Durante la caminata siempre hay un momento en el cual ambos pies se apoyan contra el suelo, a esta acción se le conoce como apoyo doble. (Hamill et al., 2017)

3.2.3.4 Articulación de la rodilla

La rodilla, siendo la articulación intermedia de la pierna, es una de las articulaciones más complejas que posee el cuerpo humano, siendo así para los fisioterapeutas y demás profesionales de la salud uno de los principales objetos de estudios. (Erazo & Mejía, 2017)

La composición anatómica de la rodilla, mostrada en la ilustración 20, es muy compleja debido a los diferentes componentes que se encuentran. En esta articulación está compuesta por cartílagos que son los encargados de brindar amortiguamiento a los golpes, con los tendones que se encuentran en los huesos y su función es mover dichos huesos y se encuentra con la característica que los cartílagos se auto lubrican con la ayuda de una membrana que genera líquido sinovial. En esta articulación también se encuentran presentes las bolsas suprarrotulianas, prerrotuliana subcutánea, la bolsa infrarrotuliana superficial y la bolsa infrarrotuliana profunda, estas bolsas tienen como principal función contener líquido viscoso que ayuda a disminuir la fricción al actuar como almohadillas para la articulación. (Staugaard, 2014)

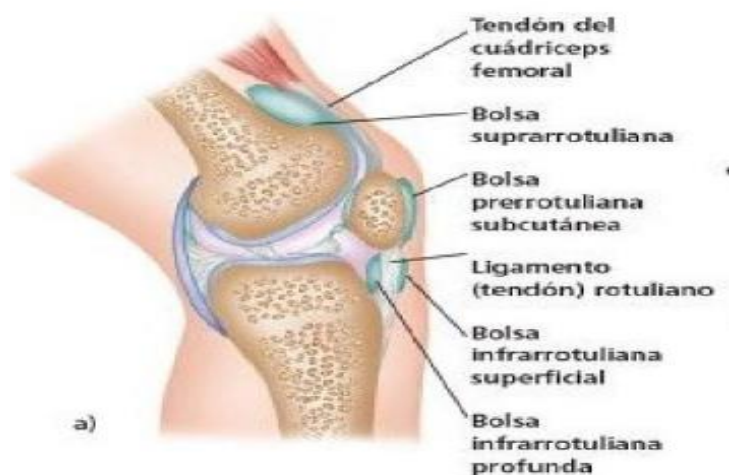


Ilustración 20. Articulación de la rodilla vista desde el plano sagital

Fuente: (Staugaard, 2014)

La principal característica de la articulación de la rodilla es que es la articulación que se encarga de soportar gran parte del peso del cuerpo y proporciona gran nivel de estabilidad, pero al estar expuesta a gran cantidad de esfuerzo hace que se presenten con más frecuencia lesiones en esta articulación. La rodilla puede realizar movimientos de rodamiento y deslizamiento con la ayuda de los ligamentos y músculos que la componen.

Los movimientos de la rodilla son, principalmente, de extensión y flexión en el plano sagital, sin embargo, esta articulación también es capaz de realizar un pequeño movimiento de rotación que se ejerce sobre su eje longitudinal.

La rodilla posee un rango de flexión, cuando la cadera se encuentra extendida este rango de flexión es de 120°, en cambio cuando está flexionada su ángulo llega hasta los 140° y cuenta con la capacidad de alcanzar un ángulo de flexión de 160° cuando la rodilla está flexionada de forma pasiva. (Pons, 2008)

En cuanto al movimiento rotacional que es capaz de realizar la rodilla, este movimiento es más visible al tener la pierna apoyada contra el suelo y la rodilla completamente extendida, este rango de rotación es muy limitado y, si se considera esta pequeña rotación, nos encontramos con que la rodilla presenta dos movimientos rotatorios que se ejercen alrededor del eje:

- Rotación medial: Cuando la rodilla está completamente extendida, el rango de movimiento rotacional que puede ejecutar se encuentra entre 10° y 30°. En cambio, cuando la rodilla está completamente flexionada, el ángulo máximo de rotación media se reduce a 15°.
- Rotación lateral: Este tipo de movimiento rotacional se encuentra únicamente al inicio de la etapa de flexión, se limita a 30° con 30° de flexión en su primera etapa y 50° con 120° en su segunda etapa. (Pons, 2008)

3.2.3.5 Articulación del tobillo y pie

La estructura anatómica del pie y el tobillo presenta grandes cantidades de huesos, articulaciones, ligamentos y músculos. En este apartado encontramos 26 huesos, 30 articulaciones sinoviales, más de 100 ligamentos y 30 músculos. Todos estos componentes deben interactuar entre sí para lograr el movimiento eficaz del pie. (Hamill et al., 2017)

El pie se compone por la articulación del tobillo y articulaciones intertarsianas, tarsometatarsianas, metatarsofalángicas e interfalángicas. En cuanto al tobillo, cuenta principalmente con una articulación troclear que está ubicada en entre el maléolo medial, el lateral y el astrágalo. Los ligamentos que soportan el tobillo tienen la función de limitar la flexión y deflexión que se produce y de brindar estabilidad y apoyo a la persona. (Hamill et al., 2017; Smith et al., 2018)

Como se observó anteriormente en los planos anatómicos, los estudios biomecánicos establecen que el tobillo tiene dos movimientos los cuales se realizan en el plano transversal, estos movimientos es la dorsiflexión y flexión plantar.

- La dorsiflexión: al ocurrir este movimiento el pie dorsal se acerca a la parte posterior de la pierna. Este movimiento presenta un movimiento angular de 0 a 20°.
- Flexión plantar: este movimiento hace la función opuesta de la dorsiflexión, generalmente suele ocurrir cuando el talón deja de realizar contacto con la superficie dejando solamente los dedos del pie contactando el suelo. El rango de movimiento se encuentra entre 40° y 50°. (Pons, 2008)

Una de las características principales del pie, además de brindar movimiento, es que sirve para dar estabilidad al sujeto al momento de caminar, esta estabilidad es causada por los las articulaciones, siendo la principal la articulación subastragalina. Esta articulación también presenta movimientos contando con un ángulo de 42° en el eje sagital y 16° en el transversal como se puede observar en la ilustración 21. (Hamill et al., 2017)

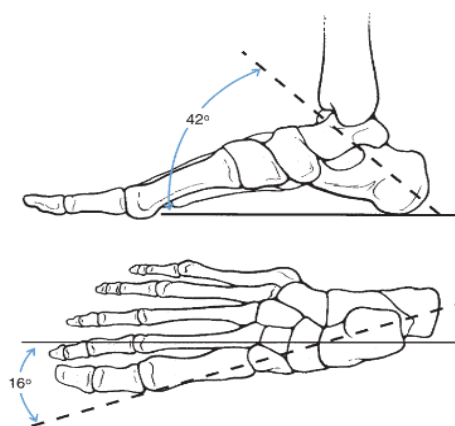


Ilustración 21. Ejes de rotación de la articulación subastragalina.

Fuente: (Hamill et al., 2017)

3.2.3.6 Parámetros

Para la fabricación de una prótesis se deben realizar algunos parámetros. Se debe considerar algunos modelos matemáticos para calcular la longitud de los miembros del cuerpo y el centro de gravedad que se encuentra en cada uno.

3.2.3.6.1 Modelo matemático de Drillis y Contini

Este modelo se tomará en referencia para calcular las longitudes que se presentan en los miembros inferiores del cuerpo, siendo más exactos, en el pie, la pantorrilla y el muslo.

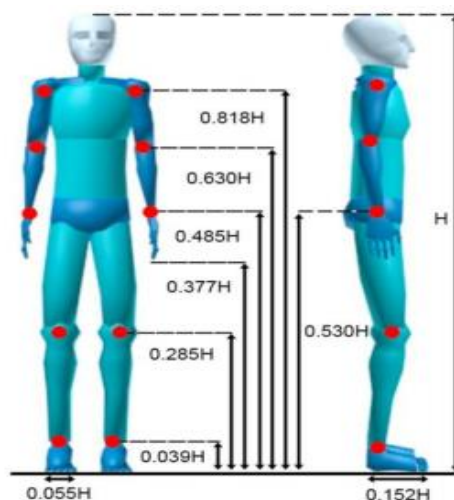


Ilustración 22. Longitud de los segmentos del cuerpo según Drillis y Contini.

Fuente: (Velandia, 2016)

Drillis & Contini, en la ilustración 22, muestran las distancias promedio que se encuentran en el cuerpo humano, en esta ilustración se puede observar la variable H , esta representa la altura del individuo al evaluar. Una vez calculada la altura, ésta se debe multiplicar por el valor presentado en cada uno de los segmentos del cuerpo sacando de esta manera la longitud que se encuentra en cada una de las extremidades.

3.2.3.6.2 Cálculo de peso y centro de gravedad.

Para el cálculo de peso de cada uno de los miembros del cuerpo se utilizará como referencia el modelo matemático presentado por Dempster y Clauster. Para determinar el centro de gravedad se tomará como referencia el modelo realizado por Hinrichs.

El estudio los parámetros inerciales del cuerpo humano se ha realizado a través de diferentes técnicas de experimentación y nos encontramos con varios modelos para

determinarlos. Estos modelos tienden a no ser perfectos y presentar datos que no son precisos. Uno de los más conocidos es el de Dempster y Clauser.

SEGMENTO	MASA (%)
Muslo	10.3
Pantorrilla	4.3
Pie	1.5

Tabla 2. Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser

Fuente:(Diego-Mas, 2015)

En la tabla 2, se puede observar el porcentaje de masa que representa cada uno de los miembros inferiores del cuerpo con respecto al peso total del individuo. Para encontrar la masa de cada una de estas extremidades se debe multiplicar el valor mencionado en la tabla y el peso que presenta la persona.

Dempster y Clauser también realizaron el análisis del centro de gravedad que se encuentra en cada una de las extremidades del cuerpo, pero Hinrichs resolvió algunos errores en los parámetros realizados por ellos. Debido a esta modificación se tomará como referencia los datos del centro de gravedad dados por Hinrichs en la tabla 3.

Segmento	Centro de gravedad
Muslo	41.76%
Pantorrilla	40.01%
Pie	41.79%

Tabla 3. Centro de gravedad ajustada por Hinrichs.

Fuente: (Soto & Guitierrez, 1996)

En el caso de una prótesis transfemoral se necesita utilizar la ecuación 2 que permite calcular el centro de gravedad de tres partículas (muslo, pantorrilla, pie).

$$X_{cm} = \frac{x_1 m_1 + x_2 m_2 + x_3 m_3}{m_1 + m_2 + m_3}$$

Ecuación #2. Centro de gravedad para un sistema de tres partículas.

Fuente: (Tipler & Mosca, 2003)

Donde X_{cm} es el centro de masa, cada x_1 , x_2 y x_3 son las distancias de los miembros del cuerpo y m_1 , m_2 y m_3 son las masas que tiene cada miembro.

Los principales miembros inferiores involucrados para mantener un desplazamiento mínimo del centro de gravedad al momento de caminar son la rodilla, el tobillo y el pie. Éstos actúan sobre el cuerpo regulando la curva de amplitud para suavizar el cambio del centro de gravedad al caminar, permitiendo de esta manera que el centro de gravedad se desplace 4 cm o 5 cm de su punto inicial de manera lateral. El desplazamiento del centro de masa de forma vertical es controlado por la rodilla y la pelvis, permitiendo un desplazamiento de 5 cm. (Sanz, 2016)

3.2.4 REOLOGÍA

La reología estudia el comportamiento de los fluidos al ser sometidos bajo una fuerza externa en diferentes condiciones. Esta ciencia ha permitido conocer cómo se comporta el flujo de los líquidos a diferentes fuerzas permitiendo así que estos puedan usarse para la producción de materiales a nivel industrial, alimenticio y de uso personal. (Wen, 2019)

La palabra reología fue presentada por Eugene Bingham en 1928 asociándola al flujo y la deformación que se presenta en la materia. Los estudios hechos establecen que todos los materiales tienen propiedades reológicas y con el avance en tecnología se ha logrado generar materiales y nuevas aplicaciones en diferentes áreas de las cuales encontramos la geología, mecánica de suelos, bioingeniería y se enfoca principalmente en el procesado de los alimentos. (Quintáns, 2008)

La reología no solamente estudia el flujo de los líquidos, también estudia la viscosidad y la elasticidad que se presentan en los mismos. Para determinar estas características la reología toma en cuenta dos factores, los factores intrínsecos y los factores externos.

- Factores Intrínsecos: se analiza la estructura molecular del material, esta estructura ayuda a determinar la fricción que existe de manera interna entre el movimiento de las partículas. La velocidad y la fricción que estas partículas generan determinan el nivel de viscosidad y la forma en la que el líquido fluye. Los materiales que presentan moléculas de gran tamaño son denominados como fluidos no newtonianos y los que presentan moléculas de tamaño reducido son considerados fluidos Newtonianos.

- Factores Externos: la aplicación de fuerzas externas en un líquido puede generar compresión, lo que determina el nivel de compresión que se genera es la viscosidad que presenta el mismo fluido, ya que al presentar mayor viscosidad se encontrará que el líquido es más resistente al cambio de flujo. (Wen, 2019)

3.2.4.1 Viscosidad de los fluidos

La viscosidad de un fluido le permite fluir con mayor o menor facilidad según el nivel de viscosidad que este tenga. Cuando un fluido se encuentra en movimiento se genera una fuerza que permite que una unidad de área de un líquido sea mueva sobre otra, esto es conocido como un esfuerzo cortante.

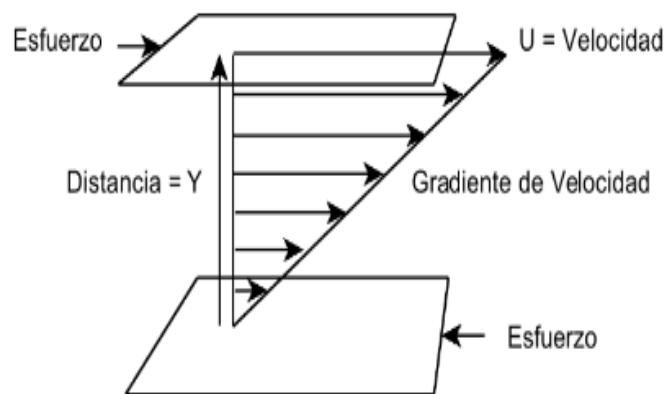


Ilustración 23. La definición fundamental de la viscosidad.

Fuente: (Dinger, 2010)

La ilustración 23, es comúnmente usada para explicar el esfuerzo cortante, en este caso se presentan con dos superficies, superior e inferior, en las cuales dos fuerzas que son aplicadas en direcciones opuestas, al realizarse este tipo de fuerza se genera un esfuerzo cortante en las superficies que posteriormente es transmitida al fluido que se encuentra entre las dos superficies.

Entre más pequeña sea la distancia que existe entre estas dos superficies, la tasa de la velocidad con posición tiende a ser lineal. En cuanto a la velocidad, nos referimos al gradiente de velocidad que es una medida que permite calcular el cambio de velocidad.

Definiendo que el gradiente de velocidad es proporcional al esfuerzo cortante que se encuentra en el líquido, se obtiene la ecuación 3.

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

Ecuación #3. Esfuerzo Cortante

Fuente: (Mott, 2006)

Dónde, τ es el símbolo tau y representa el esfuerzo cortante, η se le denomina viscosidad dinámica del fluido y $\frac{\Delta v}{\Delta y}$ es el gradiente de velocidad, que indica el cambio en la velocidad que se da en el fluido entre la distancia.

Para conseguir la ecuación necesaria para expresar la viscosidad dinámica que se encuentra en el fluido es necesario despejar η de la ecuación #3 obteniendo la ecuación #4:

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

Ecuación #4. Viscosidad Dinámica

Fuente: (Mott, 2006)

3.2.4.2 Fluidos newtonianos y no newtonianos

En la actualidad es posible encontrarse con líquidos que presentan diferentes comportamientos según sus características internas. Los fluidos son clasificados en fluidos newtonianos, no newtonianos.

Fluidos Newtonianos: este tipo de fluidos se caracterizan por tener una viscosidad que, aunque se le aplique una fuerza externa, no varían a lo largo del tiempo. Esta característica permite que la velocidad de deformación no se vea afectada por factores externos. (Dinger, 2010)

Los fluidos newtonianos no modifican su viscosidad con los factores externos, pero ésta puede variar con el cambio de temperatura. Son los más comunes de encontrar e identificar, se logra encontrar este tipo en el agua, el azúcar, el aire y en ciertos tipos de aceites, teniendo como característica en común que presentan una estructura molecular de gran volumen.

Fluidos no newtonianos: los fluidos que entran dentro de esta categoría son aquellos que al ser sometidos a un factor externo su viscosidad varía, ya sea incrementando o disminuyendo.

