

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D

LUIS MIGUEL VELÁSQUEZ MIRANDA

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

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D

LUIS MIGUEL VELÁSQUEZ MIRANDA

Proyecto integral de grado para optar el título de
INGENIERO MECÁNICO

Director
Camilo Andrés Hurtado Erasso
Ingeniero Mecatrónico y de Telecomunicaciones

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

Nota de aceptación:

Presidente del jurado
Ing. Óscar Mauricio Ochoa Álvarez

Jurado 1
Ing. Juan Felipe Giraldo Ávila

Jurado 2
Ing. Daniel Eduardo Villalobos Correa

Bogotá D.C., Febrero de 2018

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

Secretario General

Dr. JUAN CARLOS POSADA GARCÍA-PEÑA

Decano General Facultad de Ingenierías

Ing. JULIO CESAR FUENTES ARISMENDI

Director de Programa de Ingeniería Mecánica

Ing. CARLOS MAURICIO VELOZA VILLAMIL

Ni las directivas de la Universidad de América ni el jurado calificador son responsables por los conceptos emitidos en el presente documento, solamente el autor.

Dedico este proyecto enteramente a mi madre: Rosa Beatriz Miranda Paz, quien ha sido la persona que me ha apoyado incluso en mis fracasos y es por ella que hoy he llegado hasta aquí, una y mil veces gracias madre.

AGRADECIMIENTOS

En primera instancia agradezco al cuerpo docente de la Fundación Universidad de América, sobre todo a mi orientador el Ing. Óscar Ochoa por prestarme las asesorías necesarias para la culminación de este proyecto. También expreso mis agradecimientos a la Fundación Materialización 3D por brindarme la oportunidad de introducirme al fascinante mundo de la biomecánica.

CONTENIDO

	pág.
RESUMEN	18
INTRODUCCIÓN	19
1. PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	21
1.1 ORIGEN DE LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	21
1.1.1 Orígenes de las prótesis en Colombia	23
1.2 TIPOS DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	24
1.2.1 Prótesis parcial de pie	25
1.2.2 Prótesis transtibial	25
1.2.3 Prótesis transfemoral	26
1.3 COMPONENTES DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL	26
1.3.1 Pie	26
1.3.2 Articulación de tobillo y pie	26
1.3.2.1 Articulación de eje simple	27
1.3.2.2 Articulación de ejes múltiples	27
1.3.2.3 Pie de respuesta dinámica (STEN)	28
1.3.2.4 Pie SACH	28
1.3.3 Pilar	29
1.3.4 Articulación de rodilla	29
1.3.4.1 Rodilla con bloqueo manual	29
1.3.4.2 Rodilla monocéntrica	29
1.3.4.3 Rodilla policéntrica	30
1.3.4.4 Rodilla electromecánica	30
1.3.5 Socket	31
1.3.6 Sistema de suspensión	32
1.3.6.1 Suspensión por ventosa	32
1.4 PRÓTESIS TRANSFEMORALES EXISTENTES EN EL MERCADO	33
1.4.1 Prótesis convencional por encima de rodilla con pie SACH	33
1.4.2 Prótesis ÖSSUR	33
1.4.3 Prótesis Genium	34
1.4.4 Prótesis Dycorp	35
1.4.5 Prótesis Orthopraxis	35
2. MIEMBRO INFERIOR HUMANO	36
2.1 ANATOMÍA DE LA PIERNA	36
2.1.1 Estructura ósea	36
2.1.1.1 Fémur	36
2.1.1.2 Rótula	37
2.1.1.3 Tibia y peroné	38
2.1.2 Estructura muscular	38

2.1.2.1 Sección superior	38
2.1.2.2 Sección inferior	39
2.2 ANATOMÍA DEL PIE	40
2.2.1 Estructura ósea	40
2.2.2 Músculos del pie	41
2.3 LA RODILLA	41
2.4 EL TOBILLO	43
2.5 LA MARCHA HUMANA	43
2.5.1 Fase de apoyo	44
2.5.1.1 Plantarflexión	44
2.5.1.2 Dorsiflexión	45
2.5.1.3 Fase previa al balanceo	46
2.5.2 Fase de Balanceo	46
2.5.2.1 Fase inicial de balanceo	46
2.5.2.2 Fase media de balanceo	47
2.5.2.3 Fase final de balanceo	47
2.6 PLANOS ANATÓMICOS	47
2.6.1 Plano sagital	48
2.6.2 Plano frontal	48
2.6.3 Plano transversal	48
3. PARÁMETROS DE EVALUACIÓN	49
3.1 GRADOS DE MOVILIDAD	51
3.1.1 Grados de movilidad en la rodilla	51
3.1.2 Grados de movilidad en el tobillo	51
3.2 DESPLAZAMIENTO	53
3.3 FUNCIÓN DE SISTEMA DINÁMICO	53
3.4 CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD	54
3.4.1 Rotación de la pelvis	55
3.4.2 Inclinação de la pelvis	56
3.4.3 Flexión de la rodilla	56
3.4.4 Ancho de base	56
3.4.5 Contacto mediante el talón y despegue del antepie	56
3.4.6 Retorno del ciclo	56
3.5 MANTENIMIENTO	58
3.6 EFICIENCIA MUSCULAR	59
3.7 METODOLOGÍA	59
4. ANÁLISIS BIOMECÁNICO	61
4.1 GRADOS DE MOVILIDAD	62
4.1.1 Cinemática inversa	62
4.1.1.1 Comparación de rodilla protésica con rodilla modelo	62
4.1.1.2 Comparación de pie protésico con pie modelo	65
4.2 DESPLAZAMIENTO	66
4.3 SISTEMA DINÁMICO	66

4.4 CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD	71
4.5 MANTENIMIENTO	72
4.5.1 Prótesis con pie SACH y rodilla monocéntrica	72
4.5.1.2 Pie SACH	72
4.5.1.2 Rodilla monocéntrica	73
4.5.2 Prótesis con pie STEN y rodilla policéntrica	75
4.5.2.1 Pie STEN	75
4.5.2.2 Rodilla policéntrica	76
4.5.3 Prototipo	78
4.6 Eficiencia muscular	78
4.6.1 Dinámica inversa	79
4.6.1.1 Cargas que ejerce el suelo	79
4.6.1.2 Músculo bíceps femoral cabeza larga (Bifemlh)	80
4.6.1.3 Músculo bíceps femoral cabeza corta (Bifemsh)	80
4.6.1.4 Músculo recto femoral (rect_fem)	81
4.6.1.5 Músculo vasto intermedio (vas_int)	82
4.6.1.6 Músculo vasto lateral (vas_lat_r)	83
4.6.1.7 Músculo vasto medial (vas_med_r)	83
5. MODELAMIENTO Y SIMULACIÓN	85
5.1 MATERIALES USADOS	85
5.1.1 PLA	85
5.1.1.1 Aplicaciones del PLA	85
5.1.1.2 Propiedades del PLA	86
5.2 SIMULACIÓN DE PROTOTIPO	87
5.2.1 Rodilla superior	88
5.2.2 Rodilla inferior	90
5.2.3 Eje posterior	92
5.2.4 Eje central	94
5.2.5 Punta del pie	103
6. CONCLUSIONES	105
7. RECOMENDACIONES	108
BIBLIOGRAFÍA	109
ANEXOS	114

