

**DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL**

**JIMMY OSWALDO CASTRO JUNCO**

**FUNDACIÓN UNIVERSIDAD DE AMÉRICA  
FACULTAD DE INGENIERÍAS  
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BOGOTÁ D.C.  
2018**

**DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL**

**JIMMY OSWALDO CASTRO JUNCO**

**Proyecto integral de grado para optar el título de  
INGENIERO MECÁNICO**

**Director  
Mauricio Javier Carrillo  
Ingeniero Mecánico**

**FUNDACIÓN UNIVERSIDAD DE AMÉRICA  
FACULTAD DE INGENIERÍAS  
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BOGOTÁ D.C.  
2.018**

**Nota de aceptación**

---

---

---

---

---

---

---

---

---

Presidente del Jurado  
Ing. Víctor Raúl González

---

Jurado 1. Daniel Villalobos

---

Jurado 2. Scherazada Calderón

## DIRECTIVAS DE LA UNIVERSIDAD

Presidente de la Universidad y Rector del Claustro

**Dr. JAIME POSADA DÍAZ**

Vicerrector de Desarrollo y Recursos Humanos

**Dr. LUIS JAIME POSADA GARCÍA-PEÑA**

Vicerrectoría Académica y de Posgrados

**Dra. ANA JOSEFA HERRERA VARGAS**

Decano de la Facultad de Ingenierías

**Dr. JULIO CESAR FUENTES ARISMENDI**

Director de Programa de Ingeniería Mecánica

**Ing. CARLOS MAURICIO VELOZA VILLAMIL**

Las directivas de la Universidad de América, los jurados calificados y el cuerpo docente no son responsables por los criterios de ideas expuestas en el presente documento. Estos corresponden únicamente a los autores.

## AGRADECIMIENTOS

En el momento que te digan que no eres bueno en algo, es momento de recordar gracias a quien está en ese lugar y demostrar que no eres bueno, sino el mejor, pequeña forma de agradecer a todos que no solo confían en lo que eres, si no que dieron esa palabra de aliento, ese empujón cuando se requería, gracias totales.

“Nada es permanente en este mundo ni siquiera nuestros problemas” Charles Chaplin

## CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	
1. PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIO	20
1.1 PARTES DE UNA PRÓTESIS	20
1.1.1 Articulación de Rodilla.	20
1.1.2 Encaje.	20
1.1.3 Pie Protésico.	21
1.2 EVOLUCIÓN DE LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	21
1.3 AVANCES DE PRÓTESIS	26
1.4 MATERIALES EN LAS PRÓTESIS ACTUALES	30
1.4.1 Polietileno.	30
1.4.2 Polietilen Tereftalato.	31
1.4.3 Fibra de carbón.	32
1.4.4 Aluminio.	33
1.4.5 Acero Inoxidable.	34
1.4.6 Titanio.	35
1.4.7 Ácido Polilactico.	36
1.4.8 Acrilonitrilo Butadieno Estireno.	36
1.4.9 HD Glass.	37
1.5 MARCHA HUMANA	38
1.5.1 Fase de Apoyo.	38
1.5.1.1 Plantar Flexión.	38
1.5.1.2 Dorsiflexion.	39
1.5.1.3 Pre balanceo.	39
1.5.2 Fase de Balanceo.	40
1.5.2.1 Fase Inicial.	40
1.5.2.2 Fase Media.	40
1.5.2.3 Fase Final.	41
1.6 ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA MARCHA	41
1.6.1 Intervalo I.	42
1.6.2 Intervalo II.	42
1.6.3 Intervalo III.	43

2. PARÁMETROS DE EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD	44
2.1 GRADOS DE MOVILIDAD	46
2.2. CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD	47
2.3 PESO DE PRÓTESIS	48
2.4 ANÁLISIS DE DEFORMACIÓN	49
3. SELECCIÓN DE MATERIALES	52
3.1 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES	52
3.1.2 Densidad.	53
3.2 BIOCMPATIBILIDAD	54
4. ANÁLISIS DE FUNCIONALIDAD DE LA PRÓTESIS	57
4.1 GRADOS DE MOVILIDAD	59
4.2 CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD	61
4.2.1 Plano Sagital.	62
4.2.2 Plano Frontal.	63
4.2.3 Plano Transversal.	64
4.3 PESO DE PRÓTESIS	66
4.4 ANALISIS DE DEFORMACIÓN	69
4.4.1 Rodilla Superior.	69
4.4.1.1 Simulación rodilla superior con ABS.	70
4.4.1.2 Simulación rodilla superior con PETG.	71
4.4.1.3 Simulación Rodilla superior con aluminio.	73
4.4.1.4 Simulación rodilla superior con titanio.	75
4.4.2 Pílon.	79
4.4.2.1 Simulación de pílón con ABS.	80
4.4.2.2 Simulación de pílón con PLA.	84
4.4.2.3 Simulación de pílón con Aluminio.	86
4.4.2.4 Simulación Pílon con Titanio.	88
4.4.2.5 Simulación de pílón con PETG.	90
5. EVALUACIÓN FINANCIERA	93
5.1 MANO DE OBRA	94

5.2. PROCESO DE MANUFACTURA	102
6. CONCLUSIONES	100
7. RECOMENDACIONES	101
BIBLIOGRAFIA	102
ANEXOS	105

## LISTA DE TABLAS

	pág.
<b>Tabla 1.</b> Datos de la extremidad inferior.	48
<b>Tabla 2.</b> Propiedades de un material para prótesis	52
<b>Tabla 3.</b> Propiedades mecánicas de los materiales	53
<b>Tabla 4.</b> Densidad de materiales	53
<b>Tabla 5.</b> Materiales para simular.	56
<b>Tabla 6.</b> Comportamiento de la rodilla en función de la marcha	60
<b>Tabla 7.</b> Peso del paciente.	67
<b>Tabla 8.</b> Propiedades físicas de prótesis.	67
<b>Tabla 9.</b> Costos de fabricación directa en moneda colombiana (COP).	95
<b>Tabla 10.</b> Costos por mano de obra.	96
<b>Tabla 11.</b> Costos de partes de prótesis comercial en Colombia.	99

## LISTA DE CUADROS

	pág.
<b>Cuadro 1.</b> Relación de compatibilidad.	55
<b>Cuadro 2.</b> Datos del diagrama de fuerzas	58
<b>Cuadro 3.</b> Valores en la fase de apoyo	59
<b>Cuadro 4.</b> Resultados de la simulación con la rodilla superior	79
<b>Cuadro 5.</b> Datos para análisis de pandeo	83
<b>Cuadro 6.</b> Resultados de la simulación con el pilón	93

## LISTA DE FIGURAS

	pág.
<b>Figura 1.</b> Prótesis persa de miembro inferior.	21
<b>Figura 2.</b> Dedo protésico de la momia egipcia.	22
<b>Figura 3.</b> Prótesis de pierna de madera.	22
<b>Figura 4.</b> Pierna de Anglesey.	23
<b>Figura 5.</b> Extremidad Hagner.	24
<b>Figura 6.</b> Prótesis esfero céntrica.	25
<b>Figura 7.</b> Modelo candilar.	26
<b>Figura 8.</b> Prótesis Nex-gen.	26
<b>Figura 9.</b> Prótesis de piernas desarrolladas en el MIT.	27
<b>Figura 10.</b> Prótesis c-leg de Otto Bock.	28
<b>Figura 11.</b> Prótesis endolite.	29
<b>Figura 12.</b> Rodilla TKO 1500.	29
<b>Figura 13.</b> Sujeción en polietileno.	31
<b>Figura 14.</b> Linner, encaje y piel.	32
<b>Figura 15.</b> Pie protésico en fibra de carbono.	33
<b>Figura 16.</b> Pilon en aluminio.	34
<b>Figura 17.</b> Implante quirúrgico del menisco en acero inoxidable	35
<b>Figura 18.</b> Articulación de cadera en titanio	35
<b>Figura 19.</b> Pie protésico en PLA	36
<b>Figura 20.</b> Prótesis de mano en ABS	37
<b>Figura 21.</b> Prótesis de mano realizada con PETG	37
<b>Figura 22.</b> Golpe de talón.	38
<b>Figura 23.</b> Apoyo plantar.	39
<b>Figura 24.</b> Apoyo final.	39
<b>Figura 25.</b> Fase inicial del balanceo.	40
<b>Figura 26.</b> Fase media del balanceo.	40

<b>Figura 27.</b> Fase final del balanceo.	41
<b>Figura 28.</b> Cinemática del cuerpo en el intervalo I	42
<b>Figura 29.</b> Cinemática del cuerpo en el intervalo II	43
<b>Figura 30.</b> Cinemática del cuerpo en el intervalo III	43
<b>Figura 31.</b> Diseño de la Fundación Materialización 3D.	44
<b>Figura 32.</b> Modelo de OpenSim.	45
<b>Figura 33.</b> Rangos de movimientos de la rodilla.	46
<b>Figura 34.</b> Trayectoria del centro de gravedad.	47
<b>Figura 35.</b> Cargas actuantes en la fase de apoyo.	49
<b>Figura 36.</b> Apoyo plantar en la fase de apoyo.	50
<b>Figura 37.</b> Golpe de talón.	51
<b>Figura 38.</b> Relación material – organismo.	54
<b>Figura 39.</b> Diagrama de fuerzas en la prótesis	57
<b>Figura 40.</b> Componentes del diagrama de fuerzas en el intervalo I.	58
<b>Figura 41.</b> Sistema de coordenadas especiales del cuerpo humano.	62
<b>Figura 42.</b> Dimensiones de la prótesis.	66
<b>Figura 43.</b> Diagrama de cuerpo libre de rodilla superior.	70
<b>Figura 44.</b> Esfuerzos de rodilla superior con ABS.	71
<b>Figura 45.</b> Desplazamiento de rodilla superior con ABS.	72
<b>Figura 46.</b> Esfuerzos de rodilla superior con PETG.	73
<b>Figura 47.</b> Desplazamiento de rodilla superior con PETG.	74
<b>Figura 48.</b> Esfuerzos de rodilla superior con Aluminio.	75
<b>Figura 49.</b> Desplazamiento de rodilla superior con Aluminio.	76
<b>Figura 50.</b> Esfuerzos de rodilla superior con Titanio.	76
<b>Figura 51.</b> Desplazamiento de rodilla superior con Titanio	77
<b>Figura 52.</b> Esfuerzos de la rodilla superior con PLA	78
<b>Figura 53.</b> Desplazamiento de rodilla superior con PLA.	79
<b>Figura 54.</b> Diagrama de cuerpo libre del pílón	80
<b>Figura 55.</b> Deformación del pílón con ABS.	81

<b>Figura 56.</b> Esfuerzo del pilón con ABS	82
<b>Figura 57.</b> Esfuerzo del pilón con PLA	85
<b>Figura 58.</b> Deformación del pilón con PLA	86
<b>Figura 59.</b> Deformación del pilón con Aluminio	87
<b>Figura 60.</b> Esfuerzo del pilón con Aluminio	88
<b>Figura 61.</b> Deformación del pilón con Titanio	89
<b>Figura 62.</b> Esfuerzo del pilón con Titanio	90
<b>Figura 63.</b> Deformación del pilón con PET G	91
<b>Figura 64.</b> Esfuerzo del pilón con PET G	92
<b>Figura 65.</b> Proceso de inyección de plástico	97
<b>Figura 66.</b> Proceso de fundición de aluminio	98
<b>Figura 67.</b> Proceso de fundición del titanio	98

## LISTA DE GRÁFICAS

	pág.
<b>Gráfica 1.</b> Grado de movilidad de la prótesis	60
<b>Gráfica 2.</b> Cambio en centro de gravedad desde plano sagital	63
<b>Gráfica 3.</b> Cambio en centro de gravedad desde plano frontal	64
<b>Gráfica 4.</b> Cambio en centro de gravedad desde plano transversal	65

## LISTA DE ANEXOS

	pág.
<b>Anexo A.</b> Explosionado del diseño de la Fundación materialización 3D	106
<b>Anexo B</b> Código del modelo modificado para instalación de la prótesis	108
<b>Anexo C</b> Simulación en el software OpenSim.	110
<b>Anexo D.</b> Simulación de los otros componentes	112

## RESUMEN

Este trabajo de grado es la continuación del proyecto de diseño, titulado como: ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D, desarrollado por la Fundación Universidad de América.

En el presente proyecto se analiza el comportamiento de los diferentes materiales que se emplean para la elaboración del prototipo realizado por la fundación materialización 3D. Inicialmente se realiza una investigación acerca de los tipos y características de prótesis de miembro inferior, luego se realiza un estudio de la evolución de las prótesis, a través del tiempo, y se logra identificar el aluminio, la fibra de carbono y el ABS como los materiales más utilizados en el desarrollo de las prótesis. Después, se determinan una serie de parámetros que ayudan en el diseño de una prótesis, los cuales permiten analizar, la funcionalidad de la prótesis con diversos materiales metálicos y termoplásticos, en estos parámetros se tienen presente los materiales que poseen buena resistencia a la corrosión, y en especial, que sean compatibles con el cuerpo humano.

Con el prototipo de la fundación materialización 3D se toman una serie de parámetros de evaluación que buscan identificar, qué materiales permiten una funcionalidad más eficiente y qué tipo de material puede realizar una mejor adaptación y estabilidad para el usuario realizando actividades diarias.

En este proyecto se realiza una selección de parámetros que permiten determinar qué materiales son óptimos a la hora de implementar algunos elementos ortesis o protésicos para cualquier parte del cuerpo y en este caso, para un prototipo de prótesis transfemoral en el ciclo de marcha humano normal.

Como materiales de estudio se toma el aluminio, titanio, PLA, ABS y el PETG. Con estos materiales, finalmente se realiza un análisis comparativo entre la marcha normal y la marcha de una persona amputada con el diseño de prótesis de la fundación materialización 3D, haciendo uso de software computacional que permiten simular el movimiento y los esfuerzos, a los que se encuentra sometido el diseño estudiado, de esta manera se logra identificar la mejor opción entre estos materiales. Se realiza una evaluación financiera, comparando los costos de fabricación del diseño para cada uno de los materiales seleccionados.

**Palabras clave:** Prótesis, PLA, funcionalidad, simulación, materiales, plástico, marcha humana, ABS, PET, aluminio

## INTRODUCCIÓN

El ser humano debido a su entorno ha logrado descubrimientos tecnológicos que ayudan a sustituir las necesidades más elementales de la vida cotidiana, desarrollando herramientas y equipos, que mejoran la calidad de vida y facilitan sus labores habituales. Entre estos avances tecnológicos se encuentran los elementos médicos, y entre ellos las mejoras que se hacen a los elementos usados en fisioterapia y ortopedia. Con el fin de satisfacer la necesidad de caminar y mejorar la vida de aquellas personas que tienen algún tipo de amputación, se inventó una forma de sustitución protésica de las articulaciones superiores o inferiores, la cual consiste en reemplazar una articulación lesionada o artrósica por una articulación artificial denominada PRÓTESIS<sup>1</sup>, actualmente es considerada como uno de los mayores avances logrados por la cirugía ortopédica.

En los últimos años la fabricación de prótesis se ha convertido en una ciencia, que ayuda a dar una solución al enorme número de amputaciones producidas por las guerras, los accidentes automovilísticos y enfermedades crónico-degenerativas<sup>2</sup>. La fabricación de prótesis ha tenido un avance constante en los últimos años, por lo que existen más de 100 diseños diferentes y re-diseños en el mercado, que buscan llegar al diseño óptimo e ideal.

El origen de este proyecto surge de la necesidad de saber qué material puede permitir una mejor funcionalidad de las prótesis, para ello se utiliza como prototipo el diseño desarrollado por la fundación Materialización 3D y tomando como soporte y complemento el trabajo de grado titulado “ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D.

Para el desarrollo de este proyecto se planteó como objetivo general: “Diseñar una prótesis transfemoral”, donde se busca analizar el comportamiento de diferentes materiales en el diseño entregado por la fundación materialización 3D. Con la selección de este material se busca mejorar la funcionalidad del diseño realizado por la fundación materialización 3D, lo cual lleva a desarrollar los siguientes objetivos específicos:

- Estudiar los tipos de materiales empleados en las prótesis de miembro inferior.
- Definir los parámetros de evaluación para mejorar la funcionalidad de la prótesis.
- Realizar un proceso de selección de los materiales estudiados en la fabricación de la prótesis.
- Analizar el comportamiento de la prótesis a través del software de simulación.
- Realizar una evaluación financiera

---

<sup>1</sup> PEÑA, Constantina Álvarez, et al. Diseño de Prótesis Externa de Rodilla & nbsp; Nov.

<sup>2</sup> MEDINA, Michael Felpeto. Diseño de prótesis externa de rodilla & nbsp; 2013.

El *alcance* de este proyecto se restringe a realizar un análisis de funcionalidad de diversos materiales, basado en unos resultados de simulación de movimiento y elementos finitos, para marcha humana en terreno plano, aplicada en la prótesis elaborada por la fundación materialización 3D, a este prototipo, no se le modificara la geometría, cuyo diseño está planteado para una persona que tenga una estatura de 165cm a 170cm y que soporte un peso entre un rango de 70 a 85 kg.

En la *metodología* de este proyecto se investigan los materiales usados en prótesis a través del tiempo, para diseñar unos parámetros de evaluación que permiten comparar los materiales, entre sí, y con una pierna sin patología. Al estar determinados estos parámetros, se realiza una simulación de movimiento de la marcha y una simulación de esfuerzo y deformación para analizar a qué tipo de cargas está sometida la prótesis.

## 1. PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

Una prótesis de miembro inferior es un aparato ortopédico que provee una parte del cuerpo que ha sido perdida por diversas razones y se requiere reemplazar parcial o totalmente<sup>3</sup>. El objetivo principal de una prótesis es sustituir una articulación del cuerpo que requiere una amputación. Estas procuran satisfacer dos objetivos, funcional y estético, para el diseño de estos elementos es importante conocer su funcionamiento, para el caso de miembros inferiores el análisis de la marcha es de suma importancia, adicional a este análisis, se tiene en cuenta las fuerzas que debe soportar la prótesis durante la marcha y de esta manera poder simular el movimiento natural del cuerpo humano<sup>4</sup>.

Entre las funciones principales que debe suplir una prótesis se encuentra la capacidad de apoyo estático, flexión de las prótesis durante la oscilación, capacidad de amortiguación y restablecimiento del equilibrio<sup>5</sup>.

### 1.1 PARTES DE UNA PRÓTESIS

El cuerpo humano consta de varias articulaciones que permiten mantener una calidad de vida gratificante, sin embargo, se ha demostrado que también se puede sobrevivir con la ausencia de alguna articulación y de ser necesario por alguna necesidad se puede sustituir la articulación faltante, por un dispositivo mecánico, en este campo es donde la ortopedia también ha encontrado un gran beneficio para estas personas discapacitadas, al tener en cuenta la evolución, de las que hoy en día se llaman prótesis. Estos dispositivos se encuentran conformados por una articulación de rodilla, un encaje, un pie protésico articulado y adaptadores o ejes que unen estos elementos.

**1.1.1 Articulación de Rodilla.** En el ámbito de las prótesis, las rodillas mecánicas se dividen en monocéntrica, policéntrica y tipo bisagra dependiendo del número de ejes que posean. La rodilla monocéntrica es aquella que solo posee movimientos de flexión y extensión, mientras que las policéntricas poseen una estructura basada en un mecanismo de cuatro a seis barras. Las tipo bisagra son la opción más económica y ligera ya que solo poseen un solo eje de rotación, con varias limitaciones, ya que para mantener una estabilidad el usuario debe hacer uso de su fuerza muscular<sup>6</sup>.

**1.1.2 Encaje.** Existe gran variedad de encajes, estos se fabrican con diversos materiales dependiendo de la comodidad del paciente. El encaje es la parte que conecta la fracción del miembro que esta amputada con la prótesis, estas conexiones se fabrican en un material durable como el titanio, aluminio o acero<sup>7</sup>.

---

<sup>3</sup> R. VILADOT; O. COHI and S.CLAVELL. Ortesis y protesis del aparato locomotor Tomo 2.2 Extremidad inferior&nbsp; Masson, 280 p.

<sup>4</sup> SERRA AÑÓ, Pilar. Módulo Ortoprotésica. Valencia: Universidad de Valencia. 2016, p.5

<sup>5</sup> *Ibíd.*, p. 6.

<sup>6</sup> MEDINA, Michael Felpeto. Op. Cit., p. 28.

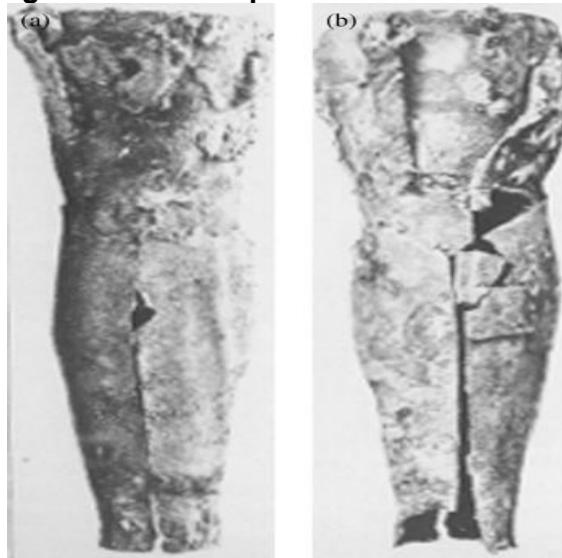
<sup>7</sup>*Ibíd.*, p. 26.

**1.1.3 Pie Protésico.** Esta parte de la prótesis puede estar constituida de una articulación en el tobillo o no, dependiendo de la actividad que tenga el usuario. El más usado es el pie Sachs que es el más económico, y permite una ligera flexión plantar, de acuerdo con el material que este elaborado<sup>8</sup>.

## 1.2 EVOLUCIÓN DE LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

La evolución que se tienen de las prótesis es larga y está plagada de historias, uno de los primeros usos de estos dispositivos se encontró en un guerrero persa llamado Hegesistratus, quien para el año 484 A.C. al ser capturado y encadenado por el enemigo se cortó un pie y lo reemplazo por un hecho de madera cubierto por un placa de bronce<sup>9</sup> **figura 1**.

**Figura 1. Prótesis persa de miembro inferior.**



Fuente: THURSTON, ALAN J. Pare and prosthetics: the early history of artificial limbs. en: anz journal of surgery. Dec.vol. 77, no. 12, p. 1114

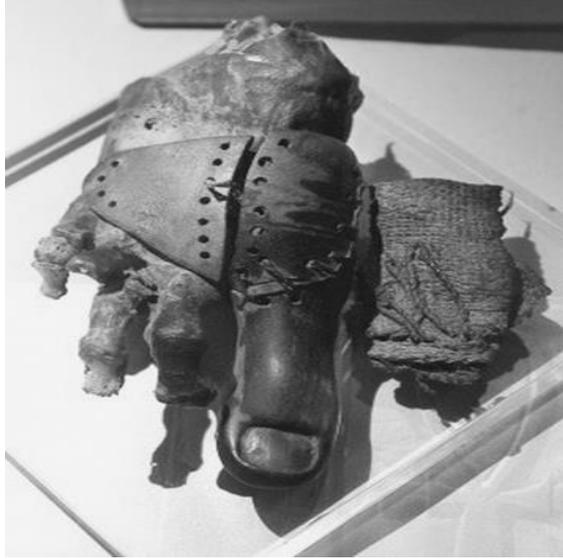
Aunque hay evidencia que demuestra que la primera prótesis proviene de Egipto, en la que según varios arqueólogos proviene de la dinastía XVIII es decir de los años (1700 y 1800) a.C. La momia que se exhibe en el museo de El Cairo es un sacerdote de Amón quien se amputo el dedo gordo del pie derecho reemplazándolo con un dedo parcial fabricado en cuero y madera, **figura 2**<sup>10</sup>.

<sup>8</sup> FERNÁNDEZ ESPINOSA, Marissa Claudiands. Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico & nbsp; 2008. p. 89.

<sup>9</sup> *Ibíd.* p. 92

<sup>10</sup> THURSTON, ALAN J. Pare and prosthetics: the early history of artificial limbs. en: anz journal of surgery. Dec.vol. 77, no. 12, p. 1114-1119

**Figura 2. Dedo protésico de la momia egipcia.**



Fuente: THURSTON, ALAN J. Pare and prosthetics: the early history of artificial limbs. en: anz journal of surgery. Dec.vol. 77, no. 12, p. 1114

Durante la edad media, se hicieron más famosas las prótesis debido a que ocultaban alguna deformidad o beneficiaban al usuario en las batallas, no había muchas alternativas disponibles aparte de las manos de gancho y patas de palo. Estas últimas (**figura 3**), eran el reemplazo de una muleta donde se modificaba las tazas de madera y se rellenaban con cuero para hacerla más cómoda y resistente.

**Figura 3. Prótesis de pierna de madera.**



Fuente: THURSTON, ALAN J. Pare and prosthetics: the early history of artificial limbs. en: anz journal of surgery. vol. 77, no. 12, p. 1115

En el siglo XVI, la utilización de anestesia y el avance que obtuvo Ambrosio Paré quien fue nombrado padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico, ayudó en la

realización de estos modernos procedimientos, para salvar vidas de mercenarios o militares que participaban en las diversas batallas de la época, Ambrosio escribió varios libros y diseño una forma de sustituir miembros que perdían su funcionalidad por unos dispositivos que eran extremidades artificiales, que fueron llamados “prótesis”, estas se elaboraban en materiales como metal, madera y cuero<sup>11</sup>. En 1800 se construyó la primera por tesis transfemoral construida por James Putts, para el primer marqués de Anglesey, Henry William, esta estaba constituida por una caña de madera que iba desde la rodilla hasta el tobillo, una articulación de la rodilla en acero y se conoce como la “pierna Anglesey” (**figura 4**), también llamada “pierna de corcho”, esta realizaba su movimiento con cuerdas que se ajustaban al pie articulado lo que ocasionaba un ruido que hacia al momento de la flexión plantar ya que chocaban las partes de madera<sup>12</sup>, esta pierna artificial se llevó a los estados unidos en 1839 para su estudio del diseño donde se conoció como “Pierna Felpo”.

**Figura 4. Pierna de Anglesey.**



Fuente: THURSTON, ALAN J. Pare and prosthetics: the early history of artificial limbs. en: anz journal of surgery. Dec.vol. 77, no. 12, p. 1114-1119

Seguido en los años 1843 - 1912 en Estados Unidos se incrementó la cantidad de personas que requerían una amputación, esto producido por las consecuencias de las guerras mundiales, donde se elaboraron varios refinamientos en medicina, anestesia, cirugía y ciencia protésica, lo que llevo a una mejora en cuanto a función de prótesis, se incorporó un resorte que ofrecía un mejor movimiento y un aspecto más suave y estético

---

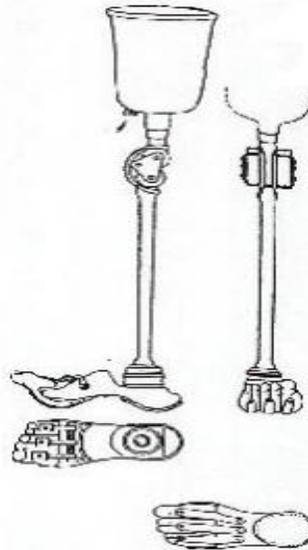
<sup>11</sup> FERNÁNDEZ ESPINOSA. Op. Cit., p.93

<sup>12</sup> THURSTON ALAN J. Op. Cit., p. 1119

cuyo autor Douglas Blay afirmaba como “el invento más completo desarrollado en el área de las extremidades”.

Con el avance de los años se ofrecía más atención al avance protésico, hasta que, en 1863 se desarrolló una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado que permitía mejor desplazamiento, pero aún seguía siendo muy pesado. Fue hasta 1912 cuando Marcel Desoutter, famoso inventor y aviador inglés que tras perder su pierna en un accidente de avión comenzó a fabricar prótesis con aluminio para hacer el dispositivo más liviano con la ayuda de su hermano Charles<sup>13</sup>. Cada vez existían más amputados en la época, lo que llevó a James Wagner a patentar una nueva prótesis elaborada con la madera usada en los barriles se llamó “extremidad Wagner” la cual tenía un tobillo y rodilla articulada por cuerdas<sup>14</sup> como se puede observar en la **figura 5**. Después de la segunda guerra mundial, el gobierno de los EE. UU, al ver la inconformidad de los veteranos, se emprendió un nuevo camino en el desarrollo y producción de las prótesis.

**Figura 5. Extremidad Hagner.**



Fuente: FERNÁNDEZ ESPINOSA, Marissa Claudiands. Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico p. 89.

Los primeros textos encontrados son de 1973 donde hablan de la prótesis de rodilla que se utilizaba en esa época desarrollando una rodilla que fuera policéntrica a una rodilla hidráulica que soportara más peso y que fuera más resistente, lo que llevó a elaborar prótesis con diferentes materiales como plástico, aluminio y materiales compuestos proporcionando mecanismos más livianos, hechos a la medida y prácticos para el uso diario.

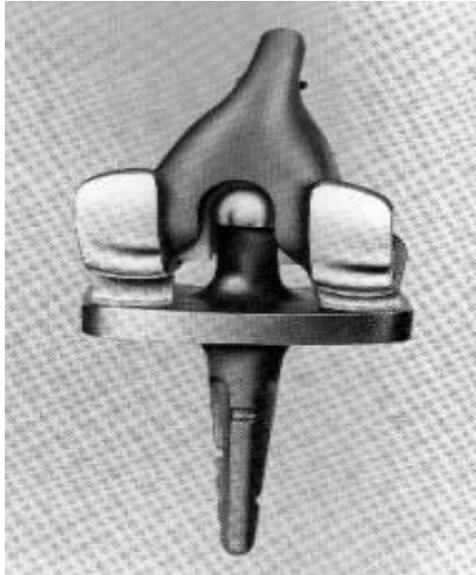
---

<sup>13</sup> MÈNDEZ, C

<sup>14</sup> *Ibíd.*, p. 8.

En el mercado mundial podemos encontrar diferentes tipos de prótesis, con diferentes características y opciones muy innovadoras con tal de cumplir los objetivos primordiales de una prótesis que son libertad de movimiento de manera natural, estabilidad y comodidad de la prótesis, entre las más significativas se encuentran la “pierna Hydra-cadense”, “pierna parmelee” estas intentaban mejorar la forma del socket agregándole una terminal de succión y un pie poli céntrico, además se encuentra la “esfero céntrica”(figura 6) que intentaba la combinación de bisagra con un componente duro para mejorar la estabilidad lo cual la convirtió en un dispositivo muy macizo y no se siguió usando. A su vez en otro modelo en el instituto Karolinska se diseñó la prótesis que lleva como nombre la güepar (Figura 7) en esta no fueron tan satisfactorios los resultados debido a que se ejercía una sobrecarga sobre la prótesis, lo que hacía los movimientos más lentos y una vida útil baja.<sup>15</sup>

**Figura 6. Prótesis esferocéntrica.**



Fuente: FERNÁNDEZ ESPINOSA, Marissa  
Claudiands. Caracterización del movimiento de la  
rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico p.90

En la década de los 70 se desarrolló una prótesis total condilar (figura 8) con bisagra en la rodilla, estos modelos se identifican por su conservación de lo que daba una mayor estabilización diseñando la “Insall” que se mejoró actualmente en la “Nex Gen”. Por otro lado, se encontraba la Scorpions, ACG y la de Jhonson prótesis que se encuentran en uso actualmente.