Los fluidos en los que cuya viscosidad aumenta cuando el esfuerzo la velocidad de deformación aumenta son considerados fluidos dilatantes, mientras que los que presentan una disminución en su viscosidad al tener una velocidad de deformación menor se consideran fluidos pseudo plásticos. (Dinger, 2010)

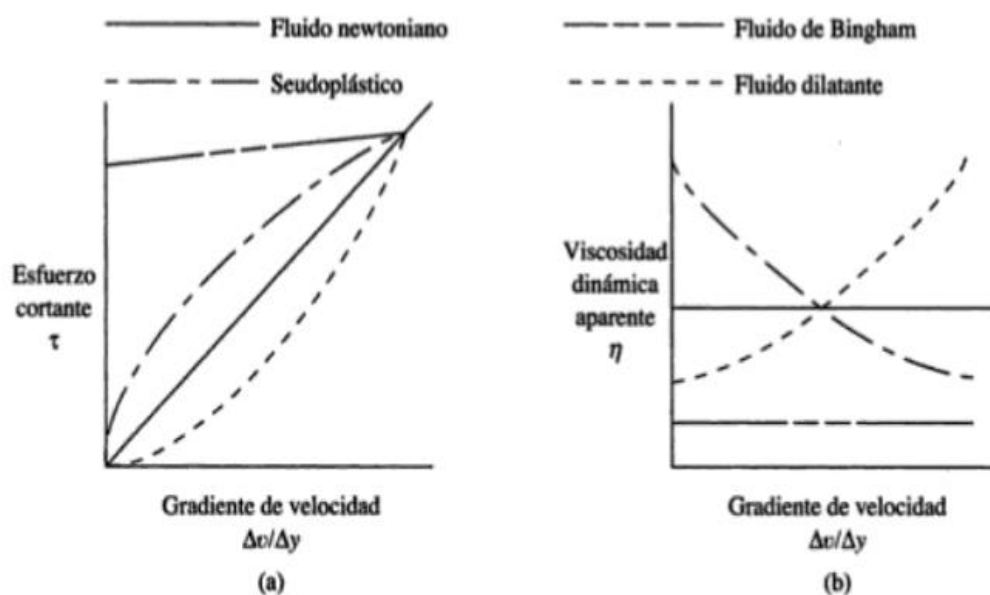


Ilustración 24. Fluidos Newtonianos y no Newtonianos.

Fuente: (Mott, 2006)

En la ilustración 24 (a), se observa el esfuerzo cortante de los diferentes fluidos. El fluido newtoniano presenta una viscosidad constante debido a la relación lineal que existe en el esfuerzo cortante y el gradiente de velocidad. En cambio, en los fluidos no newtonianos su pendiente varía debido a la aplicación de factores externos. En la ilustración 24 (b), el cambio en el gradiente de velocidad genera un cambio en la viscosidad de los fluidos, en el caso de los no newtonianos. En los fluidos newtonianos la viscosidad se mantiene constante.

3.2.4.2.1 Fluidos independientes del tiempo

Este tipo de fluido es considerado un no newtoniano en el la viscosidad que presenta el fluido no varía a lo largo del tiempo. En esta categoría se encuentran los pseudoplásticos, los dilatantes y el fluido de Bingham.

Los fluidos pseudoplásticos presentan la característica que, al estar sometidos a una velocidad de deformación alta, se vuelven menos espesos y al estar sometidos a una velocidad lenta son más espesos haciendo que la viscosidad dependa directamente de la velocidad de deformación.

Los fluidos dilatantes presentan características opuestas a los pseudoplásticos, éstos al estar sometidos a velocidades de deformación altas presentar un líquido más espeso, mientras que a velocidades lentas es menos espeso. EL comportamiento de estos dos fluidos puede visualizarse en la ilustración 25.

El fluido de Bingham requiere la aplicación de una fuerza externa de forma constante antes de comenzar su flujo. Una vez iniciado, la pendiente de su curva se comporta de forma lineal indicando que su viscosidad puede cambiar a lo largo del tiempo, pero puede mantenerse constante si su factor externo es constante. (Mott, 2006; Quintáns, 2008)

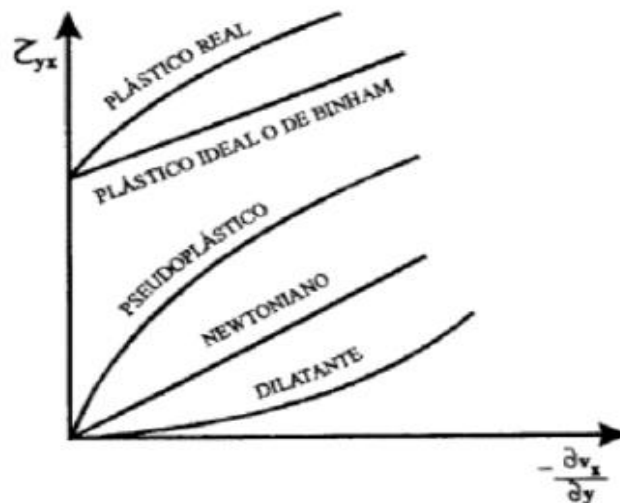


Ilustración 25. Comportamiento reológico de distintos fluidos.

Fuente: (Quintáns, 2008)

En la ilustración 25 se observa el comportamiento de los pseudoplásticos y los dilatantes, en este caso se le asignaron diferentes valores a τ y a la velocidad de deformación.

El comportamiento de un pseudoplástico es muy parecido al de un plástico de Bingham. En euido dilatante se observa como la viscosidad aumenta al presentar una mayor velocidad de deformación.

3.2.4.2.2 Fluidos dependientes del tiempo

El estudio de los fluidos que dependen del tiempo es complicado de analizar debido a que su viscosidad pasa variando con la temperatura, la velocidad de deformación y por el mismo tiempo. A estos líquidos se les conoce como líquidos tixotrópicos y reopéticos.

- Fluido tixotrópico: este tipo de fluidos tienen un comportamiento similar a los pseudoplásticos, en donde la viscosidad disminuye con el incremento de la velocidad de deformación. La diferencia entre éste y los pseudoplásticos es que la viscosidad también varía con la duración de la deformación. Este líquido sólo puede recuperar su viscosidad inicial tras un tiempo de reposo, ya que necesita que su estructura se reconstruya.
- Fluidos reopéticos: presentan un espesamiento que depende del tiempo. Su comportamiento es lo opuesto al comportamiento que se presenta en los fluidos tixotrópicos, es decir su viscosidad aumenta con la velocidad de deformación y con el tiempo. En este caso al aplicarse una fuerza su estructura se construye en lugar de destruirse. (Quintáns, 2008; Raparo, 2016)

Los fluidos electrorreológicos y los fluidos magnetorreológicos son los tipos de fluidos a destacar que entran en la categoría de fluidos tixotrópicos.

- Los fluidos electro reológicos o fluidos ER son fluidos con partículas finas en el que sus propiedades varían según la corriente eléctrica que se le aplica convirtiéndolos en un tipo de gel adquiriendo las características de un sólido. El tiempo que toma este fluido en convertirse a un sólido mediante la aplicación de una corriente es de 1/1000 segundos.
- El fluido magneto reológico está compuesto por partículas de hierro acompañadas por un fluido base que normalmente suele ser aceite de petróleo, de silicón o incluso agua. Sin un campo magnético actuando sobre éste, la viscosidad del líquido varía entre 0.2 Pa*s y 0.3Pa*s a 25°C. Con la incorporación de un campo

magnético, el fluido magneto reológico se convierte, en cuestión de milisegundos, en un sólido capaz de soportar un esfuerzo cortante de 100 kPa. (Mott, 2006)

Las principales ventajas que presenta el fluido magneto reológico con respecto al electro reológico es que el magneto reológico es capaz de soportar 20 veces más el esfuerzo cortante y para accionarse el magneto reológico puede funcionar con un voltaje menor a 6V y una corriente menor a 1mA mientras el amortiguador electro reológico necesita un voltaje aproximado de 8 kV.

3.2.4.2.3 Clasificación del comportamiento reológico

Al analizar el comportamiento reológico de la materia se presentan dos características en el caso de los fluidos se encuentran los fluidos newtonianos y no newtonianos que han sido explicados anteriormente. La otra característica que analiza la reología es el comportamiento elástico que se presenta conocidos como materiales hookeanos y no hookeanos.

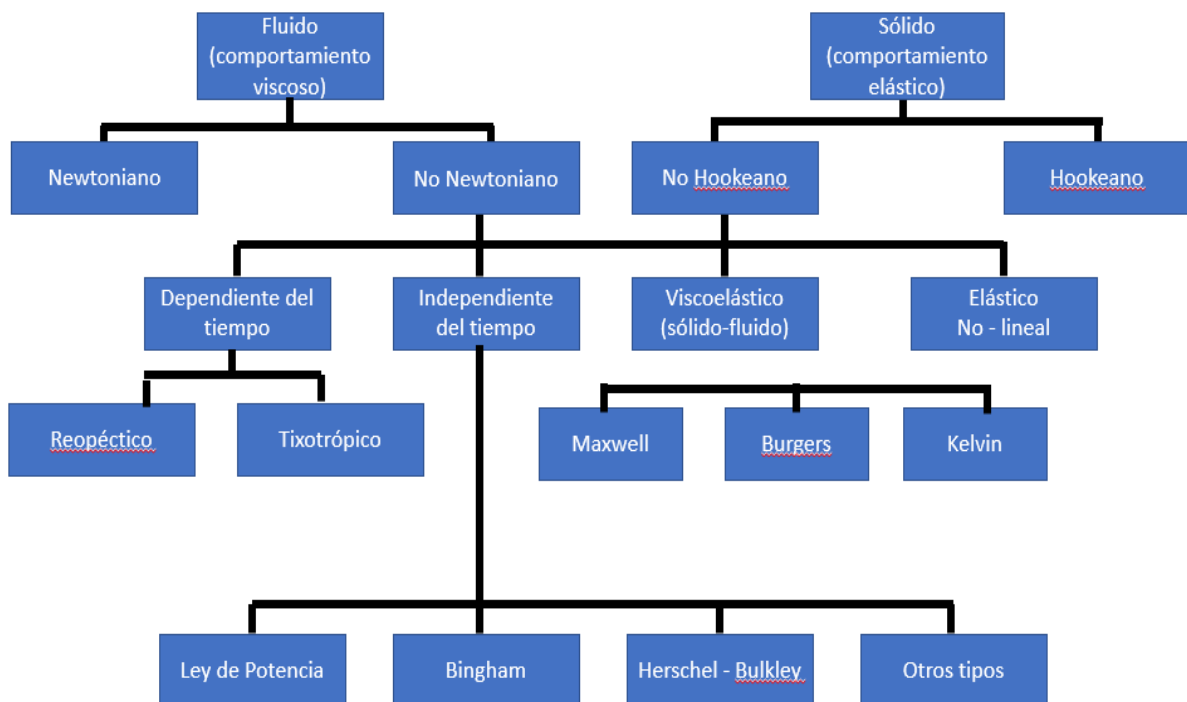


Ilustración 26. Clasificación del comportamiento reológico.

Fuente: (Quintáns, 2008)

En la ilustración 26, se observa de forma general una forma en la que se pueden clasificar los distintos comportamientos que se encuentran presentes en la reología de los fluidos. Esta clasificación es muy útil para estimar el comportamiento de un fluido aún no estudiado. Los materiales que son completamente elásticos o conocidos como idealmente elásticos son considerados que presentan un comportamiento hookeano y por otro lado se encuentran los materiales que son completamente viscosos que son llamados newtonianos. Además, se encuentran los fluidos que presentan ambas características que son situados en la mitad de la clasificación.

3.2.4.3 Fluido magneto reológico

El fluido magneto reológico presenta la característica de un fluido newtoniano en la ausencia de un campo magnético. Con la aplicación de un campo magnético externo el fluido convierte una condición de flujo libre en un sólido, una vez el campo magnético es eliminado, vuelve al estado de flujo libre. Este fluido puede cambiarse rápidamente y ser reversible aplicando un campo magnético, y el límite elástico al cizallamiento después de una deformación fluida y el campo magnético tienen una relación correspondiente estable. (Li et al., 2017)

La intensidad del campo magnético controla la tensión de fluencia de este líquido en su estado sólido viscoelástico, que se puede utilizar entonces en varias aplicaciones. La idea es lograr manipular el valor de límite elástico requerido, esto generalmente se maneja mediante el uso de un electroimán que hace que este tipo de fluido sean apropiados para las aplicaciones basadas en el control. En la ilustración 27, se observa como las partículas magnéticas, están dentro del aceite portador y distribuidos aleatoriamente en suspensión en circunstancias normales, sin embargo, cuando se aplica un campo magnético, las partículas microscópicas se alinean a lo largo de las líneas de flujo magnético. (Krishnan & Tamilarasan, 2018)

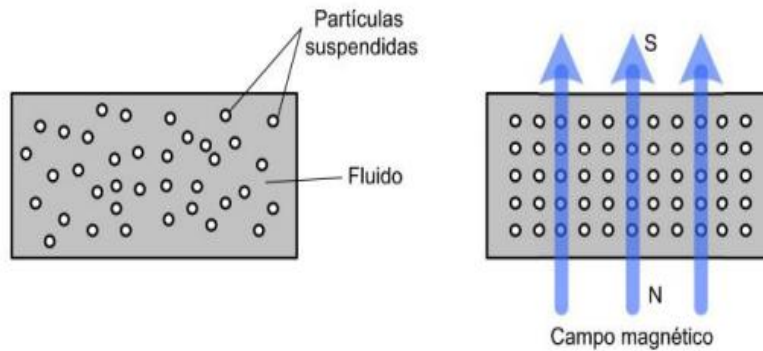


Ilustración 27. Formación de cadenas paralelas al campo magnético

Fuente: (Raparo, 2016)

Los fluidos magneto reológicos están compuestos por aleaciones, generalmente de hierro y la base que pueden ser aceites, agua o hidrocarburos. También se puede utilizar una aleación de cobalto, hierro y la base, pero esto significa un incremento en el precio. El hierro representa entre el 20% y 40% del volumen total encontrado en el líquido.

Una de las mayores ventajas que presentan este tipo de fluidos es el tiempo de reacción que tienen las partículas para alinearse en la dirección del campo magnético y aumentar su viscosidad de esta manera. El tiempo de reacción es menor a 15 ms, permitiendo de esta manera un rápido control del fluido.

Los fluidos magneto reológicos son actualmente aplicados en varios dispositivos de la ingeniería como amortiguadores, embragues, frenos y válvulas. Además, gracias a su característica para mitigar vibraciones sísmicas este tipo de fluido es utilizado en estructuras civiles. (Wahid et al., 2016)

3.2.4.4 Modelo de Bingham

El comportamiento de los fluidos magneto reológicos generalmente se asocia al comportamiento de un plástico ideal o también conocido como plástico de Bingham el cual tiene la característica de poseer un límite elástico que puede variar. y para analizar este comportamiento se utiliza la ecuación #5.

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

Ecuación #5. Ecuación de Bingham

Fuente: (Cupich & Elizondo, 1998)

Donde τ es el esfuerzo total representado en Pascal, $\tau_y(H)$ es el esfuerzo que se ejerce cuando se aplica un campo magnético al fluido magneto reológico, sus unidades son kA/m, η como se vio previamente es la viscosidad que presenta el fluido y sus valores se miden en s/Pa, y $\left(\frac{\Delta v}{\Delta y} \right)$ es el gradiente de velocidad.

Para aplicar la ecuación #4 se debe cumplir una condición y es que el esfuerzo cortante debe que presenta el fluido sin el campo magnético debe ser mayor al esfuerzo dependiente del campo magnético. Si esta condición no se cumple, se considera que el fluido se comporta como un fluido viscoelástico.

3.2.4.5 Electromagnetismo

Es el fenómeno por el cual los materiales que presentan características magnéticas son atraídos o repelidos según la dirección del flujo que está presente en un campo magnético.

Este es un fenómeno que en su momento llamó la atención de grandes científicos entre ellos encontramos a Faraday y Maxwell y cada uno realizó avances en el estudio de este comportamiento y con la ayuda de las bases teóricas acerca de la electricidad proporcionadas por Ampère, Faraday llegó a la conclusión de que la fuerza magnética y la electricidad se puede transmitir por medio de campos.

El científico Maxwell, unificando todos los estudios realizados por Ampere, Faraday y Gauss, presentó el descubrimiento del electromagnetismo y a su vez los campos magnéticos.

La ley que encarga de analizar la producción de los campos magnéticos es la ley de Ampere (ecuación #6).

$$\oint_c H * dr = NI$$

Ecuación #6. Ley de Ampère

Fuente: (Rodríguez et al., 1999)

Donde H es el campo magnético, N es el número de vueltas que presenta el electroimán e I es la corriente que se induce.

En el caso de un electroimán también es necesario conocer la magnitud del flujo magnético que está generando. Para obtener el flujo magnético se utiliza la ecuación #7.

$$B = \mu H$$

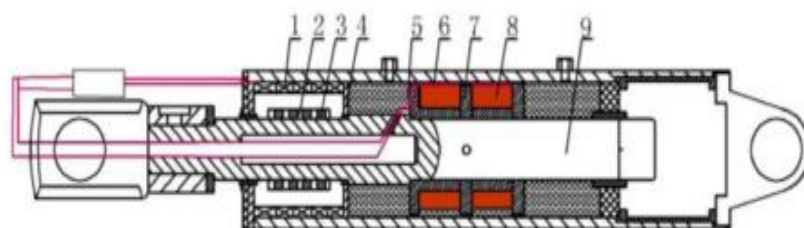
Ecuación #7. Flujo magnético.

Fuente: (Rodríguez et al., 1999)

Donde B representa la magnitud del campo del campo magnético, las unidades son teslas o también conocidas como weber por metro cuadrado y μ que representa la permeabilidad magnética.

3.2.4.6 Amortiguador magneto reológico

Es un amortiguador que está lleno de líquido magneto reológico que puede ser controlado mediante el uso de campos magnéticos, generalmente estos campos se aplican usando electroimanes. Variando el voltaje suministrado al electroimán las características de estos amortiguadores pueden ser continuamente controlados. (Patil et al., 2017)



1-electromagnetic coil, 2-back iron,3-permanent magnet,4-leakage magnetic material,5-magnetorheological fluid,6-damping channel,7- piston, 8-excitation coil, 9-piston rod.