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Prótesis de pierna usada durante el renacimiento.	22
Figura 2. Prótesis de piernas desarrolladas en el MIT.	23
Figura 3. Distribución carga pie y mano.	24
Figura 4. Prótesis parcial de pie.	25
Figura 5. Prótesis transtibial.	25
Figura 6. Prótesis transfemoral.	26
Figura 7. Articulación de eje simple.	27
Figura 8. Articulación de ejes múltiple.	27
Figura 9. Pie de respuesta dinámica.	28
Figura 10. Pie SACH.	28
Figura 11. Rodilla con bloqueo manual.	29
Figura 12. Rodilla monocéntrica.	30
Figura 13. Rodilla policéntrica.	30
Figura 14. Rodilla electromecánica.	31
Figura 15. Socket.	31
Figura 16. Pirámide unida con resina al socket.	32
Figura 17. Suspensión por ventosa.	32
Figura 18. Prótesis transfemoral convencional.	33
Figura 19. Prótesis transfemoral de OSSUR.	34
Figura 20. Prótesis Genium.	34
Figura 21. Prótesis Dycorp.	35
Figura 22. Prótesis Orthopraxis.	35
Figura 23. Estructura ósea de la pierna.	36
Figura 24. Fémur.	37
Figura 25. Patela.	37
Figura 26. Tibia y peroné.	38
Figura 27. Músculos de la sección superior.	39
Figura 28. Músculos de la sección anterior.	40
Figura 29. Huesos del pie.	40
Figura 30. Región plantar a la izquierda, dorsal a la derecha.	41
Figura 31. Rodilla humana.	42
Figura 32. Anatomía del tobillo.	43
Figura 33. Golpe de talón.	44
Figura 34. Apoyo plantar.	45
Figura 35. Apoyo medio.	45
Figura 36. Apoyo final.	46
Figura 37. Prebalanceo.	46
Figura 38. Fase inicial de balanceo.	47
Figura 39. Fase media de balanceo	47
Figura 40. Planos anatómicos del cuerpo humano.	48
Figura 41. Prototipo de prótesis transfemoral.	49
Figura 42. Modelo de OpenSim.	50

Figura 43. Componentes del prototipo.	50
Figura 44. Rangos de movimiento de la rodilla en el plano sagital.	51
Figura 45. Rangos de movimiento del tobillo en el plano sagital.	52
Figura 46. Rango de movimientos del tobillo en el plano transversal.	52
Figura 47. Rangos de movimientos del tobillo en el plano frontal.	53
Figura 48. Centro de gravedad del modelo gait2392_simbody.osim.	54
Figura 49. Estabilidad del cuerpo humano en los tres planos.	55
Figura 50. Ubicación del centro de Gravedad en una persona de 180 cm de altura.	57
Figura 51. Mapa conceptual para evaluación de parámetros.	60
Figura 52. Pie SACH deteriorado.	73
Figura 53. Bomper y tope de goma.	74
Figura 54. Buje.	74
Figura 55. Graduador y eje.	75
Figura 56. Pie STEN deteriorado.	76
Figura 57. Rodilla de 2 ejes.	77
Figura 58. Rodilla de 2 ejes con su resorte visible.	77
Figura 59. Componentes del prototipo.	78
Figura 60. Tornillería en PLA para andamiaje óseo.	86
Figura 61. Envase de alimentos en PLA.	86
Figura 62. Diagrama de cuerpo libre de la rodilla superior.	88
Figura 63. Esfuerzo elemental nodal de la rodilla superior.	89
Figura 64. Desplazamiento de rodilla superior.	90
Figura 65. Diagrama de cuerpo libre de la rodilla inferior.	91
Figura 66. Esfuerzo elemental nodal de la rodilla inferior.	91
Figura 67. Desplazamiento de rodilla inferior.	92
Figura 68. Diagrama de cuerpo libre del eje posterior.	93
Figura 69. Esfuerzo elemental nodal del eje posterior.	93
Figura 70. Desplazamiento del eje posterior.	94
Figura 71. Diagrama de cuerpo libre del eje central.	95
Figura 72. Zonas de restricción.	95
Figura 73. Esfuerzo elemental nodal del eje central.	96
Figura 74. Desplazamiento del eje central.	96
Figura 75. Zona de concentración de esfuerzos.	101
Figura 76. Desplazamiento del eje central en la subfase de despegue.	102
Figura 77. Esfuerzo elemental nodal en la subfase de despegue.	102
Figura 78. Diagrama de cuerpo libre de la punta de pie.	103
Figura 79. Desplazamiento de la punta del pie.	103
Figura 80. Esfuerzo elemental nodal de la punta del pie.	104

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Desplazamiento del centro de gravedad para marcha normal.	58
Tabla 2. Ángulos de movimiento de la rodilla en función del ciclo de marcha.	63
Tabla 3. Propiedades mecánicas del PLA.	87
Tabla 4. Datos iniciales para análisis por pandeo.	97

LISTA DE GRÁFICOS

	pág.
Gráfico 1. Diagrama de desplazamiento del centro de gravedad.	56
Gráfico 2. Diagrama de desplazamiento en el plano transversal.	58
Gráfico 3. Rodilla del modelo Gait2392 vs Rodilla prótesis.	64
Gráfico 4. Tobillo del modelo Gait2392 vs Tobillo prótesis.	65
Gráfico 5. Desplazamiento sagital del centro de gravedad vs modelo gait2392.	71
Gráfico 6. Cargas del suelo vs Porcentaje de marcha.	79
Gráfico 7. Biceps femoral (cabeza larga) vs Porcentaje de marcha.	80
Gráfico 8. Biceps femoral (cabeza corta) vs Porcentaje de marcha.	81
Gráfico 9. Recto femoral vs Porcentaje de marcha.	82
Gráfico 10. Vasto intermedio vs Porcentaje de marcha.	82
Gráfico 11. Vasto lateral vs Porcentaje de marcha.	83
Gráfico 12. Vasto medial vs Porcentaje de marcha.	84
Gráfico 13. Gráfica esfuerzo – deformación del PLA.	87
Gráfico 14. Convergencia de malla del esfuerzo de Von Mises del eje central.	100
Gráfico 15. Desplazamiento del eje central según el tamaño de la malla.	100

LISTA DE CUADROS

	pág.
Cuadro 1. Comparación entre los tipos de pie protésicos.	67
Cuadro 2. Matriz de selección.	70

LISTA DE ANEXOS

	pág.
Anexo A. Modificación del código de programación para agregar el prototipo al software OpenSim.	114
Anexo B. Ficha técnica del biopolímero 4032D.	118

GLOSARIO

AMPUTACIÓN TRANFEMORAL: corte realizado al miembro inferior humano por encima de la rodilla y hasta antes de llegar a la cadera.

CAD: Diseño asistido por computadora.

MARCHA HUMANA: método de locomoción que utilizan los seres humanos para desplazarse de un sitio a otro por sus propios medios.

PROTOTIPO: también llamado el primero en la serie, pues este es el dispositivo al que se le realizan diversas pruebas y así determinar como se puede mejorar el diseño.

PRÓTESIS TRANSFEMORAL: aparato médico que sustituye parcialmente el miembro inferior por encima de la rodilla.

RESUMEN

En el presente proyecto se hizo el análisis del comportamiento mecánico de un prototipo de prótesis transfemoral, el cual en su diseño de detalle fue desarrollado por la Fundación Materialización 3D en conjunto con OSCEDesign. Inicialmente para el desarrollo de este prototipo de prótesis (diferente a las convencionales) no se tuvo las bases mecánicas suficientes para determinar su funcionalidad, por lo tanto se decidió estudiar este prototipo con el apoyo de los softwares OpenSim y NX, los cuales permitieron evaluar la funcionalidad de dicho prototipo.