---

<sup>15</sup> ESPINOSA, Claudiands. Op. Cit., p.7

**Figura 7. Modelo condilar.**



Fuente: ZAMBUDIO, R. Prótesis, ortesis y ayudas Técnicas, p. 69

**Figura 8. Prótesis Nexgen.**



Fuente: PROTÉSICA. Rodillas protésicas.  
Disponible en: <http://protesica.com.co/portfolio-item/3r20-rodilla-mecanica/>

### **1.3 AVANCES DE PRÓTESIS**

Con la aparición y avance tecnológico de los microprocesadores, los chips informáticos entre otros desarrollos que han promovido el avance de la robótica y su implementación en las prótesis actuales. Las prótesis más avanzadas de miembro inferior que se tienen actualmente, son llamadas “Power Foot One” (**figura 9**) han sido desarrolladas (principalmente) por Hugh Herr<sup>16</sup> y un grupo de investigación del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT).

---

<sup>16</sup> MEDINA, Michael Felipe. Op. Cit., p. 18.

**Figura 9. Prótesis de piernas desarrolladas en el MIT.**



Fuente: ORTEGA, Juan. Las prótesis inteligentes de Hugh Herr. 2014 Disponible en: <http://elsecretocanario.com/canales/actualidad/las-protesis-inteligentes-de-hugh-herr>

En Colombia existen cinco centros principales que ofrecen rehabilitación y fabricación de prótesis para personas con discapacidades de miembro inferior, el Hospital Militar de Colombia en Bogotá, el cual presta servicios de salud principalmente a las fuerzas militares, el Centro Ortopédico San Juan Bautista en Bucaramanga, el Comité de Rehabilitación de Antioquia en Medellín, entidad que durante 30 años ha ofrecido servicios de rehabilitación a sus pacientes y la Fundación REI en Cartagena<sup>17</sup>.

En el año 1976 se fundó en el país el Centro Integral de Rehabilitación de Colombia (CIREC) por Jeannette Lucía Perry de Saravia, bajo el lema: “evitar la invalidez para tener un minusválido menos en la calle, y un trabajador más para Colombia”<sup>18</sup>. Luego en el año 1985 el Hospital Militar central abre las áreas de rehabilitación, ortopedia y talleres de prótesis<sup>19</sup>.

Actualmente cada centro tiene en investigación diseños de prótesis observando diferentes aspectos con el fin de darle adaptabilidad y similitud a las prótesis. Varias universidades también se dedican a ello (generalmente en proyectos de grado)<sup>20</sup>, que se encuentran como fuentes de información.

Las compañías más representativas en el desarrollo de prótesis son Otto bock y Ossur, las cuales emplean diversos sistemas de operación desde sistemas hidráulicos hasta las

---

<sup>17</sup> Portafolio , Diseñan prótesis de bajo costo en Colombia,. Octubre, 2014.

<sup>18</sup> CIREC. Línea del tiempo – nuestra historia [en línea]. [Citado Julio 16, 2018]. Disponible en internet: <<http://www.cirec.org/historia>>

<sup>19</sup> HOSPITAL MILITAR. Historia [en línea]. [Citado Julio 15, 2018]. Disponible en internet: <<http://www.hospitalmilitar.gov.co/es-/content/historia>>

<sup>20</sup> *Ibíd.*, p.3

biónicas que garantizan un mejor control del movimiento. Con los avances tecnológicos en la electrónica, se busca en las prótesis no solo una buena funcionalidad sino que cumpla con ciertos parámetros para facilitar la integración a la vida cotidiana entre estas funciones se tiene aumentar el movimiento articular del miembro inferior, que sean lo más livianas posible para tener un control del gasto energético de la persona, que sean cómodas y confortables para el usuario.

Entre los avances comerciales más importantes se encuentra la prótesis diseñada por Otto Bock conocida como "C-leg" (**figura 10**) la cual es una rodilla hidráulica que controla la fase de apoyo y le da un impulso al momento del despegue para subir y bajar escaleras, esta posee sensores electrónicos para saber qué velocidad y que fuerza aplicar según el terreno <sup>21</sup>.

**Figura 10. Prótesis C-Leg de Otto Bock.**



Fuente: OTTOBOCK [en línea]. [Citado Junio 30, 2017].  
Disponble en internet: <<http://www.ottobock.com.co/prosthetics/lower-limb>>

También se encuentra la rodilla endolite (**figura 11**), esta presenta en el centro del eje de la rodilla un cilindro neumático controlado por microprocesadores que manipulan los cambios de marcha, programada para bajar escaleras, subir cuesta, bajar rampas y montar bicicleta<sup>22</sup>.

---

<sup>21</sup> FERNÁNDEZ ESPINOSA, Op. Cit., p. 11

<sup>22</sup> *Ibíd.*, p. 12.

**Figura 11. Prótesis Endolite.**



Fuente: Amputee Coalition, The Endolite OTTOBOCK [en línea]. [Citado Junio 30, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.ottobock.com.co/prosthetics/>>

La rodilla TKO 1500 de Ossur (**figura 12**) que posee un bloqueo de fricción tiene un control de apoyo, pensada para ejercer menos esfuerzo en la rodilla al momento de levantarse de una silla y apoyando todo el peso del cuerpo. Esta se compone con materiales que se adaptan fácilmente al movimiento y al ser una rodilla con sistema hidráulico soporta las cargas a mayor velocidad, y con controles de apoyo para el bloque.

**Figura 12. Rodilla TKO 1500.**



Fuente: ÖSSUR CATÁLOGO [En línea]. [Citado Junio 12, 2018]. Disponible en internet: <<http://www.laboratoriogilete.com/Manuales/Catalogo%20componentes%20%20O>>

Todos estos dispositivos y grandes avances muestran a la rodilla solo como una articulación que posee un grado de libertad que es de flexión y dorsi flexión, y no con una articulación que posee tres grados de libertad ya que se requerirá en ese caso de más actuadores o de un pie protésico que posea un grado de libertad en lo que es rotación interna del pie<sup>23</sup>.

En el desarrollo de prótesis se evidencia profundamente en las diferentes investigaciones, que, aunque se tiene gran variedad de diseños para los diferentes elementos que componen una prótesis transfemoral, estos pueden van desde un mecanismo de rodilla de eje simple hasta mecanismos automatizados o que poseen microcontroladores para hacer la marcha más suave

#### **1.4 MATERIALES EN LAS PRÓTESIS ACTUALES**

Hoy en día gracias a la ayuda de la ingeniería se han considerado una gran cantidad de materiales para su posible uso en beneficio al cuerpo humano. Para ello cualquier material que fuera pensado primordialmente tiene que ser compatible con el cuerpo para así evitar algún daño colateral. Este requisito limita la gama de materiales a seleccionar el cual incluye: acero, aluminio, titanio, termoplásticos, materiales compuestos como fibra de carbono, fibra de vidrio<sup>24</sup>. El material elegido tendrá gran importancia ya que estamos sumando peso al cuerpo y produciendo un mayor gasto energético, en otras palabras según el material elegido se tendrá incidencia directa e indirectamente en la función, composición y mecanismo de acción de los elementos ortopédicos, ya que se puede utilizar sus características para brindar mejor funcionalidad y de acuerdo al paciente una mayor comodidad<sup>25</sup>.

**1.4.1 Polietileno.** Este polímero dependiendo del proceso de fabricación puede ser de alta o baja densidad, a medida que aumenta la densidad mejora la resistencia a la tracción y la dureza. Normalmente es utilizado en férulas (dispositivo externo al cuerpo), en sujeciones y en encajes de prótesis (Figura 13), entre sus ventajas se encuentra que es un material liviano, fácil de limpiar y de bajo costo, en sus desventajas es que algunas personas pueden llegar a ser alérgicas a este material y es un material frágil al soportar la fatiga<sup>26</sup>.

---

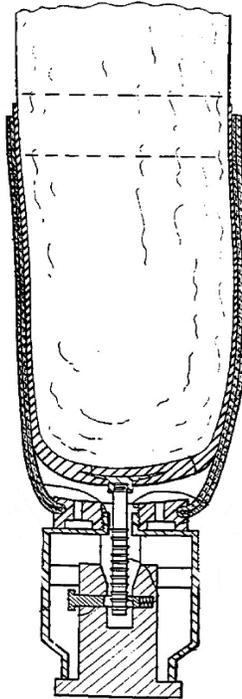
<sup>23</sup> HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Tesis de licenciatura en Ingeniería Electrónica y Computadoras. Cholula: Universidad de las Américas Puebla, Departamento de computación electrónica y mecatrónica. 2008. p. 13.

<sup>24</sup> MEDINA, Michael Felipe. Op. Cit., p.22.

<sup>25</sup> CORRAO Ruben. Ortesis y prótesis. [diapositivas]. Disponible en: <http://kinesiuba.com.ar/wp-content/uploads/2014/07/MATERIALES.pdf>, p.5

<sup>26</sup> *Ibíd.*, p. 6

Figura 13. Sujeción en polietileno



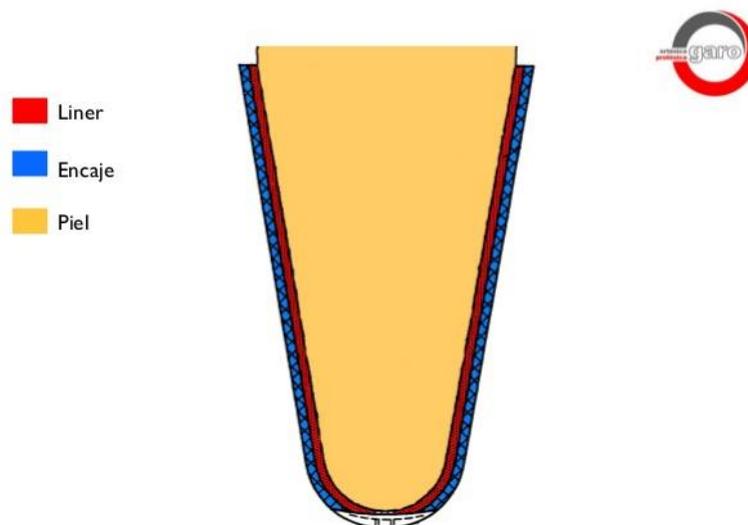
Fuente: VALENZUELA GÓMEZ, Sebastián. Análisis del comportamiento mecánico de prótesis de pie más usada en Colombia mediante la técnica de elementos finitos. Bogotá D.C., 2012

**1.4.2 Polietilen Tereftalato.** También conocido como PET es un poliéster termoplástico, este material se puede adaptar a cualquier forma y diseño. Actualmente es la materia prima más usada en envases plásticos, sin embargo gracias a sus propiedades térmicas se aplica en prótesis en el encaje y tiene un funcionamiento como recubrimiento contra el desgaste del pilón y el pie protésico, este recibe el nombre de liner (Figura 14), este recubrimiento se realiza en materiales plásticos<sup>27</sup>.

---

<sup>27</sup> PET. POLIETILENO TEREFTALATO. [En línea]. Disponible en: [http://www.laseda.es/index2.php?lang=es&ID\\_cat=&PID\\_cat=&SID\\_cat=338&SSID\\_cat=343](http://www.laseda.es/index2.php?lang=es&ID_cat=&PID_cat=&SID_cat=338&SSID_cat=343)

Figura 14. Linner- encaje - piel



Fuente: ORTOPEDIA ERGOX. Prótesis. Disponible en:  
<<https://ortopediaergox.es/servicios/protesis/>>

**1.4.3 Fibra de carbono.** Es un material compuesto de una matriz de material que da forma a la pieza a base de fibras, en este caso el material de la matriz es carbón. Es un material de elevado costo, muy ligero y propiedades mecánicas elevadas. Como se trata de un material compuesto<sup>28</sup>, por lo general se utilizan polímeros termoestables como base, como el poliéster o el polietileno mejorando propiedades mecánicas como: Elevada resistencia mecánica, baja densidad, gran capacidad de aislamiento térmico, sin embargo no se utiliza por sí mismo, sino que se emplea para reforzar materiales como las resinas epoxi y otros materiales termoestables. Por este motivo, estos materiales se les denominan como compuesto<sup>29</sup>, la fibra de carbono se mantiene en constante estudio para la fabricación de partes de la prótesis como es el pie que permite andar con facilidad y da una absorción del golpe al apoyar el talón contra el suelo.

<sup>28</sup> PET. Op. Cit., p.

<sup>29</sup> RODRIGUEZ Alberto. ANÁLISIS TÉCNICO, FIBRA DE CARBONO. [En línea]. Disponible en: <https://albrodpulf1.wordpress.com/2014/10/24/analisis-tecnico-fibra-de-carbono/>

Figura 15. Pie protésico en fibra de carbono



Fuente: ÖSSUR CATÁLOGO [En línea].  
[Citado Junio 02, 2017]. Disponible en internet:  
<<http://www.laboratoriogilete.com/Manuales/Catalogo%20componentes%20%20O>>

**1.4.4 Aluminio.** El aluminio es una alternativa de poco peso para no utilizar el acero. No es tan fuerte como otros metales, se usa en ciertas partes de las rodillas protésicas. Desde el punto de vista físico, el aluminio puro posee una resistencia muy baja a la tracción y una dureza escasa, mientras que, en una aleación con otros elementos, el aluminio adquiere características mecánicas muy superiores. A estas aleaciones se las conoce con el nombre genérico de Duraluminio, y pueden ser centenares de aleaciones diferentes. El duraluminio contiene pequeñas cantidades de cobre (3 – 5%), magnesio (0.5 -2%), manganeso (0.25-1%) y Zinc (3.5 -5%)<sup>30</sup>, el aluminio se utiliza en las prótesis para formar el pilón (Figura 16) y los adaptadores de acople debido a las diversas aplicaciones estructurales que posee este material.

---

<sup>30</sup>MEDINA, Michael Felpeto. Op. Cit., p.23

Figura 16. Pilón en aluminio



Fuente: ÖSSUR CATÁLOGO [En línea]. [Citado Junio 02, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.laboratorio-gilete.com/Manuales/Catalogo%20componentes%20%20O>>

**1.4.5 Acero Inoxidable.** El acero es un material muy fuerte y resistente, sin embargo, es relativamente pesado, por lo que no es la mejor opción para una prótesis, debido a estas propiedades se puede utilizar para fabricar componentes pequeños en donde importa más la fuerza del material para resistir las fuerzas y el peso del cuerpo, que el diseño de la pieza. El acero inoxidable se define así debido a sus componentes químicos, es más resistente a la corrosión y es un material biocompatible, como desventaja posee un peso muy elevado y gran sonoridad al momento de chocar con el suelo o con algún otro objeto<sup>31</sup>. Este material se utiliza en implantes quirúrgicos donde toca reemplazar estructuras óseas producidas por la osteoporosis (Figura 17), además de fabricarse en placas, tornillo e implantes dentales

---

<sup>31</sup> CORRAO, Ruben. Op. Cit., p. 9

Figura 17. Implante quirúrgico del menisco en acero inoxidable



Fuente: GIL, F. J.; GINEBRA, M. P. and PLANELL, J. A. Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros. En: GIL, FJ [ET AL.]. BIOMECÁNICA, 1999, VOL.VII, NÚM.13, P.73-78.

**1.4.6 Titanio.** Este material puede ser la mejor alternativa para la construcción de una prótesis debido a que es muy fuerte y muy liviano, pero es costoso. El titanio comparte muchas características con el acero inoxidable. Pueden formar aleaciones con otros elementos, tales como hierro, aluminio, vanadio, molibdeno y otros. Es el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre<sup>32</sup>. Actualmente el titanio se utiliza para la fabricación de implantes de cadera (Figura 18) y realizando estudios para darle aplicaciones estructurales

Figura 18. Articulación de cadera en titanio



Fuente: GIL, F. J.; GINEBRA, M. P. and PLANELL, J. A. Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros. En: GIL, FJ [ET AL.], 1999, VOL.VII, NÚM.13, P.73-78.

<sup>32</sup> MEDINA, Michael Felipe. Op. Cit., p.22

**1.4.7 Ácido Poliláctico.** También conocido como PLA, es un polímero con propiedades similares al polietileno, este material es versátil y actualmente ha tenido varias aplicaciones en la medicina, ya que se utiliza en tratamientos biomédicos como suturas, stents, medios de diálisis y dispositivos de inyección. En este momento se está evaluando la posibilidad de utilizar el PLA como material de implante en cirugías ortopédicas en la fabricación de tornillos, placas, para tejidos y huesos; en cirugías reconstructivas para la regeneración de tejidos como el óseo, cardiovascular, intestinal, epidérmico y en la implementación de prótesis de miembro superior<sup>33</sup>. Actualmente el PLA se utiliza mucho en impresiones 3D y en biomedicina se usa para soportar cargas estructurales por una cantidad de tiempo, este material, se le a dado una aplicación importante en las prótesis, de miembro superior.

Figura 19. Pie protésico en PLA



Fuente: MUÑOZ Juan Pablo. Módicas prótesis impresas en 3D. Nov 11. Disponible en :< <http://digo.do/modicas-protesis-impresas-en-3d/>>

**1.4.8 Acrilonitrilo Butadieno Estireno.** Conocido como ABS se usa extensivamente en los procesos de fabricación actuales como: piezas de Lego, carcasas de electrodomésticos, componentes de automóvil. Tiene un punto de fusión alto, por lo que se puede utilizar para fabricar contenedores de líquidos calientes. El ABS se puede mecanizar, pulir, lijar, limar, agujerear, pintar, pegar etc., con extrema facilidad, y el acabado sigue siendo bueno. Es extremadamente resistente y posee un poco de flexibilidad. Todo esto hace que sea el material perfecto para aplicaciones industriales.<sup>34</sup>

---

<sup>33</sup> SERNA C.,Liliana; RODRIGUEZ DE S.,Aida and ALBAN A.,Fred. Acido polilactico : propiedades y aplicaciones. En: INGENIERIA Y COMPETIVIDAD. Oct 1,.,vol. 5, no. 1, p. 16.

<sup>34</sup> IMPRESORAS 3D. ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas. [En línea]. [Citado Abril 18 2018], Disponible en: <https://www.impresoras3d.com/abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas/>

Figura 20. Prótesis de mano con ABS



Fuente: IMPRESORAS 3D. ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas. [0]. Ene, Disponible en: <https://www.impresoras3d.com/abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas/>

**1.4.9 HD Glass.** Es un polímero compuesto con PETG (PolyEthylen Terephthalato de Glicol), de color ligeramente translúcido y de alta resistencia "Heavy Duty"<sup>35</sup>. Cuenta con excelentes propiedades cuando se trata de resistencia, tenacidad y resistencia a la temperatura comparado con otros materiales. Es un termoplástico amorfo que permite el paso de un 90% de la luz visible a través de su fibra y tiene menos del 1% de opacidad<sup>36</sup>. Este material termoplástico al tener facilidad en procesos de manufactura se usa mucho para la fabricación de moldes y prototipos.

Figura 21. Prótesis de mano realizada con PETG



Fuente: JURGAS, Lukasz. Prótesis hechas en impresoras 3D <http://enfoko.co/protesis-hechas-impresoras-3d/>

<sup>35</sup> Anonymous Design Box 3D. [0]. Disponible en: <https://designbox3d.com/products/hd-glass-petg-filament-formfutura&prev=search>

<sup>36</sup> DROP MATERIALIZA andFORM FUTURA. Filamentos HD-Glass&nbsp; [0]. Disponible en: <http://dropmaterializa.com/wp-content/uploads/2017/03/Descripci%C3%B3n-HDglass.pdf>

## 1.5 MARCHA HUMANA

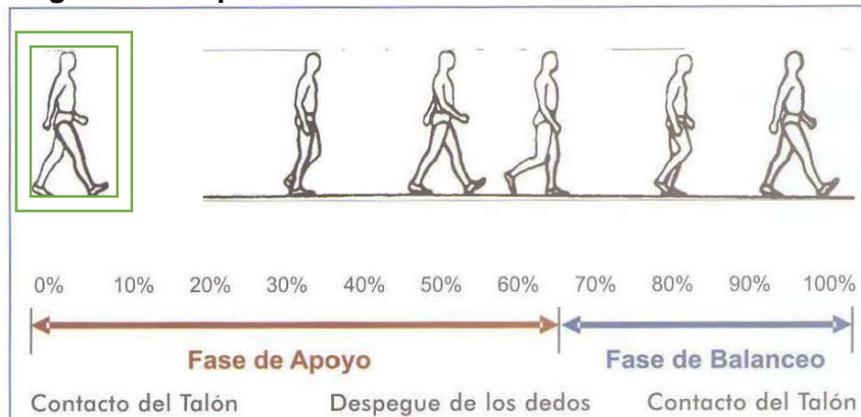
El ser humano para poder auto trasportarse sin necesidad de ningún elemento que no sea su cuerpo, emplea una forma de desplazamiento conocida como marcha humana. La cual consiste en alternar el movimiento de las piernas de manera periódica, esta puede variar en su velocidad pero el ciclo siempre será el mismo, uno de los pies siempre se encuentra en contacto con el suelo mientras que el otro se balancea hacia adelante para desplazarse de su posición inicial aunque por un breve intervalo de tiempo ambos pies se encuentra apoyados en el suelo<sup>37</sup>.

El ciclo de marcha empieza cuando en una pierna hay un movimiento y el talón entra en contacto con la superficie y termina cuando el mismo pie vuelve a hacer contacto con la superficie. La marcha se divide en una fase de apoyo y en una fase de balanceo<sup>38</sup>.

**1.5.1 Fase de Apoyo.** Constituye el 60 % del ciclo de marcha, esta fase inicia con el contacto del talón de cualquiera de las piernas, a este movimiento se le conoce como plantar flexión y termina en pre balanceo o despegue del ante pie<sup>39</sup>. Posee tres sub-fases que se describen a continuación.

**1.5.1.1 Plantar Flexión.** Esta sub-fase es la referencia del choque del talón con el suelo, termina cuando hay un apoyo total del pie sobre el suelo mientras que el otro pie se encuentra despegando del suelo<sup>40</sup>, es decir cuando ya no tiene contacto con el piso (figura 13).

**Figura 22. Golpe de talón.**



Fuente: COLLADO-VÁZQUEZ, S. Carrillo, J.M. Análisis de la marcha humana. En: NEUROLOGÍA. vol. 30, no. 4, p. 240-246

<sup>37</sup> BERNAL. Op. Cit., p.2.

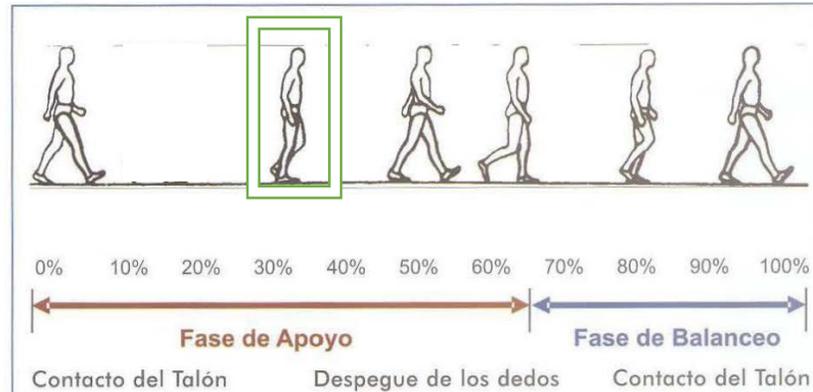
<sup>38</sup> AU, S. K.; WEBER, J. and HERR, H. Biomechanical Design of a Powered Ankle-Foot Prosthesis. En: 2007 IEEE 10th INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS. Jun.p. 298-303

<sup>39</sup> Ibíd., p. 299.

<sup>40</sup> Ibíd., p. 299.

**1.5.1.2 Dorsiflexion.** Comienza cuando el pie está totalmente plano y continua desde que el talón avanza hasta que el contacto con el suelo solo cae en los dedos<sup>41</sup> como se muestra en la figura 14.

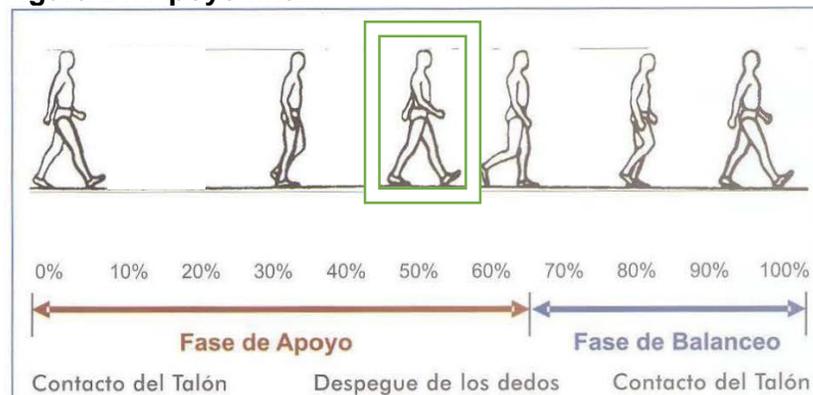
**Figura 23. Apoyo plantar.**



Fuente: COLLADO-VÁZQUEZ, S. Carrillo, J.M. Análisis de la marcha humana. En: NEUROLOGÍA. vol. 30, no. 4, p. 240-246

**1.5.1.3 Pre balanceo.** Se conoce como la fase final de apoyo ya que se realiza el impulso de los músculos hacia adelante<sup>42</sup>, elaborando un despegue del suelo por el ante pie, aunque por un instante ambos pies quedan en contacto con el suelo, uno en contacto con los dedos y el otro en el inicio de la fase de apoyo (figura 15).

**Figura 24. Apoyo final.**



Fuente: COLLADO-VÁZQUEZ, S. Carrillo, J.M. Análisis de la marcha humana. En: NEUROLOGÍA. vol. 30, no. 4, p. 240-246

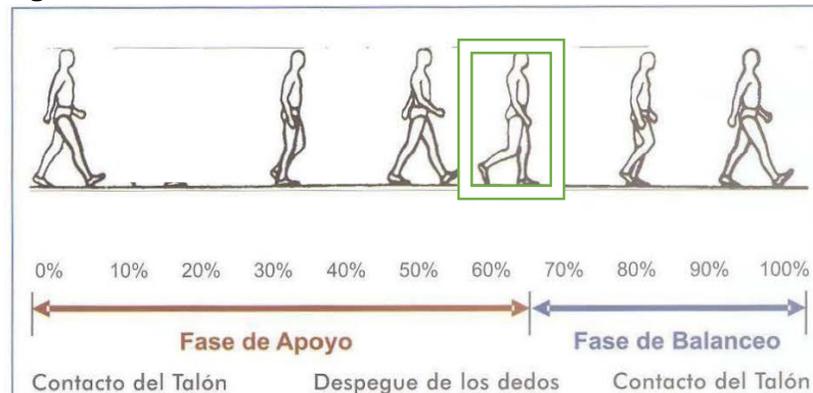
<sup>41</sup> SILVA CASTELLANOS., Op. Cit., p. 51

<sup>42</sup> Ibíd, p 51

**1.5.2 Fase de Balanceo.** Es el 40 % restante del ciclo de marcha. En esta, la pierna que estaba en la fase de apoyo, se despegua completamente del suelo<sup>43</sup>. La fase de balanceo se divide en tres sub-fases, las cuales serán descritas a continuación.

**1.5.2.1 Fase Inicial.** En esta se realiza la flexión de la rodilla impulsando el cuerpo hacia adelante.

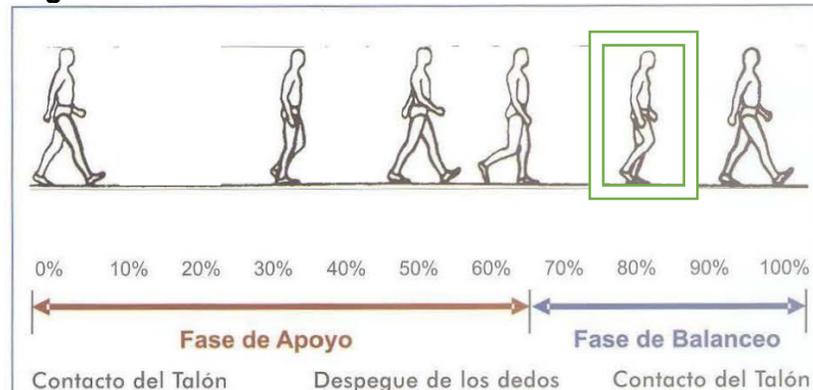
**Figura 25. Fase inicial de balanceo.**



Fuente: COLLADO-VÁZQUEZ, S. |+Carrillo, J.M. Análisis de la marcha humana. En: NEUROLOGÍA. vol. 30, no. 4, p. 240-246

**1.5.2.2 Fase Media.** En esta etapa la rodilla de la pierna que comienza a oscilar se pone delante del cuerpo para manejar el equilibrio y el pie se pone a la distancia de la otra pierna<sup>44</sup>.

**Figura 26. Fase media de balanceo.**



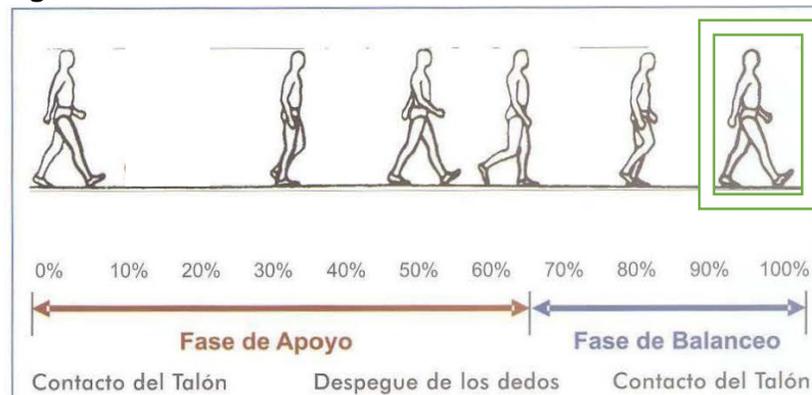
Fuente: COLLADO-VÁZQUEZ, S. Carrillo, J.M. Análisis de la marcha humana. En: NEUROLOGÍA. vol. 30, no. 4, p. 240-246

<sup>43</sup> Ibíd p.51

<sup>44</sup> Ibíd., p. 51

**1.5.2.3 Fase Final.** Comienza cuando la rodilla de la pierna oscilante queda en posición semi-flexionada para empezar de nuevo con la fase de apoyo<sup>45</sup>, es decir recibe la carga del cuerpo contra el suelo.