Ilustración 28. Estructura de un amortiguador magneto reológico

Fuente: (Kou et al., 2016)

En la ilustración 28, se observa la estructura del amortiguador, este tipo de amortiguadores están compuestos por dos compartimientos que están llenos de fluido magneto reológico, uno inferior y otro superior, los cuáles son divididos por la cabeza del pistón. En la cabeza del pistón se encuentran las válvulas en las cuales se aplica el campo

magnético, la función de estas válvulas es permitir, según el campo magnético aplicado, el paso del fluido magneto reológico hacia los compartimientos controlando de esta manera la capacidad de amortiguamiento. En el momento en el que no se esté aplicando ningún campo magnético, la fuerza de amortiguamiento que presente el dispositivo dependerá totalmente de la viscosidad del fluido magneto-reológico. (Raparo, 2016)

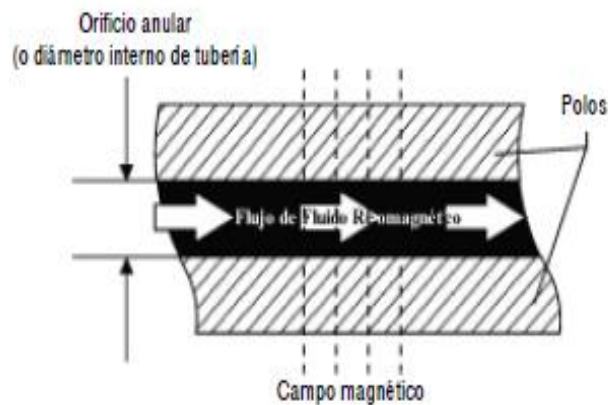


Ilustración 29. Flujo del líquido magneto reológico

Fuente: (Galván et al., 2014)

En la ilustración 29, se puede observar cómo pasa el flujo a través de las válvulas, este flujo es dependiente de la viscosidad que presente el fluido al ser aplicado el campo magnético y del diámetro que tenga la válvula. La estructura utilizada en los amortiguadores magneto reológicos es una estructura tipo válvula utilizada en los amortiguadores hidráulicos y su capacidad de amortiguamiento depende de la viscosidad y densidad del líquido utilizado y del diámetro que presente la válvula.

Una de las mayores ventajas que se encuentran, en comparación con los amortiguadores tradicionales, es la capacidad de reacción que presentan los amortiguadores magneto reológicos ya que mediante la implementación de sensores se puede controlar su viscosidad, según la necesidad, en cuestión de milisegundos y su estructura simple. En la actualidad la aplicación de este tipo de amortiguadores puede encontrarse en algunos modelos de carros como pueden ser Audi, Chevrolet y Ferrari.

3.2.5 INSTRUMENTACIÓN

Para la realización de la prótesis transfemoral se necesitan de algunos componentes electrónicos para realizar la función de la prótesis. Además, se necesita de una herramienta de diseño CAD, que permite realizar el modelado y el análisis de esfuerzos para comprobar la pieza es capaz de realizar su función de forma eficiente.

3.2.5.1 *Diseño asistido por computadora (CAD)*

Los avances en la tecnología han generado un gran desarrollo en la parte de diseño de productos. Actualmente este tipo de diseño es utilizado por diferentes instituciones y compañías ya que representa una gran ayuda para realizar prototipos de sus productos y realizar diferentes análisis para comprobar la funcionalidad del mismo.

Los programas CAD se puede realizar un diseño y mejorar la calidad estética del mismo, pero su principal enfoque es en la parte de análisis de productos. Este tipo de programas son capaces de evaluar la funcionalidad de los productos realizados mediante análisis de esfuerzos, de desplazamiento y además son capaces de realizar animaciones para ver el comportamiento del movimiento del producto.

La primera generación de CAD sólo era capaz de realizar estudios a los diseños generados en 2D. Esto servía como una guía para el usuario, pero éste debía de imaginar cómo se vería su producto en una visión tridimensional. (Shih, 2020)

Con el avance de los softwares computacionales se ha logrado desarrollar mejores programas para realizar dibujos, piezas y ensambles, además de mejores herramientas para realizar análisis de comportamientos. Uno de los programas que mayor impacto tiene en esta área es SOLIDWORKS.

3.2.5.1.1 *SOLIDWORKS*

SOLIDWORKS es un software CAD creado en 1995, siendo un programa que permite crear piezas, ensambles y dibujos. Este software también tiene la capacidad de realizar análisis a las piezas realizadas y simulaciones de esfuerzos y desplazamientos permitiendo mejorar la calidad que cuentan los productos, realizar mejoras de geometrías y analizar los materiales que mejor se adapten a su función. (Rodríguez Vidal, 2015)

SOLIDWORKS es un software que es capaz de ejecutar análisis de movimientos, análisis de tensión y deformación, creación de renderizados 3D para visualizar el detalle estético final del diseño (ilustración 30). También cuenta con herramientas para la creación de engranes, tornillos, tubos y varias piezas de utilidad más



Ilustración 30. SOLIDWORKS

Fuente: (Rodríguez Vidal, 2015)

3.2.5.2 Microcontroladores

Un microcontrolador es un circuito integrado que incluye entradas y salidas digitales o analógicas, memoria y cpu. Estos microcontroladores tienen la función de ejecutar programas o indicaciones mediante un código de programación realizado por el usuario. Actualmente los microcontroladores tienen varias aplicaciones, como puede ser controlar diferentes dispositivos como motores, sensores, actuadores y siendo aplicados en diferentes industrias o empresas con el fin de realizar un mejor trabajo.

Las ventajas que presenta implementar el uso de microcontroladores en productos es que debido a su pequeño tamaño puede ser incorporado en cualquier producto y el bajo costo que presentan estos dispositivos.

IV. METODOLOGÍA

En este capítulo se procederá con la metodología de estudio y los diferentes procesos que se tomarán en cuenta para elaborar la presente investigación. A continuación, se mostrará el enfoque que presenta la investigación, las técnicas e instrumentación a utilizar para el diseño y análisis del diseño y las distintas etapas que se presentarán en la metodología seleccionada.

4.1 ENFOQUE

En la presente investigación se optó por un enfoque cuantitativo, ya que se procederá a realizar los análisis y obtener los valores dinámicos de esfuerzos, movimiento y resistencia que se encuentra en cada una de las partes de la prótesis transfemoral diseñada.

4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Con el enfoque ya establecido para la investigación, se procede a identificar las variables que están involucradas para la realización de la misma. Estas variables están relacionadas entre sí y suelen clasificarse como dependientes e independientes. La variable dependiente es la razón de la investigación y las variables independientes son aquellas en las cuales las alteraciones que se presenten pueden perjudicar a la variable dependiente.

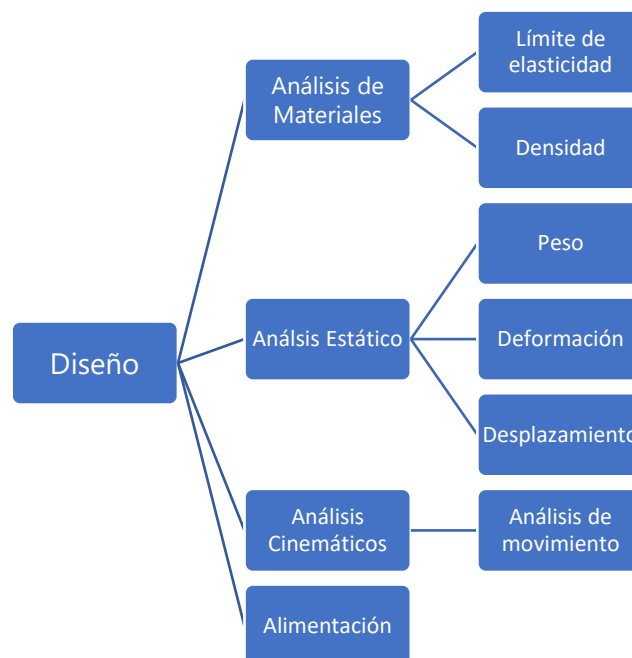


Ilustración 31. Variables dependientes e independientes.

Fuente: Elaboración Propia.

Para la presente investigación se establecieron las variables dependientes e independientes, como se puede observar en la ilustración 31. Como variable dependiente se encuentra el diseño de la prótesis, que es la principal razón de la investigación. Como variables independientes se estableció el análisis de materiales, el análisis estático, el análisis cinemático y la alimentación del sistema.

En el análisis de materiales, se toma en consideración la elasticidad máxima que presente el material, así como la densidad del mismo, haciendo la prótesis más o menos ligera. En el análisis estático, el peso total que presenten las piezas diseñadas afectará al peso máximo que puede presentar la prótesis, así como también afectarán los resultados de deformación y desplazamiento. Los análisis dinámicos determinarán la capacidad de movimiento angular que presenten los componentes y, por último, la variable de alimentación determinará el tiempo de uso de la prótesis.

4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTACIÓN

Para el óptimo desarrollo del presente proyecto se recurrió a la información adquirida de distintas fuentes como:

- Libros electrónicos
- Artículos publicados en revistas científicas
- Tesis elaboradas en distintas universidades a nivel mundial.

Además, se empleará el uso de un software de modelado CAD para el diseño de la prótesis y los distintos análisis que se realizarán al diseño y se utilizará fritzing para realizar los esquemas de las conexiones de los componentes.

Para la selección del material más apropiado para una futura fabricación de la prótesis, se utilizará una matriz de decisión y multicriterio.

4.4 METODOLOGÍA DE ESTUDIO

Se optó utilizar la metodología en "V" creada por Vasic & Lazarevic. Esta metodología está enfocada en la producción de dispositivos mecatrónicos e involucra el uso de componentes electrónicos, mecánicos y microprocesadores.

La metodología en V está compuesta por dos ciclos: ciclo A y B. En el ciclo A se realiza el diseño y los análisis al diseño y, una vez fabricado el prototipo, en el ciclo B se realizan las pruebas y correcciones al prototipo con el fin de obtener un prototipo final que no presente errores.

Para la presente investigación se realizará solamente el diseño y el análisis del ciclo A, esto debido a que el alcance del proyecto es únicamente la parte de diseño y no se realizará un prototipo del mismo.

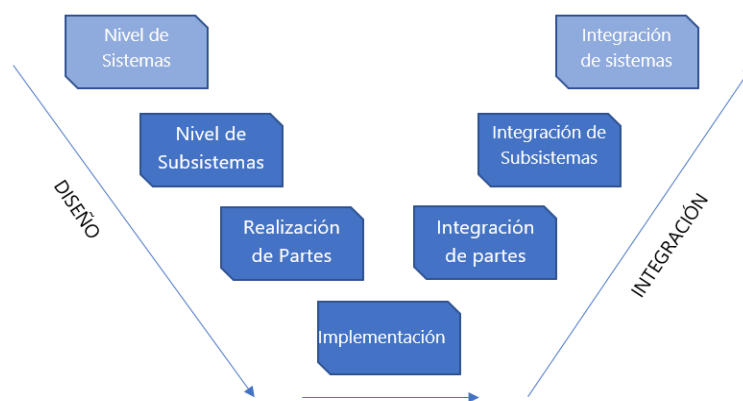


Ilustración 32. Metodología en V.

Fuente: Elaboración Propia.

Este ciclo estará dividido en diferentes etapas mostradas en la ilustración 32, cada etapa tendrá un objetivo y proceso para desarrollo de la investigación. A continuación, se explicará la función que presenta cada etapa, así como de sus niveles y subniveles.

4.4.1 ETAPA I: NIVEL DE LOS SISTEMAS

Para la realización del diseño de la prótesis transfemoral se definieron los niveles de los sistemas. Para este proyecto se presentan tres sistemas: el sistema mecánico, el sistema de control y el sistema de energía, con sus respectivos subniveles (Ilustración 33).

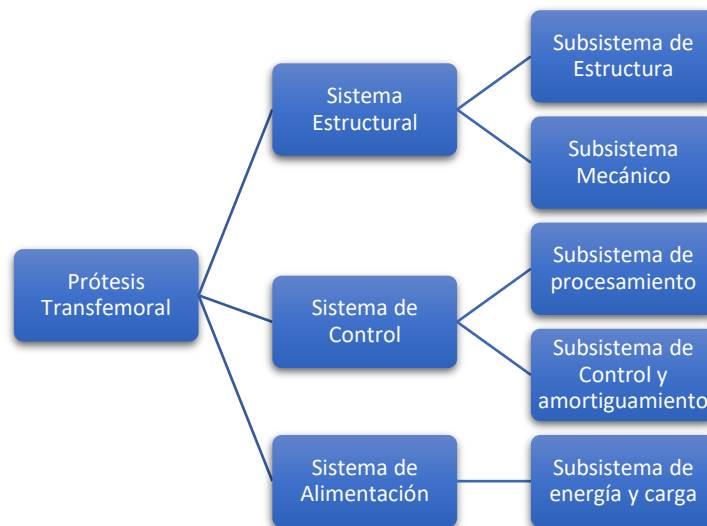


Ilustración 33. Nivel de los sistemas y subsistemas.

Fuente: Elaboración Propia.

Sistema estructural: en este sistema se necesita en la selección de materiales que pueden brindar resistencia al peso al que estará sometido y que el peso de la misma prótesis no presente inconvenientes al usuario. En este sistema se diseña una estructura en donde todos sus componentes se acoplen perfectamente. Además, se evalúan las propiedades que presentan los diferentes materiales mediante una matriz de decisión en la que se tomará en cuenta el peso final de la prótesis, la dificultad de obtención del material y el precio que presente el mismo.

Sistema de Control y amortiguamiento: este sistema está compuesto por componentes electrónicos y microcontroladores que estarán encargados de leer la información enviada por el sensor y de esta manera accionar el amortiguador según sea el caso. Para seleccionar los componentes, se hará una tabla comparativa con los distintos tipos que se encuentran en el mercado, seleccionando el que mejor se adapte al proyecto.

Sistema de alimentación: en este sistema es importante tomar en cuenta la capacidad de alimentación que tendrá el sistema. Esta alimentación se encargará del funcionamiento correcto de la parte electrónica. En este sistema se tomó como consideración la capacidad de voltaje que es capaz de entregar, su capacidad de almacenar carga y su compatibilidad con los distintos componentes que se encontrarán en el sistema de control y amortiguamiento.

4.4.2 ETAPA II: NIVEL DE LOS SUBSISTEMAS

Luego de definir cada uno de los sistemas se procede con la definición de los subsistemas.

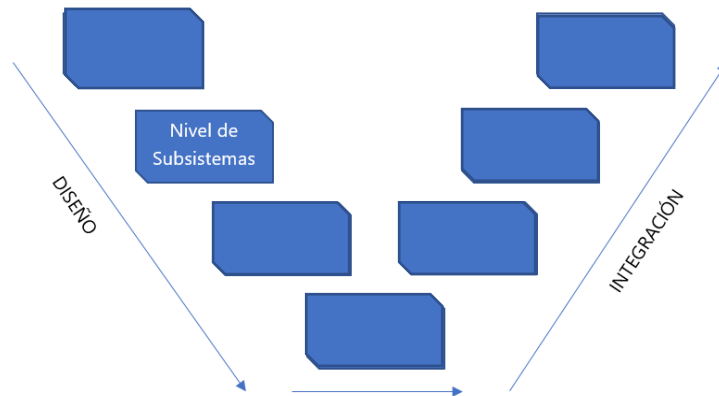


Ilustración 34. Etapa II: Nivel de los Subsistemas.

Fuente: Propia

4.4.2.1 Subsistema estructural

Se conforma por todas las piezas que se encuentran en una prótesis transfemoral que permita realizar movimientos y debe tener un compartimiento en donde se puedan acoplar los demás componentes además se debe tomar en consideración el material que se utilizará.

Debido a que se requiere que la prótesis posea grados de libertad, este subsistema se compone por diferentes uniones y juntas que permitirán el movimiento de las partes del subsistema estructural.

4.4.2.2 Subsistema de procesamiento

Se requiere un microcontrolador que pueda recibir, interpretar y procesar la información que estará enviando el sensor y con esta información poder accionar el amortiguador magneto reológico.

4.4.2.3 Subsistema de control y amortiguamiento

La obtención de la posición es algo fundamental en la realización del siguiente proyecto, este subsistema se conforma por un dispositivo que sea capaz de leer la posición en la que se encuentra la prótesis y por un dispositivo capaz de controlar la corriente de salida

que presente el sistema. En este subsistema también se requiere un amortiguador magneto reológico.

4.4.2.4 Subsistema de energía y carga

Se compone por la forma en la que se conseguirá alimentar los distintos componentes eléctricos y electrónicos que se encontrarán en los demás subsistemas.

4.4.3 ETAPA III: REALIZACIÓN DE PARTES

Luego de definir cada uno de los subsistemas y los requisitos que presentan los mismos, se procedió a especificar los distintos materiales y componentes que se requieren para el desarrollo de los subsistemas.

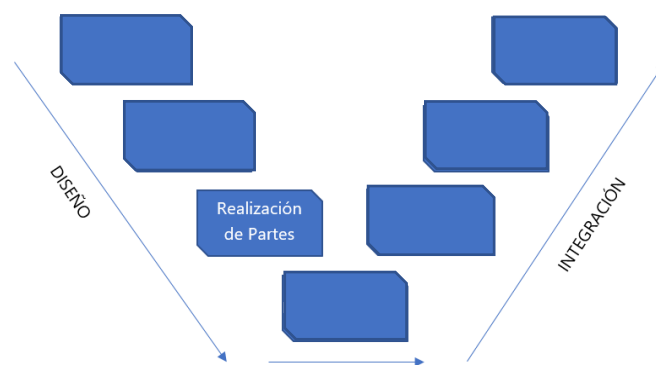


Ilustración 35. Etapa III: Realización de Partes

Fuente: Propia

4.4.3.1 Subsistema estructural

Para este subsistema se tomó en consideración los distintos materiales que se usan para la fabricación de prótesis que son aluminio, titanio y polipropileno. Debido a que estos materiales presentan distintas aleaciones con diferentes características lo primero que se realizó fue una comparativo de las aleaciones de uno y visualizar si este material está disponible en SOLIDWORKS.

El aluminio es uno de los materiales más utilizados en el mundo debido a que sus aleaciones son fáciles de mecanizar y presentan un bajo costo al momento de conseguirlo. Su densidad generalmente es baja y presenta una buena resistencia.