Para iniciar este documento se entra en detalle sobre las características de los tipos de prótesis de miembro inferior, luego se muestran los aspectos fundamentales fisiológicos y biomecánicos de la pierna, después de tener en cuenta los fundamentos descritos en los apartados anteriores, se establecieron los parámetros que permitieron analizar la funcionalidad del prototipo durante el ciclo de marcha y la similitud de movimiento que posee este con el ciclo de marcha normal humano.

Palabras clave: Prótesis, prototipo, funcionalidad, comportamiento mecánico, discapacidad, marcha humana.

INTRODUCCIÓN

Se estima que en Colombia hay 850 mil personas en condición de discapacidad por alteraciones en su estructura corporal¹; de estas, 413.269 personas presentan discapacidad por algún tipo de alteración en el movimiento de sus cuerpos, estimándose en un número de 60 mil personas nacidas con malformaciones o que han sido amputadas en alguna o ambas extremidades inferiores debido principalmente a accidentes, patologías o malformaciones congénitas.

Las personas con discapacidad de miembro inferior presentan problemas de discriminación, dificultad motriz, pérdida de autoestima, etc. Debido a los motivos anteriores la Fundación Materialización 3D en conjunto con OSCEDesign, elaboraron un prototipo de prótesis transfemoral, en el cual no se tuvo en cuenta las bases mecánicas suficientes para determinar si este prototipo es adecuado para cumplir con su función principal. El prototipo en cuestión fue modelado en CAD y no está construido, por ende las pruebas a realizar se harán en dos softwares: el primero de ellos NX, para realizar el análisis por el método de elementos finitos; y el segundo es OpenSim, el cual es un programa de código abierto creado por la Universidad de Stanford que permite analizar el comportamiento del cuerpo humano gracias a varios modelos predefinidos, los cuales también permiten a los usuarios estudiar el comportamiento de aparatos ortopédicos cuando se acoplan a un paciente, brindando una panorámica de como se pueden mejorar ciertos diseños.

El prototipo se diseñó modelando una pierna humana, siendo el material principal para fabricar el dispositivo PLA debido a su bajo costo. Este prototipo posee un elastómero en el empeine del pie que permite simular los grados de movilidad del tobillo en el momento de la marcha.

Para el desarrollo de este proyecto se planteó como objetivo general: “Analizar el comportamiento mecánico de un prototipo de prótesis transfemoral para la fundación Materialización 3D”, y como objetivos específicos se plantearon los siguientes:

- ✓ Estudiar los tipos de prótesis de miembro inferior existentes en el mercado nacional e internacional.
- ✓ Determinar los parámetros de evaluación de la funcionalidad de las prótesis.
- ✓ Establecer las cargas a las que se encontrará sometido el prototipo por medio del análisis de marcha.

¹ Diseñan prótesis de bajo costo en Colombia. Portafolio [en línea]. Octubre 2014. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en: <<http://www.portafolio.co/tendencias/disenan-protesis-costo-colombia-62240>>

- ✓ Realizar el análisis dinámico del comportamiento del prototipo bajo las cargas establecidas.
- ✓ Realizar un análisis por el método de elementos finitos del prototipo, teniendo en cuenta los esfuerzos generados en la zona más crítica durante la marcha.

El *alcance* de este proyecto abarca solamente el análisis de este prototipo, la funcionalidad del prototipo de prótesis transfemoral. No se construirá la prótesis y no se replanteará o rediseñará el prototipo en caso de que no sea funcional. Este prototipo es aplicado a personas adultas, cuyo peso está en un rango de 70 a 85 kgf. El estudio del prototipo se hará para marcha humana en terreno plano. Como parámetros para establecer si el diseño es funcional se plantean inicialmente: la vida útil del dispositivo varíe entre 1 y 2 años, y el prototipo debe simular lo más cercanamente posible el comportamiento de una pierna humana normal para así evitar patologías o lesiones.

Para la *metodología* primero se estudiarán los tipos de prótesis transfemorales más usuales para establecer los parámetros de evaluación. Luego se estudiará la cinemática de la marcha humana y así determinar las cargas que ejerce el suelo sobre el miembro inferior. Una vez determinados los parámetros de evaluación se hará un estudio dinámico del comportamiento del prototipo durante un ciclo de marcha. Por último, con las cargas establecidas se realizará un estudio por el método de elementos finitos con el software NX – 10 para determinar los esfuerzos y desplazamientos máximos generados en los componentes de la prótesis. Primero se hará una simulación cuando el prototipo se encuentre sometido a la fase de apoyo bipodal, siendo lo más básico que debe cumplir una prótesis, y dependiendo de los resultados, se estudiará el comportamiento del prototipo en la subfase de marcha más crítica.

1. PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

Las prótesis son aparatos ortopédicos utilizados para reemplazar una extremidad faltante en una persona, bien sea la causa de la faltante un accidente, una enfermedad o malformaciones durante la etapa de gestación. El objetivo principal de este tipo de prótesis es de realizar el apoyo durante la marcha y su contribución dinámica para las diversas actividades que se pueden ejecutar, además de conseguir una amortiguación de impactos y soporte del peso corporal², simulando así lo más cerca posible el comportamiento de una pierna humana sin patología.

La amputación de miembro inferior anula la secuencia de desplazamiento bípedo a lo largo del ciclo de marcha debido a la extremidad faltante, por ello las funciones principales de una prótesis deben ser: “capacidad de apoyo estático y dinámico, flexión de las prótesis durante la oscilación, suplir la función de las articulaciones, capacidad de amortiguación, restablecimiento del equilibrio”³.

1.1 ORIGEN DE LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

El desarrollo de las prótesis no es un tema reciente, estas datan desde la construcción de las antiguas pirámides de Egipto. Según Luis Torres uno de los primeros hallazgos importantes en este campo se da en el año 1858 puesto que se descubre en una excavación en Capua – Italia una pierna artificial que data aproximadamente del año 300 a. C. Esta se encontraba elaborada de hierro y bronce con un núcleo de madera. En la alta edad media (400 – 1500 d.C.), debido al período de oscurantismo que sufrió la ciencia y que retrasó enormemente el desarrollo tecnológico no hubo avances significativos en el campo protésico, las personas usaban artefactos rudimentarios (bien sea los ganchos en las manos o las patas de palo) como la manera más simple de esconder alguna deformidad en sus extremidades sin prestarle atención a la funcionalidad. Fue hasta el renacimiento (1400 – 1800) con el resurgir de la ciencia y la medicina donde se llevaron a cabo avances acerca del diseño y construcción de prótesis, llegando a usar para la elaboración de estas materiales como acero, cobre y madera, siendo esta última la más usual, en la figura 1 se pueden evidenciar como lucían éstas. “A finales de los años 1500 se inventaron dispositivos por encima de la rodilla, las cuales consistían en una pata de palo que como innovación a la época estas podían flexionarse en la rodilla y una prótesis de pie con una posición fija, un arnés ajustable además de un control de bloqueo de rodilla, las cuales aún se usan”⁴, incluso hasta para las prótesis más avanzadas.

² SERRA AÑÓ, Pilar. Módulo Ortoprotésica. Valencia: Universidad de Valencia, 2016, p. 6

³ *Ibíd.*, p. 6.

⁴ TORRES JARAMILLO, Luis Geovanny. Estudio del Arte en Protesis de Piernas [en línea]. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.monografias.com/trabajos99/estudio-del-arte-protesis-piernas/estudio-del-arte-protesis-piernas.shtml>>

Figura 1. Prótesis de pierna usada durante el renacimiento.