**Figura 27. Fase final de balanceo.**



Fuente: COLLADO-VÁZQUEZ, S. Carrillo, J.M. Análisis de la marcha humana. En: NEUROLOGÍA. vol. 30, no. 4, p. 240-246

En conclusión, del capítulo se investigan los materiales más utilizados a través de la historia de las prótesis en el que se cambia el diseño y el material, primero por estética y segundo por funcionalidad, ya que las prótesis se pensaban como algo temporal y fáciles de modificar, lo primordial para usar cualquier material es que tiene que ser compatible con el cuerpo humano para evitar otros daños como lesiones físicas en la cadera o en la espalda.

## 1.6 ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA MARCHA

El diseño estudiado presenta un modelo tipo bisagra que se caracteriza por favorecer la rotación y flexión de la rodilla en un solo eje (plano sagital), El análisis cinemático describe los movimientos que realiza el cuerpo independiente de las fuerzas que se causan en cada fase del ciclo de la marcha, se pretende que el diseño estudiado logre recrear los movimientos generados<sup>46</sup>. El Doctor Pedro Vera Luna presenta un análisis cinemático de la marcha humana, el cual se divide en tres intervalos, en los que se describe como actúa el tobillo y la rodilla

<sup>45</sup> *Ibíd.*, p. 52

<sup>46</sup> VERA LUNA, Pedro and SÁNCHEZ-LACUESTA, J . Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: IBV,2006, 2002. p. 124

**1.6.1 Intervalo I.** Es el comienzo de la marcha cuando el talón en el caso de la pierna sana entra en contacto con el suelo hasta tener un apoyo total del pie, en la articulación del tobillo se comienza desde una posición neutra ( $0^\circ$ ) el cual al entrar en contacto con el suelo empieza a moverse en dirección a la flexión plantar moviéndose  $15^\circ$  desde la posición neutra. Mientras que en la rodilla comienza desde una posición de completa extensión, a medida que se avanza en el ciclo de marcha hasta la sub-fase de apoyo plantar la rodilla se flexiona  $20^\circ$  y comienza a extenderse. En el diseño estudiado desde que se da el golpe de talón y durante el primer intervalo la prótesis siempre entra en contacto completo del pie.

**Figura 28. Cinemática del cuerpo en el intervalo I.**



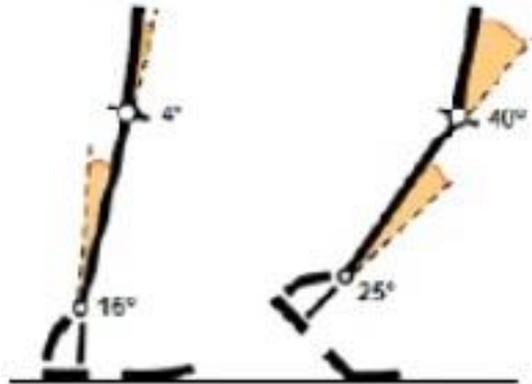
Fuente: VERA LUNA, Pedro and SÁNCHEZ-LACUESTA, J.  
Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.  
Valencia: IBV, 2006, 2002. p. 124

**1.6.2 Intervalo II.** Este intervalo tiene comienzo en la segunda fase de apoyo (dorsiflexión) y termina en el despegue del pie del suelo. En el apoyo medio comienza el tobillo desde una dorsiflexión de  $5^\circ$  y termina avanzando en una flexión de  $25^\circ$ . En la rodilla se inicia desde una flexión de  $10^\circ$  y al terminar el despegue del talón la rodilla se flexiona  $40^\circ$ <sup>47</sup>. Para el diseño como no se posee articulación en el tobillo el material sufre una deformación de 10 mm que es lo emitido para la zona plantar de las prótesis y que sea más cómodo para el paciente el ingresar a la fase de oscilación.

---

<sup>47</sup> Ibíd. p. 125

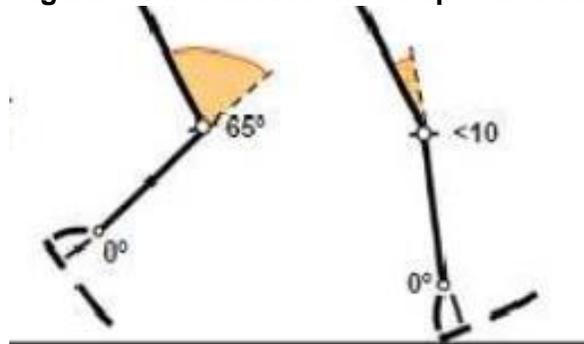
**Figura 29. Cinemática del cuerpo en el intervalo II.**



Fuente: VERA LUNA, Pedro and SÁNCHEZ-LACUESTA, J.  
Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.  
Valencia: IBV, 2006, 2002. p.125

**1.6.3 Intervalo III.** Este intervalo describe el movimiento de la articulación durante la fase de balanceo donde la articulación del tobillo se mantiene en una forma neutra (0) y la rodilla se flexiona aproximadamente hasta 65° donde este valor puede variar dependiendo de la el desgaste energético y de la eficiencia muscular al momento de comenzar ese ciclo<sup>48</sup>.

**Figura 30. Cinemática del cuerpo en el intervalo III.**



Fuente: VERA LUNA, Pedro and SÁNCHEZ-LACUESTA, J.  
Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.  
Valencia: IBV, 2006, 2002. p.125

---

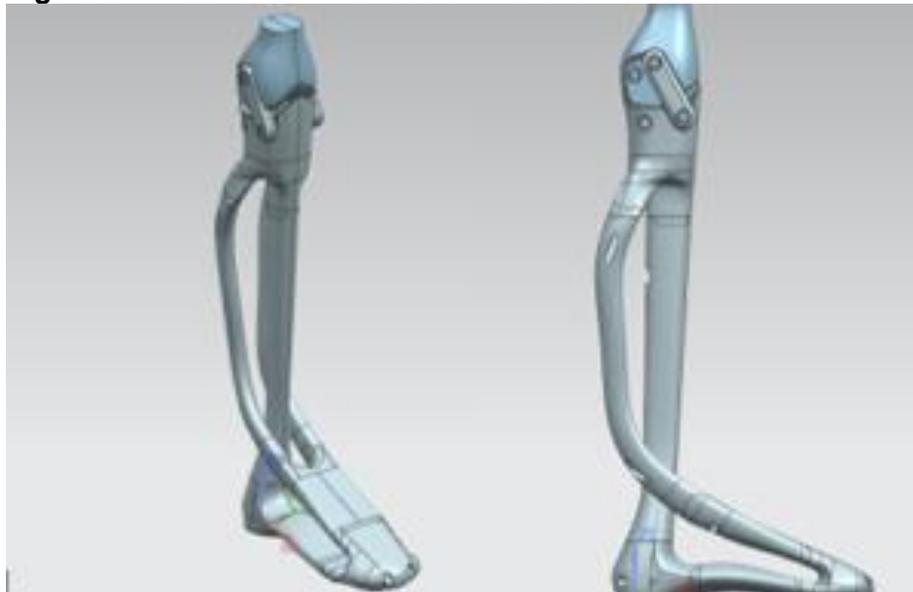
<sup>48</sup> Ibíd. p.126

## 2. PARÁMETROS DE EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD

La biomecánica se desarrolló como una disciplina, que trata, en conjunto con la medicina, mecánica y la electrónica, desarrollar diferentes soluciones al problema de la construcción de prótesis y de esta manera llevar al discapacitado a retomar un estilo vida. Para lograr esto, se tienen en cuenta unos parámetros que permiten asegurar la funcionalidad de una prótesis como la estabilidad y la movilidad de la articulación<sup>49</sup>.

Para el diseño de una prótesis se tiene en cuenta la longitud y la forma del muñón, la función que desempeña el muñón en el diseño, es servir de emisor de cargas de la prótesis al cuerpo, adicional a ello, el muñón lora controlar y sostener de manera confortable la realización de la marcha humana y las actividades que se realice el usuario. El prototipo que se va a evaluar fue elaborado por la Fundación Materialización 3D (**figura 22**)

**Figura 31. Diseño de la Fundación Materialización 3D.**



Fuente: Fundación Materialización 3D

Este prototipo consta de tres componentes principales. La rodilla superior que viene siendo la parte superior de la figura 19, este elemento cumple la función de reemplazar la articulación de la rodilla permitiéndole la extensión y la flexión de la prótesis, posee una geometría similar a la de la rótula (hueso del cuerpo humano), la unión que es la que permite que la prótesis tenga movilidad, consiste en restringir su movimiento en un solo grado de libertad, para que tenga movimiento de flexión y extensión en el plano sagital, permitiendo transmitir el movimiento de manera vertical para conectar la rodilla superior con el pilón. La rodilla inferior se compone de tres partes el pilón, la base del pie y la punta del pie, el pilón posee unas dimensiones similares a la tibia y tiene como función dar estabilidad, estos son los elementos que soportan cargas a lo largo del diseño y

---

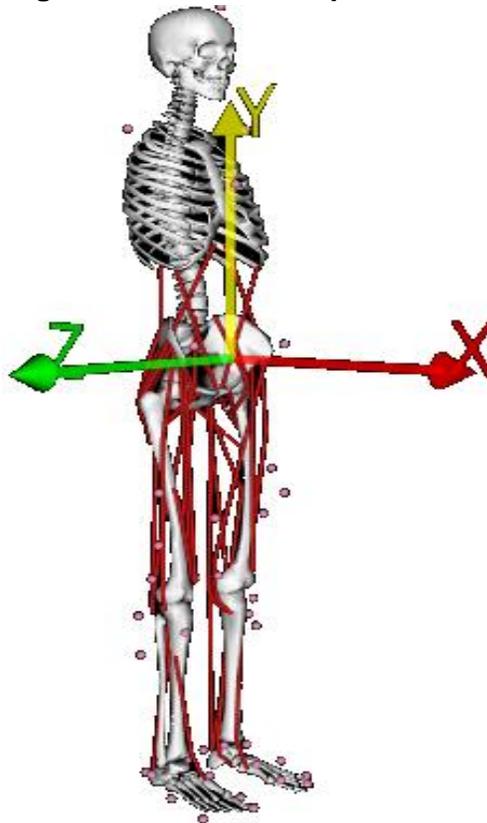
<sup>49</sup> MAYA CASTAÑO, Ángela Lucia; GUERRERO E.P, Parámetros de diseño de una Prótesis de Rodilla en Colombia. p. 770-773

permiten un desplazamiento más seguro al momento de iniciar la marcha humana (Ver Anexo A)

Para diseñar unos parámetros de evaluación de funcionalidad en elementos protésicos se tendrán en cuenta los parámetros de funcionalidad utilizados en el trabajo de grado “Análisis del comportamiento mecánico de un prototipo de prótesis transfemoral para la fundación materialización 3D”. En donde se realiza un análisis tridimensional en el software de simulación OpenSim, este software permite modelar cuerpos humanos, de animales y robots para simular su interacción y movimiento en el suelo o realizando actividades específicas. En este proyecto se hace uso del modelo predeterminado gait2392\_simbody.osim (**figura 23**), este modelo permite analizar los movimientos del miembro inferior del cuerpo humano realizando la marcha humana en terreno plano.

Permitiendo observar diversos cambios en los parámetros, que logran afectar la movilidad y los desplazamientos del centro de gravedad, lo cual afecta los esfuerzos que tiene la prótesis.

**Figura 32. Modelo de OpenSim.**



Fuente: OpenSim [Software de simulación de movimiento], Version 3.03, Julio 2014

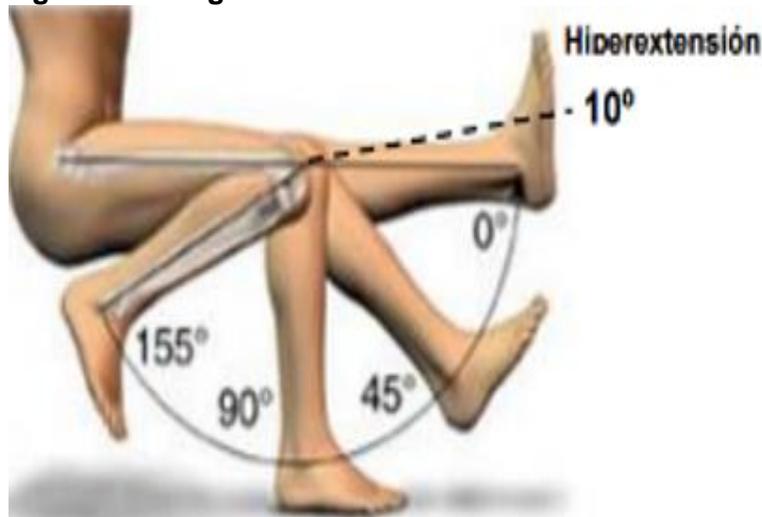
El plano XZ es el plano transversal, el plano XY es el plano sagital, y el plano YZ es el plano frontal. A este modelo se le adaptará el prototipo de prótesis que se observa en la **figura 22**.

A continuación, se describirá cada uno de los parámetros de funcionalidad que se tendrán en cuenta para este proyecto.

## 2.1 GRADOS DE MOVILIDAD

La pierna humana posee un total de tres grados de libertad en la rodilla y tres grados de libertad en el tobillo; sin embargo, en los avances tecnológicos encontrados, solo se efectúa el uso de un grado de movilidad que es el de dorsiflexión y de extensión de la rodilla. Este movimiento tiene un rango máximo de  $155^\circ$  (**figura 24**), que observándose desde un plano sagital y en la marcha humana normal oscila desde  $0$  hasta  $70^\circ$  dependiendo de la fase en que se encuentre<sup>50</sup>.

**Figura 33. Rangos de movimiento de la rodilla.**



Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Tesis de licenciatura en Ingeniería Electrónica. Cholula: Universidad de las Américas Puebla, p.36

En este parámetro se realiza un análisis dinámico de la marcha humana y se hace una comparación en el programa OpenSim, teniendo en cuenta el desplazamiento en marcha normal y con prótesis. (Ver anexo B)

---

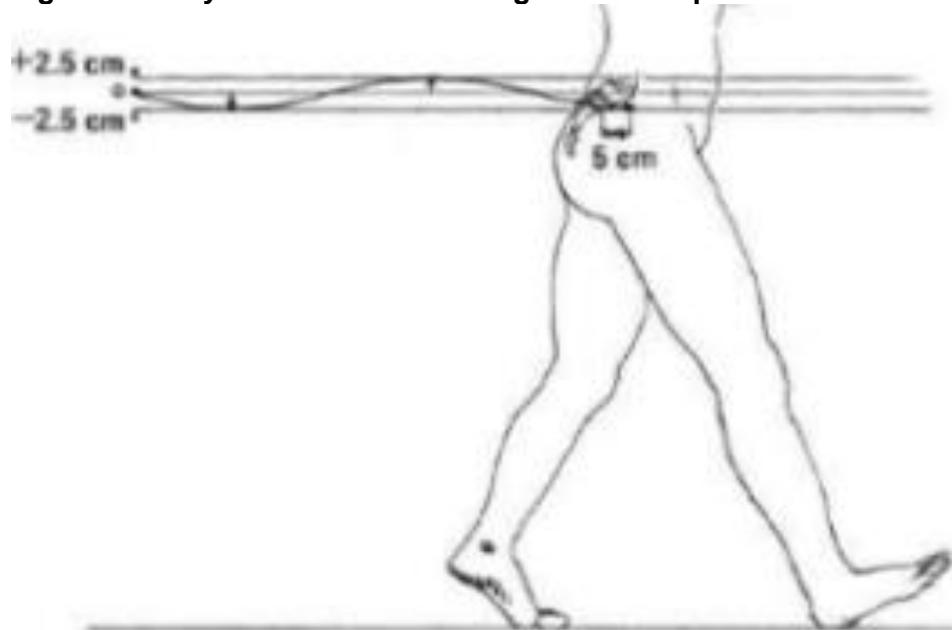
<sup>50</sup> HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Tesis de licenciatura en Ingeniería Electrónica y Computadoras. Cholula: Universidad de las Américas Puebla, Departamento de computación electrónica y mecatrónica. 2008. p. 35

## 2.2. CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD

En el análisis de la marcha se tienen en cuenta dos factores, el peso del cuerpo y la ergonomía; estos factores afectan la estabilidad de una persona.

Este parámetro permite observar la trayectoria del centro de gravedad durante un ciclo de marcha desde el plano horizontal o sagital, y compara la similitud de la marcha humana normal con la de una persona con prótesis. El centro de gravedad en la fase de apoyo bipodal se encuentra aproximadamente en el 56,18% de la estatura de los hombres y 54,44% de la estatura de las mujeres<sup>51</sup> como se muestra en la **figura 25**.

**Figura 34. Trayectoria del centro de gravedad en plano transversal.**



Fuente: DE LEONARDO GIRARD, Luis Miguel. Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla. Tesis de Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica. Cholula: Universidad de las Américas Puebla. Departamento de Computación Electrónica y Mecatrónica. 2008. 15 – 45 p.

Los cambios que ocurren en el centro de gravedad pueden variar dependiendo del material usado; debido a esto, se analiza el movimiento de la prótesis con distintos materiales. Y de la misma forma se realiza una comparación de movimiento entre una persona con el diseño de prótesis con una persona sin patologías. Este parámetro se evalúa en un software computacional llamado OpenSim, en este programa se permiten modificar aspectos de la marcha usando el modelo gait2392\_simbody.osim. En el que se reemplaza el código de la pierna por un código computacional que permite leer la geometría y los alcances de la prótesis. Se agregan los valores del centro de masa del

<sup>51</sup> BERNAL., Op. Cit., p. 3 p.4

diseño y el volumen que llega a afectar el centro de gravedad de la persona. (Ver anexo C)

### 2.3 PESO DE PRÓTESIS

Lo ideal de una prótesis, es que pueda tener una carga similar al de la pierna hábil, y de esta forma poder controlar el balanceo. Para lograr que el usuario tenga un mejor equilibrio en la marcha humana, se tiene en cuenta la estatura y la masa de la persona. Según el autor Luis Bernal, en promedio, el peso de la pierna corresponde al 0,045 del peso del individuo y la longitud de la pierna corresponde 0,247 de la estatura de la persona<sup>52</sup>.

Los datos del siguiente cuadro son estudios de la población, en donde otro autor proporciona una información más detallada de valores antropométricos de la extremidad inferior.

**Tabla 1. Datos de la extremidad inferior.**

	<b>Muslo</b>	<b>Pierna</b>	<b>Pie</b>
<b>Longitud (cm)</b>	0,245	0,246	0,152
<b>Masa (kg)</b>	0,1	0,0465	0,0145

Fuente: VALENCIA, F., et al. Prótesis de rodilla externa mecatrónica., Vol. 23, p. 33-56

Los datos de la tabla funcionan multiplicando cada valor del muslo, pierna y pie por la estatura o peso de la persona. Estos datos se suman y nos dan como resultado el valor total de la extremidad inferior de la siguiente manera.

$$Longitud = 0,245(L) + 0,246(L) + 0,1522(L)$$

$$Longitud = 0,245(170cm) + 0,246(170cm) + 0,1522(170cm) \\ = 109 cm$$

$$Masa = 0,1(P) + 0,0465(P) + 0,0145(P)$$

$$Masa = 0,1(80 kg) + 0,0465(80 kg) + 0,0145(80 kg) \\ = 14 kg$$

Donde;

L= longitud total de la persona con amputación

P= Peso corporal

---

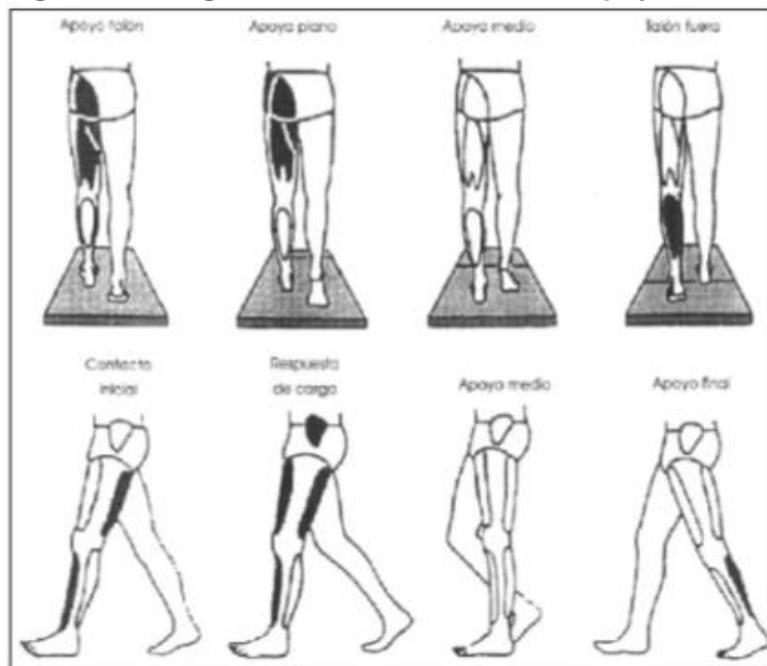
<sup>52</sup> Ibid, p.7

Es decir, usando la tabla anterior, para una persona que mide 1,70 m y tiene un peso de 85 kg, la longitud de las piernas debe ser de 1,09m y debe tener un peso entre 12 a 15 Kg. El diseño de prótesis estudiado con los materiales seleccionados se debe acercar a este valor.

## 2.4 ANÁLISIS DE DEFORMACIÓN

En la evaluación del ciclo de marcha humana, este se repite innumerables veces al día, entre este recorrido se imprimen unas cargas contra el suelo que varían durante cada sub-fase del ciclo, en cada ciclo ocurren dos fases distintas, una es la fase de apoyo en la que el pie está en contacto con el suelo y la fase de oscilación en la que el pie se encuentra en el aire<sup>53</sup>. Para una evaluación completa del diseño propuesto por la Fundación Materialización 3D, se realiza un análisis de cargas en la prótesis bajo condiciones de mayor fuerza en la marcha humana. En la **figura 26** se observan los músculos actuantes y el apoyo plantar de la carga para una marcha humana normal.

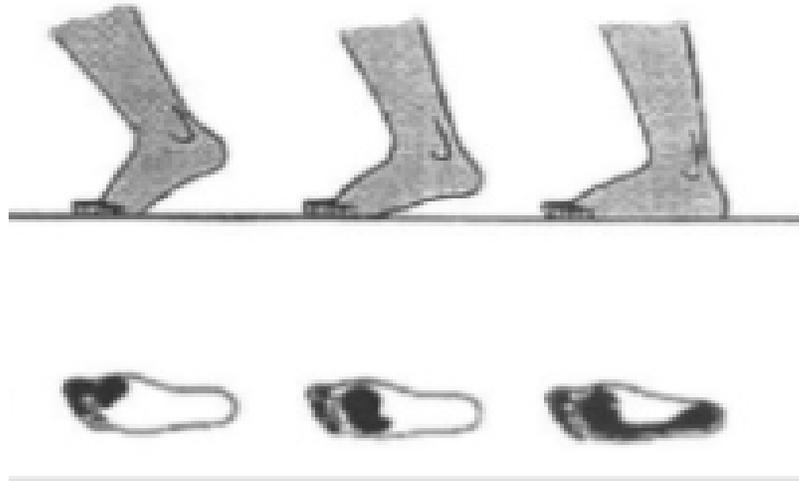
**Figura 35. Cargas actuantes en la fase de apoyo.**



Fuente: BERNAL, Luis. Evaluación de la marcha normal y patológica. Universidad politécnica de Valencia. 2 – 11 p.

<sup>53</sup> BERNAL. Evaluación de la marcha normal y patológica. *Ibíd.*, p. 5.

**Figura 36. Apoyo plantar en la fase de apoyo.**



Fuente: A. Martín Nogueras, et al. Fases de la marcha humana. Ene., vol. 2, no. 1, p. 1-68

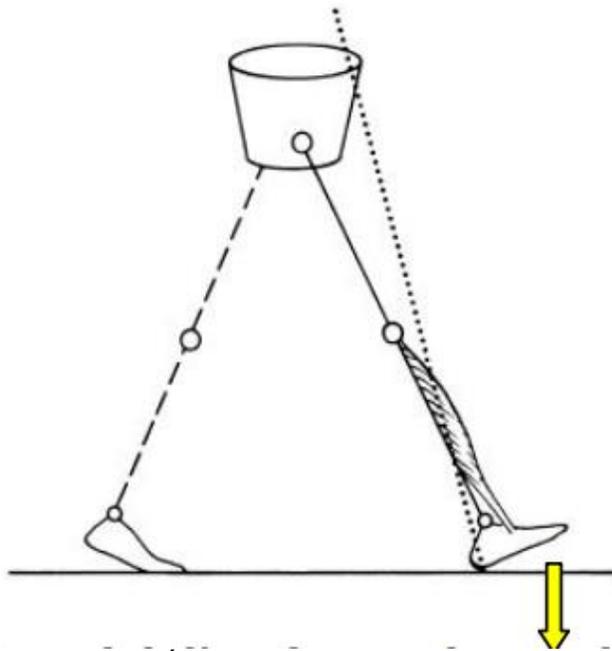
Como ya se ha mencionado, la fase de apoyo constituye el 60 % del ciclo de marcha, esta fase a su vez posee sus respectivas sub-fases. En la **figura 27**, se observa el apoyo plantar que es cuando el pie se encuentra completamente apoyado sobre el suelo y todo el peso del cuerpo recae sobre la pierna, el apoyo medio en donde comienza a despegarse el pie del suelo y a balancear el peso del cuerpo hacia la otra pierna y el despegue del pie que es cuando el pie solo se apoya con los dedos y una pequeña parte del ante pie, aquí también inicia la fase de apoyo del otro pie teniendo un contacto con la superficie en el talón<sup>54</sup>.

Con la información cinemática obtenida del capítulo 1.6 se define un sistema de fuerzas estáticas que actúan constantemente en el miembro inferior, Se realiza un análisis en la posición monopodal más crítica de la marcha la cual viene siendo la fase de apoyo medio, observado en la tabla , para el cálculo de fuerzas estáticas se asume la prótesis como un elemento sólido rígido, donde solo el peso del cuerpo está generando una reacción en el suelo y los ángulos que se generan en la articulación de la rodilla.

---

<sup>54</sup> SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Universidad Nacional de Colombia, 2015. p. 50.

**Figura 37. Golpe de talón.**



Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Tesis de licenciatura en Ingeniería Electrónica. Cholula: Universidad de las Américas Puebla, p.36

Con el fin de analizar el comportamiento de la prótesis y la reacción en la fase de apoyo, se realiza un estudio por elementos finitos, para así observar si la prótesis logra conservar su volumen original, si sufre algún tipo de deformación en el diseño de prótesis estudiado o se fractura.

Seleccionados estos cuatro parámetros (grados de movilidad, centro de gravedad, peso de prótesis y análisis de deformación) como los críticos para determinar la funcionalidad del diseño de prótesis establecido por la Fundación Materialización 3D, se procede a evaluar cada uno de estos con los respectivos materiales seleccionados. Los resultados de funcionalidad de cada parámetro se pueden observar en el capítulo 4.

### 3. SELECCIÓN DE MATERIALES

Aunque existe un gran número de materiales a la hora de usos ortopédicos estos se limitan al no tener compatibilidad con el cuerpo humano. Con los materiales estudiados en el **capítulo 1** se realiza un análisis de selección, en el cual se tienen en cuenta los materiales que no afectan al cuerpo humano, que sean implementados para el desarrollo de prótesis y que presenten un mejor rendimiento en cuanto a movilidad se habla y sin lastimar el muñón, este último es la parte que queda de la pierna amputada Además de esto, para la elección de los materiales que constituyen la prótesis se deben tener en cuenta ciertos criterios como: el nivel de actividad del paciente, la carga que debe soportar la prótesis, las aspiraciones del paciente respecto a la prótesis y el estilo de vida del paciente. El prototipo debe ser lo más liviano posible (deben tener un peso máximo del 15% del peso del paciente)<sup>55</sup>

Actualmente existen diferentes materiales para crear una pieza o un componente de la prótesis, dependiendo de la complejidad de cada una puede variar el precio y las propiedades del material, de igual forma la geometría final de la prótesis obliga o condiciona la forma en la que puede ser fabricada o analizada<sup>56</sup>.

Dadas las características del diseño se evaluarán algunas características y propiedades de los materiales como lo son: la densidad, límite elástico, módulo de elasticidad, elongación y biocompatibilidad.

#### 3.1 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

A continuación, se muestran unos valores de referencia que buscan evaluar la marcha humana y a su vez facilitar la selección de materiales, donde el autor Valencia establece valores mínimos y máximos de las propiedades que debe tener el material para no sufrir una fractura.

**Tabla 2. Propiedades de un material para prótesis.**

Propiedad	Valor Mínimo	Valor Máximo	Relación
Densidad	2000	8500	Kg/m <sup>3</sup>
Límite elástico	30	500	MPa
Módulo de elasticidad	1600	24000	MPa
Elongación	5	30	%

Fuente; VALENCIA AGUIRRE, Fernando Vinicio; MEJÍA ECHEVERRÍA, Cosme Damian and ERAZO-ARTEAGA, Víctor. Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales. En: REVISTA UIS INGENIERÍAS. Sep 1, vol. 16, no. 2, p. 23-34

También se deben tener en cuenta algunas características corporales del paciente, como lo son el volumen que ocupa el hueso y la masa muscular de la pierna, al tener en cuenta estos datos se puede analizar que materiales presentan valores similares a las

<sup>55</sup> VALENCIA, Fernando, Op. Cit., p. 17

<sup>56</sup> FERNÁNDEZ BARROSO, Janire Begofña. Diseño de un molde de inyección de una pieza plástica. Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica Industrial de Bilbao, 2014.

características corporales, también es importante tener en cuenta el comportamiento de la prótesis y la mejor adaptabilidad del paciente en el componente femoral-tibial.

En la siguiente tabla se observan los valores de las propiedades de los materiales que se deben considerar al momento de realizar una prótesis.

**Tabla 3. Propiedades mecánicas de los materiales.**

Material	Módulo de elasticidad (MPa)	Límite elástico (MPa)	Tensión de ruptura (MPa)	Elongación (%)
Aluminio	73000	80	105.1	15
PLA	2790	42	48.3	12
ABS	2810	38.8	35.3	20
Titanio	113500	227.31	160	54
PET G	3920	53.6	48.4	25
Acero	200000	572	323	23.3
Hueso	N/A	220	170	10
Poliuretano	1060	30	28	80
Tungsteno	124000	980	750	2

Fuente: MATWEB [en línea]. [Citado Octubre 6 2018]. Disponible en internet: <<http://www.matweb.com/>>

### 3.1.2 Densidad.

Es importante considerar la densidad de cada uno de los materiales anteriormente estudiados, ya que mediante esta propiedad es posible descartar los materiales que son demasiado livianos o demasiado pesados, lo cual podría complicar la movilidad, estabilidad o cualquier tipo de movimiento cotidiano del ser humano. En la siguiente tabla se observan los valores de densidad para ciertos materiales.