Tipo	Densidad [g/cm³]	Límite elástico 0.2% [Mpa]	Tensión de Rotura [Mpa]	Dureza (Brinell)	Resistencia a la corrosión	Soldabilidad
5052 H32-H112	2,7	180	230	60	Excelente	Excelente
5083 H112	2,7	130	300	75	Excelente	Excelente
6061 T6-T651	2,7	270	320	95	Buena	Buena
6082 T6	2,7	270	330	90	Buena	Buena
2024 T3-T351	2,7	320	480	120	Débil	No
7075 T6-T651	2,7	480	560	150	Débil	No

Tabla 4. Propiedades mecánicas del aluminio

Fuente: (Fabricatium, 2016)

La dureza Brinell, definida por la norma ASTM E 10-78, es un método de ensayo mediante indentación. Esta prueba se realiza aplicando una fuerza contra la superficie de un material utilizando una bola hecha de acero templado y una máquina calibrada. La dureza de Brinell representa la resistencia de penetración a la esfera de acero templado. (Diaz Perez & Rodriguez Toscano, 2019)

En la tabla 4, se muestran las distintas características que se tomaron en cuenta para realizar la comparación de cada una de las aleaciones que presenta el aluminio. En la densidad todas las aleaciones del aluminio presentaron los mismos valores y basándose en los valores de límite elástico, dureza y resistencia a la corrosión se seleccionó la aleación de aluminio 6061 que es uno de los materiales con los cuales se realizarán las pruebas del diseño.

El titanio está clasificado por grados, cada grado representa propiedades mejores con respecto al Anterior. La clasificación del titanio llega hasta el grado 38 y el titanio usado comercialmente es el titanio puro y se encuentra en el grado 1, grado 2, grado 3 y grado 4. El resto de la clasificación está compuesta por distintas aleaciones de titanio. Las propiedades mecánicas del titanio puro se pueden encontrar en la tabla 5.

Tipo	Densidad [g/cm³]	Tensión de rotura (Mpa)	Límite elástico [Mpa]	Elongación %	Estricción %
Grado 1	4.5	240	170	24	30
Grado 2	4.5	345	275	20	30
Grado 3	4.5	450	380	18	30
Grado 4	4.5	550	485	15	25

Tabla 5. Propiedades mecánicas del titanio.

Fuente: (Gil & Planell, 1993)

La elongación en un material es el aumento de longitud que presenta al ser sometido a un esfuerzo. Cuando se produce demasiada elongación de un material este llega a su zona de rotura, esta zona es conocida como estricción y representa el porcentaje máximo de elongación que puede tener un material.

Se seleccionó el titanio de grado 2 como uno de los materiales con los cuales se realizarán las pruebas a los componentes. Debido a que el titanio tiene costo elevado y cada incremento de grado significa un incremento de costo, se seleccionó el titanio grado 2 que es el comúnmente más comercial.

Los parámetros dados por Drillis, Contini, Dempster y Clauser se obtuvieron las longitudes y masas que deben presentar las partes del diseño y estableciendo que la amputación se realizó a la mitad del muslo y el glúteo se encuentra 10% por debajo de la pelvis.

Las piezas diseñadas no deben cumplir exactamente con las medidas establecidas de cada parte del cuerpo, pero la suma de las longitudes de todas las piezas se debe encontrar entre el rango establecido.

4.4.3.2 Subsistema de procesamiento

Se seleccionó el microcontrolador que se adapte de mejor manera al proyecto. Se tomó como consideración la compatibilidad con las librerías del giroscopio, los puertos PWM y el voltaje de entrada que presenta el microcontrolador.

Microcontrolador	Voltaje de entrada	Voltaje de salida	Puertos PWM	Librería
ATmega328	5-12 V	3.3-5V	6	Sí
Pic18f45k22	5-9 V	5V	2	No

Tabla 6. Microcontroladores

Fuente: Propia.

En la tabla 6, se muestran las características del atmega328 y la pic18f45k22. El microcontrolador seleccionado fue el ATmega328 debido a que soporta la entrada de 12V que será la batería con la que se alimentará el amortiguador magneto reológico y la principal condición por la que se seleccionó este microcontrolador es por la compatibilidad con la librería del giroscopio.

4.4.3.3 Subsistema de control y amortiguamiento

El control del accionamiento del amortiguador será mediante la detección de la posición en la que se encuentra la prótesis. Los sensores capaces de realizar este tipo de lectura son los acelerómetros y los giroscopios mostrados en la tabla 7.

Sensor	Voltaje	Señal	Ejes
Acelerómetro AXDL345	2.0 a 3.6V	Análoga	3 Ejes
Giroscopio MPU6050	3.3 V	Análoga	6 Ejes

Tabla 7. Acelerómetro y giroscopio.

Fuente: Propia

Se seleccionó el Giroscopio MPU6050 por que presenta más ejes y tiene una lectura más precisa de la posición en la que se encuentra el cuerpo, además, este tiene un acelerómetro incorporado que permite ver la velocidad a la que se mueve un componente.

En la actualidad el área automotriz fabrica sus propios amortiguadores magneto reológicos para aplicarlos en sus modelos de automóviles, pero no son accesibles al público,

el único vendedor de este tipo de amortiguadores es la marca LORD, en la tabla 8 se muestran sus características.

Tipo	Newtons (lbf)	Corriente	Largo	Voltaje
RD-8040	2447N (550lbf)	1 A	20.8 cm.	12V
	667N (150lbf)	0 A		
RD-8041-1	2447N (550lbf)	1 A	24.8 cm.	12V
	667N (150lbf)	0 A		

Tabla 8. Amortiguadores magneto reológicos.

Fuente: (LORD, 2008)

Se definió el tipo de amortiguador magneto reológico que se utilizará basándose en la cantidad de Newtons que es capaz de soportar, la corriente necesaria para soportar dicha fuerza y el largo que posee.

Ya que ambos amortiguadores presentan características similares, se optó por escoger el RD-8041-1 debido a que tiene un largo mayor y esto significaría que la estructura ocuparía menos material y esto reduciría un poco su costo.

El controlador de corriente tiene la función de controlar la salida de corriente para alimentar el amortiguador magneto reológico mediante la frecuencia enviada por el microprocesador.



Ilustración 36. Controlador Wonder Box

Fuente: (Lord, 2006)

Para el controlador de corriente se seleccionó el controlador de LORD. Este controlador funciona con una entrada de hasta 12 V y es capaz de tener una salida máxima de 2 A. controlada mediante los PWM enviados por el microcontrolador.

En la ilustración 36, se observa la entrada de voltaje de la fuente (A), la salida de corriente que irá hacia el amortiguador magneto reológico (B), el potenciómetro (c) que es capaz de generar una resistencia hasta 8 ohm, la entrada de la señal PWM enviada por el microcontrolador (D) y, por último, el switch que permite controlar la corriente de forma manual al presionarlo (E).

4.4.3.4 Subsistema de energía y carga

Se compararon las diferentes baterías para brindar alimentación a los componentes eléctricos y electrónicos y se seleccionó la batería en base al voltaje de salida que presenta y la cantidad de mAh que es capaz de entregar.

La batería seleccionada debe presentar la característica de poder ser recargada y tener un voltaje de salida de 12 V para alimentar el amortiguador y los demás componentes. En la tabla 9, se muestra la comparación de las baterías

Marca	Voltaje Suministrado	Amperios/Hora	Recargable	Switch ON/OFF
Batería if-224	12V	1800 mAh	Sí	Sí
Batería Wanhong 18650	12V	6000 mAh	Sí	No
Batería BLR-SECU123	12V	3000 mAh	Sí	Sí
Zendee DC-12600	12V	6000 mAh	Sí	Sí

Tabla 9. Baterías 12V.

Fuente: Propia

La batería Wanhong 18650 y la Zendee presentan la misma capacidad de amperios/hora, pero para este proyecto se seleccionó la Zendee debido a que ésta presenta un interruptor de encendido y apagado que permitirá ahorrar energía cuando la prótesis no se esté utilizando e incrementar el tiempo de vida útil que tiene la batería.

4.4.4 ETAPA IV: INTEGRACIÓN DE PARTES

Una vez realizadas las partes del sistema estructural y definidos los componentes que se necesitan para el desarrollo del proyecto se continua la segunda parte del ciclo A dónde se empieza con la implementación de las diferentes partes en la etapa IV que se encarga de realizar pruebas a cada uno de los componentes.

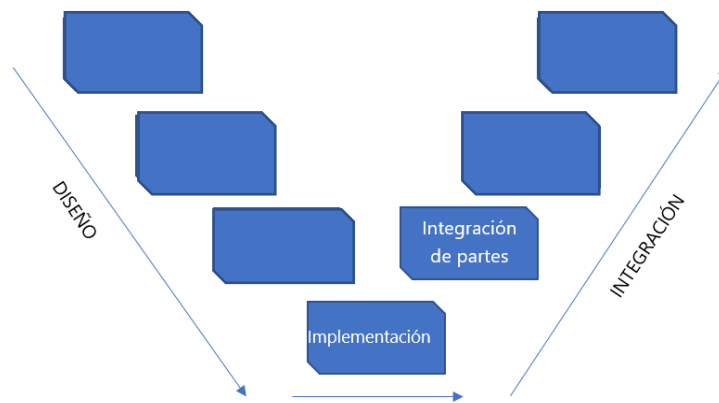


Ilustración 37. Etapa IV: integración de partes.

Fuente: Propia.

4.4.4.1 Subsistema estructural

Con el programa de diseño CAD, SOLIDWORKS, se realizaron pruebas experimentales a cada pieza realizada para conocer si cada pieza podrá soportar la tensión a la que estará sometida y conocer cuál es la tensión máxima que esta soporta.

Se tomó como referencia la masa que presentan las partes reales del cuerpo, dadas por Dempser y Clauser, para que las piezas presenten una masa lo más parecida a las extremidades reales del cuerpo.

Para calcular la fuerza que deberá soportar la prótesis, se tomó como referencia la masa del cuerpo humano completo y partiendo de la segunda ley de Newton (Ecuación #8) se obtiene la fórmula para calcular el peso.

$$F = m \cdot a$$

Ecuación #8. Segunda Ley de Newton.

Fuente: (Mott, 2006)

Dónde F es la fuerza, m es la masa que presenta el objeto y a es la aceleración que presenta. Partiendo de esta ecuación de Newton se obtiene la ecuación #9 para conocer el peso que presenta un objeto.

$$W = m \cdot g$$

Ecuación #9. Ecuación del Peso.

Fuente: (Mott, 2006)

Donde W es el peso generado por el objeto, m es la masa del objeto y g es la fuerza de gravedad que actúa sobre el mismo.

4.4.4.2 Subsistema de procesamiento

Se realizaron pruebas para comprobar que la librería del giroscopio funciona correctamente.

4.4.4.3 Subsistema de control y amortiguamiento

Se realizaron las pruebas de conexión con el giroscopio y se realizó el cálculo para conocer la fuerza de impacto que genera el cuerpo al caminar, además ésta fuerza se comparó con la fuerza de amortiguamiento que presenta el amortiguador.

En las pruebas experimentales realizadas por Bharathi Priya & Gopalakrishnan, (2016) muestran el comportamiento del amortiguador de la marca LORD a diferentes corrientes, en sus pruebas se puede visualizar la fuerza de amortiguamiento que presenta el amortiguador (ilustración 38)

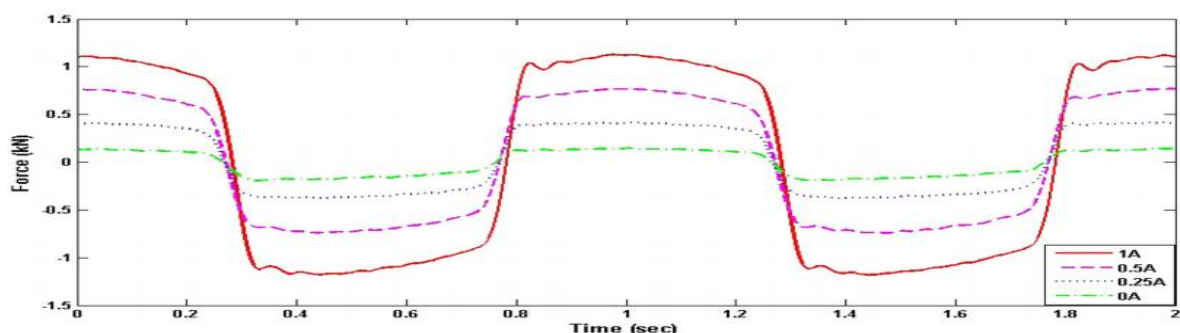


Ilustración 38. Fuerza de amortiguamiento a diferentes corrientes del amortiguador MD-8041-1.

Fuente: (Bharathi Priya & Gopalakrishnan, 2016)

En la ilustración 38, se observa la fuerza de amortiguamiento que obtiene el amortiguador a diferentes corrientes. A 0.5A y a 1 Hz el amortiguador puede soportar aproximadamente 750N y el tiempo de reacción se observa que es menor a 0.2 segundos. En 1 A la fuerza de amortiguamiento es de un poco más de 1,000 N.

4.4.4.4 Subsistema de energía y carga

Se calculó el tiempo que necesita la batería para ser cargada completamente con el cargador proporcionado por el vendedor.

4.4.5 ETAPA V: INTEGRACIÓN DE LOS SUBSISTEMAS

Luego de realizar las pruebas de cada una de las partes que componen los distintos subsistemas se procedió a la etapa V que consta de realizar pruebas para visualizar el comportamiento de todos los componentes de cada subsistema de manera conjunta.

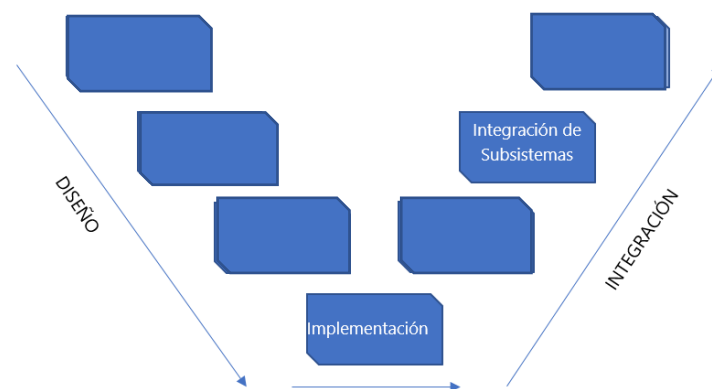


Ilustración 39. Etapa V: Integración de subsistemas.

Fuente: Propia.

4.5.5.1 Subsistema de estructura

Luego de realizar los diferentes análisis de tensión y desplazamiento a las piezas realizadas se procedió a realizar el ensamble de las mismas.

Se procedió a realizar las uniones de las piezas de la estructura y se aseguró que las piezas encajen y sean capaces de realizar movimientos.

4.4.5.2 Subsistema de procesamiento

Se realizó el diagrama de flujo el cual se encargará de servir como orientación en el proceso de programación del microcontrolador.

4.4.5.3 Subsistema de control y amortiguamiento

Se realizó el esquema de conexión con todos los componentes de este subsistema. La marcha humana es la misma para todos, pero la velocidad y la altura a la que se levanta el pie del suelo depende de la forma de caminar del usuario, debido a esto se estableció que para el cálculo de la fuerza de impacto se interpretará a la prótesis como un objeto en caída libre y este cálculo se realizará a varias distancias, partiendo desde 7.5 cm hasta 20 cm. Para conocer este valor es necesario calcular la velocidad final al momento del impacto, la velocidad media de frenado y el tiempo de amortiguamiento, para ello se utilizaron las ecuaciones #10 al #14.

$$V_f = \sqrt{2hg}$$

Ecuación #10. Velocidad final de impacto.

Fuente: (de Llano, 2003)

Donde V_f representa la velocidad final del objeto al impactar, g es la gravedad y h es la altura inicial a la que se encuentra el punto de referencia.

$$V_m = \frac{V_o + V_f}{2}$$

Ecuación #11. Velocidad Media.

Fuente: (Montiel, 2000)

Donde V_m es la velocidad media entre dos puntos, V_o es la velocidad inicial y V_f es la velocidad final.

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

Ecuación #12. Tiempo de amortiguamiento.

Fuente: (Gowitzke & Milner, 1999)

Donde Δt es el tiempo que el cuerpo se demora en amortiguar un impacto, s es el desplazamiento del centro de masa y V_m es la velocidad media.

Una vez se realizaron los cálculos necesarios, se procedió a introducirlos a la ecuación #13 que permitirá obtener la fuerza de impacto que se generará.

$$F = \frac{(mV_f - mV_i)}{\Delta t}$$

Ecuación #13. Fuerza de impacto.

Fuente: (Gowitzke & Milner, 1999)

Donde F representa la fuerza en Newtons, m es la masa del objeto, en este caso de la persona, Vf es la velocidad final, Vi es la velocidad inicial y Δt es el tiempo que se tarda en amortiguar el impacto el cuerpo.

4.4.5.4 Subsistema de energía y carga

Se calculó el tiempo de autonomía de la batería seleccionada con el consumo que presentan los componentes del sistema de control. Para realizar este cálculo se utilizó ecuación #8.

$$H = \frac{V_b(I_b)}{V_b(I_c)}$$

Ecuación #14. Autonomía de la batería

Fuente: (Coelectrix, 2019)

Donde H es la autonomía en horas, Vb es el voltaje de la batería, Ib son los mAh de la batería e Ic es el consumo en mAh que presentan los componentes

4.4.6 ETAPA VI. INTEGRACIÓN DE LOS SISTEMAS

Una vez terminada toda la etapa de las pruebas de los distintos subsistemas de forma conjunta se procede a la etapa VI.