Fuente: AVALÓN, Benjamín. Buceando en la leyenda un blog sobre la Historia y sus mitos. ¿Existió el pirata Pata Palo?. 2014. Disponible en: <http://buceandoenlaleyenda.blogspot.com.co/search?q=PIRATA+PATA+DE+PALO>

Entre los siglos XVII y XIX a las prótesis se les comienza a agregar sistemas de amortiguación para disminuir el impacto que sufrían las piezas que simulaban las articulaciones, también se les agregó una articulación de rodilla hecha de acero y se les adaptó un pie articulado controlado por tendones artificiales elaborados de tripa de gato, los cuales estaban conectados desde la rodilla hasta el tobillo; en la búsqueda de elaborar prótesis más livianas, se empieza a hacer uso del aluminio⁵. Durante la guerra civil estadounidense (1861 – 1865) la cantidad de amputados y heridos de guerra incrementaba cada día, lo que obligó a los Estados Unidos a entrar al campo de las prótesis, estas inicialmente eran elaboradas con duelas de barril cortadas y algunos investigadores entre ellos Edward Palmer (*), ayudaron a transformar y perfeccionar los mecanismos y materiales del dispositivo durante la época.

Fue hasta finales de la segunda guerra mundial cuando se volvieron a retomar las investigaciones en el campo de la protésica, ya que la cantidad de mutilados de guerra creció de manera desmedida, (La gran mayoría de los combatientes a los que se les amputó el miembro inferior fueron víctimas de las minas nazis en los campos de batalla). Los veteranos de guerra se sentían insatisfechos por la manera tan arcaica y rudimentaria en la que estaban fabricadas sus prótesis y exigían mejoras, y por ende el gobierno de los Estados Unidos hizo un trato con compañías militares para que mejoraran la función protésica en vez del armamento, este acuerdo abrió el camino para el desarrollo de las prótesis modernas⁶.

⁵ *Ibíd.*, [en línea].

(*) Edward Palmer: Botánico y médico cirujano del ejército de los estados del norte (la Unión) durante la guerra civil estadounidense.

⁶ NORTON, Kim. Un breve recorrido por la historia de la protésica. *En*: inMotion. Noviembre, 2007. Vol. 17, no. 7, p. 3.

Con la aparición de los microprocesadores, los chips informáticos y los avances tecnológicos que han promovido el desarrollo de la robótica y su implementación en las prótesis actuales, los usuarios de dichas prótesis han mejorado su calidad de vida con su uso. Las prótesis de miembro inferior más avanzadas actualmente se llaman “Power Foot One” (figura 2), las cuales han sido desarrolladas por Hugh Herr y el grupo de investigación en biomecánica del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT).

Figura 2.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>

1.1.1 Orígenes de las prótesis en Colombia. 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”⁷. Luego en el año 1985 el Hospital Militar central abre las áreas de rehabilitación, ortopedia y talleres de prótesis⁸.

⁷ CIREC. Línea del tiempo – nuestra historia [en línea]. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.cirec.org/historia>>

(*) Hugh Herr: famoso Ingeniero mecánico, PhD en Biofísica y profesor del MIT, es reconocido mundialmente porque obtuvo en el año 2016 el premio “Princesa de Asturias de Investigación Científica y Técnica” por haber diseñado y construido sus propias prótesis robóticas transtibiales haciendo uso de la biomecatrónica, por ende ha llegado a considerársele el padre de la revolución biónica.

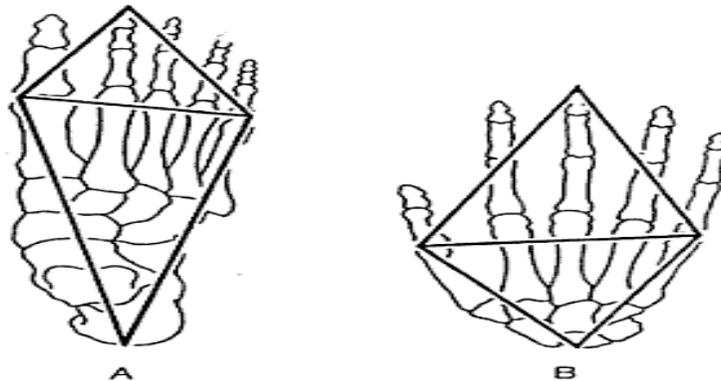
⁸ HOSPITAL MILITAR. Historia [en línea]. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.hospitalmilitar.gov.co/es-/content/historia>>

Actualmente en el país son pocas las instituciones que se dedican a la investigación y desarrollo de prótesis encaminadas a suplir la necesidad de caminar de las personas, en Colombia no solo los hospitales y los centros de rehabilitación son los únicos encargados de diseñar y evaluar prótesis para miembro inferior; varias universidades también se dedican a ello (generalmente en proyectos de grado).

1.2 TIPOS DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

Existen muchos tipos de prótesis en el mercado, en el caso de las prótesis de miembro inferior su función es imitar lo más cercanamente posible el comportamiento de la pierna humana cuando se ejecuta la marcha; para esto “los sistemas protésicos se diseñan con una geometría similar a la del pie humano para que la distribución de cargas durante la marcha sea óptima”⁹. En la figura 3 se observa como se distribuye la carga del cuerpo, tanto para mano como para pie.

Figura 3.Distribución carga pie y mano.



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, p. 19

Los tipos de prótesis se dividen en: endoprótesis y exoprótesis. Las primeras son las que se agregan internamente al cuerpo humano por medio de cirugías para corregir una patología, se usan para sustituir parcial o totalmente una articulación dañada como por ejemplo: reemplazo de cadera, rodilla o tobillo. El segundo tipo de prótesis es un conjunto de elementos que sustituyen parcial o totalmente un miembro del aparato músculo - esquelético; cuya colocación no requieren de cirugías invasivas, estas imitan al miembro reemplazado de forma visual, física y dinámica con el objetivo de mejorar la calidad de vida a los pacientes, como por ejemplo: prótesis de miembro inferior y superior.

⁹ 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. p. 19.

1.2.1 Prótesis parcial de pie. Se utilizan para reemplazar dedos (amputación transtatarsiana) o parte del pie (amputación mediotarsiana). Como se ve en la figura 4, las prótesis parciales de pie están fabricadas de un material flexible para que el paciente pueda mejorar y equilibrar el apoyo plantar¹⁰.

Figura 4.Prótesis parcial de pie.



Fuente: JENS MÜLLER OPC S.L. Prótesis de miembro inferior. Prótesis parciales de pie. Disponible en: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-%20de-fabricacion/pr-otesis-de-miembro-inferior/%20protesis-parciales-de-pie/>

1.2.2 Prótesis transtibial. Se utilizan para reemplazar el segmento del miembro inferior por debajo de la rodilla¹¹, en la Figura 5 se evidencia este tipo de prótesis.

Figura 5.Prótesis transtibial.



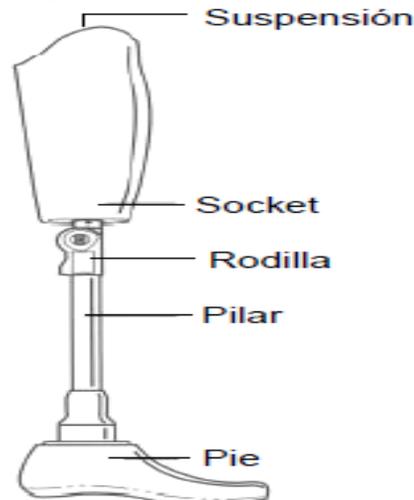
Fuente: Ortopedia San Juan. Prótesis transtibiales Disponible en: <http://www.ortopediasanjuan.com.ar/productos/protesis/>

¹⁰ ESPEJO MORA, Aide Mercedes. Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transfemoral. Trabajo de grado Ingeniero de Diseño y Automatización Electrónica. Bogotá D.C.: Universidad de la Salle. Facultad de Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. 2007, p. 29.