**Tabla 4. Densidad de materiales**

MATERIAL	DENSIDAD (Kg/cm <sup>3</sup> )
Aluminio	2,711
PLA	1,24
ABS	1,25
Titanio	4,454
PET G	1,32
Acero	7,87
Tereftalato de polietileno (PET)	1,28
Poliuretano	1,05
Tungsteno	19,1093

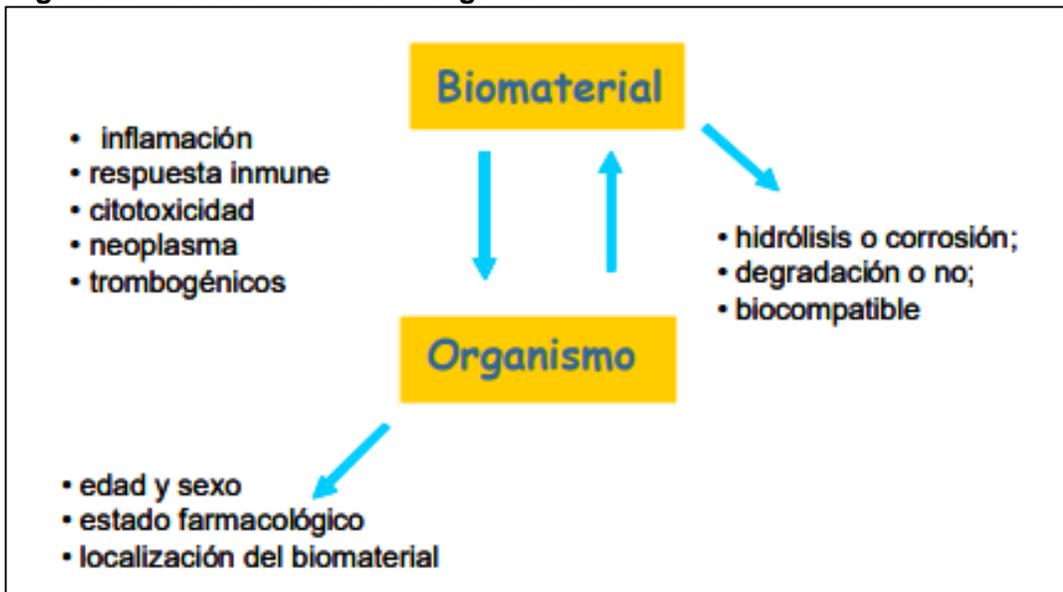
Fuente: MATWEB [en línea]. [Citado Octubre 6 2018]. Disponible en internet: <<http://www.matweb.com/>>

De acuerdo con el rango de densidad (dado por Valencia, **tabla 2**) los únicos materiales que no cumplen tales criterios son el acero, el poliuretano y el tungsteno.

### 3.2 BIOCMPATIBILIDAD

Este es uno de los parámetros que llega a tener una gran influencia debido a las nuevas disciplinas como la Bioingeniería y Biomecánica. Se analiza desde dos factores, uno que comprende los efectos que provoca el material adaptado al cuerpo y el otro es la manera en la que el cuerpo afecta mecánicamente la geometría que tiene el material<sup>57</sup>. En la **figura 29** se muestra la relación que se debe tener en cuenta según el autor Sabino.

**Figura 38. Relación material – organismo.**



Fuente: ESCUDER MILIÁN, Elena. Diseño de órtesis de miembro superior aplicable a Rehabilitaciones y como exoesqueleto. [1]: E.T.S.I. Industriales (UPM), 2017.

Con esta información y la ofrecida, se puede demostrar que compatibilidad tienen los materiales estudiados en el **capítulo 1**. En el proyecto de Millan se habla de la compatibilidad, su adaptabilidad y resistencia a la corrosión que tienen los materiales termoplásticos, que son utilizados en la fabricación de ortesis y prótesis<sup>58</sup>.

Para el desarrollo del diseño de la prótesis se tiene en cuenta que el material no afecte el organismo generando un mayor gasto energético o una falta de eficiencia muscular, también se puede ver como inflamación en el muñón o una alergia a el material usado, también se ha empezado a realizar estudios y pruebas en materiales como el nitinol

<sup>57</sup> VALENCIA, Fernando. Op. Cit., p.34

<sup>58</sup> ESCUDER MILIÁN, Elena. Diseño de órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueleto. [1]: E.T.S.I. Industriales (UPM), 2017.

(aleación titanio-níquel) que es un material en el que se realizan los amortiguadores para una mejor respuesta a la carga del suelo en el caso de las prótesis<sup>59</sup>.

Escuder Milian resalta que los materiales metálicos al ser duros y poco maleables son vulnerables al desgaste y a la corrosión exceptuando el aluminio y el titanio por ser materiales resistentes a la fatiga y de fácil manipulación<sup>60</sup> y es por ellos que estos dos materiales son utilizados y estudiados constantemente en los importante que se han tenido en las prótesis. También se requiere que el material posea propiedades como la adhesión para evitar una mala unión entre la prótesis y la pierna amputada. Lo que vuelve a los materiales metálicos de difícil adaptación al contorno de los cuerpos. A continuación, se muestra una tabla de compatibilidad de los materiales estudiados con el cuerpo humano.

**Cuadro 1. Relación de compatibilidad.**

MATERIALES	COMPATIBILIDAD
PET	Compatible
Polietilen	Compatible
Fibra de Carbono	Compatible
Aluminio	Compatible
Acero	No compatible
Aleación Titanio	Compatible
PLA	Compatible
ABS	Compatible
PET g	Compatible
Madera	No Compatible

Fuente: ESCUDER MILIÁN, Elena. Diseño de órtesis de miembro superior aplicable a Rehabilitaciones y como exoesqueleto. [1]: E.T.S.I. Industriales (UPM), 2017.

Más de la mitad de los materiales que se consideran biocompatibles contienen polímeros o poseen aplicaciones o materiales termoplásticos. En los aceros y en el aluminio hay que observar las interacciones metal-tejido en donde se debe tener una superficie del metal lisa, aun así se han hecho pocos estudios biológicos sobre el efecto de los tratamientos que se le hacen a los metales con la reacción del cuerpo como es el caso del aluminio, las aleaciones de titanio y todo tipo de aleaciones que involucren alguno de estos dos materiales<sup>61</sup>.

Con esto se seleccionan los materiales que clasifiquen el rango propuesto por Valencia, las características exigidas por el cuerpo humano por una articulación artificial hacen que los polímeros termoplásticos produzcan un grado mínimo de rechazo, debido a que los fluidos corporales son altamente corrosivos y a que este material sufre deformación al estar en contacto. El acero es descartado por ser el material más denso, lo cual no

<sup>59</sup> VALENZUELA, Sebastián. Op. Cit., p.28

<sup>60</sup> Ibid., p. 46

<sup>61</sup> Anonymous VALOR AGREGADO: El valor de la protección de energía. En: PC SEMANAL. Jul 31, vol. 16, no. 416, p. 19

favorece porque es necesario que la prótesis sea del mismo peso o más liviana que la pierna contraria.

Analizando algunas propiedades como: el módulo de elasticidad, límite elástico, densidad y tensión de rotura para cada material, se puede decir que los materiales metálicos presentan mejores propiedades mecánicas, pero son pocos los que pueden ser utilizados en el desarrollo de prótesis, debido a su biocompatibilidad. Los materiales termoplásticos tienen la capacidad de soportar las cargas del cuerpo humano y por lo tanto pueden ser usados como material para prótesis de cualquier parte del cuerpo. La fibra de carbono es descartada, debido a que este material se comporta como un material compuesto, lo que dificulta el análisis en los softwares de simulación de movimiento y deformación, esto se debe a que el comportamiento de un material compuesto es anisotrópico es decir su valor varía dependiendo de dónde se aplique la carga. Finalmente se seleccionaron cinco materiales para la evaluación de los parámetros de funcionalidad de prótesis los cuales se muestran en la **tabla 5**.

**Tabla 5. Materiales para simular.**

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Límite Elástico (MPa)	Tensión de rotura (MPa)	Elongación
ABS	2810	0.4	35.3	38.8	24%
PLA	2790	0.4	42	48.34	21%
Aluminio	73000	0.33	80	105.1	25%
Titanio	113500	0.34	160	227.371	54%
PET G	3920	0.35	48.4	53.6	34%

Fuente: MATWEB [en línea]. [Citado octubre 6 2018]. Disponible en internet: <<http://www.matweb.com/>>

Se seleccionaron estos cinco materiales (ABS, PLA, Aluminio, Titanio y PET G) debido a que cumplen con los tres parámetros estipulados, presentan mayor resistencia al desgaste, son anticorrosivos, maleables y dan la posibilidad de tener acabados más estéticos. Es importante resaltar que en los avances existentes de prótesis, en la combinación de medicina e ingeniería hace de los termoplásticos una relación experimental muy práctica, además de que su fabricación genera bajos costos.

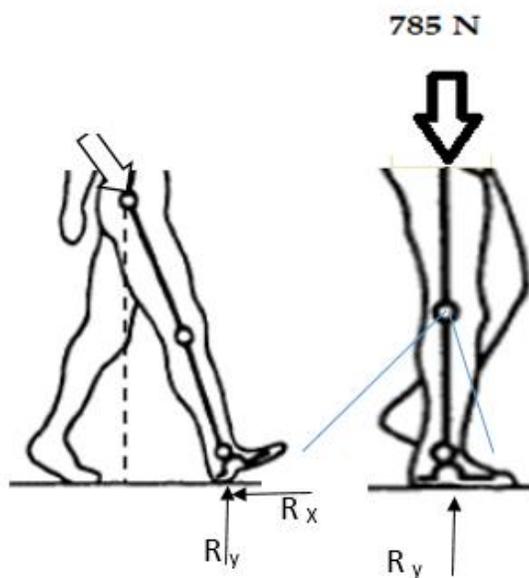
#### 4. ANÁLISIS DE FUNCIONALIDAD DE LA PRÓTESIS

En la investigación de la locomoción humana se tienen en cuenta dos métodos. La cinemática y la cinética, en donde el primero, describe los movimientos del cuerpo durante las fases de la marcha, mientras que el otro, hace referencia a las fuerzas que produce el movimiento, en donde regularmente encontramos las fuerzas de gravedad, contracción muscular (elongación) y reacciones del suelo (resultantes de la distribución del peso y el área de contacto del pie).<sup>62</sup>

Muchos de los conocimientos que obtenemos de la biomecánica nos permiten analizar e interpretar el comportamiento, la deformación, la resistencia y la fatiga, continua que puede ocurrir en un diseño de prótesis bajo ciertas condiciones como lo es una carga aplicada, el tipo de movimiento que se requiere para el dispositivo y la vida útil que puede tener.

A continuación, se lleva a cabo la evaluación de cada uno de los parámetros de funcionalidad definidos en el **capítulo 2**, para los cinco materiales seleccionados. Para ello se realiza un análisis cinético de la prótesis desde un diagrama de cuerpo libre visto desde el plano sagital, se desarrolla un sistema de ecuaciones para obtener las reacciones y las fuerzas como se muestra en la figura 33.

Figura 39. Diagrama de fuerzas en la prótesis  
a) Golpe de talón b) Apoyo plantar

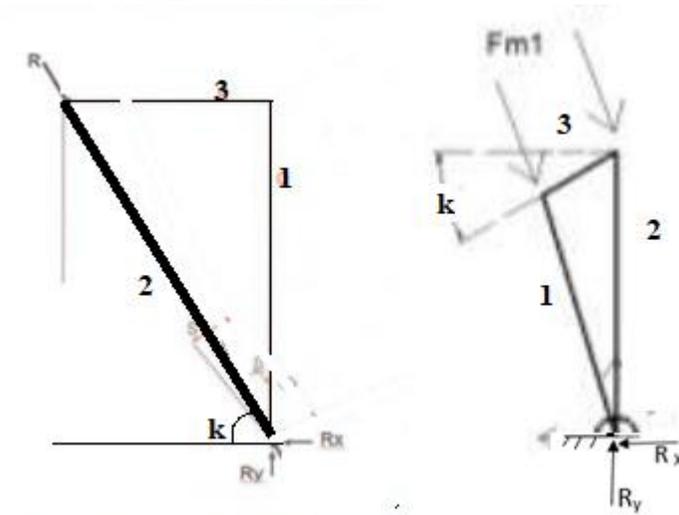


Fuente: Elaboración propia

<sup>62</sup> ANDRADE ARREGUIN, Carlos Ángel. Análisis de la selección y aplicación de prótesis de rodilla; Instituto politécnico nacional escuela superior de ingeniería mecánica y eléctrica, 2010. p. 22.

Este diagrama de cuerpo libre, esquematiza las longitudes dadas para el diseño de la fundación materialización 3D en donde se consideran, las fuerzas que actúan durante la fase de apoyo, los ángulos y el desplazamiento del actuador. Para las restricciones y la forma de conexión con el muñón, se consideran en la estructura como una fuerza de compresión sobre el pilón se tienen los datos del cuadro , donde se analiza la variación de las fuerzas, dependiendo directamente del ciclo de marcha. En el inicio del golpe de talón, al comenzar la marcha, el vector de peso se comienza a desplazar hacia adelante, ocasionando un momento de flexión, como no existe articulación de tobillo en la prótesis se incrementa el área de contacto del suelo y permitiendo una elongación del material

Figura 40. Componentes del diagrama de fuerzas en intervalo I



Fuente: Elaboración propia

Cuadro 2. Datos del diagrama de fuerzas

Parámetro	Valores
1	0.427 m
2	0,68 m
3	0.72 m
k	15°

Fuente: Elaboración propia

Donde:

- 1 = Longitud del pilon
- 2 = Longitud de la prótesis
- 3 = Longitud de paso, línea de carga
- k = Angulo de la cadera
- Fm = Fuerza para realizar el movimiento
- F<sub>1</sub> = Fuerza ejercida por el peso

$$\beta = 90 - k$$

Realizando las formulas de sumatoria de fuerzas queda:

$$\sum Fx = 0$$

$$\sum Fx = Rx - (Fm_1 * \text{Cos}(k)) - (F1 * \text{Cos}(\beta))$$

$$\sum Fy = 0$$

$$\sum Fy = (Ry) - (Fm_1 * \text{Cos}(k)) - (F1 * \text{Sen}(\beta))$$

Dónde: Fa = Fuerza en la prótesis

$$Fa = \frac{Ry}{\text{Sen}(k)}$$

Estos son los valores que se consiguen por medio del software y aquellos que se evalúan cuando se habla de fuerza para realizar el movimiento hace referencia a la fuerza que se requiere para levantar el prototipo de la fundación los resultados analíticos de la fase de apoyo

Cuadro 3. Valores de la fase de apoyo

% de Ciclo	Angulo de rodilla (°)	Fuerza de articulación (N)	Fase de marcha
5	2,5	356.916	Golpe de talón
15	0	773.832	Apoyo plantar
55	17	178.458	Dorsiflexion

Fuente: Elaboración propia

Estos cálculos se elaboran en el software ya que se realiza un análisis cinético inverso cada un uno por ciento de avance del ciclo de marcha lo que arroja los resultados mostrados en cada parámetro

#### 4.1 GRADOS DE MOVILIDAD

Para evaluar este parámetro es necesario conocer los ángulos generados por la rodilla durante la marcha. La cinemática permite estudiar este tipo de movimiento y los ángulos que se generan en las articulaciones del miembro inferior humano. Con la ayuda del software OpenSim, se observa la diferencia entre el diseño planteado y la pierna sin ninguna alteración física. El diseño es evaluado para cada uno de los materiales seleccionados en un ciclo de marcha humana que posee una velocidad constante, presentando el comportamiento de la tabla

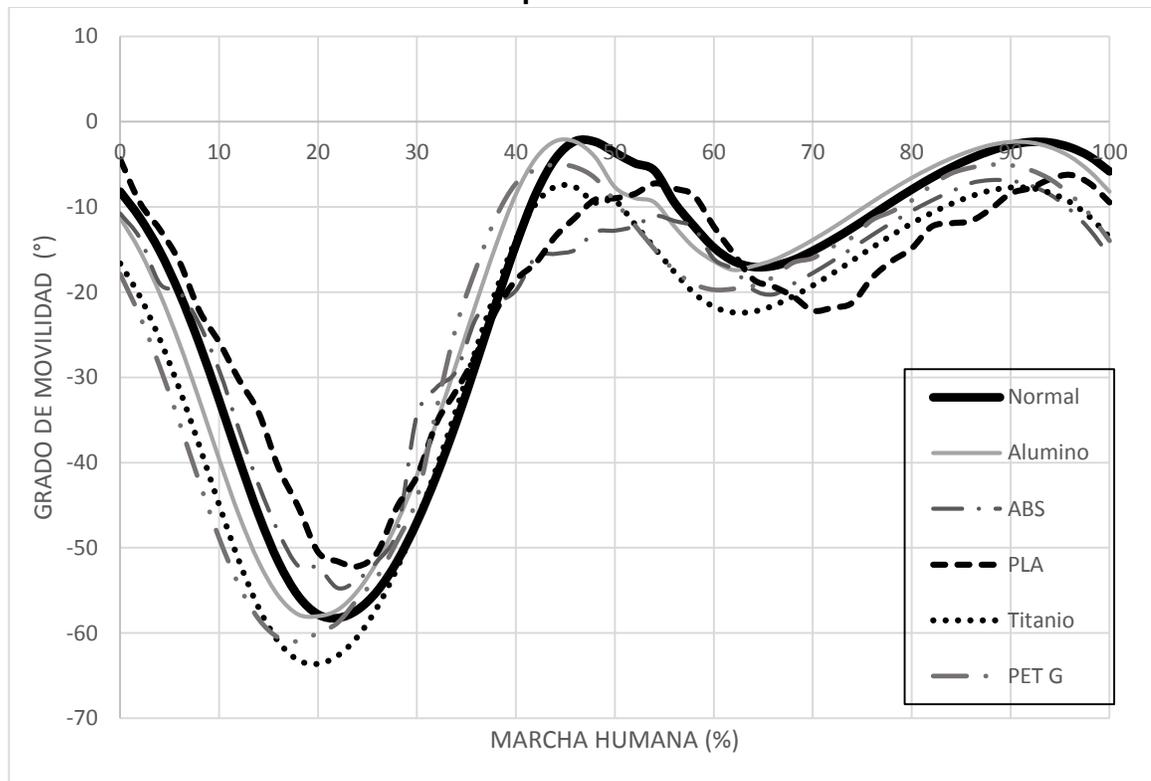
**Tabla 6. Comportamiento de la rodilla en función de la marcha**

% Marcha	Pierna	Prothesis	Diferencia
10	-32,67	-39,6	-0,21212121
20	-57,83	-58,03	-0,00345841
30	-46,99	-41,48	0,11725899
40	-14,44	-8,48	0,41274238
48	-2,35	-4,14	-0,76170213
50	-3,61	-7,67	-1,12465374
60	-14,76	-16,37	-0,10907859
70	-15,15	-13,87	0,08448845
80	-7,96	-6,59	0,17211055
90	-2,72	-2,37	0,12867647
100	-5,83	-8,2	-0,40651801

Fuente: Elaboración propia

Una vez realizado el mismo procedimiento en cada material se usan estas tablas con los valores de los ángulos, se grafican los resultados para que sea más sencillo el observar los resultados.

**Grafica 1. Grado de movilidad de las prótesis**



Fuente: Elaboración propia

Para el análisis de estos datos se realiza una diferencia entre los valores obtenidos por el diseño con el movimiento realizado por el modelo de referencia de OpenSim, se divide en función de los valores de la marcha sin patología y así poder tener un valor cuantitativo de proximidad del diseño, de la siguiente manera:

$$Diferencia = \frac{Model\ Open\ Sim - Prothesis' Model}{Model\ Open\ Sim}$$

$$Diferencia = \frac{8,2 - 11,29}{8.2} = 0.3768$$

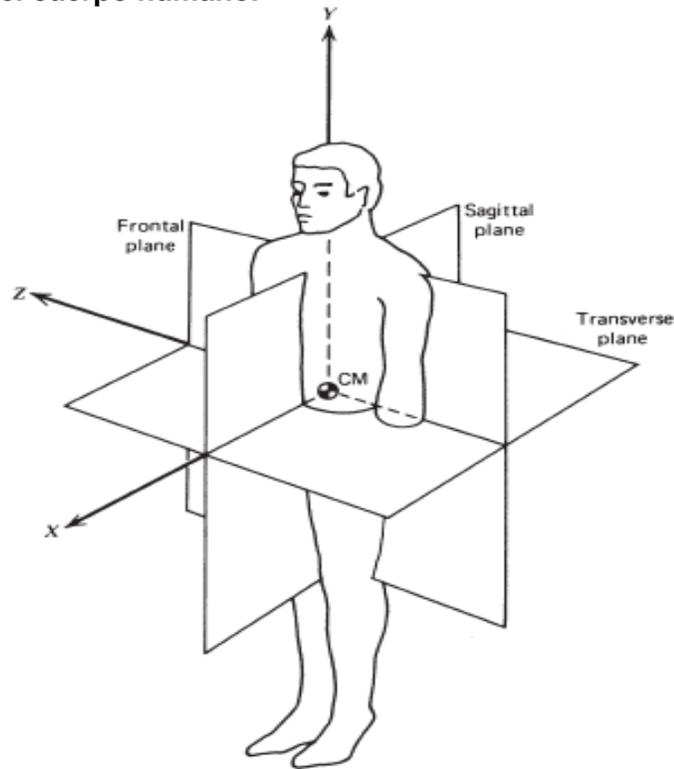
Se realizó el mismo procedimiento en cada porcentaje de marcha, en valores absolutos. Acto seguido se promedia y se saca una diferencia porcentual, se realiza la misma acción en cada material. La marcha humana de una persona con amputación siempre inicia con el pie sin alteraciones para asegurar estabilidad, el material que más se asemeja al movimiento de la pierna contraria usando el método explicado anteriormente es el aluminio con una similitud del 93,43%, el único cambio que surge es cuando inicia la fase de apoyo, presentando una inestabilidad en el golpe de talón, luego está el titanio, con un 82,14% de similitud logrando una mayor dorsiflexión en la fase de balanceo, por último se encuentran los termoplásticos encabezados con el PET G, PLA y ABS que tiene una similitud de 88,58%, 81,49% y 77,82% respectivamente, los termoplásticos tienen algo en común y es que en la fase de apoyo la flexo extensión no llega hasta los 10°, generalmente los termoplásticos tienen una flexo extensión mayor a la del titanio.

El Aluminio presenta una muy buena movilidad y aunque la fase de apoyo inicie antes le da un buen respaldo a la prótesis estudiada, ya que en otros términos quiere decir que para el cuerpo da una mayor resistencia a los huesos, pues en la marcha queda por un mayor tiempo en una posición de doble apoyo.

## 4.2 CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD

Con el estudio de la cinemática se puede localizar el centro de masa de cualquier objeto, el cuerpo humano no es la excepción, este también posee un centro de masa, el cual está en constante cambio a medida que avanza la marcha humana o que cambia cada sub-fase en la que se encuentra el cuerpo. Para este parámetro se usa el software OpenSim que nos permite observar los cambios de este en los tres planos del cuerpo (**figura 30**), de esta manera al cambiar el material de la prótesis y al ser unos más pesados o ligeros se puede alterar el centro de masa.

**Figura 41. Sistema de coordenadas espaciales del cuerpo humano.**



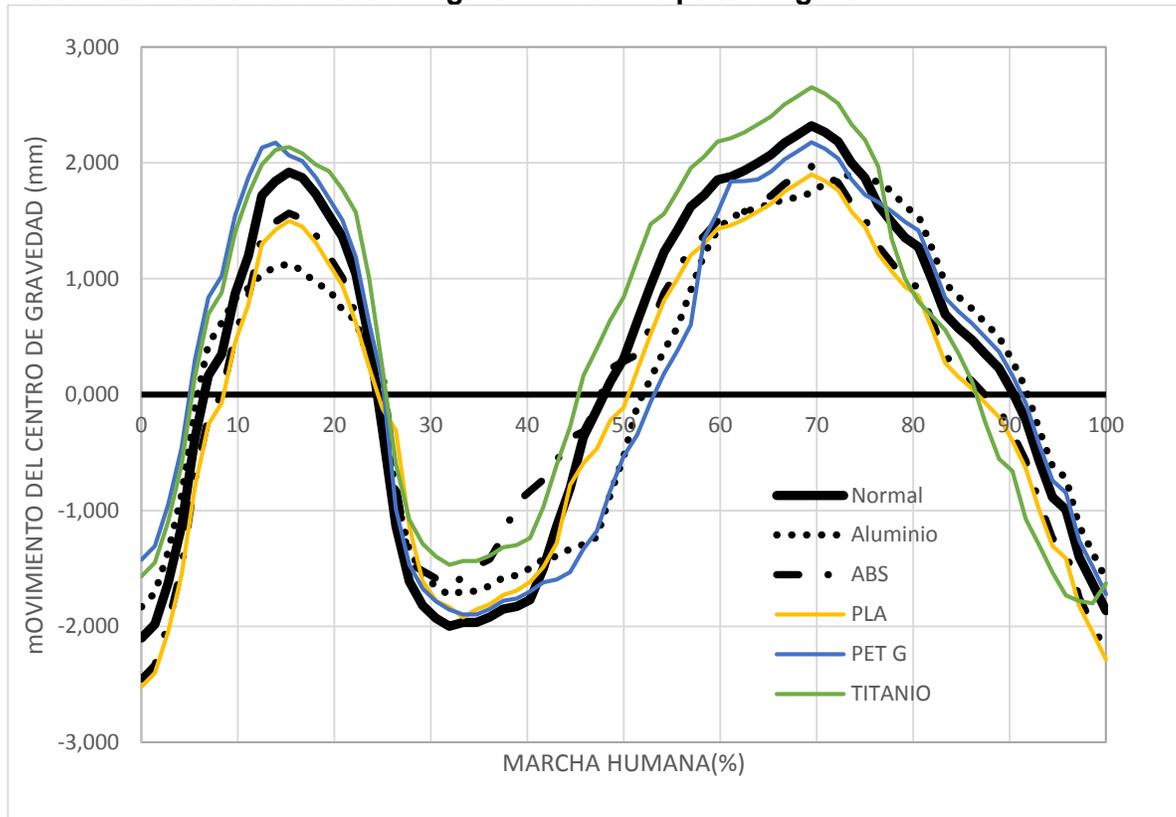
Fuente: BERNAL, Luis. Evaluación de la marcha normal y patológica. Universidad politécnica de Valencia. 2 – 11 p..

#### **4.2.1 Plano Sagital.**

Es un plano que atraviesa el cuerpo de forma frontal mostrando así el movimiento del centro de gravedad en el plano XY arrojando los siguientes resultados de desplazamiento en Y. En esta grafica también se realiza el mismo proceso donde;

$$Diferencia = \frac{Model\ Open\ Sim - Prothesis' Model}{Model\ Open\ Sim}$$

**Gráfica 2. Cambio de centro de gravedad desde plano sagital**



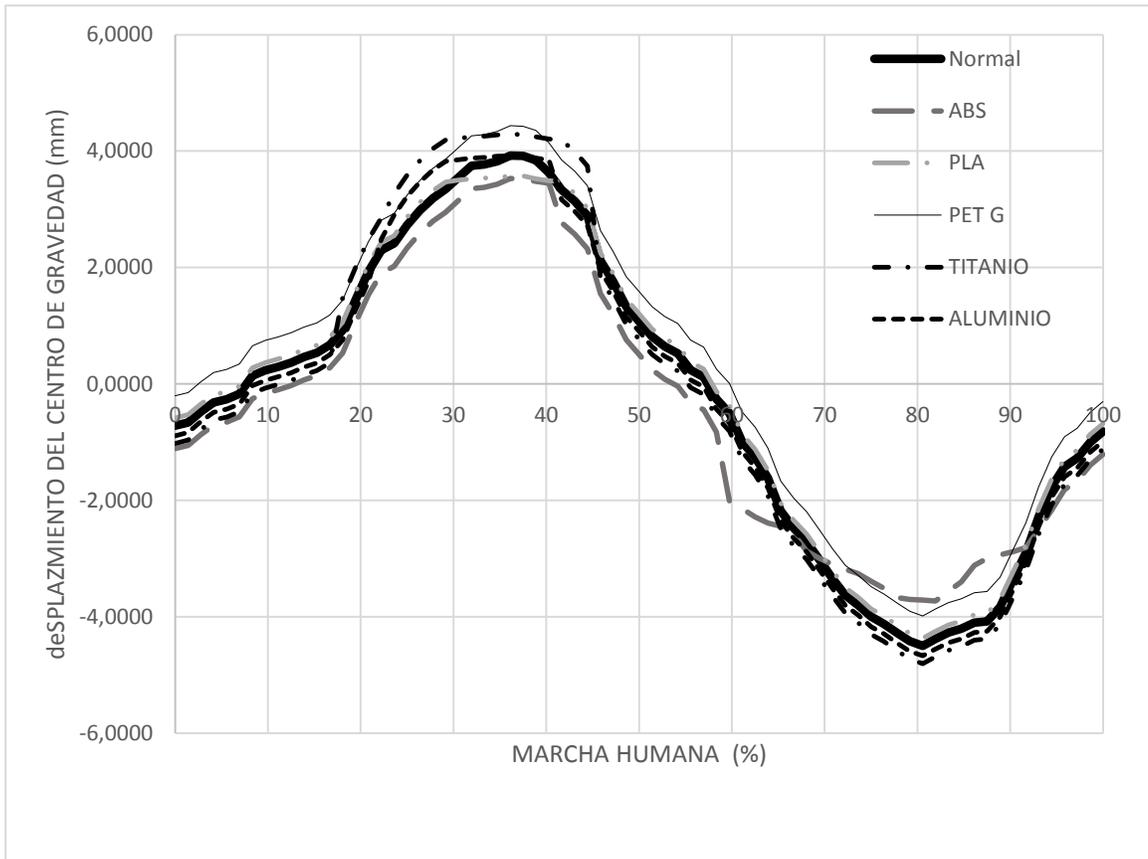
Fuente: Elaboración propia

Este gráfico muestra el movimiento del centro de gravedad donde se compara el movimiento del centro de gravedad de una persona sin ningún tipo de patología al diseño estudiado (Figura 19). Lo cual nos muestra que la aleación de titanio y el aluminio son las más cercanas al desplazamiento normal teniendo una similitud del 81,38% y del 82,06% respectivamente. Se analiza que el aluminio y el PET G en el 50% de la marcha en hacer el movimiento se logra demorar un poco en hacer e regreso del movimiento, esto quiere decir que hay algún problema en la subfase de pre balanceo y realizan el movimiento con mayor lentitud. Los termoplásticos muestran una gran similitud dando como resultados para el PLA del 74%,49, PET G del 78,36% y el ABS en 70,13%

#### 4.2.2 Plano Frontal.

En este plano se observa el desplazamiento que tiene el centro de gravedad y su desplazamiento de izquierda a derecha se obtiene los siguientes resultados.