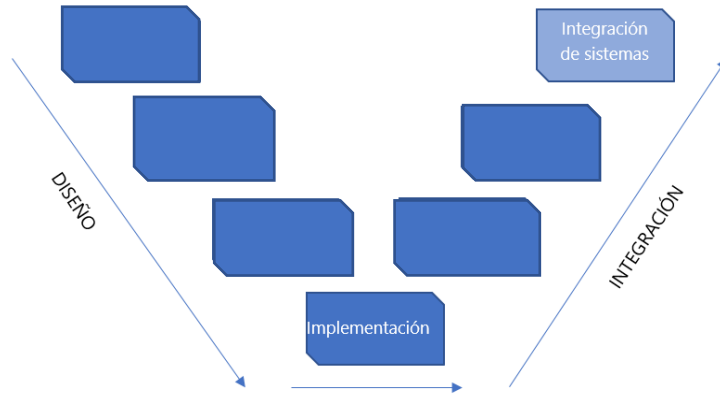


Ilustración 40. Etapa VI: Integración de los sistemas.

Fuente: Propia.

En esta etapa final del ciclo A se acoplaron todos los sistemas y se obtuvo el diseño final de la prótesis transfemoral.

4.4.7 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Se realizó un cronograma de actividades que se deben desarrollar a lo largo del periodo de investigación (Ilustración 41). Este cronograma se realizó en base a un tiempo de 10 semanas y con las fechas que se debe entregar cada actividad.

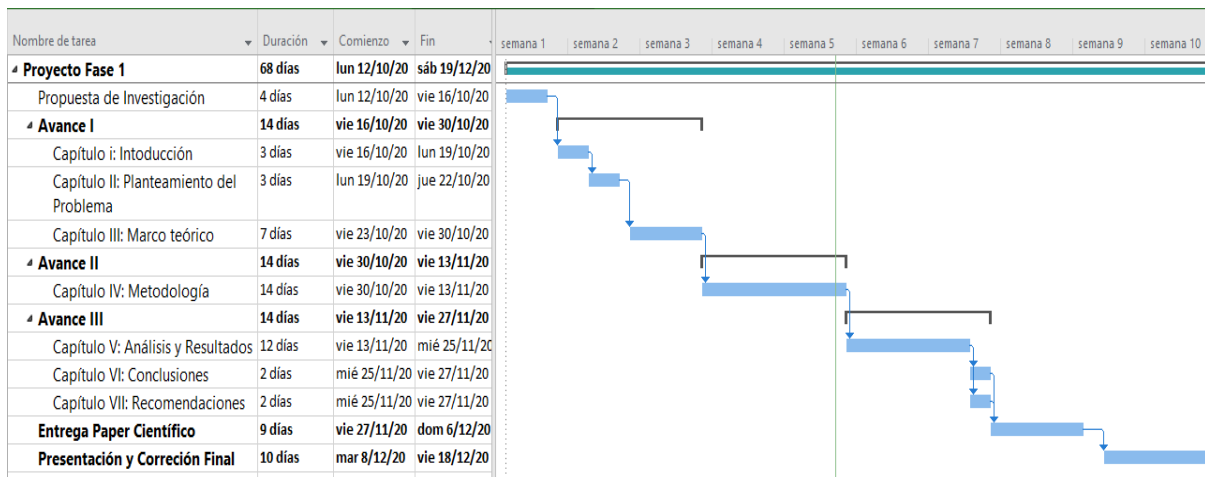


Ilustración 41. Cronograma de Actividades.

Fuente: Propia.

V. ANÁLISIS Y RESULTADOS

En este capítulo se mostrarán los resultados que se obtuvieron con las simulaciones realizadas en SOLIDWORKS de las distintas piezas diseñadas. Además, se mostrarán los resultados teóricos de los cálculos realizados mencionados en la metodología que ayudarán a demostrar la funcionalidad del proyecto.

5.1 ANÁLISIS DE TEORÍAS DEL SUSTENTO

Con el fin de diseñar una prótesis transfemoral que cumpla con las necesidades que presenta el usuario, se realizó una larga investigación de los diferentes temas que se encuentran relacionados con el proyecto, los cuales se encuentran de forma detallada en el capítulo III.

Con el pasar de los años, la necesidad de las prótesis ha ido aumentando de la misma forma ha ido incrementando la necesidad de presentar mejoras en las mismas para los usuarios. Para lograr el diseño de una prótesis transfemoral, se comenzó analizando el porqué de las prótesis, la clasificación y los distintos componentes que se encuentran en ésta. Además, estudiando la biomecánica humana, se conocieron los planos anatómicos en los que se mueve el cuerpo humano, el ciclo de marcha que tiene el humano al caminar y, mediante los modelos matemáticos, se conocieron las medidas y masas promedio que presenta cada uno de los miembros del cuerpo.

Para la integración del amortiguador magneto reológico, se investigó acerca de la reología, los fluidos newtonianos y no newtonianos y el comportamiento que presenta el fluido magneto reológico. Además, se investigó acerca del comportamiento del amortiguador y cómo la implementación de este tipo de fluidos presenta mejoras para el control de la capacidad de amortiguamiento de los mismos.

5.2 SISTEMA ESTRUCTURAL

Se realizaron las distintas partes que compondrán la prótesis transfemoral según los parámetros de longitud y peso establecidos y se realizaron las pruebas estáticas a todas las piezas y pruebas dinámicas al pie y a la rodilla. Los parámetros que debe presentar la prótesis se observan en la tabla 10.

Parte del Cuerpo	Masa (kg)	Longitud (cm)
Pie	1.20 kg	6.63 cm
Tibia	3.44 kg	41.82 cm
Muslo	4.12 kg	31.518 cm
Total	8.76 kg	79.968 cm

Tabla 10. Parámetros para la fabricación de la prótesis.

Fuente: Propia

En la tabla 10, se muestran los parámetros finales que debe tener la prótesis, en el caso de la longitud debe ser lo más aproximado posible, en el caso de la masa, se aceptará una masa +500 g y, en el caso de la longitud de la prótesis, una longitud máxima de 80 cm y una longitud mínima de 79.5 cm. El peso máximo que debe presentar la prótesis es de 9.26 kg.

5.2.1 ANÁLISIS ESTÁTICOS

Usando la ecuación #9, se calculó el peso que debe resistir la prótesis diseñada. La prótesis se realizará para una persona que pese 80 kg y tenga una estatura de 1.7 m.

Como resultado de aplicar la ecuación con 80 kg, se obtiene que el peso que ejerce la persona es de 784 N, pero se tomó en consideración que este peso es sostenido por ambas piernas, por ende, el peso mínimo que debe soportar una sola pierna es de 392 N. Las siguientes piezas diseñadas se sometieron a un peso de 400N.

Se realizaron pruebas de von Mises y de desplazamientos a 400 N para conocer si las piezas diseñadas son capaces de soportar el peso establecido. Se tomó en consideración el aluminio 6061 y el titanio de los materiales previamente seleccionados para estas pruebas, esto debido a que el polipropileno se utiliza únicamente para realizar el soporte, posteriormente se eligió el material final mediante una matriz de decisión y multicriterio.

5.2.1.1 Soporte del muñón

El soporte debe acomodarse perfectamente a los diferentes diámetros que se presenten en la zona del muslo. La altura del soporte diseñado es de 25 cm, el diámetro interno en la zona inferior, donde se coloca la parte superior de la rodilla, es de 5 cm y el diámetro y el diámetro interior en la zona superior es de 15 cm. El objetivo de diseñar la el soporte con distintos diámetros es que éste se encuentre completamente pegado al diámetro del muslo, de esta manera la fuerza generada por el cuerpo recae en la circunferencia del soporte, no en la punta del muñón, permitiendo de esta manera que el material seleccionado evite de gran manera la deformación. El diseño del soporte se observa en la ilustración 42.

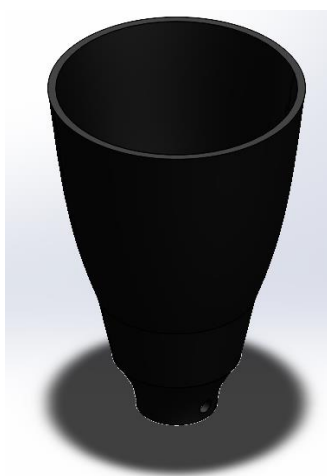


Ilustración 42. Diseño del soporte del muñón.

Fuente: Propia

Para las pruebas de tensión y desplazamiento se aplicaron fuerzas en la circunferencia interna del soporte, debido a que la fuerza realizada debe ser por toda la zona del muslo, no sólo en la punta del muñón y se utilizó el polipropileno como material. Por esta razón, se realizó el soporte con distintos diámetros internos. En la ilustración 43, se observan los resultados de las pruebas de tensión, la tensión máxima se encuentra en la zona inferior, justo por encima de dónde estará acoplada la rodilla, el resto de la pieza no presenta ninguna tensión que pueda causar la ruptura de la pieza.

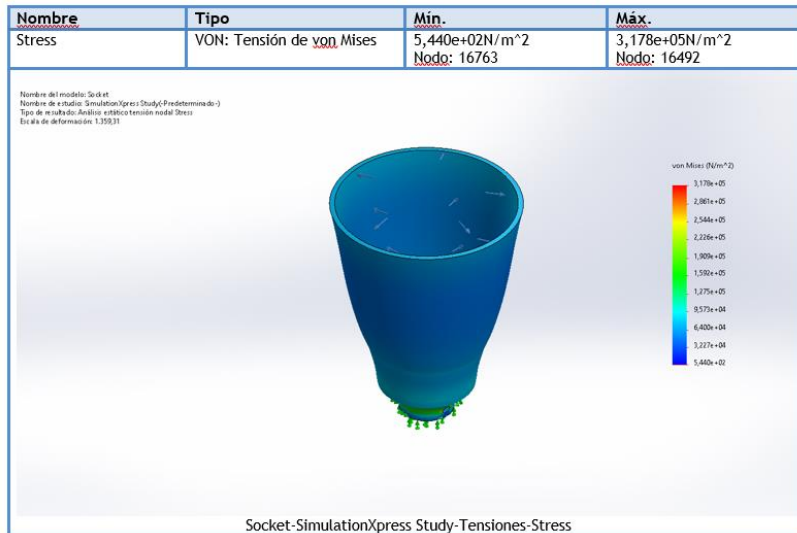


Ilustración 43. Prueba von Mises al soporte del muñón.

Fuente: Propia

En cuanto el desplazamiento (ilustración 44), se encuentra un desplazamiento máximo de 1.946e+02 mm en la zona superior del soporte, este desplazamiento es debido a que la fuerza estará distribuida en la circunferencia de la pieza, en la zona del muñón no se presenta ninguna deformación crítica, asegurando de esta manera que el muñón en todo momento estará perfectamente acoplado a la pieza.

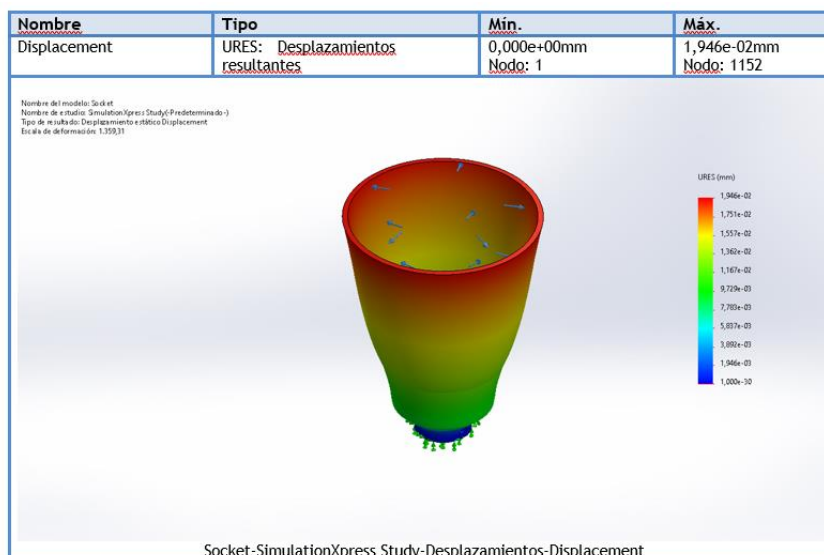


Ilustración 44. Prueba de desplazamiento al soporte del muñón.

Fuente: Propia

5.2.1.2 Rodilla

La rodilla fue diseñada para que sea capaz de generar movimiento, este movimiento será de forma mecánica y será controlado por el usuario. La rodilla está compuesta por el acople rodilla-soporte, el acople rodilla-tibia y tres barras que servirán para realizar el movimiento de la misma. En la zona frontal se implementaron dos barras que cumplen con la misma función de movimiento, esto con el objetivo de brindar un mayor soporte a la rodilla.

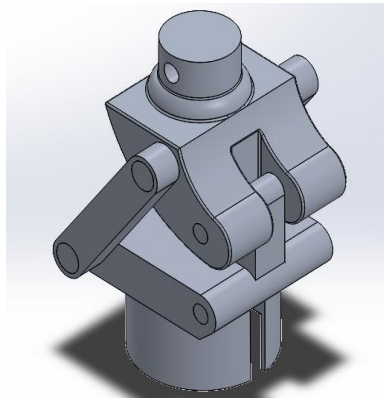


Ilustración 45. Diseño de la rodilla.

Fuente: Propia

La rodilla mostrada en la ilustración 45, presenta unas medidas de 16.5 cm de altura, 9 cm de largo y 8.7 cm de ancho. En la zona superior irá acoplado el soporte del muñón y en la zona inferior se acoplará la zona superior de la tibia.

El análisis estático realizado a todos los componentes juntos y, utilizando aluminio 6061 como material, reflejó que la rodilla es capaz de soportar una tensión máxima de $1.472e+07$ N/m² sin sufrir ningún tipo de deformación y una tensión mínima de $4.611e+03$ N/m². En la ilustración 46, se puede visualizar los puntos en dónde los distintos componentes que conforman la rodilla estarán sometidos a mayores esfuerzos. Los resultados mostraron que la rodilla no tendrá ningún problema en soportar el peso establecido y en ningún punto estará sometido a una tensión que pueda causar alguna ruptura en la misma, demostrando que la rodilla diseñada no presentará ningún problema al usuario.

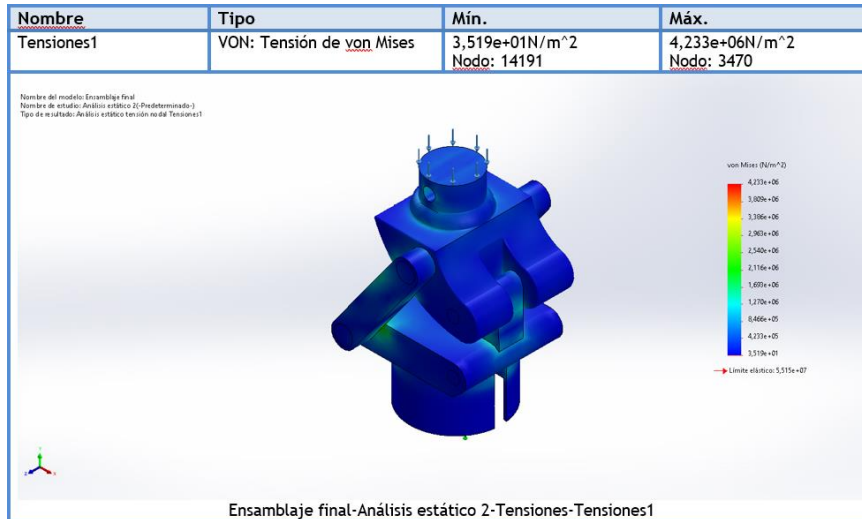


Ilustración 46. Prueba de von Mises a la rodilla.

Fuente: Propia

Los resultados de desplazamiento presentados en la ilustración 47, muestran que el desplazamiento máximo que se encontrará en la pieza diseñada utilizando el aluminio 6061 es de 1.494e+02 mm y un desplazamiento mínimo de 0.000e+00mm al no tener ninguna fuerza aplicada. El desplazamiento máximo se encontrará en la zona superior de la rodilla, pero ésta al estar acoplada con el soporte, se evitará que este desplazamiento presente inconvenientes al usuario al momento de utilizarla.

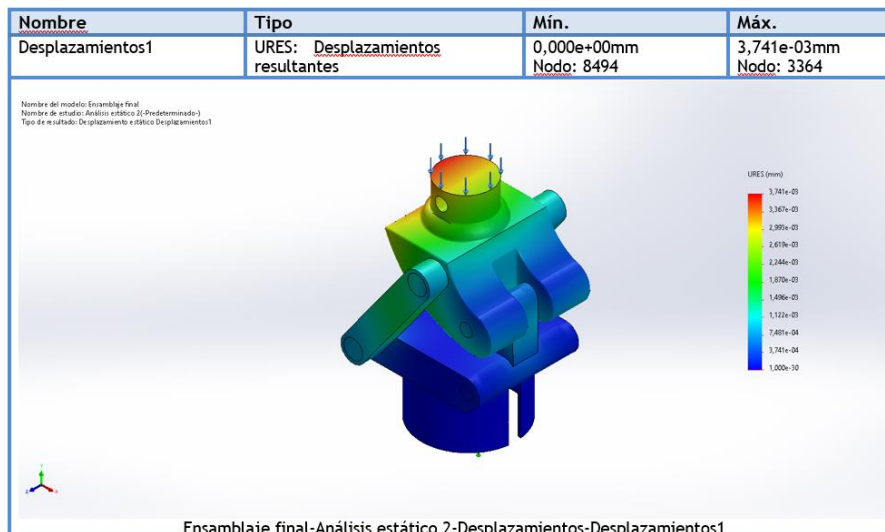


Ilustración 47. Prueba de desplazamiento a la rodilla

Fuente: Propia

En la tabla 11, se pueden observar los valores obtenidos al realizar las mismas pruebas, pero seleccionando titanio como material. El peso aumentó considerablemente y se presentó una pequeña disminución en el desplazamiento máximo encontrado en la pieza diseñada.