¹¹ VALENZUELA GÓMEZ. Op. Cit., p. 20.

1.2.3 Prótesis transfemoral: Este tipo de prótesis reemplaza el miembro inferior cuando la amputación está por encima de la rodilla. Para esta es necesario un mecanismo que haga la función de la rodilla¹². Este tipo de prótesis está compuesta principalmente por: suspensión, socket, mecanismo de rodilla, pilar, pie (independientemente que unas prótesis sean más avanzadas que otras, los componentes principales siguen siendo los mismos), mostrados en la figura 6.

Figura 6.Prótesis transfemoral.



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

1.3 COMPONENTES DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL

En las prótesis transfemorales se encuentran los siguientes componentes:

1.3.1 Pie. Este elemento se encuentra en el extremo último de todas las prótesis de miembro inferior, las principales funciones que debe cumplir el pie protésico son: soportar los impactos durante la marcha, tener una articulación que permita simular los grados de libertad del tobillo y servir como base para mantener el apoyo de la persona cuando esta se encuentre simplemente de pie¹³.

1.3.2 Articulación de tobillo y pie. Es la que permite la unión del pie protésico con el pilar, sus principales funciones son: amortiguar el impacto que recibe el pie durante el golpe de talón (fase inicial de la marcha), y también para “darle la movilidad al pie”¹⁴. Hay diferentes tipos de esta articulación, las más convencionales son:

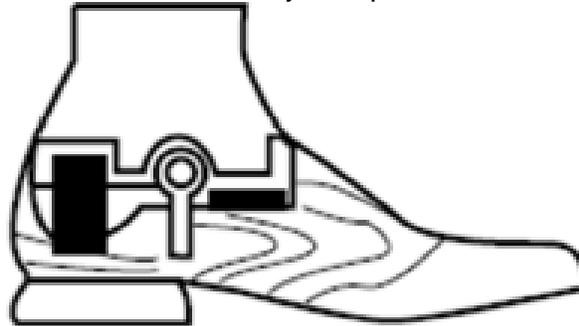
¹² Ibíd., p. 21.

¹³ Ibíd., p. 24.

¹⁴ LANZA MEDINA, Ulises Rafael. Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial. Proyecto parcial de grado Ingeniero Mecánico. Sartenejas: Universidad Simón Bolívar. Coordinación de Ingeniería Mecánica. 2006. p. 15.

1.3.2.1 Articulación de eje simple. Como su nombre lo indica, es una “Articulación constituida por un eje metálico con un amortiguador de goma para la fase inicial de la marcha, lo cual produce mejor estabilidad de la rodilla al apoyo sobre el talón”¹⁵. Permite una movilidad del tobillo entre 5° - 7° durante la dorsiflexión y de 15° durante el despegue¹⁶. En la figura 7 se puede observar los elementos por los que está compuesto dicho pie.

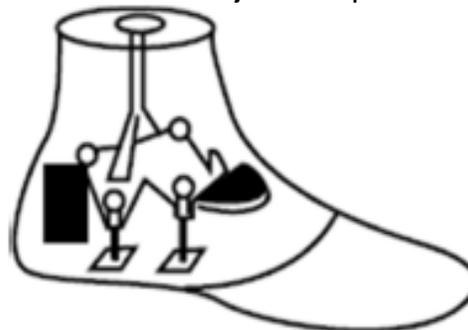
Figura 7.Articulación de eje simple.



Fuente: ARAUJO HERRERA, Natalia Lizeth. Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral. Santiago de Cali, 2012, p. 28

1.3.2.2 Articulación de ejes múltiples. Como su nombre lo indica, posee varios ejes, los cuales proveen al usuario de mayor movilidad¹⁷, puesto que “esta articulación facilita el movimiento del pie en los tres planos y es adecuado para terrenos irregulares”¹⁸. En la figura 8 se observa este tipo de articulación.

Figura 8.Articulación de ejes múltiples.



Fuente: ARAUJO HERRERA, Natalia Lizeth. Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral. Santiago de Cali, 2012, p. 29

¹⁵ ARAUJO HERRERA, Natalia Lizeth. Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral. Proyecto de grado Ingeniero Biomédico. Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de ingenierías. Departamento de automática y electrónica. 2012. p. 28.

¹⁶ VALENZUELA GÓMEZ. Op. cit., p. 24.

¹⁷ *Ibíd.*, p. 24.

¹⁸ ARAUJO HERRERA. Op. Cit., p. 29.

1.3.2.3 Pie de respuesta dinámica (STEN). Conocido como pie almacenador de energía, es un pie ligero y tiene un apoyo que permite una mayor absorción del golpe de talón, lo que produce una marcha más suave, este tipo de articulación es ideal para deportistas o personas con alta actividad física¹⁹. “Este no posee una articulación, consta de una hoja de fibra de carbono que al estar en marcha realiza una restitución de energía impulsando al usuario”²⁰. En la figura 9 se observa claramente la forma de este tipo de pie.

Figura 9. Pie de respuesta dinámica.



Fuente: ARAUJO HERRERA, Natalia Lizeth. Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemorales. Santiago de Cali, 2012, p. 29

1.3.2.4 Pie SACH. Es el tipo de pie más común que se puede encontrar en las prótesis de miembro inferior, este consta de una quilla de madera que se encuentra recubierta por un material flexible (el cual simula estéticamente el pie) y un talón blando, como se puede observar en la figura 10. El pie SACH también posee una pirámide que se usa para unir el pie con el pilar, pero a diferencia de los otros tipos de articulación pie – tobillo, en este no se presenta movimiento del tobillo²¹.

Figura 10. Pie SACH.



Fuente: ARAUJO HERRERA, Natalia Lizeth. Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemorales. Santiago de Cali, 2012, p. 28

¹⁹ *Ibíd.*, p. 29.

²⁰ VALENZUELA GÓMEZ. *Op. Cit.*, p. 26.

²¹ ARAUJO HERRERA. *Op. Cit.*, p. 28.

1.3.3 Pilar. Es el elemento de unión entre el pie y la rodilla, siendo este el elemento que le da la altura a la prótesis, generalmente tiene forma tubular

1.3.4 Articulación de rodilla. Es el componente más complejo ya que este recibe la mayor carga de la prótesis durante la marcha, esta articulación debe ser capaz de flexionarse y de extenderse cuando se está ejecutando la acción. Al igual que las articulaciones de tobillo, se puede encontrar distintos tipos de rodilla:

1.3.4.1 Rodilla con bloqueo manual. Esta brinda estabilidad a cambio de limitar la movilidad ya que “no permite ningún tipo de flexión durante la fase de balanceo y proporciona la rigidez durante la fase de apoyo, esta posee un mecanismo de bloqueo que permite que el usuario realice flexión cuando está sentado”²². En la figura 11 se puede observar este tipo de rodilla.

Figura 11.Rodilla con bloqueo manual.



Fuente: CHOLLORTOPEDIA. Rodilla. Disponible en: <http://www.chollortopedia.net/es-/protesis-d-e-miembro-inferior/8070-protesis-de-rodilla-con-bloqueo-manual.html>

1.3.4.2 Rodilla monocéntrica. También conocida como rodilla de un solo eje, como se detalla en la figura 12. “Consiste en un sistema con una bisagra que permite una pequeña flexión en la fase de balanceo”²³, permitiéndole caminar con mayor naturalidad, pero no permite flexionarse al momento de sentarse.

²² Ibíd., p. 30.

²³ Ibíd., p. 30.

Figura 12.Rodilla monocéntrica.