**Gráfica 3. Cambios del centro de gravedad desde el plano frontal.**



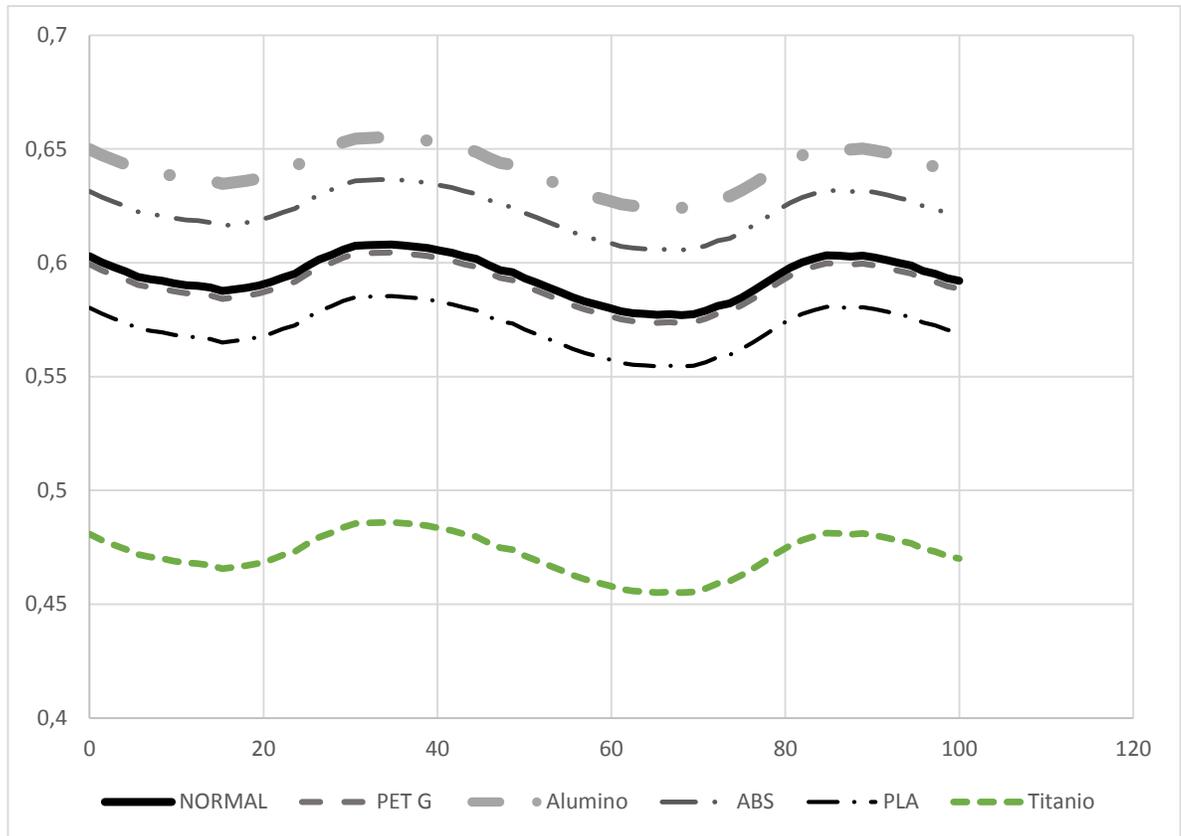
Fuente: Elaboración propia

Aunque no es tan fácil de observar, se evidencia que el ABS hace un menor recorrido haciéndolo el más alejado de los resultados con una similitud del 61,58 % lo que se puede ver desde un punto biomecánico que el material al ser restringido no logra un buen desempeño en este caso el más cercano al desplazamiento normal del centro de gravedad es del PLA y PET G que tienen 83,28% y 78,95% seguido de aluminio con 78,33%, este desplazamiento es el que explica el movimiento de la línea de carga de la persona es decir su sustentación y al ser un polímero se identifica el esfuerzo de los materiales.

#### 4.2.3 Plano Transversal.

Con este plano se observa los movimientos del centro de gravedad en Z que se muestran en el gráfico

**Grafica 4. Cambio en centro de gravedad desde plano transversal.**



Fuente: Elaboración propia

En este plano el más distanciado es el titanio del desplazamiento de una pierna humana sin patología, con un porcentaje de diferencia del 75,43%, mientras que el más cercano es el PET G con 99,43% seguido del Aluminio, Titanio y ABS con 96,46%, 95,18% y 92,33% respectivamente.

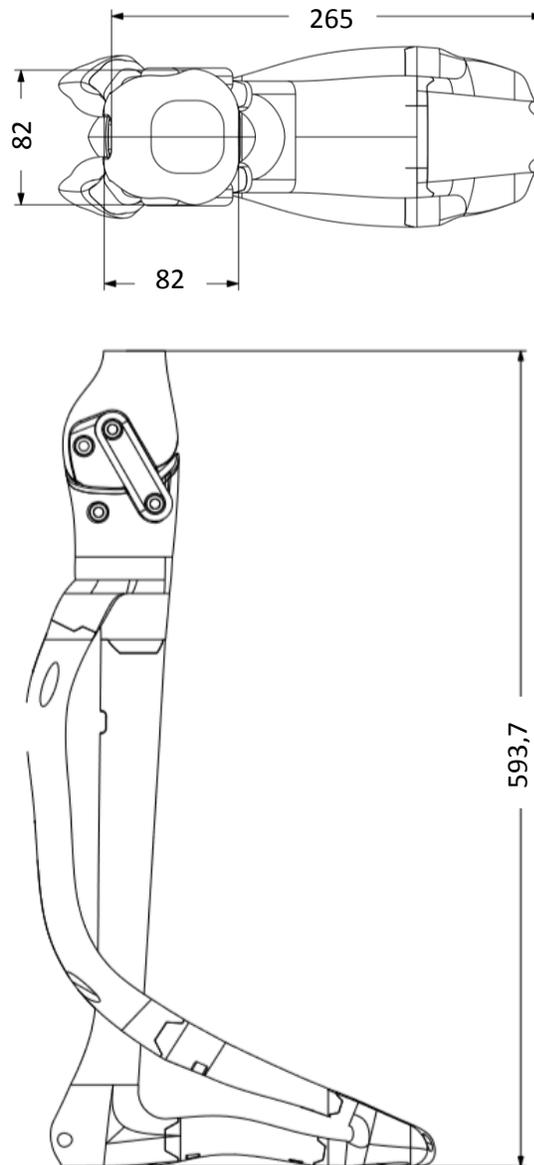
Como se puede notar en este plano no se desplaza mucho el centro de gravedad de su posición inicial. Esta posición inicial normalmente se encuentra a 56,18% de la estatura de los hombres y en las mujeres se halla a 54,44% de su estatura<sup>63</sup>

<sup>63</sup> BERNAL, Luis., Op. Cit., p.3 p.4

### 4.3 PESO DE PRÓTESIS

Para evaluar este parámetro hay que saber el volumen requerido por la prótesis, en este se observa la prótesis como un bloque a la espera de mecanizado y de esta manera tener mayor cantidad de material como se observa en la siguiente figura.

**Figura 42. Dimensiones de la prótesis.**



Fuente: Elaboración propia

Teniendo en cuenta que el peso de la prótesis es constante y la masa del individuo que tiene que soportar la prótesis es entre de 75 a 80 kg, se multiplica por la aceleración gravitacional y se obtiene el peso en N como se muestra a continuación<sup>64</sup>. El diseño de la prótesis tiene unas dimensiones de 140x270x110 mm para el pie y el resto de la pierna, tiene una dimensión de 485x84x84 mm.

**Tabla 7. Peso del paciente.**

Descripción	Magnitud
Masa (kg)	80
Aceleración gravitacional (m/s )	9.81
Peso (N)	784,8

Fuente: VALENCIA, F., et al. Prótesis de rodilla externa mecatrónica. Vol. 23, p. 33-56, 2014

También se muestra las propiedades físicas de la prótesis, en la **tabla 7** se muestran datos de la prótesis

**Tabla 8. Propiedades físicas de prótesis.**

Descripción	Magnitud
Masa (g)	1832.06
Volumen (m <sup>3</sup> )	0.0075802
Area de superficie (mm <sup>2</sup> )	331129,83
Centro de masa en X (mm)	63,75
Centro de masa en Y (mm)	202,87
Centro de masa en Z (mm)	13,45

Fuente: Elaboración propia.

El peso de la estructura debe ser lo más aproximado posible a la pierna humana, que se utiliza la siguiente formula

$$\text{Densidad} = \frac{\text{masa}}{\text{volumen}}$$

PET g:

$$\begin{aligned} \text{Masa} &= (0,0075802) \text{ m}^3 * 1152 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \\ &= 7,22 \text{ kg} \end{aligned}$$

<sup>64</sup> VALENCIA, Fernando. Op. Cit. p.

PLA:

$$\begin{aligned} \text{Masa} &= (0,0075802)m^3 * 1070 \frac{kg}{m^3} \\ &= 8,11 kg \end{aligned}$$

ABS

$$\begin{aligned} \text{Masa} &= (0,0075802)m^3 * 1020 \frac{kg}{m^3} \\ &= 7,73 kg \end{aligned}$$

Aluminio

$$\begin{aligned} \text{Masa} &= (0,0075802)m^3 * 1700 \frac{kg}{m^3} \\ &= 12,88kg \end{aligned}$$

Aleación de Titanio

$$\begin{aligned} \text{Masa} &= (0,0075802)m^3 * 2100 \frac{kg}{m^3} \\ &= 15,9 kg \end{aligned}$$

Aplicando la fórmula de diferencia en valores absolutos, con la tabla se obtiene el valor del peso de la pierna.

$$\text{Diferencia} = \frac{\text{Peso pierna} - \text{Peso protesis}}{\text{Peso pierna}}$$

En cuanto a las extremidades inferiores de una persona sin patologías, como se mencionó anteriormente equivalen a un 52%, lo que equivale para una persona, que pese ente 70 a 85 kg, una pierna debe pesar aproximadamente 18 kg en su totalidad.

El muslo de pierna amputada regularmente pierde mucha masa por la quietud y falta de ejercicios de proposición, lo que requiere que las prótesis tengan un poco más de peso para mantener en un ejercicio continuo en el muñon, es decir, la parte de la pierna que queda después de una amputación, eso quiere decir que la rodilla, el pie y la pierna deben pesar entre 10 a 11kg, dependiendo de la actividad física del paciente.

Al hacer la comparación de los datos de la pierna humana con el peso que posee la prótesis nos da como resultado, que el material más cercano al valor de la pierna es el aluminio, con un 82% de proximidad. Seguido del PET G y PLA que tienen valores de 76,13% y 74,27% respectivamente, lo que concluye que con el aluminio se mejora el bienestar del amputado debido a que se mantiene el mismo gasto energético en ambas piernas y sin producir desviaciones en la marcha humana.

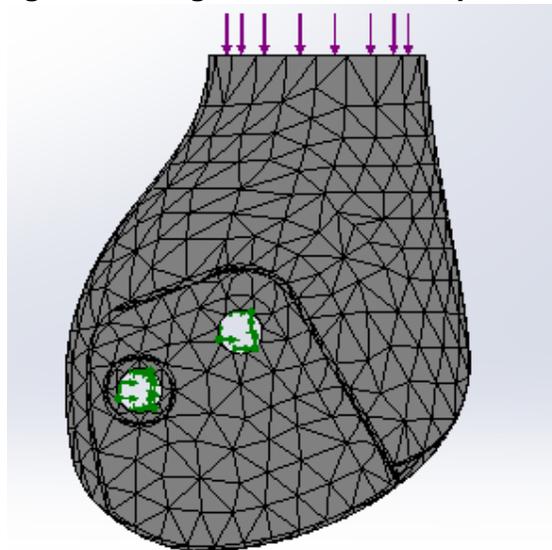
#### 4.4 ANALISIS DE DEFORMACIÓN

El diseño estudiado para la simulación se dividió en tres componentes la rodilla superior, el pilón y la planta del pie. Para cada componente del diseño se realizó una simulación en la fase de apoyo, de plantar flexión donde el pie tiene una mayor área de contacto con el suelo y también es cuando una pierna soporta todo el peso del cuerpo.

En cada material se le realizara su simulación intercambiando los materiales, aplicando el método de VonMises el cual se usa regularmente para metales, pero si los plásticos tienen un comportamiento isotrópico, se puede utilizar este método. Un comportamiento isotrópico quiere decir que no depende de la dirección de la carga siempre tendrá la misma respuesta el componente

**4.4.1 Rodilla Superior.** En este componente se aplicó una carga de 838 N que hace referencia al peso de una persona del peso máximo soportado que es de 85 Kg, esta carga se aplica en la parte superior de la prótesis. Se observa en la figura donde va ejercida la fuerza, las restricciones se realizan en los agujeros donde van los tornillos pasantes.

**Figura 43. Diagrama de rodilla superior.**

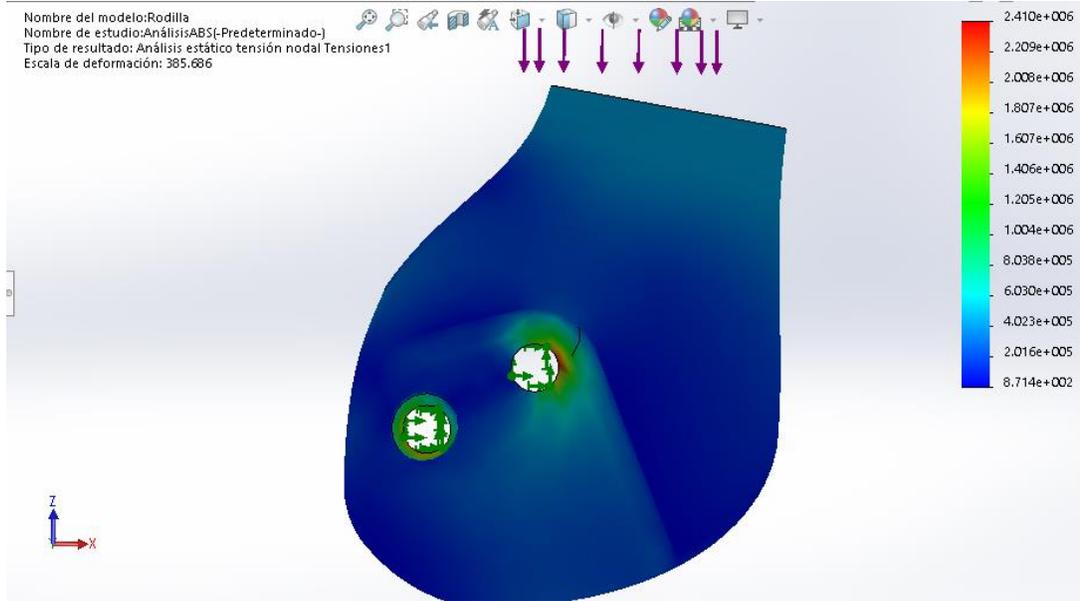


Fuente: Elaboración propia

Para este componente se manejó una malla tetraédrica con una convergencia del tamaño de malla de 15 mm que se mantiene constante a lo largo de este elemento, se observa que en el agujero inferior es donde se puede generar la falla.

**4.4.1.1 Simulación rodilla superior con ABS.** A continuación, en la figura 44 y 45, se muestra el esfuerzo nodal y el desplazamiento del componente con ABS.

**Figura 44. Esfuerzos de rodilla superior con ABS.**



Fuente: Elaboración propia

Los esfuerzos máximos se presentan en el agujero donde va la unión al buje, al trabajar con el esfuerzo Von Mises, , el factor de seguridad se calcula de la siguiente manera:

$$F.S. = \frac{\sigma_y}{\sigma_{von\ mises}}$$

Donde;

F.S. Factor de seguridad

$\sigma_y$ . Límite de fluencia del ABS

$\sigma$  Von Mises: Esfuerzo de Von Mises

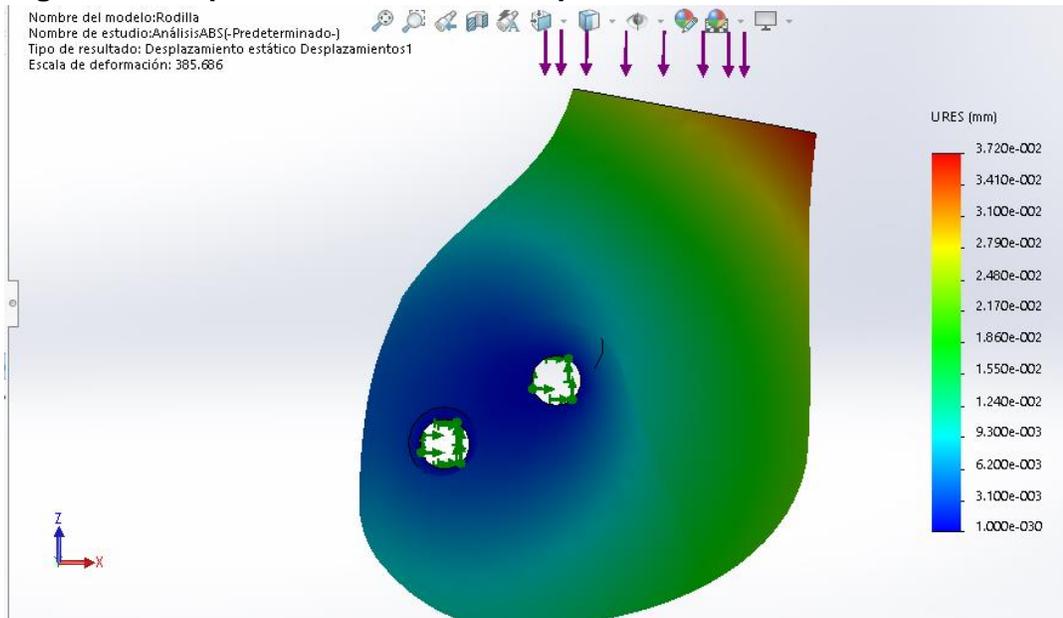
Entonces;

$$F.S. = \frac{35.3\ MPa}{2.41\ MPa}$$

$$F.S. = 14.64$$

Para este primer análisis estático el factor de seguridad es adecuado, ya que según la guía de Mott, establece que para un análisis estático de este tipo de elementos, el F.S. debe oscilar entre 1,25 – 2,0<sup>65</sup>; por ende, este elemento no presentará fallo, en esta fase de la marcha que es una de las más críticas ya que recibe mayor carga que en cualquier otra fase. En la siguiente figura se muestra el desplazamiento máximo que sufre el componente con la carga aplicada

**Figura 45. Desplazamiento de rodilla superior con ABS.**



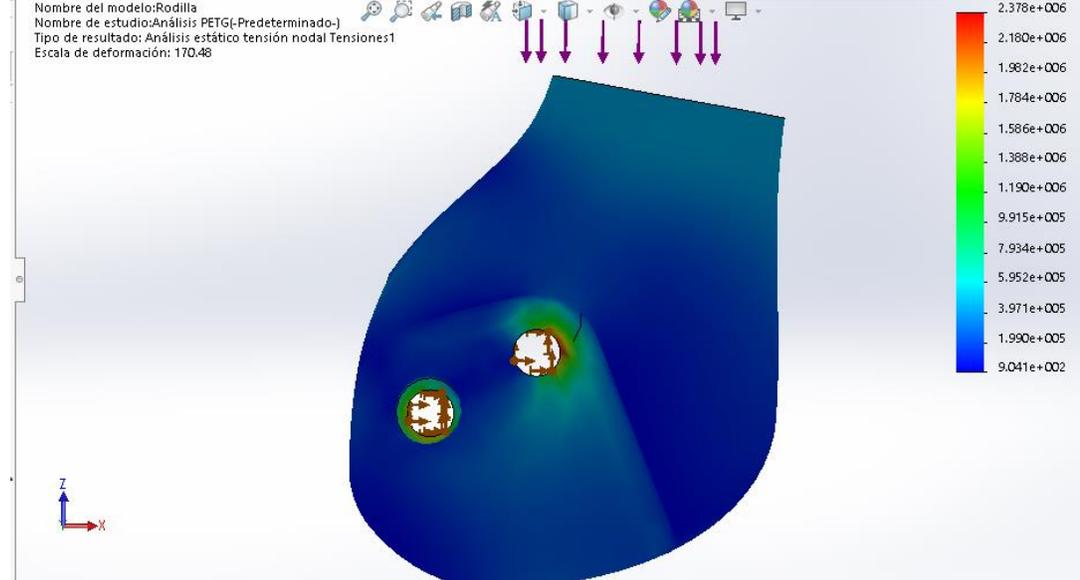
Fuente: Elaboración propia.

Como se puede observar, el desplazamiento que sufre la rodilla es de 0,0372mm que se encuentra en el extremo superior de la rodilla en donde conecta con el muñón, al ser esta deformación mínima con respecto a los resultados obtenidos en el proyecto de Luis Velásquez se concluye que no afecta ni la funcionalidad ni la movilidad del diseño estudiado con el material PLA

**4.4.1.2 Simulación rodilla superior con PETG.** En la figura 46 y 47 se muestra el esfuerzo nodal y el desplazamiento de la rodilla.

<sup>65</sup> MOTT, Robert L. Diseño de elementos de máquinas. 4ta ed. University of Dayton: Pearson, 2006. p. 185.

**Figura 46. Esfuerzos de rodilla superior con PETG.**



Fuente: Elaboración propia.

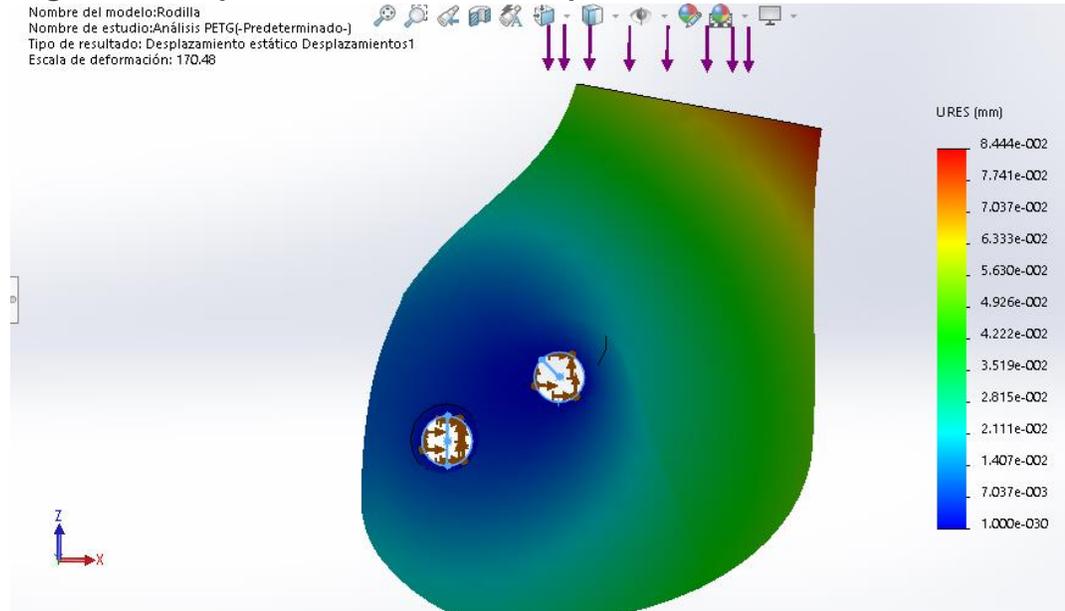
Usando la misma fórmula de factor de seguridad se dice que

$$F.S. = \frac{48.34 \text{ MPa}}{2.458 \text{ MPa}}$$

$$F.S. = 20.06$$

Donde se establece que con el material termoplástico PET G tiene un buen factor con relación a los valores dados por mott en donde establece que para que el material sufra alguna falla, el factor de seguridad debe ser mayor a 1.5. Por lo mismo soporta la carga del cuerpo, debido a que el esfuerzo máximo al que se encuentra el componente es de 2,37 MPa.

**Figura 47. Desplazamiento de rodilla superior con PETG.**

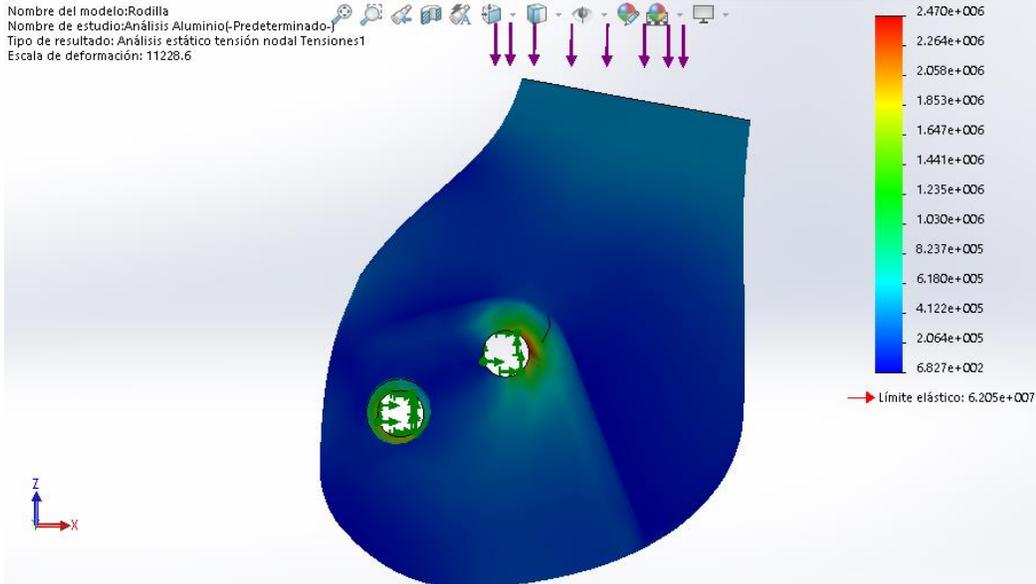


Fuente: Elaboración propia.

El desplazamiento máximo que sufre la rodilla con PET G es de 0,0844mm, este desplazamiento de material logra soportar la geometría diseñada, por lo cual no afecta la movilidad de la prótesis, según la información suministrada por un técnico en ortesis y prótesis, lo ideal es que el prototipo no sufra ningún tipo de deformación, pero como eso no ocurre, la deformación permitida en el diseño de una prótesis es máximo de 10 mm.

**4.4.1.3 Simulación Rodilla superior con aluminio.** En la figura 48 y 49 se muestra el desplazamiento y esfuerzo VonMises del componente con aluminio.

**Figura 48. Esfuerzos de rodilla superior con aluminio.**



Fuente: Elaboración propia.

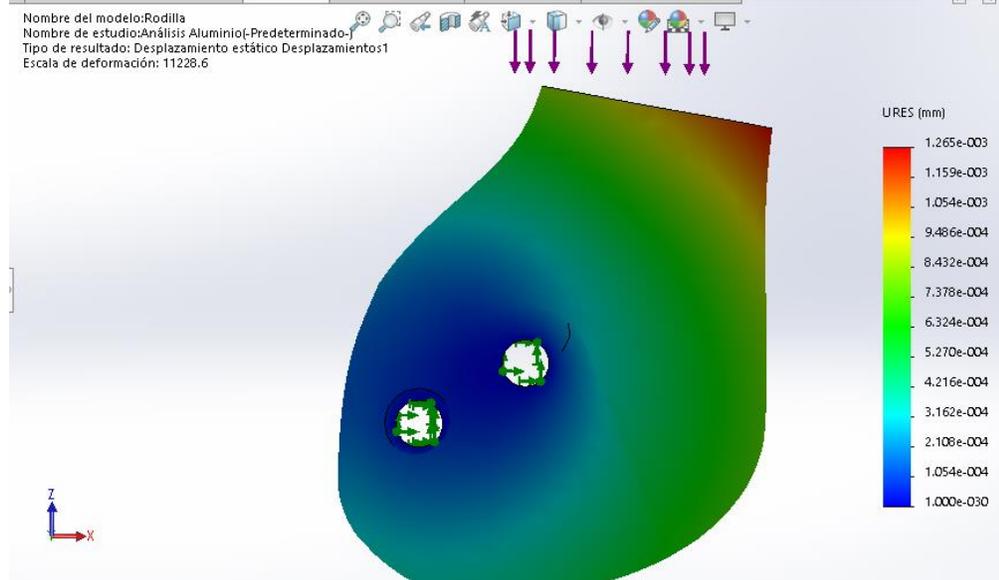
Los esfuerzos como se elaboró anteriormente muestran el siguiente resultado de factor de seguridad.

$$F.S. = \frac{80 \text{ MPa}}{2.47 \text{ MPa}}$$

$$F.S. = 32,38$$

Por lo que se establece el componente con material de aluminio que logra soportar el esfuerzo máximo que es de 2.47 MPa y que incluso como lo dice Mott al ser tan grande el factor de seguridad se puede disminuir la geometría de la pieza y reducir costos de fabricación. En la figura 38 se observa el desplazamiento del elemento.

**Figura 49. Desplazamiento rodilla superior con aluminio.**

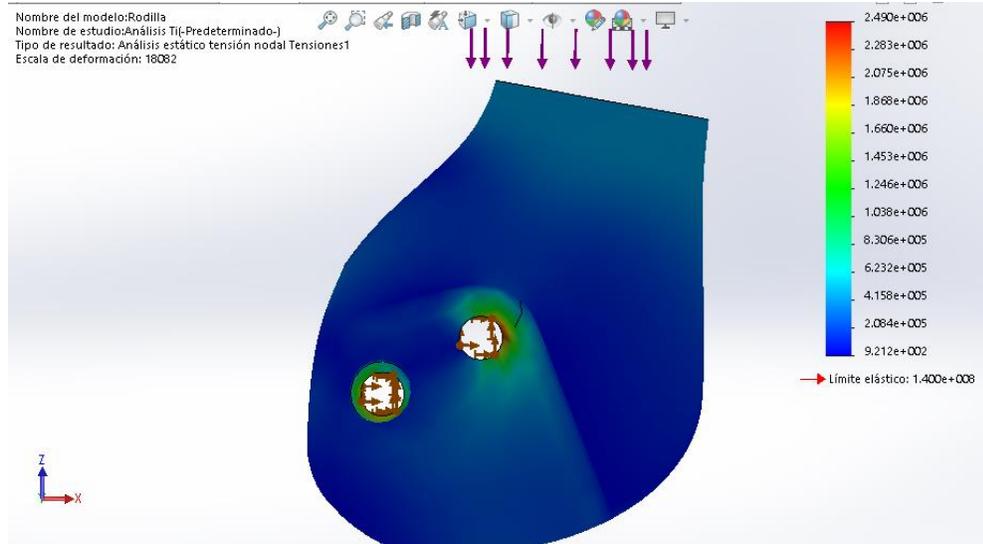


Fuente: Elaboración propia.

El desplazamiento máximo del material resulta ser de 0,001265 mm en donde conecta con el muñón, al ser esta deformación mínima se concluye que no afecta ni la funcionalidad ni la movilidad y que incluso puede aumentar la vida útil del componente estudiado con Aluminio.

**4.4.1.4 Simulación rodilla superior con titanio.** Para el titanio se tienen los siguientes esfuerzos y desplazamientos.

**Figura 50. Esfuerzos de rodilla superior con titanio.**



Fuente: Elaboración propia.