Material	Acero 6061	Titanio grado 2
Masa	1.36 kg	2.28 kg
Tensión máxima de von Mises	4.233e+06 N/m ²	4.233e+06 N/m ²
Tensión mínima de von Mises	3.519e+01 N/m ²	3.519e+01 N/m ²
Desplazamiento máximo	3,741e-03mm	2.458e-03mm
Desplazamiento mínimo	0,000e+00mm	0,000e+00mm

Tabla 11. Resultados de las pruebas a la rodilla.

Fuente: Propia

La rodilla diseñada, al ser un mecanismo de 4 barras, se procedió a realizar el cálculo de sus grados de libertad. En este sistema se presentan 4 eslabones y 4 juntas, entonces F sería igual a 4 y n es igual a 4.

Reemplazando los valores en la ecuación de Gruebler (ecuación #1) y resolviendo la ecuación se obtiene que como resultado que este sistema contará perfectamente con 1 grado de libertad.

5.2.1.3 Tibia

Este pilar hará la función que realiza la tibia el cuerpo y, junto al amortiguador magneto reológico, servirá de unión para el pie y la rodilla. Se realizó el diseño del amortiguador con las dimensiones proporcionadas por el proveedor y se realizó un acople que permitirá la unión del amortiguador a la rodilla.

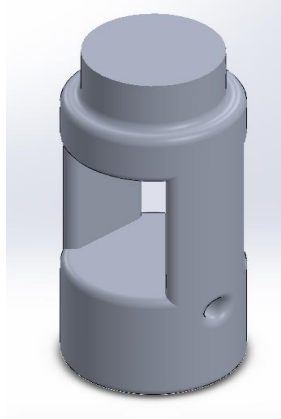


Ilustración 48. Unión rodilla-amortiguador.

Fuente: Propia

En la ilustración 48, se muestra el acople y se realizó el diseño de un compartimiento en la parte de en medio, en donde irán posicionados los componentes electrónicos. En la zona superior irá sujeta la rodilla realizada y la zona inferior se encargará de sostener el amortiguador magneto reológico. Esta pieza tiene un largo de 20.5 cm, un diámetro de 9cm y en la zona central se encuentra el comportamiento de 8 cm de alto, 6cm de largo y 9 cm de profundidad.

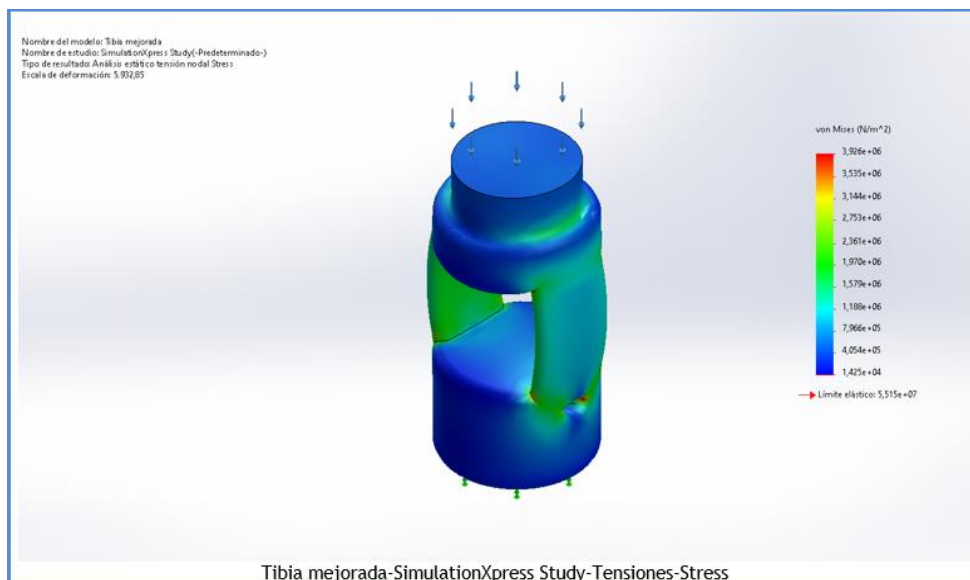


Ilustración 49. Análisis de von Mises del pilar de apoyo.

Fuente: Propia

En la ilustración 49, se muestran los resultados de la prueba realizada de von Mises. Se obtuvieron con un peso de 400 N dando como resultados que la tensión máxima a la que estará sometida la pieza es de $2,269e+06\text{N/m}^2$, mientras que la tensión mínima será de $8,189e+03\text{N/m}^2$. Esta pieza al ser una de las más fundamentales y que más estará soportando peso, es importante que no presente una deformación crítica, en los resultados se observa que la pieza no estará sometida a un punto de ruptura crítico cuando soporta una fuerza de 400N.

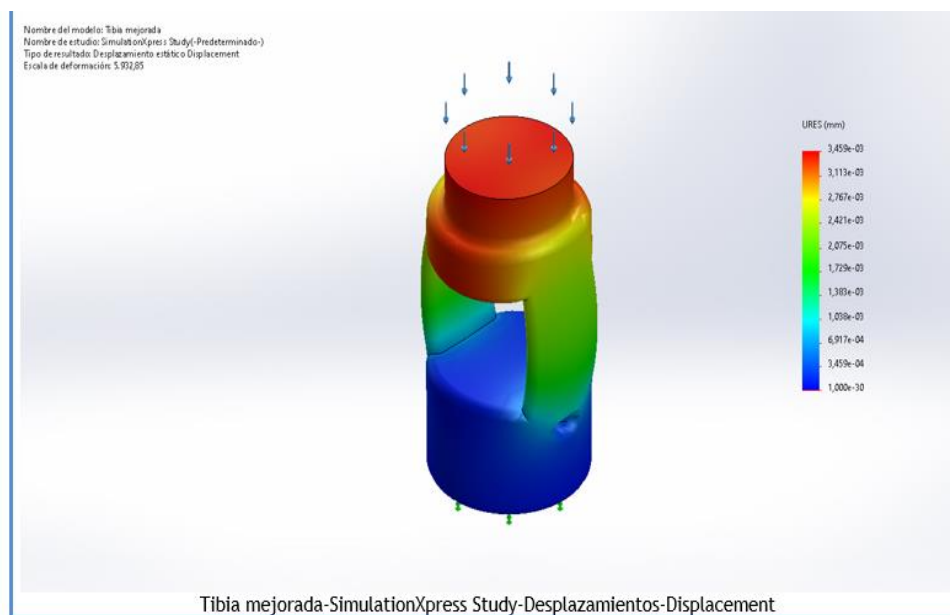


Ilustración 50. Análisis de desplazamiento del pilar de apoyo.

Fuente: Propia

Los resultados de desplazamiento presentados en la ilustración 50, muestran que el desplazamiento máximo que se encontrará en la pieza diseñada utilizando el aluminio 6061 es de $2,377e-03\text{mm}$ y un desplazamiento mínimo de $0,000e+00\text{mm}$ al no tener ninguna fuerza aplicada. El desplazamiento máximo se encuentra en la zona superior de la pieza, pero esta zona estará acoplada a la rodilla, reduciendo de esta manera el desplazamiento que se presente.

Las pruebas de von Mises y desplazamiento se realizaron en la pieza utilizando titanio y como material, obteniendo los resultados presentados en la tabla 12.

Material	Acero 6061	Titanio grado 2
Masa	2.02 kg	3.37 kg
Tensión máxima de von Mises	3,926e+06N/m ²	3,926e+06N/m ²
Tensión mínima de von Mises	1.425e+04 N/m ²	1.425e+04 N/m ²
Desplazamiento máximo	3,459e-03mm	2,273e-03mm
Desplazamiento mínimo	0,000e+00mm	0,000e+00mm
Factor de seguridad Máximo	3,869e+03	2,420e+04
Factor de seguridad mínimo	1,405e+01	8,787e+01

Tabla 12. Resultados de las pruebas a la tibia.

Fuente: Propia

AL realizar las mismas pruebas con el titanio como material seleccionado, se presenta un aumento significativo en el peso, aumento de 1.35 kg, a su vez, disminuyendo el desplazamiento máximo que se encuentra en la zona superior a 2.273e-03 mm. Ambos, según los resultados, cumplen sin ningún problema con los factores de seguridad.

5.2.1.4 Tobillo y Pie

Para el diseño del tobillo y pie se tomó en consideración las medidas indicadas por Drillis y Contini.

Estas medidas indican que la distancia de la planta del pie hasta el tobillo representa el 3.9% de la altura del usuario. El ancho del pie representa el 5.5% con respecto a la altura y el largo del pie un 15.2%.

En el diseño realizado, tomando en consideración una altura de 170 cm y basándonos en las medidas de Drillis y Contini, la altura del pie es de 6.6 cm, el ancho de 9.35 cm y el largo de 25.8 cm. En la ilustración se observa el diseño que se realizó del pie, en la zona superior se encuentra la zona en dónde se acoplará la parte inferior del amortiguador.

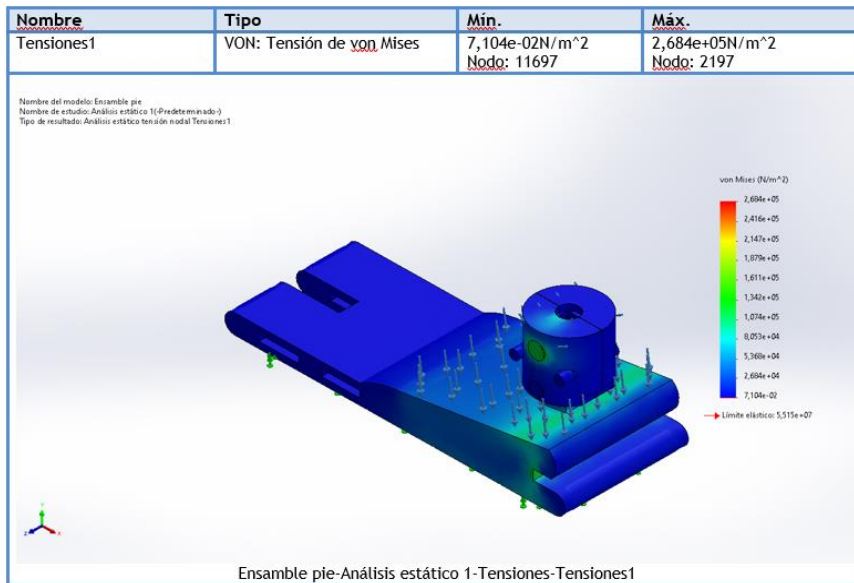


Ilustración 51. Prueba de von Mises al pie diseñado.

Fuente: Propia

En la ilustración 51, se muestran las pruebas realizadas de von Mises dando como resultado una tensión de $4,733e+02\text{N/m}^2$ y la mínima de $2,175e-04\text{N/m}^2$. Los resultados mostraron que la pieza puede soportar el peso sin problemas, sin presentar algún punto en el que se pueda encontrar una ruptura de la misma.

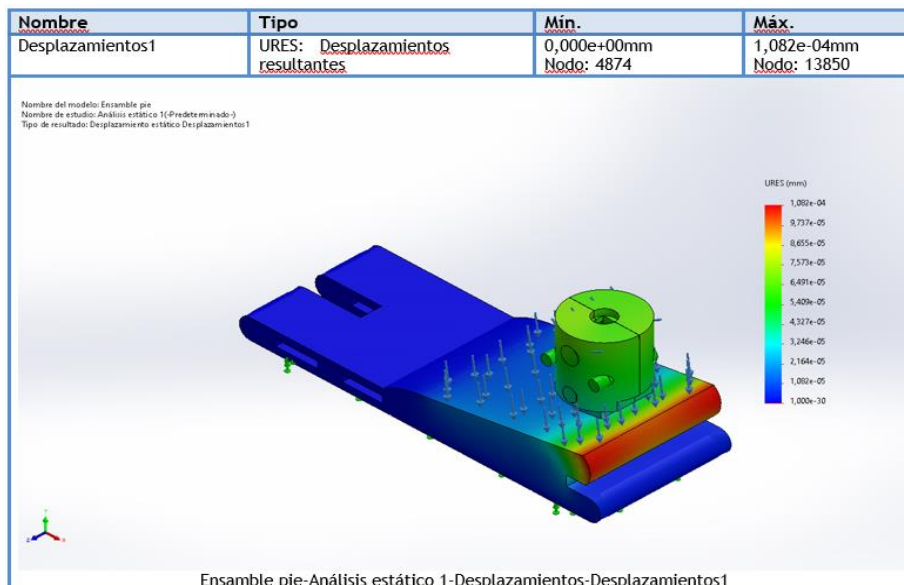


Ilustración 52. Pruebas de desplazamiento al pie diseñado.

Fuente: Propia

Los resultados de desplazamiento presentados en la ilustración 52, muestran que el desplazamiento máximo que se encontrará en la pieza diseñada utilizando el aluminio 6061 es de $2,713e-07$ mm y un desplazamiento mínimo de $0.000e+00$ mm al no tener ninguna fuerza aplicada. EL máximo desplazamiento se podrá encontrar en la parte superior del talón del pie, pero este desplazamiento al ser tan pequeño, no afectará el funcionamiento de la pieza.

Se usó mismo procedimiento para realizar las pruebas de von mises y de desplazamiento utilizando titanio, obteniendo los resultados y comparándolos con los resultados usando el aluminio 6061, como se muestra en la tabla 13.

Material	Acero 6061	Titanio grado 2
Masa	1.65kg	2.4 kg
Tensión máxima de von Mises	$2,684e+05\text{N/m}^2$	$4,733e+02\text{N/m}^2$
Tensión mínima de von Mises	$7,104e-02\text{N/m}^2$	$2,175e-04\text{N/m}^2$
Desplazamiento máximo	$1,082e-04\text{mm}$	$1,783e-07\text{mm}$
Desplazamiento mínimo	$0,000e+00\text{mm}$	$0,000e+00\text{mm}$
Factor de seguridad Máximo	$2,535e+11$	$1,586e+12$
Factor de seguridad mínimo	$1,165e+05$	$7,289e+05$

Tabla 13. Resultados del pie diseñado.

Fuente: Propia

El mayor cambio que se encuentra al usar titanio se presenta en el peso, con un aumento de 0.75 kg. El otro cambio significativo al utilizar titanio se encuentra en el desplazamiento máximo encontrado, disminuyendo hasta $1.738e-07$ mm el desplazamiento en comparación con el aluminio 6061.

5.2.2 MATRIZ DE DECISIÓN

La matriz de decisión se realizó en tres etapas, en la primera etapa, mostrada en la tabla 14, se definieron los factores a considerar para la selección del material. Como primer factor se encuentra la masa total que tiene la prótesis al utilizar aluminio y titanio como material para su elaboración, esta masa debe de ser menor a la masa que presenta una pierna real. Como segundo factor se presenta la accesibilidad para conseguir el material y el tercer factor es el precio por kilo del material.

Sucesos investigativos	1	2	3	Observaciones
Factores	Masa (Kg)	Accesibilidad	Precio por kg	Factores de importancia
Materiales				
Aluminio 6061	6.03	100%	\$ 1.93	Datos Recolectados
Titanio	9.42	12%	\$ 12.00	

Tabla 14. Matriz de decisión: Etapa I.

Fuente: Propia.

Para el factor de la masa, se utilizaron los datos obtenidos de las pruebas realizadas con aluminio y titanio, para la accesibilidad se tomó en consideración que, para obtener titanio, es necesario que este sea importado, disminuyendo considerablemente la facilidad para realizar la prótesis con este material y para al precio, se investigó el precio de compra que tiene cada uno de los materiales actualmente por cada Kg.

En la segunda etapa (tabla 15), se encuentra un sistema de puntuación para los factores a considerar previamente seleccionados, esta puntuación representara la importancia que tienen estos factores para la realización del proyecto, siendo 5 el más importante a cumplir y 1 el menos importante.

Sucesos investigativos	1	2	3	Observaciones
Factores	Masa (Kg)	Accesibilidad	Precio por kg	
Importancia de Decisión	4	5	5	Tomando la escala 1 a 5, siendo 1 el factor menos importante y 5 el factor más importante.
Materiales y Variables				
Aluminio 6061	6.03	100%	\$ 1.93	
Titanio	9.42	12%	\$ 12.00	

Tabla 15. Matriz de decisión: Etapa II.

Fuente: Propia.

En la tercera etapa (tabla 16), se presenta la valoración dada a los resultados obtenidos de cada uno de los factores, valorando en 5 la opción que presente mejores resultados y sea más conveniente para la realización del proyecto y siendo 1 la opción que representaría mayores inconvenientes para la realización exitosa del presente proyecto.

Sucesos investigativos	1	2	3	Valoración
Factores	Masa (Kg)	Accesibilidad	Precio por kg	
Importancia de Decisión	4	5	5	
Materiales y Variables				
Aluminio 6061	6.03	100%	\$ 1.93	
Titanio	9.42	12%	\$ 12.00	
Puntuación a Materiales				
Aluminio 6061	5	5	5	70
Titanio	4	1	3	36

Tabla 16. Matriz de decisión: Etapa III.

Fuente: Propia

Se calificaron, utilizando la puntuación del 1 al 5, los resultados obtenidos mediante las simulaciones y la investigación de los distintos materiales. Para obtener la valoración final, se multiplicó la importancia del factor con el resultado mostrado en cada material, este proceso se realizó con los dos factores restantes. Posteriormente, se sumaron los resultados de las multiplicaciones, tanto del aluminio como del titanio de forma individual, para obtener la valoración final que ayudó para la selección del material de fabricación.

En base a la valoración, el aluminio presentó mejores resultados que su competencia, el titanio, lo cual permitió escoger el aluminio 6061 como material final que se utilizará para el diseño de la prótesis transfemoral.