Fuente: EFMO. Productos ortopédicos.
Disponible en: <http://www.efmo.com/p-rodutos/articulo.asp?id=338>

1.3.4.3 Rodilla policéntrica. También conocida como rodilla de varios ejes, “esta rodilla provee mayor movimiento ya que permite mayor flexibilidad y es más similar a la rodilla humana por ende proporciona una mayor naturalidad durante la marcha ya que se flexiona en la fase de balanceo o cuando el usuario se siente, y es estable cuando está en la fase de apoyo”²⁴. En la figura 13 se observa este tipo de rodilla.

Figura 13.Rodilla policéntrica.



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

1.3.4.4 Rodilla electromecánica. Estas poseen un microprocesador que está programado para imitar el movimiento de la pierna que aún disponga el paciente, o en caso de que este no presente ninguna de sus dos extremidades, los diseñadores pueden programar el microprocesador con patrones de marcha estándar. Por ende

²⁴ Ibíd., p. 30.

esta rodilla se adapta al patrón de marcha del usuario con mayor naturalidad y se ajusta fácilmente a los cambios de terreno. La figura 14 muestra

Figura 14.Rodilla electromecánica.



Fuente: ÖSSUR CATÁLOGO. Modelo RHEO KNEE. p. 16

1.3.5 Socket. Es el elemento que se encarga de unir el muñón del paciente con la prótesis, y así esta pueda cumplir con su función. Este posee una pirámide en el extremo inferior, como se muestra en la figura 16 (generalmente se adhiere al socket con resina u otro pegamento), cuya función es conectar el socket (figura 15) con la articulación de rodilla.

Figura 15.Socket.



Fuente: Ortho BioProtec. Prótesis para amputación transfemoral. 2016, Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=L1hAggQU6IU>

Figura 16. Pirámide de resina unida al socket.

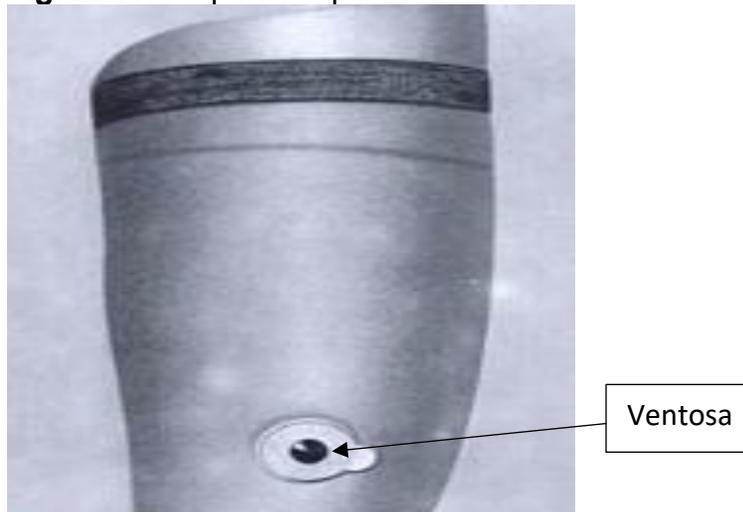


Fuente: Fundación Materialización 3D

1.3.6 Sistema de suspensión. Se encarga de mantener unido el muñón al socket cuando se ejecuta la marcha²⁵, aunque hay varios tipos de suspensión, en el caso de las prótesis transfemorales el más usual es el de ventosa.

1.3.6.1 Suspensión por ventosa. “En este sistema la suspensión se obtiene por la acción del vacío producido al extraer el aire residual mediante una válvula, una vez introducido el muñón al encaje. Este sistema de suspensión asegura mayor libertad de movimiento, enseñando al paciente amputado a usar la musculatura del muñón para mantener la prótesis”²⁶. En la figura 17 se observa donde está ubicada la ventosa en el socket.

Figura 17. Suspensión por ventosa.



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

²⁵ Ibíd., p. 31.

²⁶ Ibíd., p. 31.

1.4 PRÓTESIS TRANSFEMORALES EXISTENTES EN EL MERCADO

Muchas empresas se dedican a la fabricación de prótesis, a continuación se nombrarán las prótesis más usuales en el mercado.

1.4.1 Prótesis convencional por encima de la rodilla con pie SACH. Como su nombre lo indica son las más usuales en el mercado principalmente por su precio relativamente bajo en comparación con prótesis más avanzadas, sus componentes se fabrican en madera (rodilla y pilar) y acabados en resina u otros polímeros. Como se puede evidenciar en la figura 18, es muy rígida y solo permite una flexión leve de rodilla gracias a un mecanismo de bisagra simple.

Figura 18.Prótesis transfemoral convencional.



Fuente: Ortopédicos Orleco E.U. Disponible en:
<http://www.actiweb.es/orlecos/archivo3.pdf>

1.4.2 Prótesis ÖSSUR. Son prótesis biónicas cuya estructura está fabricada en aluminio lo que las hace ligeras; estas ayudan al paciente a recuperar y mantener la simetría del movimiento y se adaptan al patrón de marcha del usuario haciendo uso de un microprocesador y la inteligencia artificial para tales fines²⁷. En la figura 19 se observa este tipo de prótesis.

²⁷ ÖSSUR CATÁLOGO [en línea]. [Citado Abril 22, 2017]. 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)>

Figura 19.Prótesis transfemoral de ÖSSUR.



Fuente: L&C ÓRTESIS Y PRÓTESIS. Prótesis transfemorales. Disponible en: <http://www.lycop.cl/productos/protesis/protesis-transfemorales/nivel-de-actividad-bajo/>

1.4.3 Prótesis Genium. Estas son fabricadas por la empresa alemana Ottobock, con sedes en Colombia en las ciudades de Bogotá D.C., Medellín y Bucaramanga. Aunque la empresa fabrica gran variedad de prótesis transfemorales, las Genium son las más deseables a adquirir por los pacientes, ya que sus rodillas son de alta tecnología y poseen un microprocesador en dicha articulación que “permite caminar con un patrón de movimientos natural hasta el mínimo detalle sin necesidad de que el usuario controle la articulación de forma consciente”²⁸. En la figura 20 se observa este tipo de prótesis transfemoral.

Figura 20.Prótesis Genium.



Fuente: OTTOBOCK. Prótesis miembro inferior. Disponible en: <http://www.ottobock.com.co/prosthetics/lower-limb/solution-overview/genium-bionic-prosthetic-system/>

²⁸ OTTOBOCK [en línea]. [Citado Junio 30, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.ottobock.com.co/prosthetics/lower-limb/solution-overview/genium-bionic-prostheticsyst-em/>>

1.4.4 Prótesis Dycorp. Esta empresa mexicana que tiene como misión “fabricar, adaptar y comercializar todo tipo de prótesis de miembro superior e inferior para promover la rehabilitación de pacientes amputados o con necesidades especiales”²⁹, en la figura 21 se observa los tipos de prótesis vendidas por la empresa.

Figura 21.Prótesis Dycorp.



Fuente: DYCORN. Costos prótesis transfemorales. Disponible en: <http://ortho-mex.redti-enda.net/cat.php?id=190451>

1.4.5 Prótesis Orthopraxis. Empresa colombiana que presta sus servicios de salud y protesistas, Orthopraxis pertenece a una de las líneas de Ottobock situada en la ciudad de Medellín atendiendo las necesidades y expectativas individuales³⁰. En estas prótesis se le agrega espuma al pilon y lynner al socket. En la figura 22 se puede observar las prótesis fabricadas por dicha compañía.

Figura 22.Prótesis Orthopraxis.