Los esfuerzos máximos se presentan en el agujero donde va la unión al buje, al trabajar con el esfuerzo Von Mises,

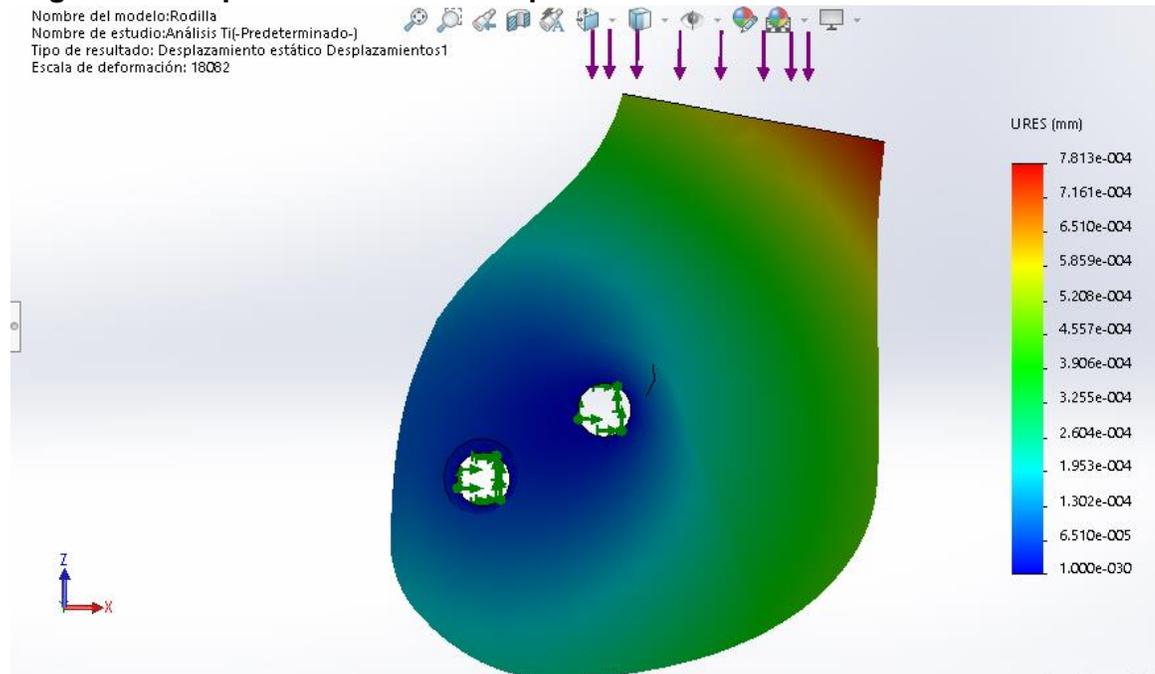
Entonces;

$$F.S. = \frac{160,23 \text{ MPa}}{2,48 \text{ MPa}}$$

$$F.S. = 64.6$$

Por ende este elemento no presentará fallo en esta fase de la marcha que es una de las más críticas ya que recibe mayor carga que en cualquier otra fase. En la siguiente figura se muestra el desplazamiento máximo que sufre el componente con la carga aplicada.

**Figura 51. Desplazamiento rodilla superior con titanio.**

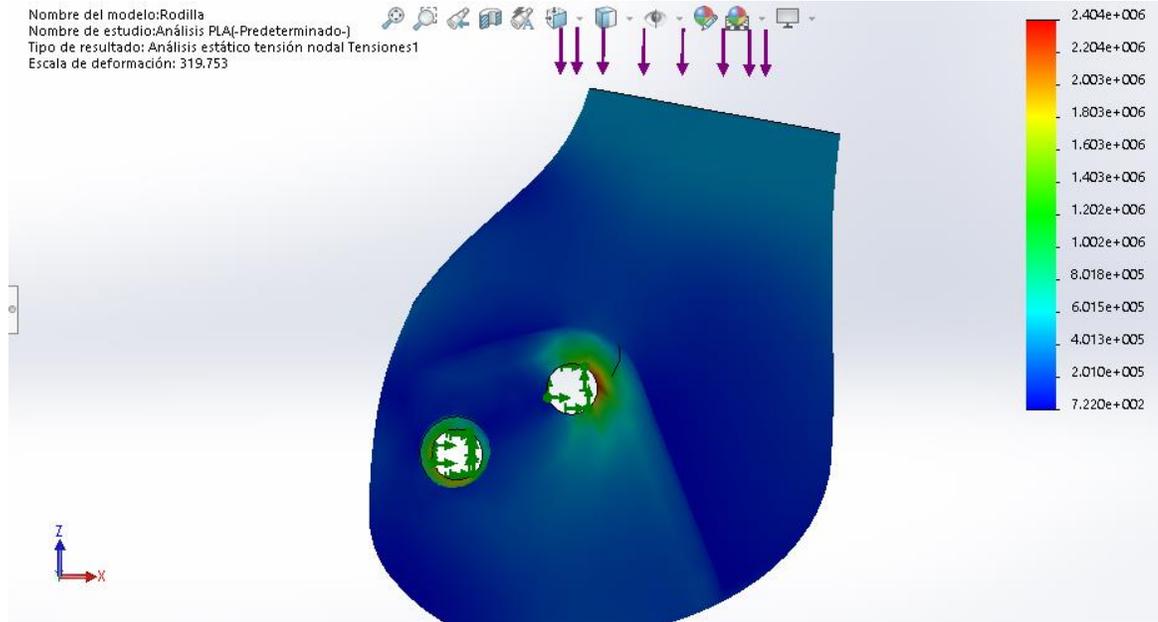


Fuente: Elaboración propia.

Como se puede observar el desplazamiento que sufre la rodilla es de 0,000813 mm que se encuentra en el extremo superior de la rodilla en donde conecta con el muñón, al ser esta deformación mínima, se concluye que no afecta ni la funcionalidad ni la movilidad del diseño estudiado con titanio, también al estar a más del triple de lo estipulado por Mott se pueden ahorrar costos de fabricación cambiando la geometría.

#### 4.4.1.5 Simulación rodilla superior con PLA. Para el termoplástico PLA se tienen los siguientes esfuerzos

**Figura 52. Esfuerzos de rodilla superior con PLA.**



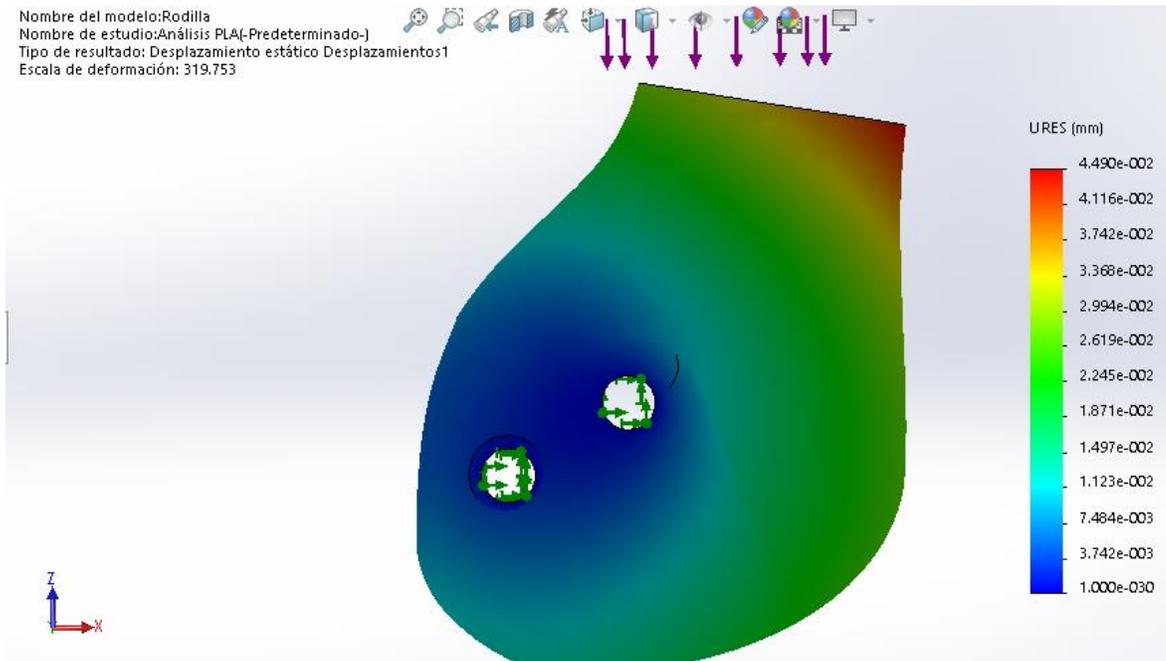
Fuente: Elaboración propia.

Los esfuerzos máximos a los que se encuentra sometido este componente con material PLA es de 2.404 MPa, utilizando la misma fórmula de factor de seguridad encontramos que:

$$F.S. = \frac{42 \text{ MPa}}{2.404 \text{ MPa}}$$

$$F.S. = 17.42$$

**Figura 53. Desplazamiento rodilla superior con PLA.**



Fuente: Elaboración propia.

Como se puede observar el desplazamiento máximo que sufre la rodilla es de 0,0372mm que se encuentra en el extremo superior de la rodilla en donde conecta con el muñón, esta deformación no afecta ni la funcionalidad, ni la movilidad del diseño estudiado con el material PLA

Después de todas las simulaciones se realiza una tabla con los valores representativos como se muestra en la siguiente tabla

**Cuadro 4. Resultados de la simulación de la rodilla superior**

MATERIAL	DEFORMACIÓN	ESFUERZO
ABS	0.044 mm	2.4 MPa
PLA	0.0372 mm	2.4 MPa
Aluminio	0.001265 mm	2.4 MPa
Titanio	0.000813 mm	2.4 MPa
PET G	0.0844 mm	2.38 MPa

Fuente: Elaboración propia

Se concluye que para este componente del diseño, todos los materiales soportan la carga sin ningún problema, sin embargo también implica que las deformaciones al paso del tiempo y en un constante movimiento pueden lograr que el material sufra alguna fractura, a su vez que en esa pieza se observa la durabilidad de la rodilla ya que dependiendo de la actividades de la persona y el uso que la persona le dé, el componente puede sufrir menos desgaste, ofreciéndole a la pieza una vida útil más larga, dejando el titanio y el

aluminio como los materiales con mayor durabilidad y que pueden soportar más del doble de la carga aplicada

**4.4.2 Pilón.** Este es el componente más grande y al tener una combinación con la planta del pie, este componente se vuelve el pilar del diseño, es aquella que no solo mantiene la estabilidad mecánica sino a su vez la estabilidad estética. Este diseño será parte vital de la persona y que tendrá a su disposición por mucho tiempo, para el modelado de este elemento se realizó un enmallado tetraédrico con una longitud de 15 mm en cada malla.

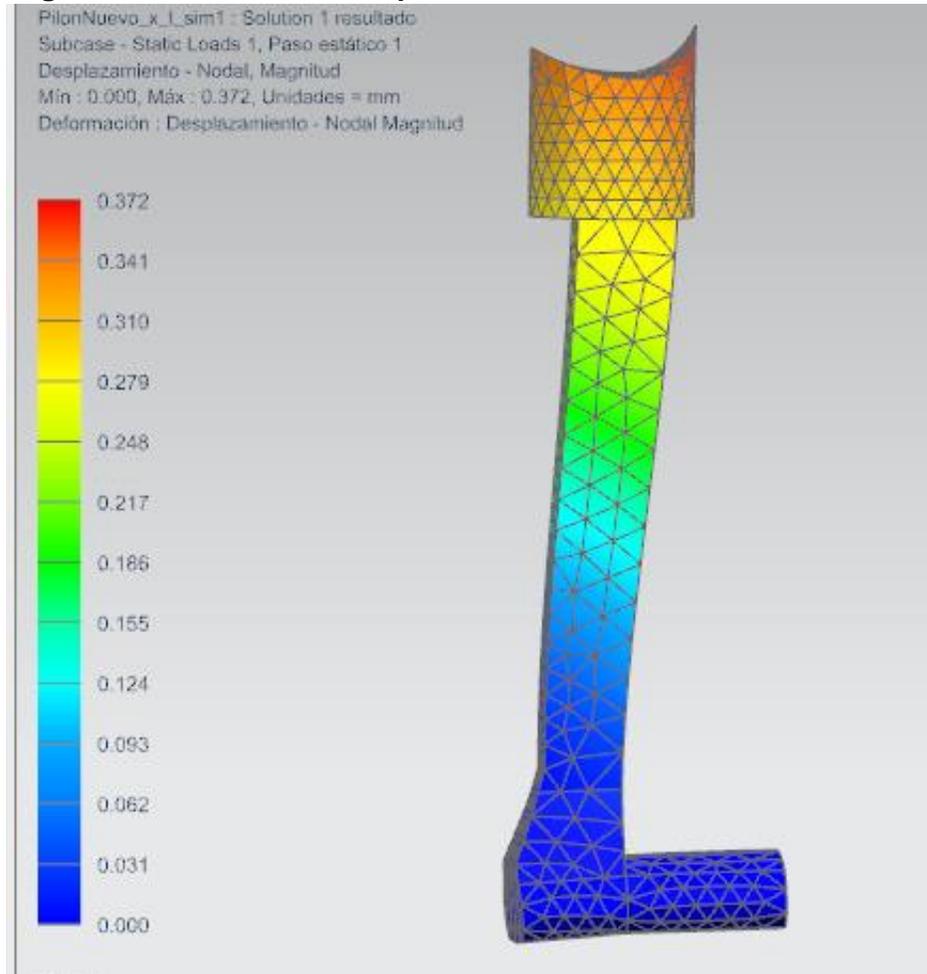
**Figura 43. Diagrama del cuerpo libre del pilón**



Fuente: Elaboración propia

**4.4.2.1 Simulación de pilón con ABS.** En la figura se muestra la deformación del diseño con un material termoplástico llamado ABS

**Figura 55. Deformación del pilón con ABS**

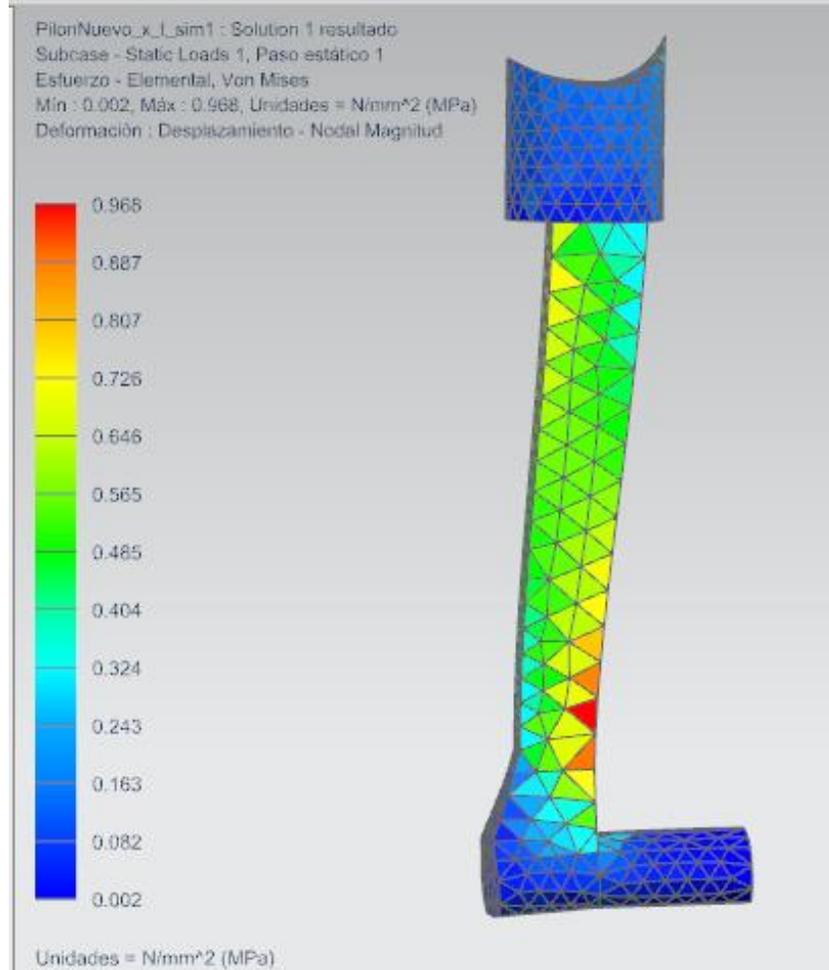


Fuente: Elaboración propia.

Este termoplástico tiende a sufrir un mayor desplazamiento ubicado en el lugar donde se apoya la rodilla superior donde alcanza un valor de 0.372mm llegando a ser un desplazamiento que no afecta la movilidad. Como se mencionó anteriormente la deformación permitida para los componentes protésicos tiene un rango de 0 a 1 mm.

Los esfuerzos a los que se somete este material se muestran en la **figura 45**.

**Figura 56. Esfuerzo del pilón con ABS.**



Fuente: Elaboración propia.

Como se hizo con el componente de la rodilla se analizan los esfuerzos máximos que se presentan en la parte baja del pilón, al trabajar con el esfuerzo Von Mises, se tiene el siguiente factor de seguridad

Donde;

$$F.S. = \frac{35.3 \text{ MPa}}{0,968 \text{ MPa}}$$

$$F.S. = 36.46$$

Un análisis que se puede dar de este resultado es que el factor de seguridad es muy elevado, por lo que se puede considerar un rediseño de este componente ya que da estabilidad y está en constante movimiento, al ser el elemento más largo y más crítico se

realiza un análisis de pandeo, los datos que se necesitan para realizar estos datos se encuentran en la tabla 9.

**Cuadro 5. Datos para análisis de pandeo**

<i>Datos de Columna</i>	Valores
<i>Longitud</i>	0,505 m
<i>Constante de extremo fijo</i>	0,65
<i>Momento de inercia</i>	$2,22 \times 10^{-6} \text{ m}^4$
<i>Área de contacto</i>	0,0006731 m <sup>2</sup>

Fuente: Elaboración propia

Se considera el momento de inercia de un cilindro, Siguiendo el procedimiento de análisis por pandeo de columna se calcula la longitud efectiva donde

$$Le = k * L$$

Le = Longitud efectiva

L = Longitud

K = Constante de extremo fijo

$$Le = 0,65 * 0,505 = 0,32825 \text{ m}$$

Se calcula el radio de giro con la siguiente formula

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}}$$

Donde;

r = Radio de giro

I = Momento de inercia

A= Área de contacto

$$r = \sqrt{\frac{2,22 \times 10^{-6} \text{ m}^4}{0,0006731 \text{ m}^2}} = 0,0574 \text{ m}$$

Con los datos de radio de giro y longitud efectiva calculamos la relación de esbeltez (Re) y la constante de columna (CC)

$$Re = \frac{Le}{r}$$

$$Re = \frac{0,32825 \text{ m}}{0.0574 \text{ m}} = 5,71$$

Y para la constante de columna con la formula

$$Cc = \sqrt{\frac{2\pi^2 * E}{\sigma_y}}$$

Donde;

Cc = Constante de columna

E= Modulo de Young del material (Tabla 5)

$\sigma_y$ = Limite de fluencia del material (Tabla 5)

$$Cc = \sqrt{\frac{2\pi^2 * 1500 \text{ MPa}}{40 \text{ MPa}}} = 37,206$$

Con estos datos se identifica si la columna estudiada es corta o largo, si  $Re > Cc$  entonces la columna es larga y si  $Re < Cc$  la columna es corta, con esta relación sabremos que formula de carga critica se aplica, al ser una columna corta se usa la siguiente formula

$$P_{cr} = A * \sigma_y * \left(1 - \frac{\sigma_y * Re^2}{4\pi^2 * E}\right)$$

$$P_{cr} = 0,0006731 \text{ m}^2 * 35.3 \text{ MN/m}^2 * \left(1 - \frac{35.3 \text{ MPa} * 5,71^2}{4\pi^2 * 2810 \text{ MPa}}\right)$$

$$P_{cr} = 0,0235227 \text{ MN} = 23527,6 \text{ N}$$

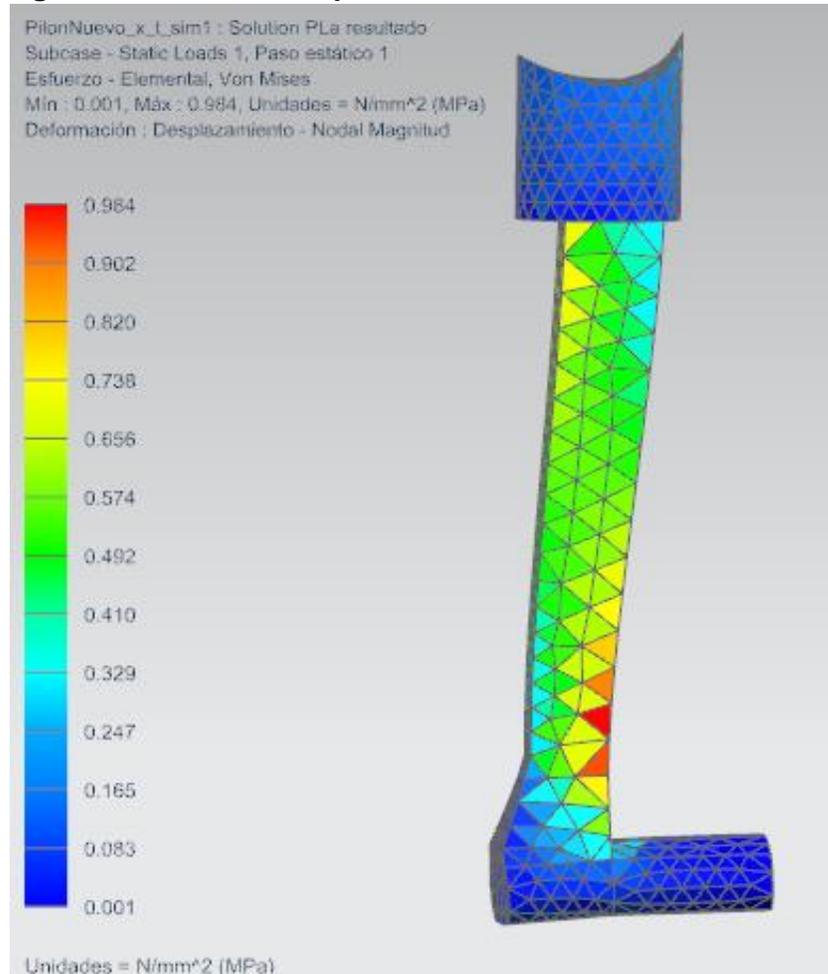
Con estos resultados matemáticos se asegura, que el componente protésico soporta una carga de 26,92 KN, lo cual permite verificar que los valores de factor de seguridad, aunque son muy elevados le dan más resistencia al diseño de prótesis estudiado y que el material no fallara.

El esfuerzo máximo tiene un valor de 0.968 MPa, se encuentra en la parte baja del pilón ahí es donde se puede producir la falla del material, sin embargo, al dar un factor de seguridad tan elevado se determina que no va a existir una falla estructural en este dispositivo.

La deformación máxima permitida en el análisis de pandeo de la columna debe ser menor a 1 mm,

**.4.2.2 Simulación de pilón con PLA.** El desplazamiento y la deformación del diseño se puede observar en las siguientes figuras

**Figura 57. Esfuerzo del pilón con PLA**



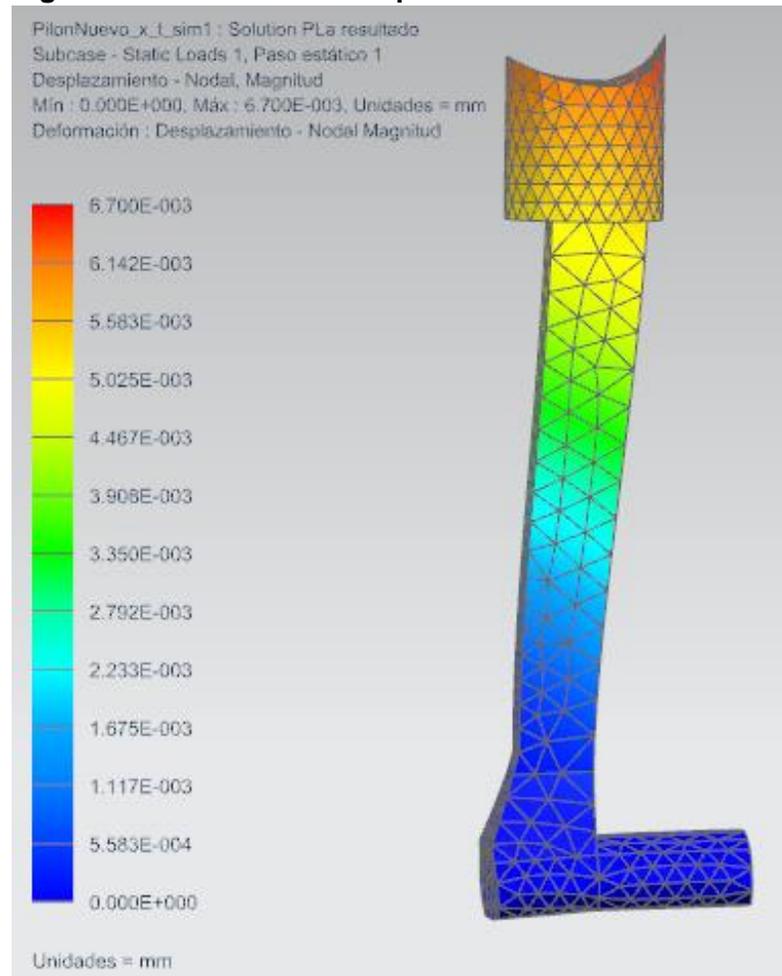
Fuente: Elaboración propia

En esta figura se muestra que el esfuerzo máximo de este componente con material PLA tiene un esfuerzo máximo de 0.968 MPa. Aplicando la fórmula de factor de seguridad se obtiene;

$$F.S. = \frac{48.6}{0,968}$$

$$F.S. = 50.2$$

**Figura 58. Deformación del pilón con PLA**

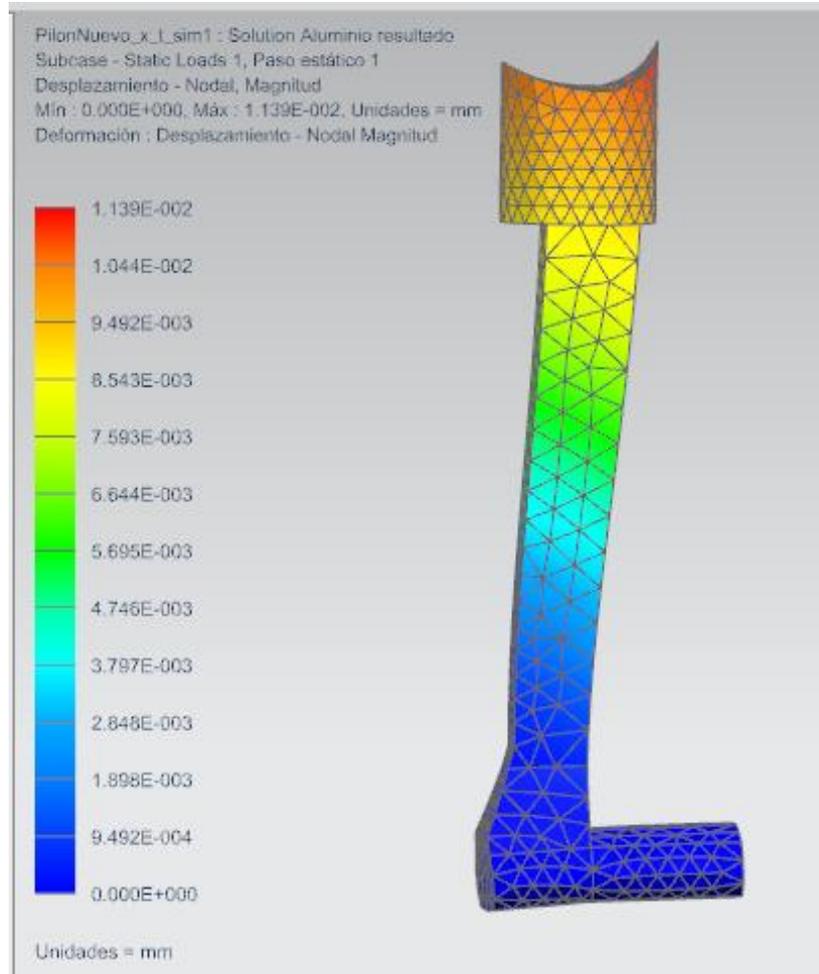


Fuente: Elaboración propia

Mientras que el desplazamiento mayor soportado en la superficie de la rodilla tiene un valor de 0,067mm lo que implica que puede soportar gran cantidad de ciclos sin desgastarse o sufrir alguna fractura del material.