5.2.3 ANÁLISIS DINÁMICOS

Se calculó el ángulo máximo al que la rodilla y el tobillo pueden llegar, la velocidad y la fuerza de este movimiento será determinado totalmente por el usuario. Para ambas pruebas se utilizó una fuerza mínima de 1 N.

5.2.3.1 Rodilla

Para realizar los movimientos de la rodilla se utilizó un mecanismo de 4 barras, este mecanismo se utiliza para representar el movimiento de la rodilla, una barra se encuentra en

la parte de adelante, otra se encuentra en la parte media trasera, la barra superior donde se acopla y la barra inferior que sirve de acople también. Para brindar mayor soporte a la rodilla, en la parte de adelante se utilizaron dos barras que cumplen con la misma función, pero brindan mayor soporte a la pieza.

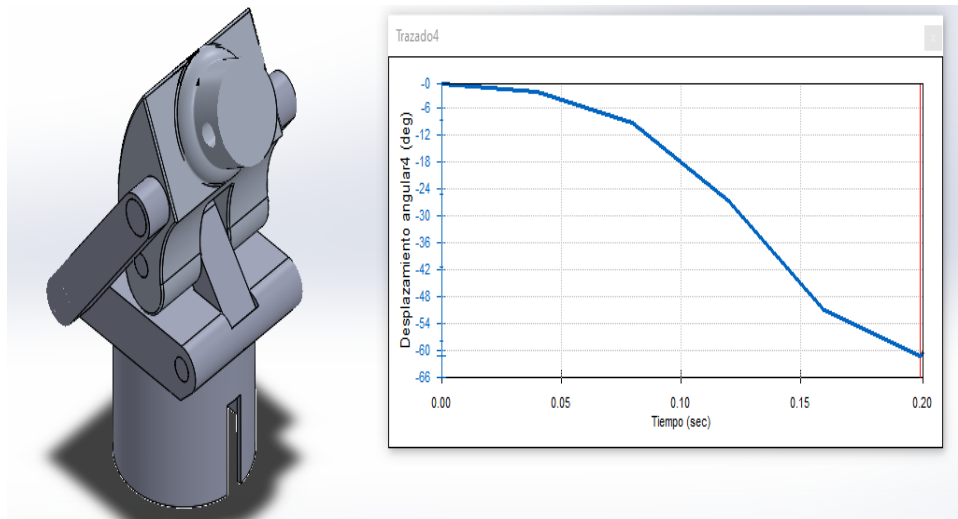


Ilustración 53. Movimiento angular de la rodilla.

Fuente: Propia

Uno de los objetivos del diseño fue que la sección de la rodilla sea capaz de flexionarse hasta cierto ángulo, utilizando un sistema de cuatro barras se obtuvo que la rodilla puede presentar un desplazamiento angular de 60 grados como se muestra en la ilustración 53.

Aplicando la ecuación de Gruebler, se obtiene que la rodilla diseñada presenta 1 grado de libertad.

5.2.3.2 Tobillo y Pie

El tobillo se diseñó para que sirva como un acople para el pie y el amortiguador, permitiendo de esta manera brindar un sistema más estable. Al realizar el diseño del tobillo y pie, se buscó que éste sea capaz de realizar movimientos angulares, utilizando las herramientas proporcionadas por SOLIDWORKS, se realizaron los cálculos para conocer los ángulos en flexión plantar y dorsiflexión.

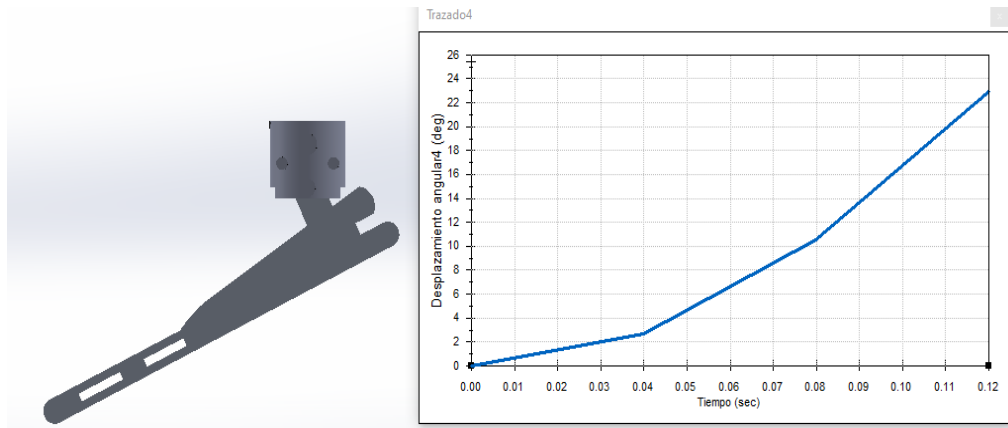


Ilustración 54. Movimiento angular del pie en dorsiflexión.

Fuente: Propia

En la ilustración 54, se observa que el pie diseñado puede alcanzar un ángulo en dorsiflexión de hasta 23 grados. En la ilustración 55, se observa que el ángulo máximo que puede alcanzar el pie en flexión de 35 grados. La velocidad en la que el pie puede alcanzar estos ángulos será determinada por la velocidad de caminado que presente el usuario.

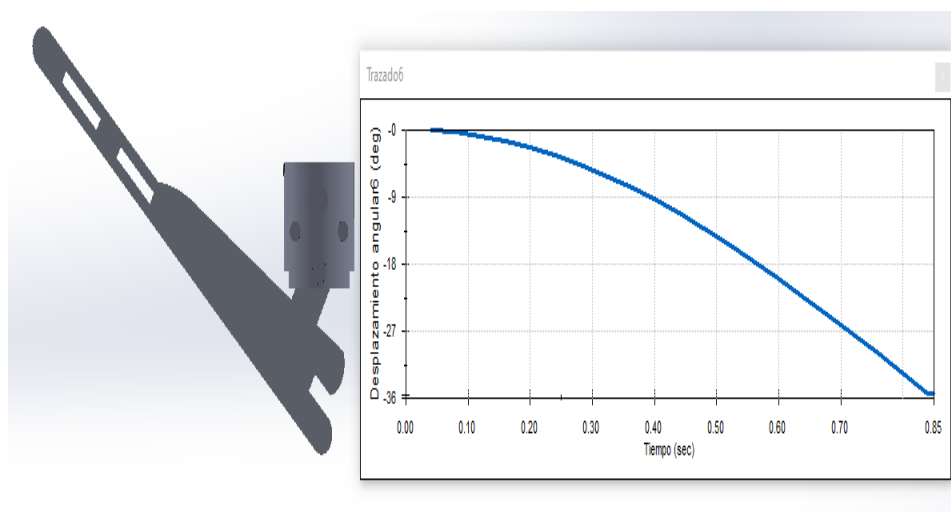


Ilustración 55. Movimiento angular del pie en flexión plantar

Fuente: Propia

5.3 SISTEMA DE CONTROL Y AMORTIGUAMIENTO

Se realizó el diagrama de flujo que mostrará lógica que deberá llevar la programación, la conexión de los componentes y se realizaron los cálculos de la fuerza de los impactos a los que estará sometido el amortiguador magneto reológico.

5.3.1 PROCESAMIENTO

En la ilustración 56, se muestra la lógica que se utilizará para realizar la programación para el control y accionamiento de los componentes electrónicos y el amortiguador.

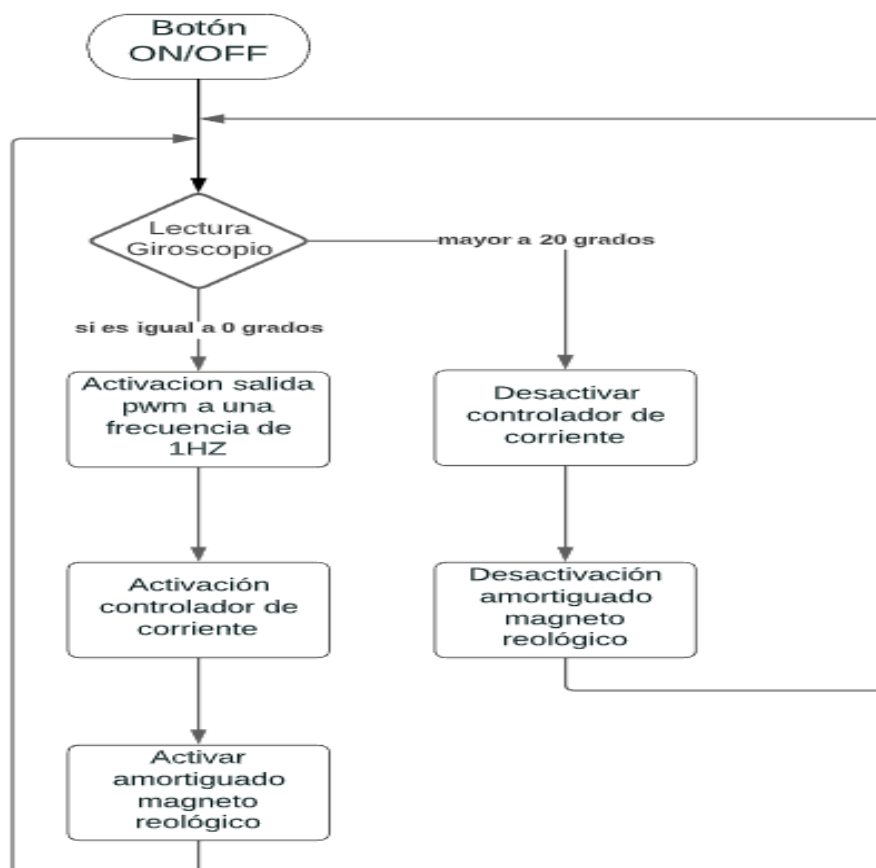


Ilustración 56. Diagrama de flujo.

Fuente: Propia

Cuando la batería se active, alimentará todos los componentes electrónicos y el controlador de corriente. La posición inicial del giroscopio será cuando la pierna esté totalmente vertical al eje, estableciendo la lectura en esa posición como 0. Cuando la lectura del giroscopio sea de 0°, se establecerá que el usuario está parado, activando de esta manera la salida PWM del puerto en donde estará conectado el controlador de corriente, estableciendo al mismo tiempo el valor ICR que es el valor que se encarga de establecer los tiempos de respuesta de los pines a 62,499, con este valor se logra conseguir que la frecuencia a la que estará trabajando la salida PWM sea de 1 Hz.

Una vez activado la salida PWM y con la frecuencia a 1 Hz, se activará el controlador de corriente proporcionado por LORD, permitiendo el control del voltaje de entrada y a su vez, la salida de corriente que activará el amortiguador. Para el presente proyecto, se estableció que la salida de corriente que será utilizada será de 1 A, permitiendo una capacidad de amortiguamiento de 1 kN.

Cuando el giroscopio detecte un ángulo mayor a 20° se detectará que la suela del pie no está realizando contacto con el suelo, por ende, el amortiguador no es necesario que esté activado y se apagará la salida PWM del microcontrolador para no generar un gasto innecesario de energía.

Al ser un sistema de lazo cerrado, se presentará realimentación permitiendo que, cuando el giroscopio detecte nuevamente que la prótesis se encuentre en la posición de 0°, se activen nuevamente los puertos PWM activando a su vez el amortiguador magneto reológico. El ciclo terminará una vez se apague la batería y el usuario deje de utilizar la prótesis transfemoral.

5.3.2 CONTROL Y AMORTIGUAMIENTO

Se procedió a realizar la conexión de los componentes que se utilizarán en el proyecto. Cada uno de los componentes se conectaron en sus respectivos pines como se puede observar en la ilustración 57.

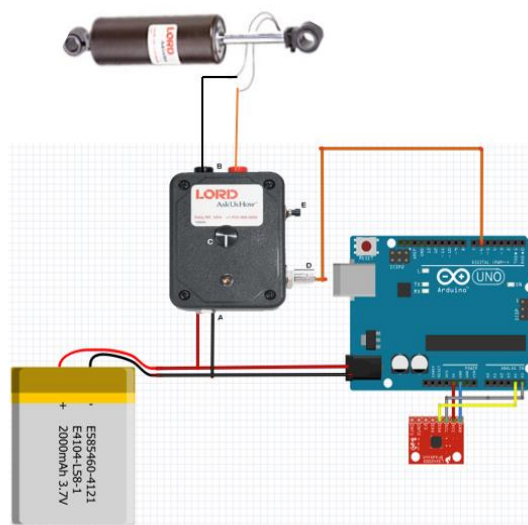


Ilustración 57. Conexión de los componentes

La batería se conectó directamente al Arduino y al controlador de corriente que se encargará de suministrar la corriente necesaria al amortiguador. Debido a que el Arduino es capaz de soportar un voltaje de entrada de 12 V no se requirió un regulador de voltaje. El puerto PWM, que controlará la frecuencia enviada, del Arduino se conectó al controlador a la entrada que se encuentra en el controlador de corriente y el giroscopio se conectó a los respectivos puertos analógicos que se encuentran en el Arduino.

Se realizaron los cálculos para conocer la fuerza de impacto utilizando las ecuaciones mencionadas. Estableciendo una masa de 80kg y, debido a que cada persona presenta tipo de caminado diferente, se estableció un rango de alturas de 7.5 cm a 20 cm y en la tibia, que es dónde estará colocado el amortiguador magneto reológico, se encuentra un desplazamiento de 0.05 cm que es el valor de e . Se obtuvieron los resultados mostrados en la tabla 17.

Altura	Velocidad Final (m/s)	Velocidad Media (m/s)	Tiempo de amortiguamiento (segundos)	Fuerza de Impacto ambas piernas (Newtons)	Fuerza de impacto una pierna (Newtons)
0.075 m	1.213	0.607	0.0824	1177.2	588.6
0.100 m	1.401	0.700	0.0714	1569.6	784.8
0.125 m	1.566	0.783	0.0639	1962	981
0.150 m	1.716	0.858	0.0583	2354.4	1177.2
0.175 m	1.853	0.926	0.0540	2746.8	1373.4
0.200 m	1.981	0.990	0.0505	3139.2	1569.6

Tabla 17. Fuerza de impacto a distintas alturas.

Fuente: Propia

En la ilustración 58, se puede observar el comportamiento lineal que se presenta al realizar el impacto. La fuerza de impacto que debe mitigar el amortiguador aumentará según aumente la distancia a la que se levanta la suela del pie del piso.

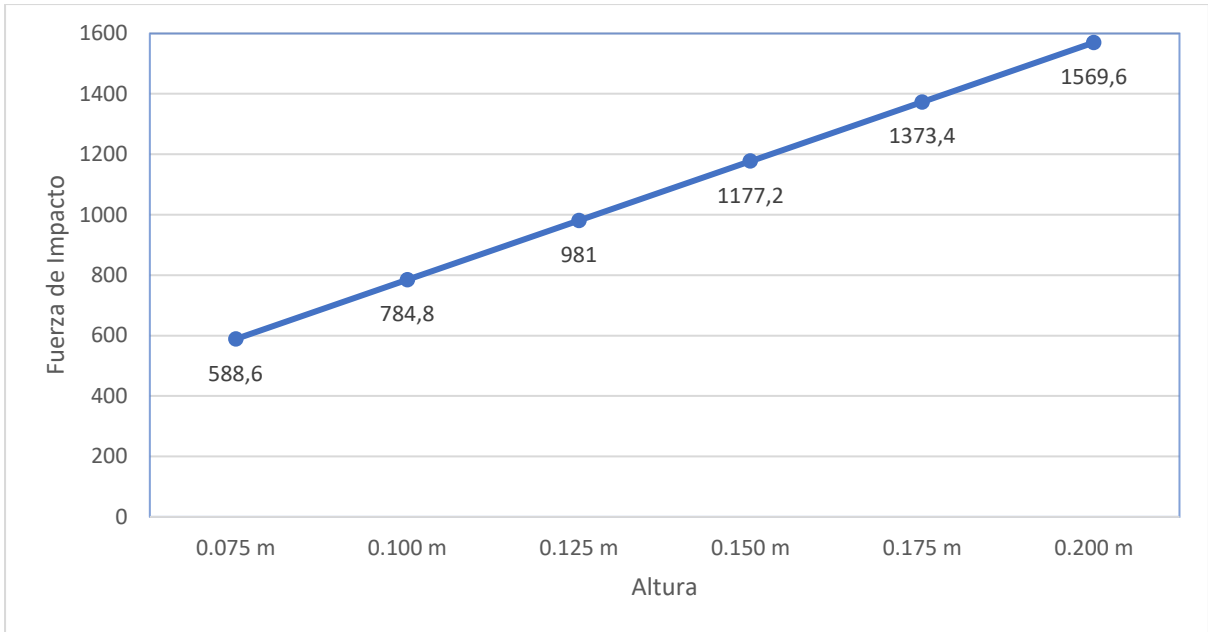


Ilustración 58. Fuerza de impacto vs altura.

Fuente: Propia

Sabiendo que el amortiguador a 1 A es capaz de mitigar un impacto de 1 kN, a alturas iguales o menores de 12.5 cm sobre el suelo, el amortiguador absorberá el 100% del impacto. A una altura de 15 cm, el amortiguador absorberá el 84.95% del impacto, a 17.5 cm el 72.81% del impacto y a 20 cm el 63.7% del impacto como se puede observar en la ilustración 59.