Fuente: STAHL, Kristin. Protesis transtibial –KBM-Socket de Carbono –modular con Pie SACH. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=I9-HdEHPxer0>

²⁹ PRÓTESIS DYCORN [en línea]. [Citado Junio 30, 2017]. Disponible en internet: <orthomex.redti-enda.net>.

³⁰ ORTHOPRAXIS [en línea]. [Citado Junio 30 de 2017]. Disponible en internet: <www.orthopraxis.com.co>

2. MIEMBRO INFERIOR HUMANO

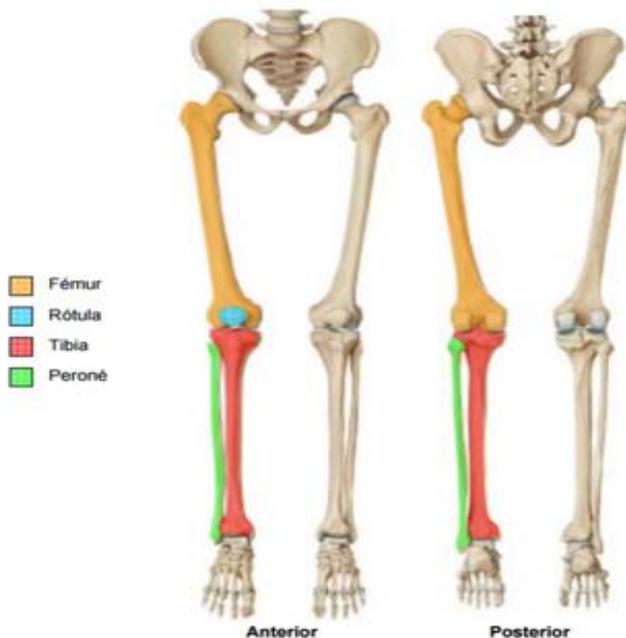
En este capítulo se estudiarán todos los elementos correspondientes a la actividad de marcha y la función que cumplen cuando se está ejecutando esta. Antes de iniciar el análisis de la marcha se deben tener nociones básicas sobre la anatomía y la biomecánica de la pierna, una vez teniendo claro estos aspectos fisiológicos fundamentales se tocará más a fondo sobre el ciclo de marcha.

2.1 ANATOMÍA DE LA PIERNA

La estructura del miembro inferior está dividido en tres segmentos: cadera, pierna y pie, se conoce como pierna al segmento comprendido entre la cadera y el tobillo. La pierna es un complejo sistema de segmentos, ligamentos y músculos.

2.1.1 Estructura ósea. El sistema esquelético de la pierna está conformada por 4 huesos: el fémur, la rótula, la tibia y el peroné como se observa en la figura 23.

Figura 23. Estructura ósea de la pierna.

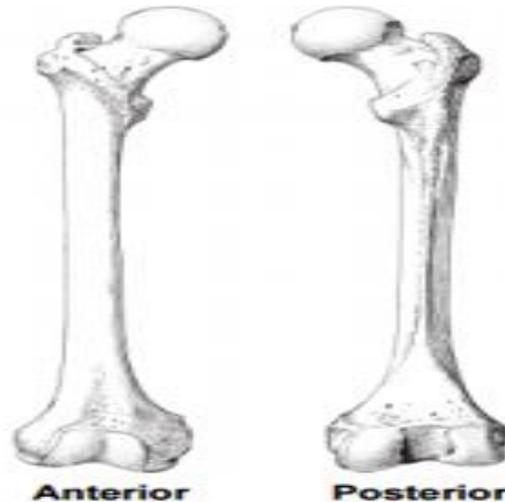


Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 17

2.1.1.1 Fémur. “Está localizado en el muslo, es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo humano. Está unido por medio de una articulación en su extremo superior al hueso coxal que conforma la cadera y en su extremo inferior

donde se encuentra la r ocea se une con la tibia en la rodilla por medio de la articulación femorotibial³¹. En la figura 24 se observa la forma de este hueso.

Figura 24.Fémur.



Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 18

2.1.1.2 Rótula. También conocida como patela, como se ve en la figura 25, su forma es de cono y tiene dos funciones: una consiste en proteger la parte frontal de la articulación de rodilla, y su segunda función consiste en mejorar la extensión y el ángulo de la rodilla en la fase de apoyo durante la marcha³².

Figura 25.Patela.



Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 18.

³¹ 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. 18

³² Ibíd., p. 18

2.1.1.3 Tibia y peroné. La pierna termina en estos dos huesos, la tibia es el hueso más largo después del fémur, en su extremo superior se encuentra articulada con el fémur y la patela, lateralmente se encuentra unida con el peroné y en su extremo inferior se encuentra unido con el tobillo. El peroné (también llamado fibula) se encuentra al lado de la tibia y el extremo superior de este hueso sirve como soporte a la cabeza de la tibia (la cual hace parte de la articulación de rodilla) y el extremo inferior al estar un poco por debajo del extremo inferior de la tibia forma la parte lateral de la articulación de tobillo³³. En la figura 26 se evidencian ambos huesos.

Figura 26.Tibia y peroné.



Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 19.

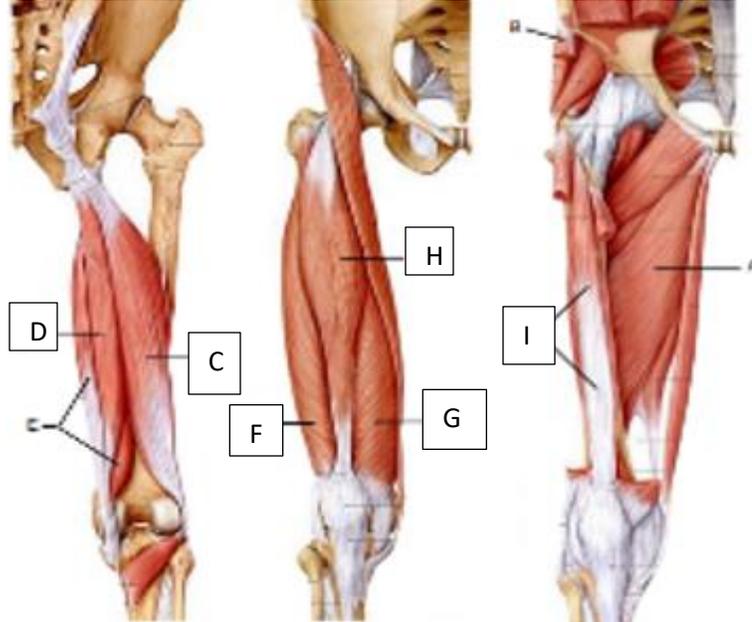
2.1.2. Estructura muscular. Los principales músculos de la pierna están divididos en dos secciones.

2.1.2.1. Sección superior. En la superior se encuentran los aductores (Figura 27 - "A"), estos se encuentran desde la tuberosidad isquiática hasta el interior del fémur este tiene como propósito acercar el muslo al centro del cuerpo. El tensor de baja (Figura 27-"B") tiene como función mover el muslo hacia afuera y flexionar la cadera. El bíceps femoral (Figura 27 -"C" y "D") tiene como función extender el muslo y un apoyo al flexionar la rodilla. Los cuádriceps es un musculo grueso conformado en cuatro partes (vasto medial, lateral, intermedio y recto femoral, Imagen 27- "G", "I", "F" y "H" respectivamente) este inicia delante de la pelvis extendiéndose por encima del muslo, su función es extender la rodilla y flexionar la cadera³⁴.

³³ Ibíd., p. 19.

³⁴ Ibíd., p. 20 – 21.

Figura 27.Músculos de la sección superior.