**4.4.2.3 Simulación de pilón con Aluminio.** El esfuerzo y la Deformación máxima a la que se someten el pilón, con material de aluminio

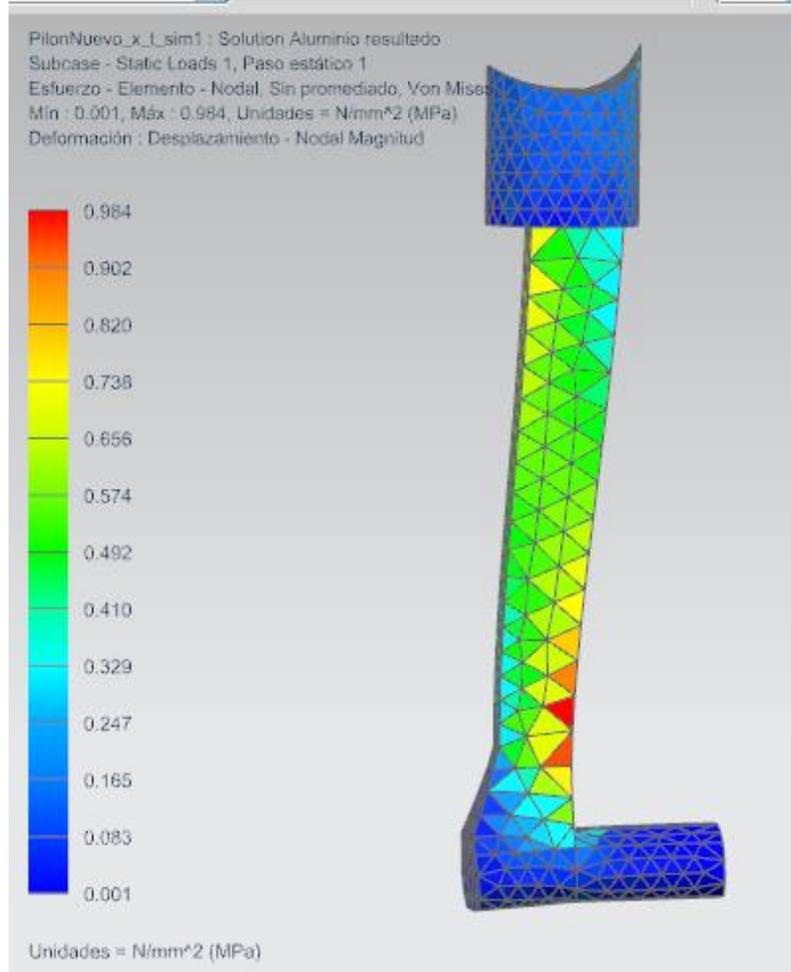
**Figura 59. Deformación de pilón con Aluminio**



Fuente: Elaboración propia

En esta figura se muestra un desplazamiento mayor en relación con el elemento de la rodilla teniendo como valor máximo un valor de 0,0114 mm lo que implica que esta entre el rango permitido permitiendo un buen equilibrio y estabilidad durante el ciclo de marcha. Se muestra en la figura 44 que el esfuerzo máximo de este componente con aluminio tiene un esfuerzo máximo de 0.968 MPa

**Figura 60. Esfuerzo del pilón con aluminio**



Fuente: Elaboración propia

Aplicando la fórmula de factor e seguridad se dice;

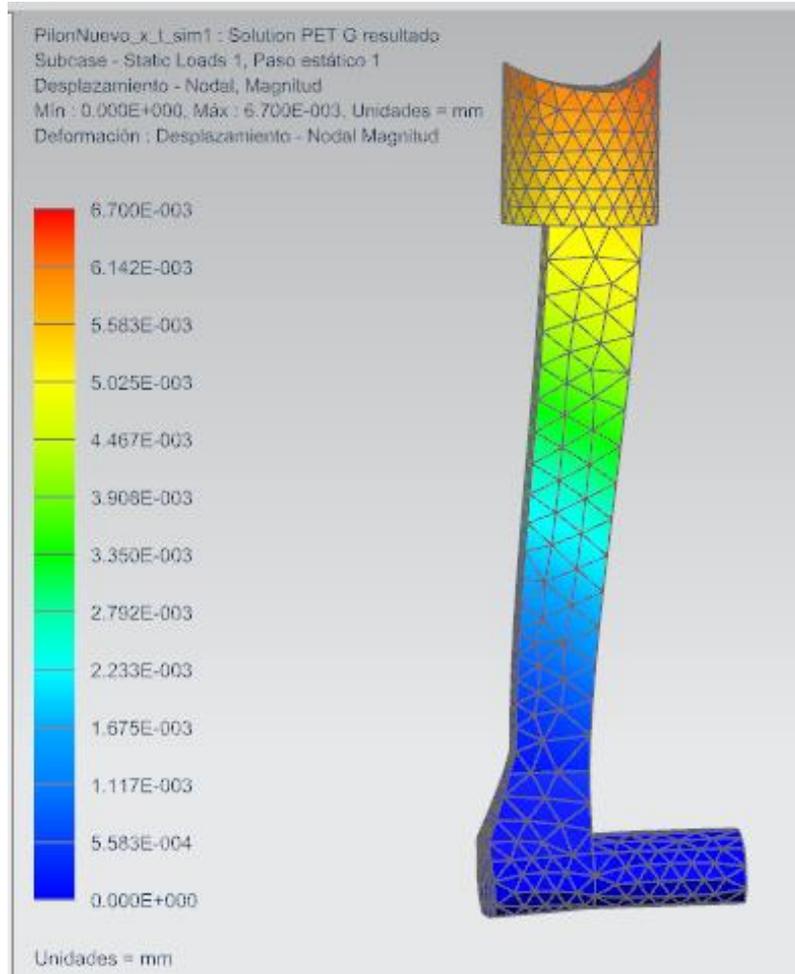
$$F.S. = \frac{80}{0,968}$$

$$F.S. = 82.64$$

Con estos resultados estando por encima de lo permitido, este elemento no presentara falla del material, ni tiene problemas de rigidez

**4.4.2.4 Simulación Pilón con Titanio.** En la figura 46 se muestran las deformaciones a las que se somete el diseño asignándole titanio al modelo

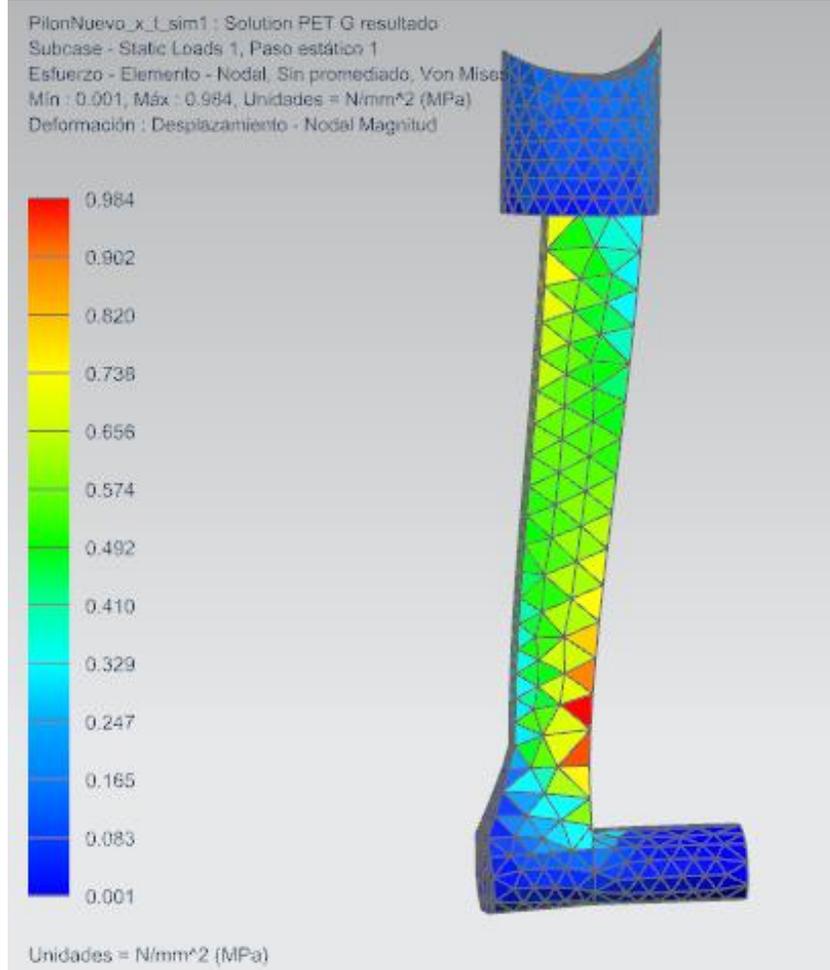
**Figura 61. Deformación del pilón en Titanio.**



Fuente: Elaboración propia

En el cual se observa una deformación de 0.0067 mm siendo una deformación bastante pequeña en comparación con los resultados obtenidos con los otros materiales, lo que revela que esta pieza no supiera la deformación crítica

**Figura 62. Esfuerzo del pilón en Titanio**



Fuente: Elaboración propia

Como se observa en la figura 47 el esfuerzo máximo que soporta el componente con Titanio es de 0.964 MPa, y que el lugar donde puede ocurrir una falla es arriba del pie, para lo cual se realizan los cálculos de factor de seguridad.

Donde:

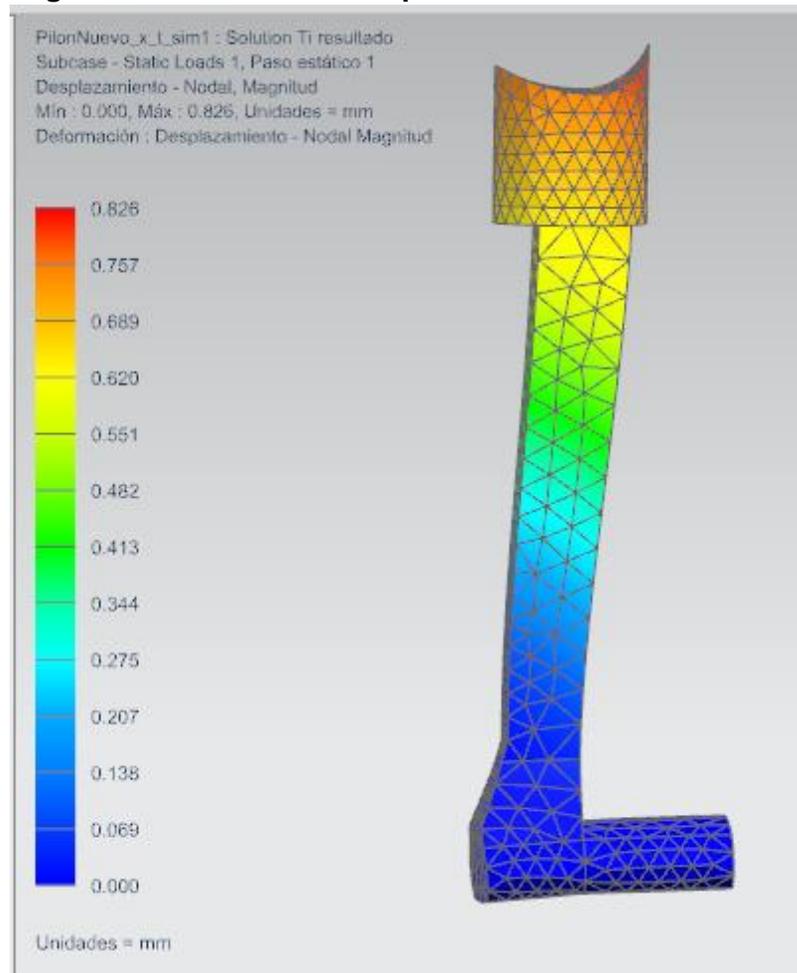
$$F.S. = \frac{160}{0,968}$$

$$F.S. = 166,11$$

Lo que al analizar esta simulación se reafirma que este material es altamente resistente a tracción y que soporta sin dificultad alguna la carga del cuerpo

**4.4.2.5 Simulación de pilón con PETG.** A continuación, se muestra el desplazamiento y el esfuerzo a los que se encuentra sometido el componente con el material termoplástico PET G.

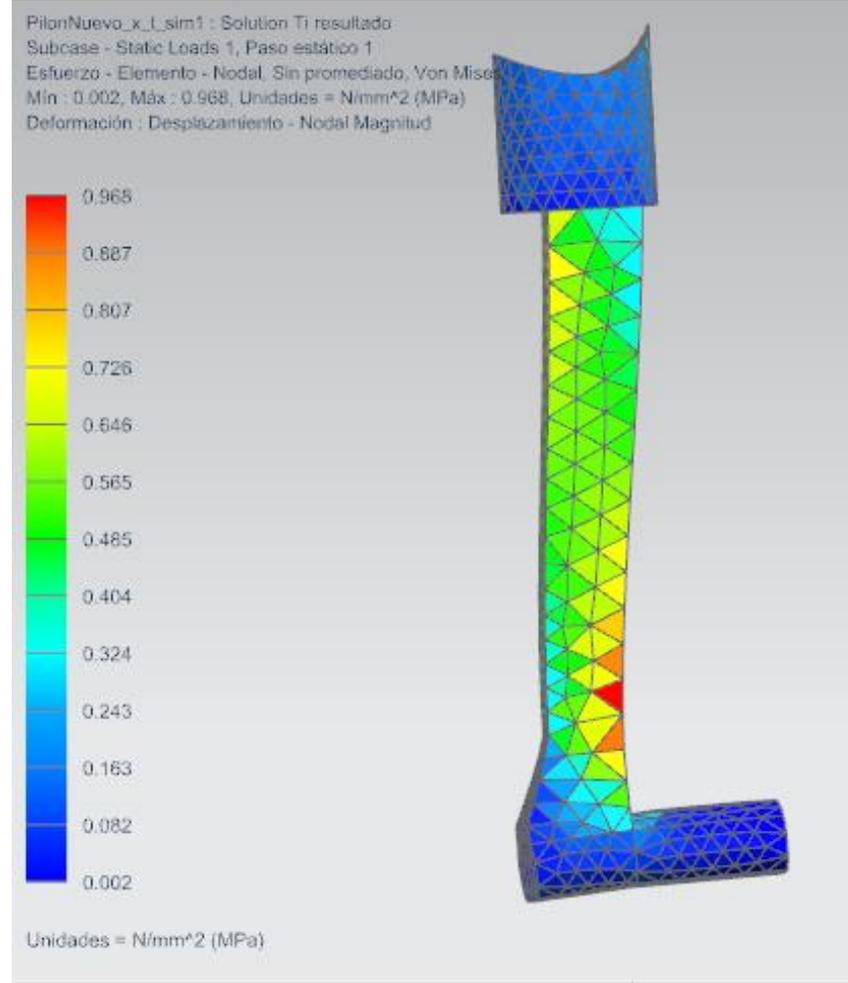
**Figura 63. Deformación del pilón con PET G**



Fuente: Elaboración propia

De la figura 48 se puede analizar que la deformación máxima que se consigue es de 0.528 mm, es decir que soporta la carga sin llegar a formar un esfuerzo crítico, permitiendo un buen funcionamiento del prototipo

**Figura 53. Esfuerzo del pilón con PET G**



Fuente: Elaboración propia

Se observa que en la figura 48 que soporta un esfuerzo de 0.967 MPa lo que hace un esfuerzo mínimo, al observar el factor de seguridad se obtiene un valor de 54.17 que se encuentra alejado del mínimo permitido por Davachi .

En el cuadro 6 se observan los resultados obtenidos en este componente y por sugerencia del diseñador de la fundación no se simulan los ejes posteriores del pie, debido a que los esfuerzos los soporta mayormente este componente

**Cuadro 6. Resultados de la simulación en el pilón**

<b>MATERIAL</b>	<b>DEFORMACIÓN</b>	<b>ESFUERZO</b>	<b>CARGA CRITICA</b>
<b>ABS</b>	0.372 mm	0.968 MPa	23.52 KN
<b>PLA</b>	0.672 mm	0.968 MPa	32.06 KN
<b>Aluminio</b>	0.0115 mm	0.967 MPa	70.66 KN
<b>Titanio</b>	0.0067 mm	0.967 MPa	107.57 KN
<b>PET g</b>	0.528 mm	0.967 MPa	32.26 KN

Fuente: Elaboración propia

Al analizar el desplazamiento máximo que sufre el pilon es de 0,672 mm, el cual se aproxima a la deformación permitida para este elemento que es de 1 mm, sin embargo, no afecta ni la funcionalidad ni la movilidad según la información suministrada por el protesista

Como conclusión de las deformaciones, el aluminio es el mejor material para este diseño, tanto por sus propiedades como por las deformaciones y esfuerzos máximos que se tienen, al tener valores tan reducidos se deja como resultado que este material se puede adaptar para soportar mayores esfuerzos incluso en otras actividades rutinarias como lo son subir y bajar escaleras que exigen un mayor esfuerzo de la articulación o en el caso de este diseño en el componente de la rodilla superior o se puede aumentar la velocidad de la marcha.

El factor de seguridad al ser demasiado elevado permite plantear una alternativa de geometría (ver Anexo A) para reducir algunos costos de fabricación, el factor de seguridad tan alto se asegura que el material puede soportar el mismo ciclo una gran cantidad de veces.

Aun así, los materiales termoplásticos y más aún el PET G se obtienen valores similares al aluminio, lo que permite evidenciar que las investigaciones que se están elaborando en los plásticos van por buen camino ya que el PET G tiene buen comportamiento mecánico, no solo tiene buena resistencia a la compresión sino también logra soportar los esfuerzos del diseño estudiado.

## 5. EVALUACIÓN FINANCIERA

La capacidad adquisitiva de la persona es determinante, ya que “el 84% de los discapacitados que existen en Colombia se encuentran dentro del 51.8% de la población que vive de escasos recursos económicos”<sup>66</sup>, por esto la prótesis debe ser asequibles tanto para el usuario como para instituciones que se dediquen a esta labor de fabricación. En este capítulo se tendrá en cuenta la cantidad de material usado y los procesos de mecanizado que se requieran en cada material para tener la forma de la prótesis.

Para cada proceso de fabricación (inyección o fundición) se utilizan diferentes cantidades de material, al igual que para lograr llenar el molde que va a servir como base del diseño, además de esto, se debe tener en cuenta el tiempo en el que las maquinas permanecen en funcionamiento y el consumo energético que podría gastar cada una.

Esta evaluación financiera, tendrá como objetivo la comparación de costos que tiene el procesar este diseño a una línea de fabricación. Donde se explicará los ítems a tener en cuenta en la tabla 8 donde;

- El costo de mes es el precio que cuesta mantener la maquina con su respectivo mantenimiento, las maquinas que se utilizan para el aluminio y para el titanio son de fundición, mientras que para los plásticos son de inyección y extrusión para el ABS.
- El transporte de material hace referencia al precio de envío del material, el costo eléctrico hace referencia al consumo eléctrico por las maquinas utilizadas.
- La preparación de los moldes hace referencia a la materia prima requerida para la realización de los moldes.
- Los materiales de elaboración, son los objetos consumibles que se requieren para la fabricación del prototipo.
- Moldes, es el costo de fabricación del molde en acero que permite realizar un proceso de inyección para los plásticos o de fundición para el aluminio y titanio.
- Desmoldante, hace referencia al material que se usa para que no queden segmentos o rebaba de material dentro del molde y este se pueda reutilizar

---

<sup>66</sup> MAYA CASTAÑO, Op. Cit., p.65

**Tabla 9. Costos de fabricación directa en moneda colombiana (COP).**

	Aluminio	Titanio	PLA	ABS	PET G
<b>Cantidad (kg)</b>	25	30	20	20	20
<b>Costo Kilo</b>	\$10.600,00	\$108.450,00	\$38.692,00	\$35.450,00	\$24.433,00
<b>Transporte de material</b>	\$58.000,00	\$133.000,00	\$78.000,00	\$78.000,00	\$78.000,00
<b>Costo de mes maquinaria</b>	\$1.856.000,00	\$2.480.000,00	\$1.350.000,00	\$1.180.200,00	\$1.250.500,00
<b>Costo de acabados</b>	\$85.400,00	\$116.300,00	\$73.000,00	\$67.200,00	\$73.000,00
<b>Consumo eléctrico</b>	\$157.000,00	\$134.000,00	\$160.000,00	\$165.000,00	\$160.000,00
<b>Mano de obra</b>	\$815.000,00	\$815.000,00	\$815.000,00	\$815.000,00	\$815.000,00
<b>Preparación de moldes</b>	\$183.000,00	\$238.000,00	\$163.000,00	\$165.000,00	\$127.000,00
<b>Materiales de elaboración</b>	\$205.400,00	\$272.000,00	\$163.000,00	\$145.000,00	\$170.000,00
<b>Materiales de corte</b>	\$45.000,00	\$53.200,00	\$36.600,00	\$35.500,00	\$35.500,00
<b>Moldes</b>	\$3.650.000,00	\$4.330.000,00	\$2.870.000,00	\$2.870.000,00	\$2.870.000,00
<b>Desmoldante</b>	\$35.000,00	\$36.300,00	\$24.300,00	\$24.300,00	\$24.300,00
<b>TOTAL</b>	\$7.437.800,00	\$11.861.300,00	\$6.513.740,00	\$6.252.200,00	\$5.990.960,00

Fuente: Elaboración propia

El proceso de manufactura empleado para los termoplásticos fue una inyección dentro de un molde, mientras que para el aluminio fue de fundición en molde y el titanio de extrusión en molde inoxidable. Al hablar de costo de maquinaria se hace referencia a las maquinas que se requieren para cada paso de manufactura

En la inyección de plástico se posee una materia prima que puede venir en forma de filamento este se ingresa al horno por medio de ua boquilla que aumenta su temperatura antes de ingresar al molde. Para la fundición, se realiza un proceso que ingresa directamente al molde, la materia prima que ingresa al molde esta previamente derretido el aluminio para una mejor adaptación del material al molde. En la extrusión del titanio se utiliza mayor cantidad de material

## 5.1 MANO DE OBRA

Para la puesta en marcha del diseño y tomar como referencia la fabricación de este modelo, se requieren los profesionales y/o técnicos que se muestran en la siguiente tabla

**Tabla 10. Costos por mano de obra.**

<b>CARGO</b>	<b>SALARIO MENSUAL</b>	<b>SALARIO HORA</b>	<b>Duración del Proceso</b>	<b>TOTAL</b>
<b>Moldeador o Maticero</b>	2.875.000	7.986,11	32 h	\$255.555,56
<b>Fundidor</b>	2.540.000	7.056	12 h	\$84.666,67
<b>Técnico Operario</b>	1.550.000	4.305,56	52 h	\$223.888,89
<b>Tornero</b>	1.840.000	5.111,11	48 h	\$245.333,33
<b>Total</b>				\$809.444,45

Fuente: Elaboración propia

Habiendo planteado las diferentes labores que se requieren para realizar la fabricación del diseño, estos serían los trabajadores necesarios para la fabricación de la prótesis. Estos trabajadores pueden requerir de un operario o ayudante que les facilite las acciones estipuladas o simplemente que permita elaborar la labor de manera más rápida y eficiente. Los procesos deben tener la mejor eficiencia y rendimiento posible, desde la adecuación de la materia prima hasta llegar a su producto final.

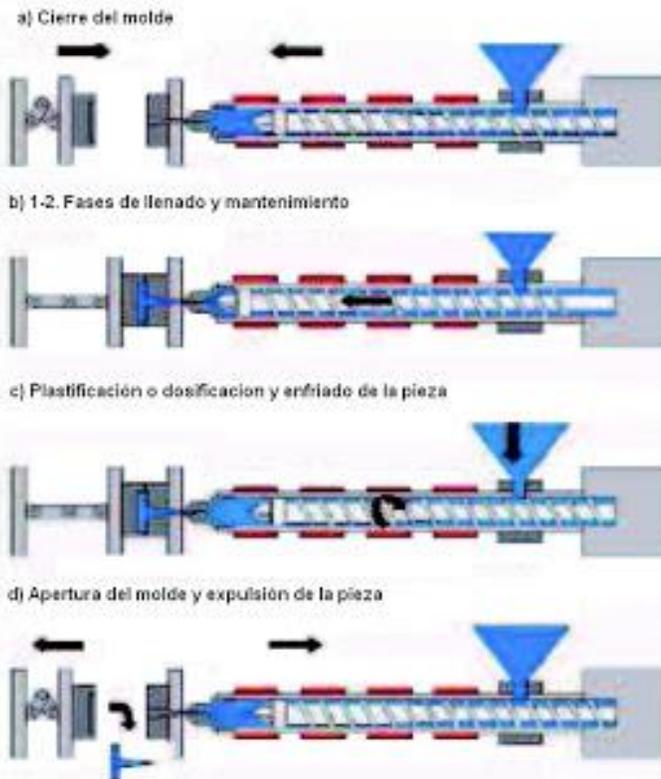
## 5.2 PROCESOS DE MANUFACTURA

En la **tabla 11**, para entender el costo de maquinaria del mes, toca establecer el proceso de manufactura utilizado en cada uno de los materiales para el diseño estudiado y de esta manera saber cuáles son las maquinas que se requieren para dichos procesos.

Para los materiales termoplásticos para el PETG, PLA y ABS, se realiza un proceso de inyección, este proceso inyecta plástico a un molde de alta presión, en donde el material es enfriado, solidificado y luego liberado en una forma que no requiere de muchos acabados, para este proceso primero se necesita de un diseño, seguido se pide aun fabricante de moldes crear un molde generalmente en acero, acto seguido se cierra el molde y comienza el llenado de plástico en el molde en donde el husillo mantiene constantes la velocidad, la presión y la temperatura del material. Después del llenado se enfría y se abre el molde En la figura muestra las etapas de la máquina de inyección<sup>67</sup>.

<sup>67</sup> Inyección de materiales plásticos. Tecnología de plásticos [en línea]. Junio 2011. [Citado Octubre 3 2018] Disponible en: <<http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/inyeccion-de-materiales-plasticos-ii.html>>

**Figura 65. Proceso de inyección de plástico**

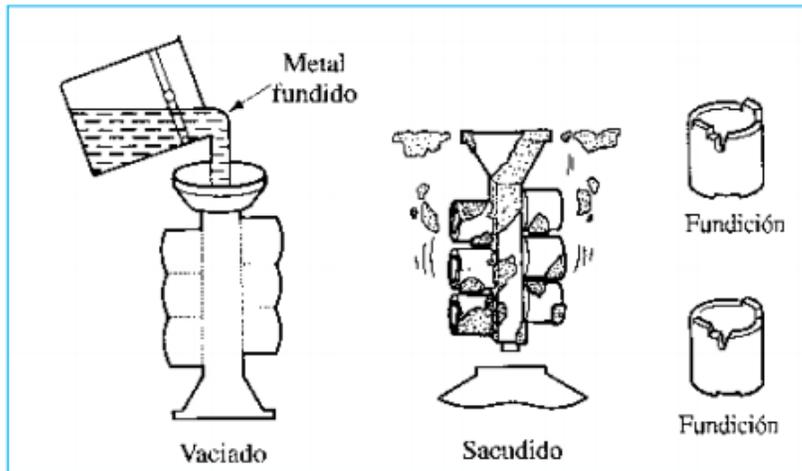


Fuente: Inyección de materiales plásticos. Tecnología de plásticos [en línea]. Junio 2011. [Citado Octubre 3 2018]. Disponible en: <<http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/inyeccion-de-materiales-plasticos-ii.html>>

En el aluminio se realiza un proceso de manufactura llamado “fundición a la cera perdida” en donde se realiza un molde en cerámica o yeso, en el que se logra observar con exactitud, cada rasgo de la pieza, después de tener el molde bien hecho se ingresa a un horno donde se vacía el metal fundido donde se cubre cada cavidad del molde. Luego de que se enfríe la pieza se destruye el molde en cerámica y se realizan los diferentes acabados en la pieza<sup>68</sup>.

<sup>68</sup> GROOVER, Mikell P. Fundamentos de manufactura moderna: materiales, procesos y sistemas. Pearson Educación, 1997. 1053 p.

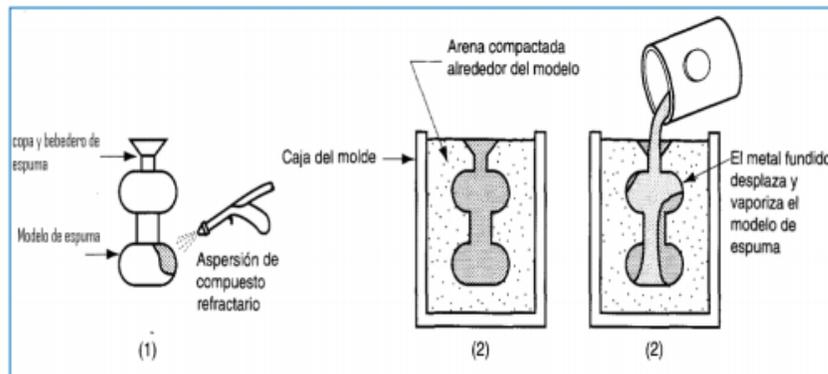
**Figura 66. Proceso de fundición de aluminio**



Fuente: GROOVER, Mikell P. Fundamentos de manufactura moderna: materiales, procesos y sistemas. Pearson Educación, 1997. 1053 p.

Para el titanio se utiliza un proceso de fundición por molde de grafito en este se realiza un gran tamaño de piezas en el procedimiento mas económico ya que ahorra energía que se requiere en otros procesos y reduce la cantidad de desechos, en este proceso se mezcla polvo de grafito con algunos aglutinantes desmoldantes que permiten remover el titanio sin lastimar el molde, este se realiza en un acero que no produzca una solidificación rápida, lo que se puede traducir en grietas por enfriamiento

**Figura 67. Proceso de fundición del titanio**



Fuente: GROOVER, Mikell P. Fundamentos de manufactura moderna: materiales, procesos y sistemas. Pearson Educación, 1997. 1053 p.

Al determinar el proceso de producción que debe mantener el diseño, se logra concluir con la **tabla 11**, que el PET G es el material más rentable de los cinco relacionados y que también es aquel que tiene, una duración del proceso de fabricación del molde y del prototipo.

Con las aleaciones de titanio no se logró encontrar mayor información en Bogotá debido a que para la adquisición de este se requiere de permisos de exportación y una carta que justifique la aplicación de este material. En Colombia lo más cercano que se logra conseguir es aleación de TiAl que es una aleación de titanio, aluminio, vanadio. Esta tiene un precio por kilo aproximadamente de \$72.300 COP.

La siguiente tabla muestra los precios de algunas partes de la prótesis comercial. Estos precios se toman de catálogos de OTTO BOCK, se agregan algunos materiales que se utilizan para encajes y para mejorar la comodidad de la persona amputada

**Tabla 11. Costos de partes de prótesis comercial en Colombia.**

<b>MATERIAS PRIMAS</b>	<b>COSTOS (COP)</b>
<b>Pilón OTTO BOCK</b>	\$ 480.000,00
<b>Acople Encaje- Pilón OTTO BOCK</b>	\$ 450.000,00
<b>Acople Pilón - Pie OTTO BOCK</b>	\$ 530.000,00
<b>Pie dinámico OTTO BOCK lo rider</b>	\$ 3.500.000,00
<b>Pie dinámico OTTO BOCK C-walk</b>	\$ 11.000.000,00
<b>Pie dinámico OTTO BOCK Trias</b>	\$ 4.500.000,00
<b>Encaje en fibra de carbono</b>	\$ 2.800.000,00
<b>Encaje en fibra de vidrio</b>	\$ 1.900.000,00
<b>Encaje en polipropileno</b>	\$ 1.100.000,00
<b>Pie SACH</b>	\$ 1.570.000,00
<b>Rodilla monocéntrica OSSUR- TK 1500</b>	\$ 2.500.000,00
<b>Rodilla policéntrica OSSUR- R510</b>	\$ 5.534.000,00
<b>Rodilla monocéntrica OSSUR MS 1620</b>	\$ 2.755.000,00
<b>Rodilla policéntrica OSSUR- T20</b>	\$ 6.300.000,00
<b>Pie eje multiple</b>	\$ 5.200.000,00

Fuente: ARAUJO HERRERA, Natalia. Diseño conceptual de una prótesis, 2012.

Con los valores de la tabla 13, se analiza que los valores comerciales de las partes de la prótesis en comparación a la fabricación del diseño estudiado los valores obtenidos por los materiales plásticos se encuentran a un precio más económico y que las hacen asequible para las personas de bajos recursos, como se quería inicialmente, las prótesis que se pueden encontrar en el comercio de Colombia pueden variar sus precios entre 11.000.000 COP hasta 21.000.000 COP dependiendo de la actividad física, disposición del socket, tipo de rodilla deseada, tipo de amortiguación y ajustes en el vendaje del muñón para comodidad del socket.

La fabricación de este diseño, da como conclusión, que el diseño estudiado puede competir en el mercado colombiano.

## 6. CONCLUSIONES

- Al hacer el estudio de los materiales a través de la historia se observa una importancia a la compatibilidad de los materiales con el organismo
- Mediante la búsqueda de información se pudo observar que existe un gran interés en los materiales plásticos y en los diferentes métodos de fabricación que se pueden emplear con ellos.
- Mediante la simulación para la evaluación de parámetros desde el software OpenSim se pudo observar que los materiales que presentaron un mejor comportamiento fueron el Aluminio seguido del PET G que como termoplástico se comporta muy bien para un individuo que pese entre 65 y 80 Kg teniendo una semejanza de funcionalidad en los parámetros promediando los resultados obtenidos de 89,87% para el aluminio y de 86,43% para el termoplástico en comparación con la funcionalidad de un miembro sano
- De acuerdo con el análisis de comparación de costos, el diseño presentado por la Fundación Materialización 3D puede entrar en competencia con otras prótesis que se encuentran en el mercado, ya que el valor de la prótesis en aluminio tiene un costo de \$7.437.000 mientras que el plástico tiene un precio de \$ 6.252.000, el cual se encuentra por debajo de los costos de fabricación de los prototipos ya existentes que tiene costos de más de \$12.000.000., lo que lo hace de este diseño un 32% por debajo de la media del mercado colombiano de prótesis, haciéndola más económica.
- El Aluminio es el material que posee una buena relación de los parámetros estipulados y el análisis financiero realizado, este material sufre una deformación máxima de 0,02mm en la flexión plantar, es decir es un 90% igual de funcional al comportamiento cinemático de un miembro inferior sano, este elemento logra soportar un esfuerzo máximo de 2,4 MPa en la articulación de la rodilla. Como resultado este material se puede adaptar para soportar mayores esfuerzos o incluso aplicar en otras actividades que tienen mayor dificultad como lo es correr, subir y bajar escaleras.