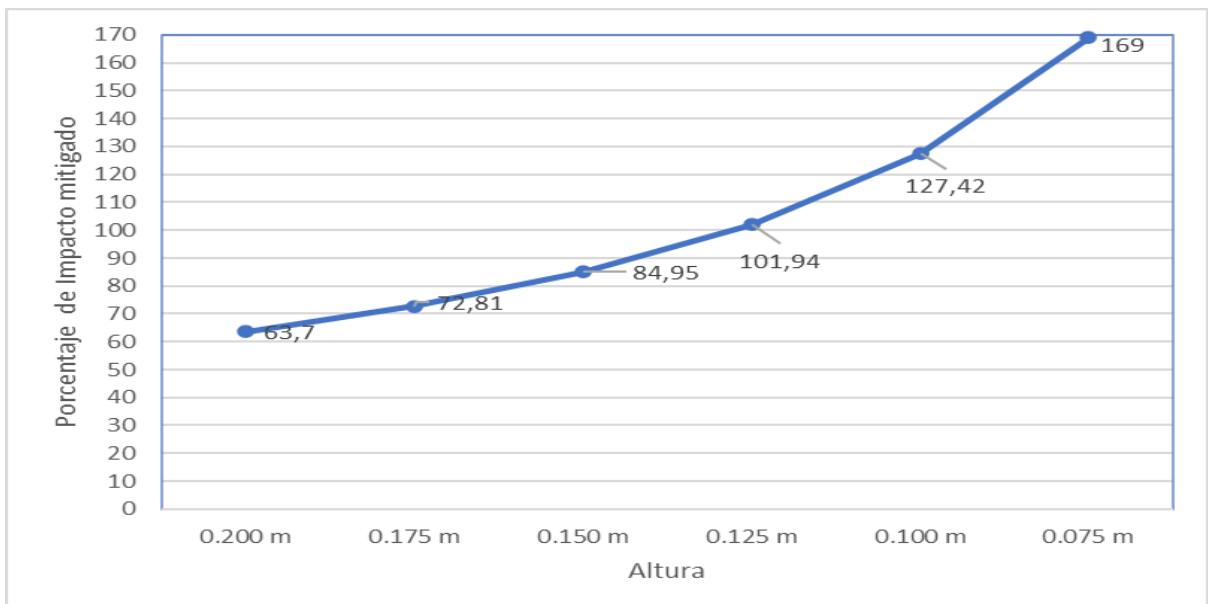


Ilustración 59. Porcentaje de impacto mitigado

Fuente: Propia

5.4 SISTEMA DE ALIMENTACIÓN

Se conoció de forma teórica, mediante cálculos, el tiempo que necesitará la batería para estar completamente cargada y la vida útil que ésta presentará al usuario.

5.4.1 TIEMPO DE CARGA

El tiempo de carga de una batería es la capacidad de la batería entre la capacidad del cargador. La batería presenta una capacidad de 6,000 mAh y el cargador proporcionado por el vendedor tiene una capacidad de carga de 2 A. Realizando el cálculo, se obtiene que la batería puede ser cargada completamente en 3 horas.

5.4.2 VIDA ÚTIL

En el caso de la batería, el voltaje es 12V y los mAh son 6,000. En el caso de los componentes del sistema de control el consumo del amortiguador es de 1A, el consumo del Arduino es de 45mA y del giroscopio es de 3.6 mA dando un total de 1048.6 mAh de consumo.

Usando la ecuación #8, la autonomía de la batería será de 68.66 horas lo que es igual a 2.86 días. Este valor puede variar dependiendo del tiempo de uso que le dará el usuario a la prótesis.

5.5 DISEÑO FINAL DE LA PRÓTESIS TRANSFEMORAL

El diseño final de la prótesis se puede observar en la ilustración 60. La prótesis transfemoral, con sus componentes acoplados en sus respectivas posiciones, presenta una altura final de 79.92 cm y, utilizando el aluminio como el material más adecuado para el proyecto, un peso total de 6.03 kg. Los resultados se encuentran dentro de los parámetros establecidos con los modelos matemáticos de Contini, Drillis, Dempster y Clauser y todos los componentes que forman la prótesis fueron capaces de resistir el peso al que fueron sometidos.

Utilizando la ecuación de Gruebler (ecuación #1), se obtiene que la prótesis presenta 2 grados de libertad.

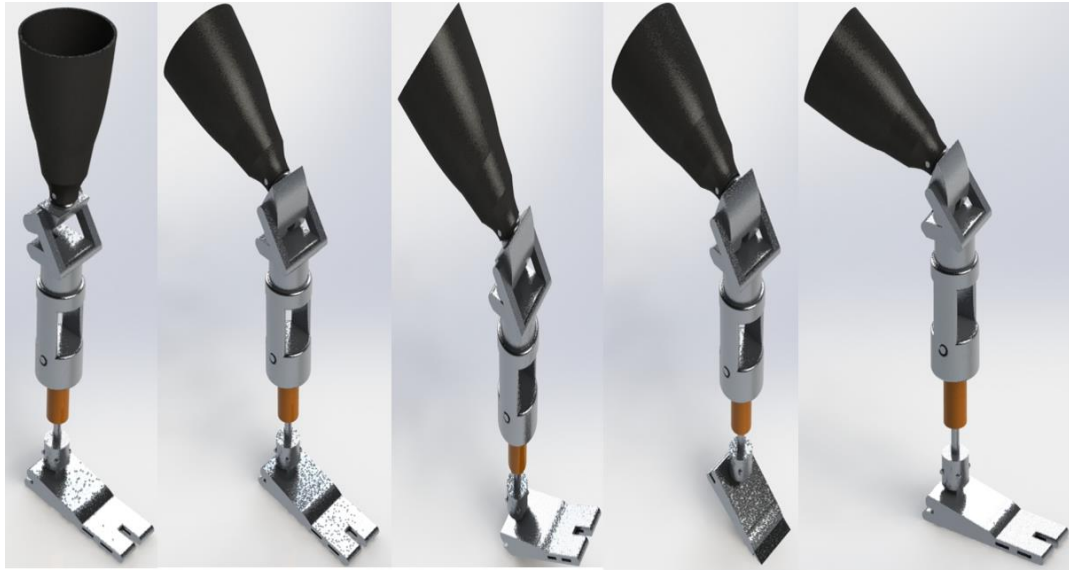


Ilustración 60. Prótesis transfemoral.

Fuente: Propia

VI. CONCLUSIONES

Una vez finalizada la presente investigación se puede concluir lo siguiente:

1. Se demostró que la implementación de un amortiguador magneto reológico, dependiendo de la altura, la frecuencia y la corriente aplicada, puede ser capaz de reducir un gran porcentaje de los impactos e incluso puede llegar a ser capaz de mitigar el 100% de los impactos que se generan al momento de caminar.
2. Se seleccionó el aluminio 6061 como el material indicado para el proyecto, debido a que este es capaz de cumplir con los requisitos establecidos y su obtención es más sencilla en comparación con los demás.
3. Se diseñó una prótesis transfemoral que presenta un peso 6.03 kg, siendo este menor al peso que se encuentra en la pierna real. Con la investigación realizada, se determinó que el peso promedio de la pierna, de una persona de 80 kg, es de 8.76 kg. La prótesis diseñada, al presentar un peso menor, no significará un esfuerzo extra para al usuario. Además, se demostró que la prótesis será capaz de soportar el peso que se estará generando.
4. Se demostró que la prótesis es capaz de realizar movimientos en sus articulaciones. La articulación de la rodilla, al realizarse partiendo de un sistema de cuatro barras, es capaz de realizar un movimiento angular de 60 grados. En el caso de la articulación de tobillo y pie, en el movimiento de dorsiflexión esta es capaz de realizar un movimiento de 35 grados y en el movimiento de flexión plantar de 23 grados.

VII. RECOMENDACIONES

1. Realizar un prototipo de un amortiguador magneto reológico para conocer su capacidad de amortiguamiento a diferentes frecuencias y corrientes aplicadas.
2. Realizar pruebas de estabilidad a un futuro prototipo.
3. Añadir un sistema de control automático para el movimiento de la rodilla o del tobillo, reduciendo con esto el esfuerzo que debe realizar el usuario para caminar de forma normal. Este sistema de control no debe de afectar en gran manera el tiempo en el que el usuario realice su marcha normal.
4. Se debe considerar realizar un muñón que brinde la posibilidad de ser adaptable a distintos diámetros en la zona del muslo, con el fin de asegurar una correcta sujeción del soporte y el muslo a diferentes usuarios.

BIBLIOGRAFÍA

- Bharathi Priya, C., & Gopalakrishnan, N. (2016). Parameter Identification of Long Stroke and Short Stroke MR Damper for its Use in Semi-Active Vibration Control. *Journal of The Institution of Engineers (India): Series A*, 97(4), 405-414.
<https://doi.org/10.1007/s40030-016-0182-y>
- Borjas, R., & Flores, W. (2015). *Fabricación de una Prótesis Humana utilizando una impresora 3D en Honduras*. <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.3121.7120>
- Cabrera, J., Juanco, F., Guerra, A., Martínez, F., & Fernández, A. (2016). *Fundamentals of Machine Theory and Mechanisms*. Springer.
- CAMO. (2018). Central American Medical Outreach. <https://es.camo.org/servicios/servicios-para-personas-con-discapacidad/>
- CAMO. (2020). *Fabricación de prótesis inferiores en Honduras*. [Comunicación personal].
- Coelectrix. (2019). *Calcular la Autonomía de una Batería*. Coelectrix.
- Cruz, R., Ross, M., Powell, S., & Woodruff, M. (2020). *Advancements in Soft-Tissue Prosthetics Part A: The Art of Imitating Life*. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00121>
- Cupich, M., & Elizondo, F. (1998). *Amortiguadores magnetoreológicos*.
- de Llano, C. (2003). *Física*. Editorial Progreso.
<https://books.google.hn/books?id=xmOOAMBAFeEC>
- Diaz Perez, S., & Rodriguez Toscano, A. (2019). *Dureza de brinell*.
- Diego-Mas, J. A. (2015). *Análisis biomecánico estático coplanar*. Universidad Politécnica de Valencia. <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>
- Dinger, D. (2010). *Reología para Ceramistas* (1.^a ed.).

- Dufour, M., & Pillu, M. (2018). *Biomecánica Funcional. Miembros, Cabeza, Tronco* (2.^a ed.). Elsevier Health Sciences.
- Erazo, V., & Mejía, C. (2017). *Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales. CAD-CAE-CAM*.
<https://doi.org/10.18273/revuin.v16n2-2017002>
- Fabricatium. (2016). *ALUMINIOS PARA MECANIZADOS CNC*. Fabricatium.
- Galván, C., Quiñones, I., Mendoza, F., & Rodríguez, G. (2014). Viabilidad de la construcción de articulación magnetoreológica para ortesis de miembro inferior en configuración de válvula. *Revista de investigación clínica*, 66(1), 48-60.
- García, D., & Espinoza, M. (2014). *Avances en prótesis: Una mirada al presente y al futuro*.
[https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70039-2](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70039-2)
- Gil, F. J., & Planell, J. A. (1993). Aplicaciones biomédicas del titanio v sus aleaciones. *Biomecánica*, 1. <https://doi.org/10.5821/sibb.v1i1.1543>
- Gowitzke, B. A., & Milner, M. (1999). *EL CUERPO Y SUS MOVIMIENTOS. BASES CIENTÍFICAS*. Paidotribo. <https://books.google.hn/books?id=JtSsW0ensgkC>
- Guerra, C. (2015). *Análisis y Síntesis de Mecanismos con Aplicaciones* (1.^a ed.). Patria.
- Hall, S., & Stephens, J. (2020). *Cursos Crash. Lo esencial en Anatomía y fisiología* (5.^a ed.). DRK Edición.
- Hamill, J., Knutzen, K., & Derrick, T. (2017). *Biomecánica: Bases del movimiento humano* (4.^a ed.). Wolters Kluwer Health. <https://elibro.net/es/lc/unitechn/titulos/125887>
- Herr, H., & Graboswki, A. (2011). Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. *THE ROYAL SOCIETY*.
<https://doi.org/10.1098/rspb.2011.1194>
- INE. (2013). *Censo Nacional de Población de Vivienda*. Instituto Nacional de Estadística.

- Kou, F., Zhang, D., Chen, L., & Fan, Y. (2016). The Characteristics of Regenerative Magnetorheological Damper. *IEEE*. <https://doi.org/10.1109/IMCEC.2016.7867247>
- Krishnan, R., & Tamilarasan, N. (2018). *Design and analysis of a magneto-rheological damper for an all terrain vehicle*. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/310/1/012128>
- Li, J., Qin, C., Guo, S., & Wang, J. (2017). *Magnetic circuit design and performance analysis of a rotary magnetorheological damper with new structure*. 524-529.
<https://doi.org/10.1109/ICCIS.2017.8274831>
- Lord. (2006). *Lord Wonder Box Device Controller kit*.
<http://www.lordfulfillment.com/upload/UI7000.pdf>
- LORD. (2008). *RD-8040-1 and RD-8041-1 Dampers*.
- Ministerio de Salud y Protección Social. (2015). *Guía de Práctica Clínica para el diagnóstico y tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y postoperatorio de la persona amputada, la prescripción de la prótesis y la rehabilitación integral (N.º 55)*. MINSALUD.
http://gpc.minsalud.gov.co/gpc_sites/Repositorio/Conv_637/GPC_amputacion/GPC_A MP_completa.pdf
- Montiel, H. P. (2000). *Física 1*. Grupo Editorial Patria.
<https://books.google.hn/books?id=YKSEBgAAQBAJ>
- Moore, K., & Agur, A. (2003). *Fundamentos de Anatomía con orientación clínica (2da Edición)*. Medica Panamericana.
- Mott, R. (2006). *Mecánica de fluidos*. PRENTICE-HALL INC.
- Navarro, I. (2018). PRÓTESIS BIÓNICAS, BIOLOGÍA Y TECNOLOGÍA. *Panorama actual del medicamento*, 42(411), 256-259.
- Neotec. (2020). *Entrevista realizada a Neotec* [Comunicación personal].

- Organización Mundial De La Salud. (2011). *Informe Mundial Sobre La Discapacidad*.
https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/accessible_es.pdf
- Ortega, E. (2019). *Análisis Dinámico Inverso de la Marcha Humana* [Universidad de Sevilla].
<https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/100202/TFM-1517-MAZA%20ORTEGA.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- ÖSSUR. (2020). *Life Without Limitations*. ÖSSUR. <https://www.ossur.com/en-in>
- Patil, S., Bhaye, N., & Khot, S. M. (2017). Simulation study of MR Damper for Bump Road Profile. *IEEE*. <https://doi.org/10.1109/ICNTE.2017.7947979>
- Phantom Limb*. (2019). altlimbpro.
<https://www.thealternativelimbproject.com/project/phantom-limb/>
- Plastics Technology. (2016). *Prótesis fabricadas en México con tecnología de impresión en 3D*.
Plastics Technology México. <https://www.pt-mexico.com/articulos/prtesis-fabricadas-en-mxico-con-tecnologa-de-impresin-en-3d>
- Pons, J. (2008). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & Sons Inc.
- Quintáns, L. (2008). *Reología de productos alimentarios*. Santiago de Compostela.
- Ramírez, C. (2012). *Desarrollo de un sistema de control aplicado a un mecanismo policéntrico de miembro inferior*. Instituto Politécnico Nacional.
- Raparo, E. (2016). *Diseño Teórico de Amortiguador Magneto-Reológico* [Universidad de la Defensa Nacional]. <https://rdu.iaa.edu.ar/handle/123456789/1133>
- Rodríguez, M., González, A., & Bellver, C. (1999). *Campos Electromagnéticos* (2.^a ed.). Editorial Universidad de Sevilla-Secretariado de Publicaciones.
- Rodríguez Vidal, C. (2015). *Diseño mecánico con SolidWorks 2015*. RA-MA Editorial.
- Sanz, C. (2016). *Cinesiología de la marcha humana normal*. México Documents.
<https://vdocuments.mx/cinesiologia-de-la-marcha-humana-normal.html>

- Secretaría de desarrollo e inclusión social. (2017). *Identificación y caracterización de las personas con discapacidad en Francisco Morazán: Sistematización de "Honduras para Todos"*. Secretaría de Desarrollo e Inclusión Social - Dirección de Discapacidad.
- Shih, R. (2020). *SOLIDWORKS 2020 and Engineering Graphics*. Oregon Institute of Tecnología.
- Silva, C. (2015). *MODELAMIENTO DE LA MARCHA HUMANA CON PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR MEDIANTE HERRAMIENTAS DE SIMULACIÓN DINÁMICA («UNA APLICACIÓN EN OPENSIM»)* [Universidad Nacional de Colombia]. DOI: 10.13140/RG.2.2.31141.04327
- Smith, C., Dilley, A., Mitchell, B., & Drake, R. (2018). *Anatomía de superficie y técnicas ecográficas*. (1.ª ed.). Elsevier Limited.
- Soni, S., Robert, A., & Pierre, K. (2020). *Ecografía a Pie de Cama: Fundamentos de la Ecografía Clínica*. DRK Edición.
- Soriano, P., & Belloch, S. (2015). *Biomecánica básica: Aplicada a la actividad física y el deporte* (1.ª ed.). Paidotribo.
- Soto, M., & Guitierrez, M. (1996). Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano. *REVISTA MOTRICIDAD*, 169-189.
- Staugaard, J. A. (2014). *Anatomía del ejercicio y movimiento* (1.ª ed.). Paidotribo.
- Tipler, P., & Mosca, G. (2003). *Física para la ciencia y la tecnología* (5.ª ed., Vol. 1). REVERTÉ.
- Vázquez, S. (2002). *Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas: Influencia del transporte de carga* [UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID]. 84-669-2095-1
- Vela, E. (2016). *Los amputados y su rehabilitación*. (pp. 77-83). Academia Nacional de Medicina de México.
- https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf

Velandia, C. (2016). *MODELADO, CONTROL Y MONITOREO DE UN EXOESQUELETO PARA ASISTIR PROCESOS DE REHABILITACIÓN EN MIEMBRO INFERIOR*. Santo Tomás.

Wahid, S., Aid, S., Ismail, I., & Rahim. (2016). *Magneto-rheological defects and failures: A review*. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/114/1/012101>

Wen, X. (2019). *Pocket Guide to Rheology: A Concise Overview and Test Prep for Engineering Students*. Springer. <http://doi.org/10.1007/978-3-030-30585-7>