## 7. RECOMENDACIONES

- Se recomienda elaborar ajustes en la posición que van los agujeros de los tornillos ya que varios de estos agujeros pueden sufrir bastante desgaste, como se evidencia en el análisis realizado, ya que dependiendo de la actividad realizada por el paciente.
- A pesar de haber realizado una simulación en Opensim para saber la movilidad de la prótesis se recomienda hacer una prueba de laboratorio de marcha humana para rectificar los resultados obtenidos en el software.
- De ser posible el seleccionar diferentes materiales por cada componente como podría ser utilizar aluminio para la rodilla superior y PETG para el pilón, esta combinación le podría dar mayor vida útil y a la vez lograr mejorar algunos otros factores como, estabilidad, movilidad y resistencia.
- Se recomienda para complementar el estudio y los resultados obtenidos con este proyecto, realizar un análisis de funcionalidad, donde se pueda incluir el rediseño y cambio de geometría de algunas piezas como lo es el eje posterior, ya que, evaluando los componentes, este no soporta mucha carga y puede llegar a ser innecesario.

## BIBLIOGRAFIA

ALBERTO RODRIGUEZ. ANÁLISIS TÉCNICO, FIBRA DE CARBONO. [0]. Disponible en: <https://albrodpulf1.wordpress.com/2014/10/24/analisis-tecnico-fibra-de-carbono/>

AMAT, Frederic. Sin título. En: TROPELÍAS: REVISTA DE TEORÍA DE LA LITERATURA Y LITERATURA COMPARADA. Jan 31, .no. 29, p. 263

ANDRADE ARREGUIN Carlos Angel. Análisis de la selección y aplicación de prótesis de rodilla&nbsp; .Instituto politécnico nacional escuela superior de ingeniería mecánica y eléctrica, 2010. p. 92.

Anonymous VALOR AGREGADO: El valor de la protección de energía. En: PC SEMANAL. Jul 31, .vol. 16, no. 416, p. 19

Angela Lucia Maya Castaño; E.P. Guerrero and J.F. Ramirez. Parámetros de diseño de una Prótesis de Rodilla en Colombia. p. 770-773

AU, S. K.; WEBER, J. and HERR, H. Biomechanical Design of a Powered Ankle-Foot Prosthesis. En: 2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics. Jun. p. 298-303

Anonymous Design Box 3D. [0]. Disponible en: <https://designbox3d.com/products/hd-glass-petg-filament-formfutura&prev=search>

BLACK, J. Requirements for successful total knee replacement. Material considerations. En: THE ORTHOPEDIC CLINICS OF NORTH AMERICA. vol. 20, no. 1, p. 1-13

CORRAO Ruben. Ortesis y prótesis. [diapositivas]. Disponible en: <http://kinesiouba.com.ar/wp-content/uploads/2014/07/MATERIALES.pdf>, p.5

COLLADO-VÁZQUEZ, S. |Carrillo, J.M. Análisis de la marcha humana. En: NEUROLOGÍA. vol. 30, no. 4, p. 240-246

DROP MATERIALIZA and FORM FURTURA. Filamentos HD-Glass&nbsp; [0]. Disponible en: <http://dropmaterializa.com/wp-content/uploads/2017/03/Descripci%C3%B3n-HDglass.pdf>

ESCUDER MILIÁN, Elena. Diseño de órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueleto. [1]: E.T.S.I. Industriales (UPM), 2017.

ESPINOSA FERNÁNDEZ, Claudiands Marissa. Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico.

FERNÁNDEZ BARROSO, Janire Begoña. Diseño de un molde de inyección de una pieza plástica. Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica Industrial de Bilbao, 2014.

GIL,F. J.; GINEBRA,M. P. and PLANELL,J. A. Metales y aleaciones para la substitución de tejidos duros. En: GIL, FJ [ET AL.].METALES Y ALEACIONES PARA LA SUBSTITUCIÓN DE TEJIDOS DUROS.BIOMECAÁNICA, 1999, VOL.VII, NÚM.13, P.73-78.

GÓMEZ,J. C., et al. Prótesis externa de rodilla: estado del arte en Colombia. En: IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health.Springer, 2007. p. 779-782

GONZALEZ MASCAREÑO DANAE. EXOPLORACIÓN DE LA MARCHA&nbsp; [0]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/safoelc/exploracin-de-la-marcha>

GROOVER,Mikell P. Fundamentos de manufactura moderna: materiales, procesos y sistemas. Pearson Educación, 1997. 1053 p.

IMPRESORAS 3D. ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas. [0]. Ene,. Disponible en: <https://www.impresoras3d.com/abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas/>

INSTITUTO COLOMBIANO DE NORMAS TÉCNICAS Y CERTIFICACIÓN. Documentación. Presentación de tesis, trabajos de grado y otros trabajos de investigación. NTC 1486. Bogotá D.C.: El instituto, 2008. 36 p.

\_\_\_\_\_. Referencias documentales para fuentes de información electrónicas. NTC 4490. Bogotá D.C.: El instituto, 1998. 23 p.

\_\_\_\_\_. Referencias bibliográficas. Contenido, forma y estructura. NTC 5613. Bogotá D.C.: El instituto, 2008. 33 p.

KATHERINE JOHANNA CAMELO ULLOA. Construcción de un encaje o socket para prótesis de miembro inferior con amputación transfemoral. Universidad de la Salle, 2017. p. 143.

MATWEB [en línea]. [Citado Octubre 6 2018]. Disponible en internet: [<http://www.matweb.com/>](http://www.matweb.com/)

MEDINA, Michael Felpeto. Diseño de prótesis externa de rodilla&nbsp; 2013.

MUÑOS Juan Pablo. Módicas prótesis impresas en 3D. Nov 11.

ORLANDO Pelliccioni; MÜLLER-KARGER Carmen and CANDAL María Virginia, Evaluación numérica por elementos finitos de materiales propuestos para la fabricación de una prótesis de pie usando moldeo por inyección de plástico, p. 7

ORTHOPRAXIS [en línea]. [Citado Junio 10 de 2018]. Disponible en internet: [<www.orthopraxis.com.co>](http://www.orthopraxis.com.co)

ÖSSUR CATÁLOGO [En línea]. [Citado Julio 22, 2018]. Disponible en internet: <[http://www.laboratoriogilete.com/Manuales/Catalogo%20componentes%20%20OSSUR%202012-%202013%20\(1\).pdf](http://www.laboratoriogilete.com/Manuales/Catalogo%20componentes%20%20OSSUR%202012-%202013%20(1).pdf)>

OTTOBOCK [en línea]. [Citado Julio 5, 2018]. Disponible en internet: <<http://www.ottobock.com.co/prosthetics/lower-limb/solution-overview/geniumbionic-rostheticsyst-em/>>

PEÑA, Constantina Álvarez, et al. Diseño de Prótesis Externa de Rodilla&nbsp; Nov.

PET. POLIETILENO TEREFTALATO. [0]. Disponible en: [http://www.laseda.es/index2.php?lang=es&ID\\_cat=&PID\\_cat=&SID\\_cat=338&SSID\\_cat=343](http://www.laseda.es/index2.php?lang=es&ID_cat=&PID_cat=&SID_cat=338&SSID_cat=343)

R. VILADOT; O. COHI and S.CLAVELL. Ortesis y prótesis del aparato locomotor Tomo 2.2 Extremidad inferior&nbsp; Masson, 280 p.

SERNA C., Liliana; RODRIGUEZ DE S., Aida and ALBAN A., Fred. Acido polilactico : propiedades y aplicaciones. En: INGENIERIA Y COMPETIVIDAD. Oct 1, .vol. 5, no. 1, p. 16

SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Universidad Nacional de Colombia, 2015.

THURSTON, Alan J. Pare And Prosthetics: The Early History Of Artificial Limbs. En: Anz Journal Of Surgery. Dec.vol. 77, no. 12, p. 1114-1119

VALENCIA AGUIRRE, Fernando Vinicio; MEJÍA ECHEVERRÍA, Cosme Damian and ERAZO-ARTEAGA, Víctor. Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales.&nbsp; En: REVISTA UIS INGENIERÍAS. Sep 1, .vol. 16, no. 2, p. 23-34

VALENCIA, F., et al. Prótesis de rodilla externa mecatrónica. vol. Vol. 23, p. 33-56

VALENZUELA GÓMEZ, Sebastián. Análisis del comportamiento mecánico de prótesis de pie más usada en Colombia mediante la técnica de elementos finitos. Trabajo de investigación grado Ingeniero Mecánico. Bogotá D.C.: Fundación Universidad de América. Facultad de Ingenierías. Departamento de Ingeniería Mecánica. 2013. 19 – 27 p

VELÁSQUEZ MIRANDA, Luis Miguel. Análisis del comportamiento mecánico de un prototipo de prótesis transfemoral para la fundación materialización 3d. Fundación Universidad de América, 2018. p. 119

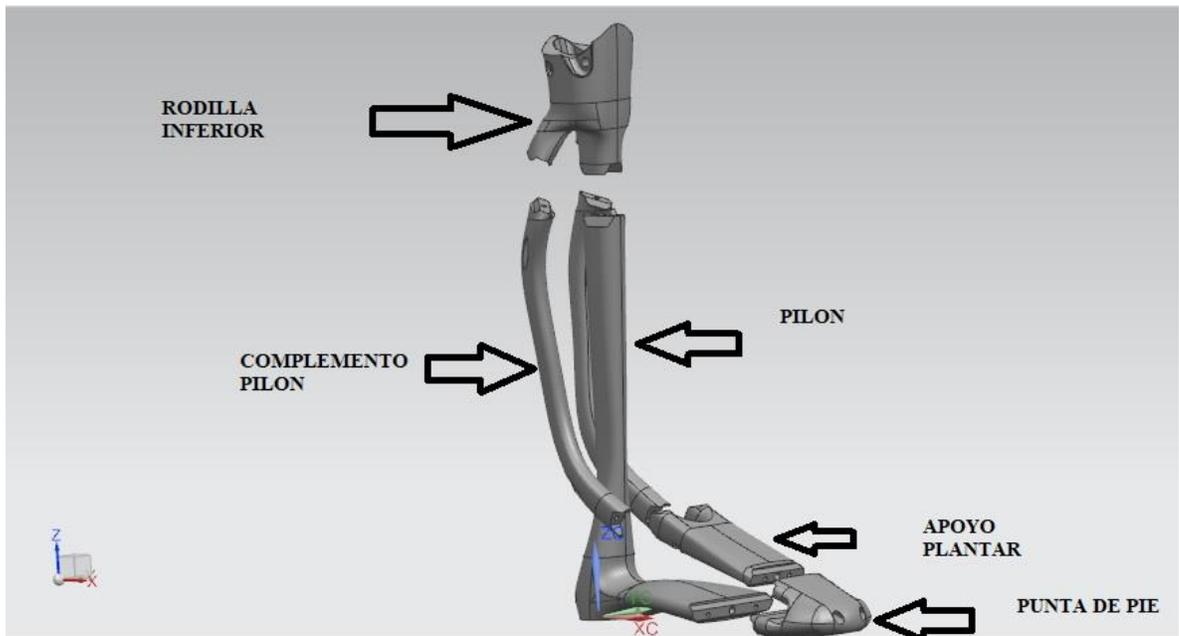
VERA LUNA, Pedro and SÁNCHEZ-LACUESTA, J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: IBV, 2006, 2002. 444 p.

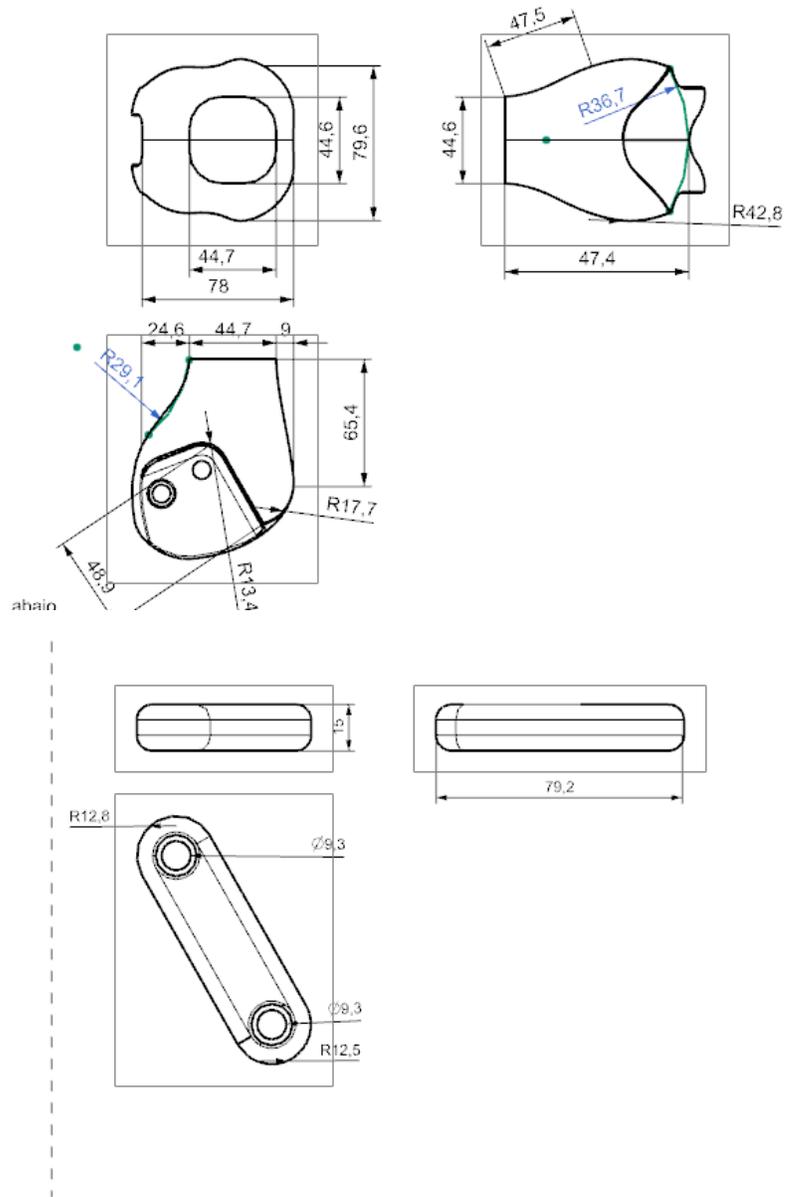
ANEXOS

## ANEXO A

### PLANOS Y EXPLOSIONADO DEL DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL

El pilon se compone la rodilla superior de un complemento que solo soporta 50 N y de un apoyo plantar, para la simulación de este componente, se desprecia el complemento debido a que no tiene otra función que restringir el movimiento del tobillo y de esta manera evitar la deformación de la zona plantar

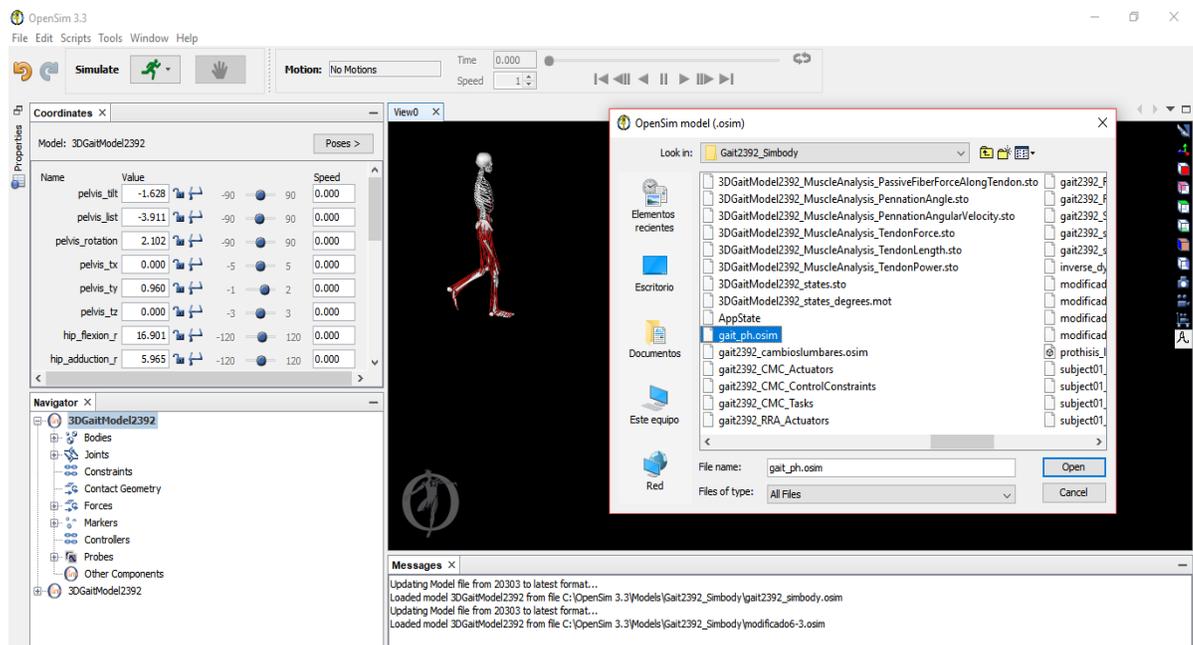




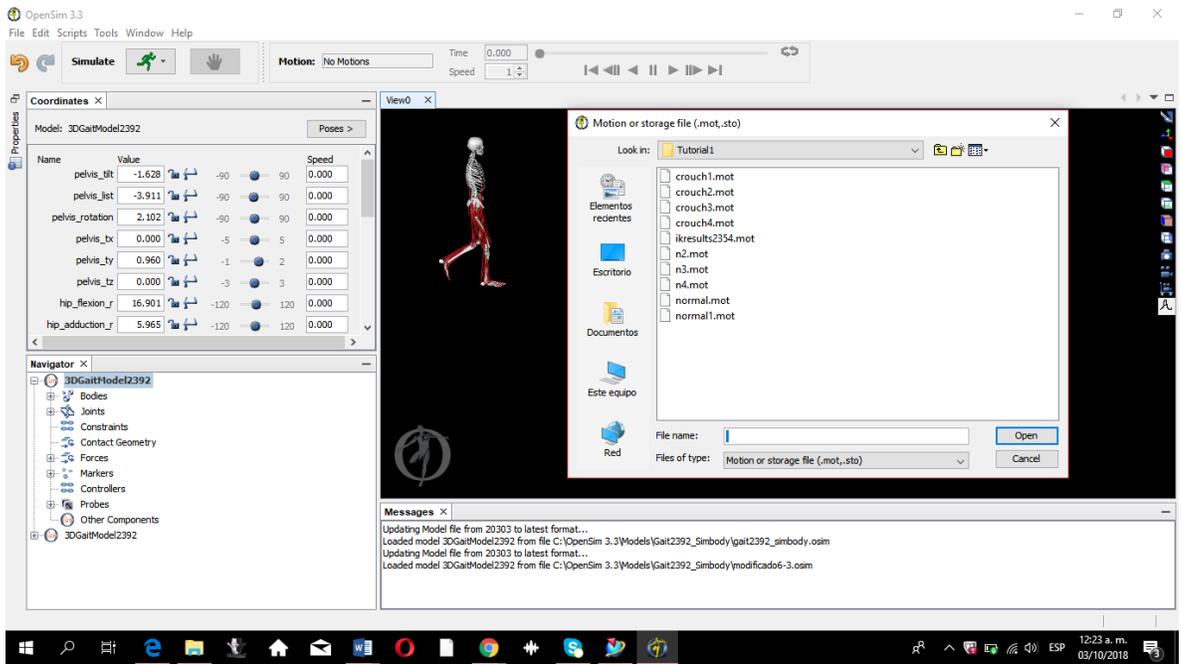
## ANEXO B

### SIMULACIÓN EN EL SOFTWARE OPENSIM

El software Opensim tiene una plataforma muy sencilla de aprender, al momento de realizar un analisis cinematico o cinetico inverso, para cualquier miembro se abre un modelo predeterminado por Opensim, lo que permite simular el movimiento para un estudio biomecanico del cuerpo humano. Para realizar dicha simulación se utiliza un modelo de formato tipo .osim que permite mostrar el movimiento del tren inferior, este modelo tiene nombre `simbodygait_2392.osim`



Para el inicio de la simulación se carga un modelo de movimiento, que se encuentra en formato .mot en este caso se carga el movimiento al modelo gait2392 y se le aplica el modelo de movimiento normal.mot



Al poseer el movimiento

## ANEXO C

### CÓDIGO DEL MODELO MODIFICADO PARA INSTALACIÓN DE LA PRÓTESIS

Para comenzar a ver la funcionalidad de la prótesis dentro el software se debe guardar el diseño estudiado en un formato especial de visualización .STL y ubicar dicho modelo en la subcarpeta de “models”. Se debe ubicar en esta carpeta para que el software le sea más sencilla la búsqueda de este objeto, se deben modificar diferentes partes del código del modelo gait2392.osim

```
sim 3.3\Model\Gait2392_Simbody - Geany
Proyecto  Congruir  Herramientas  Ayuda
o  Revertir  Cerrar  Atrás  Adelante  Compilar  Construir  Ejecutar  Selector de color  Buscar  Ir a  Salir
normal.mot  gait2392_cambioslumbares.osim  modificado6.osim  subject01_Setu...rseDynamics.xml  subject01_walk1_gf.mot  subject01_walk1_ik.mot
Delp, S.L., Loan, J.F., Roy, M.G., Zajac, F.E., Topp E.L., Rosen, J.M.: An interactive graphics-based model of the lower extremity
Yasuguchi G.T., Zajac F.E.: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism." J. Biomech. vol. 21. 1
Anderson F.C., Pandy M.G.: A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. Computer Methods in Biomechan.
Anderson F.C., Pandy M.G.: Dynamic optimization of human walking. Journal of Biomechanical Engineering 123:381-390, 2001.
</publications>
<length_units>metres</length_units>
<force_units>N</force_units>
<!--Acceleration due to gravity.-->
<gravity> 0 -9.80665 0</gravity>
<!--Bodies in the model.-->
<BodySet>
  <objects>
    <Body name="ground">
    <Body name="pelvis">
    <Body name="Femur r">
    <Body name="tibia r">
    <Body name="talus r">
      <mass>0.5</mass>
      <mass_center> 0.58 0.34 0</mass_center>
      <inertia_xx>0.001</inertia_xx>
      <inertia_yy>0.001</inertia_yy>
      <inertia_zz>0.001</inertia_zz>
      <inertia_xy>0</inertia_xy>
      <inertia_xz>0</inertia_xz>
      <inertia_yz>0</inertia_yz>
    </CustomJoint>
  </Joint>
  <VisibleObject>
    <!--Scale of geometry files and associated attributes, allow .vtp, .stl, .obj-->
    <GeometrySet>
      <objects>
        <DisplayGeometry>
          <!--Name of geometry file .vtp, .stl, .obj-->
          <geometry_file>talus.vtp</geometry_file>
          <!--Color used to display the geometry when visible-->
          <color> 1 1 1</color>
          <!--Name of texture file .jpg, .bmp-->
          <texture_file />
          <!--in body transform specified as 3 rotations (rad) followed by 3 translations rX rY rZ tx ty tz-->
          <transform> -0 0 -0 0 0</transform>
          <!--Three scale factors for display purposes: scaleX scaleY scaleZ-->
          <scale_factors> 1 1 1</scale_factors>
          <!--Display Pref. 0:Hide 1:Wire 3:Flat 4:Shaded-->
          <display_preference>4</display_preference>
          <!--Display opacity between 0.0 and 1.0-->
          <opacity>1</opacity>
        </DisplayGeometry>
      </objects>
    </GeometrySet>
    <!--Three scale factors for display purposes: scaleX scaleY scaleZ-->
    <scale_factors> 1 1 1</scale_factors>
    <!--transform relative to owner specified as 3 rotations (rad) followed by 3 translations rX rY rZ tx ty tz-->
    <transform> -0 0 -0 0 0</transform>
    <!--Whether to show a coordinate frame-->
    <show_axes>false</show_axes>
    <!--Display Pref. 0:Hide 1:Wire 3:Flat 4:Shaded Can be overridden for individual geometries-->
    <display_preference>4</display_preference>
  </VisibleObject>
  <WrapObjectSet>
    <objects />
    <group />
  </WrapObjectSet>
</Body>
<Body name="calc r">
<Body name="toes r">
<Body name="Femur l">
<Body name="tibia l">
<Body name="talus l">
<Body name="calc l">
<Body name="toes l">
<Body name="toes l">
</objects>
```

En el código se eliminan los componentes que quedan debajo de la rodilla derecha, en el código estos datos poseen una descripción previa de los elementos, especificando, como van conectados a los músculos, su centro de masa, peso y momento de inercia.

De esta forma en el modelo gait\_2392simbody.osim se elimina el cuerpo "tibia\_r" que representa la tibia de la pierna derecha, "toes\_r" que representa el pie derecho, "clcn\_r" el hueso calcáneo de la pierna derecha y "talus\_r" que representa el talón del pie derecho.

Se muestra una descripción de la prótesis como se muestra a continuación

```

sde/s/Gait2392_Simbody - Geany
Proyecto Construir Herramientas Ayuda
Revertir Cerrar Atrás Adelante Compilar Construir Ejecutar Selector de color Buscar Ir a Salir
normal.mot gait2392_cambioslumbares.osim modificado6.osim subject01_Setu...rseDynamics.xml subject01_walk1_grf.mot subject01_walk1_ik.mot
<Body name="pelvis">
<Body name="femur r">
<Body name="femur l">
<Body name="tibia l">
<Body name="talus l">
<Body name="calcn l">
<Body name="toes l">
<Body name="prothesis">
  <mass> 2.654344</mass>
  <inertia_xx>0.0304</inertia_xx>
  <inertia_yy>0.0055</inertia_yy>
  <inertia_zz>0.051</inertia_zz>
  <inertia_xy>0</inertia_xy>
  <inertia_xz>0</inertia_xz>
  <inertia_yz>0</inertia_yz>
  <!--Joint that connects this body with the parent body.-->
  <Joint>
    <CustomJoint name="prothesis_r">
      <!--Defines how the child body moves with respect to the parent as a function of the generalized coordinates.-->
      <SpatialTransform>
        <!--3 Axes for rotations are listed first.-->
        <TransformAxis name="rotation1">
          <!--Names of the coordinates that serve as the independent variables of the transform function.
          <coordinates>knee_angle_r</coordinates>
          <!--Rotation or translation axis for the transform.-->

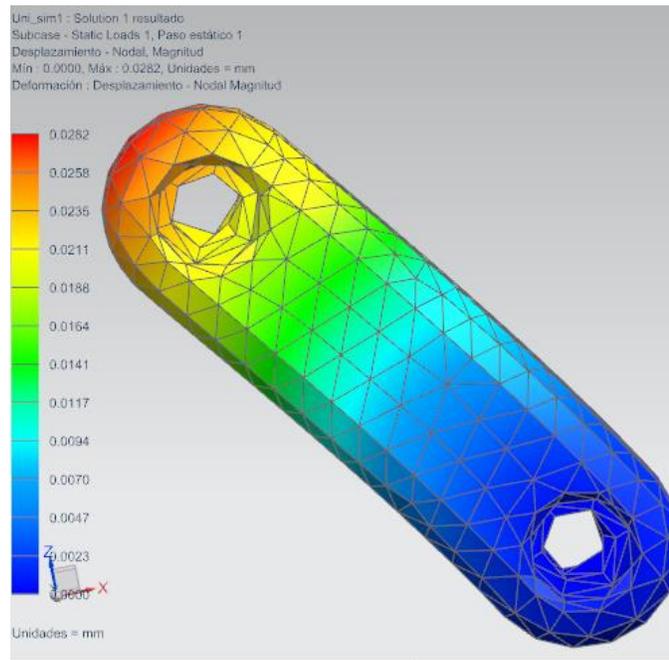
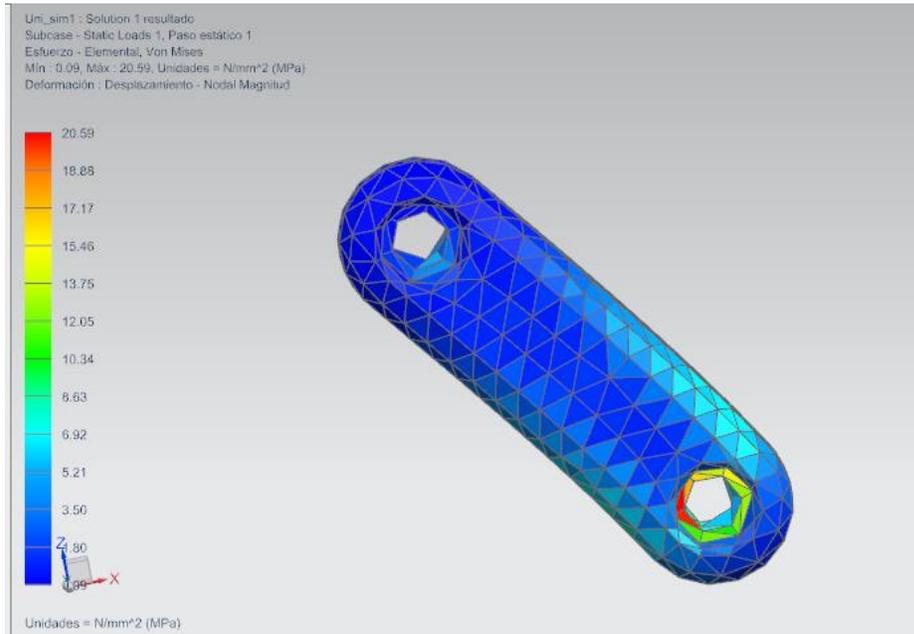
```

Donde se le agregan las propiedades antes mencionadas que vienen predeterminadas desde el formato .STL o .VTP, al eliminar los componentes anteriores se ingresa al código del normal.mot en donde también toca modificar las restricciones que tiene que tener la prótesis y así en vez de calcular los movimientos de los tres componentes "talus\_r", "clcn\_r" y "toes\_r", va a calcular los movimientos de "prothesis" . Por último se unen los músculos que quedan en el fémur con el acople que queda de la rodilla superior en el caso de este diseño.

## ANEXO D

### SIMULACIÓN DE LOS OTROA COMPOENTES DE LA PROTESIS EN ALUMINIO

#### A) Union de rodilla superior con inferior



B) Punta de pie de protesis