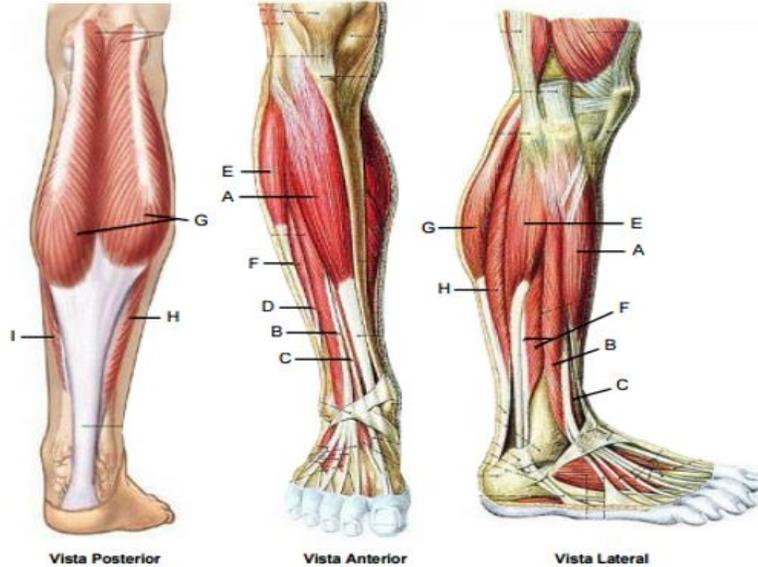


Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 20.

2.1.2.2. Sección inferior. En la parte inferior de la rodilla se divide en tres grupos principales anterior, lateral y posterior: El grupo anterior se encuentran localizados en la espinilla, estos corresponden a los músculos de la tibia anterior (Figura 28 – “A”), el extensor largo de los dedos (Figura 28- “B” y “C”) y el peroneo tercero (Figura 28-“D”) este grupo tiene la función de flexor y rotar el pie hacia afuera y hacia adentro. El grupo lateral tiene como músculos principales el peroneo corto y largo (Figura 28-“F”y “E” respectivamente) que tiene como función es la de aductor de pie. El grupo posterior tiene como función principal ayudar en la función plantar del pie y elevar el talón sus músculos son el gastrocnemio (Figura 28-“G”), soleo (Figura 28-“H”) y plantar (Figura 28-“I”)³⁵

³⁵ Ibíd., p. 22 – 24.

Figura 28.Músculos de la sección anterior.



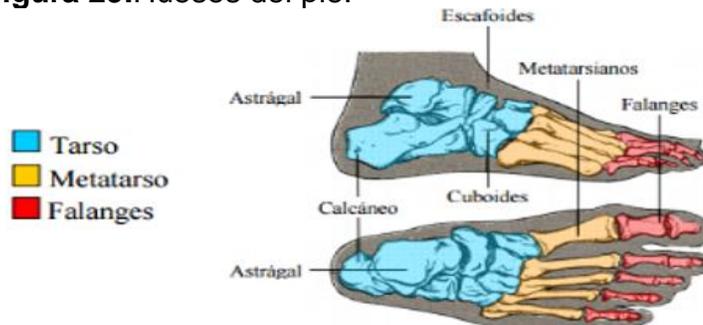
Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 22

2.2 ANATOMÍA DEL PIE

El pie es la estructura anatómica que soporta el peso del cuerpo y permite su movilidad. El pie humano y el tobillo son una fuerte y compleja estructura compuesta por 26 huesos, más de 100 músculos, ligamentos y tendones³⁶.

2.2.1 Estructura ósea. La estructura ósea se encuentra dividido en tres bloques principales: tarso, metatarso y falanges como se muestra en la figura 29.

Figura 29.Huesos del pie.



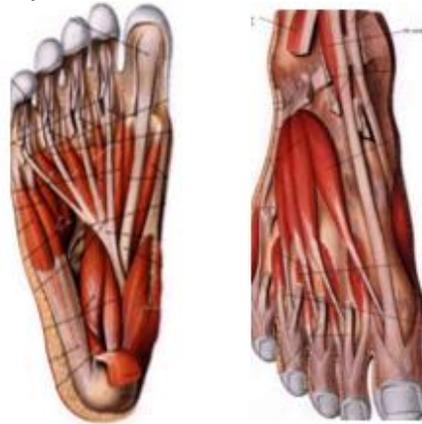
Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 24

³⁶ Ibíd., p. 24.

Los huesos tarsianos son el nombre que tiene los huesos que conforman el talón y dorso del empeine, siendo este grupo el que carga con la mayor parte de peso del cuerpo. Los metatarsianos son un conjunto de cinco huesos largos que conforman el pie medio, en estos huesos se fijan los ligamentos de los dedos y del pie. Las falanges son los que forman los cinco dedos del pie al igual que las manos y cada dedo posee tres falanges excepto el dedo gordo que solo posee dos³⁷.

2.2.2 Músculos del pie. Estos músculos se dividen en dos regiones, la región dorsal contribuye a la extensión de los dedos mientras en la región planar tiene como función reforzar y sostener los diversos movimientos del pie³⁸ como se observa en la Figura 30.

Figura 30.Región planar a la izquierda, dorsal a la derecha.



Fuente: GONZALEZ, Rodrigo et al. Anatomía – músculos del pie. 2010. Disponible en: <https://es.slideshare.net/rodrigogogonzalez/anatoma-musculos-del-pie>

2.3 LA RODILLA

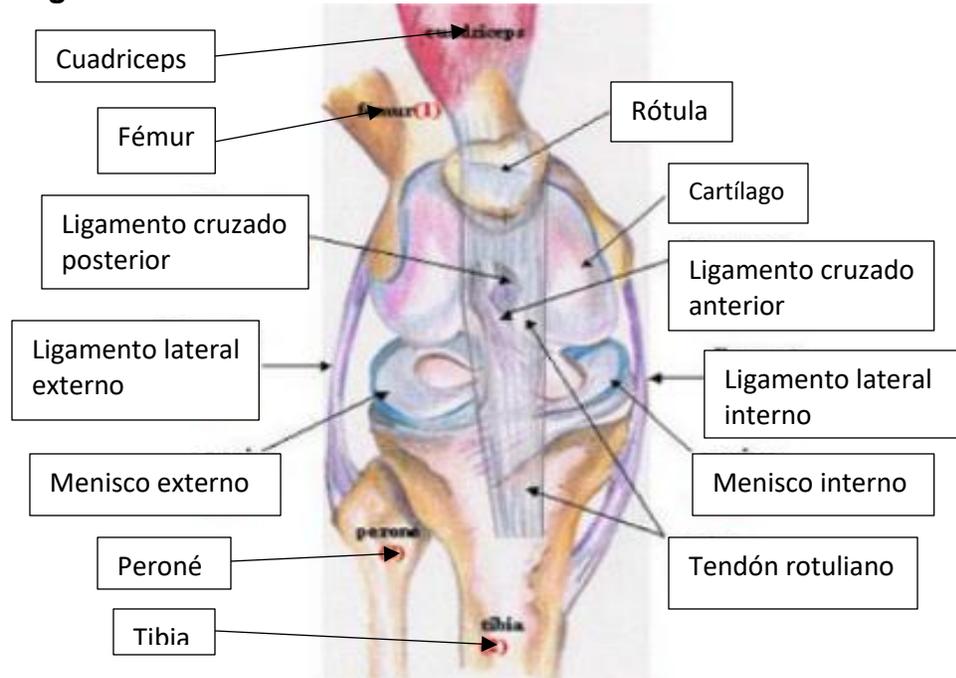
La rodilla es una articulación móvil tipo bisagra la cual se forma por la acción conjunta del fémur, tibia, rotula, tendones, bíceps femorales y cuádriceps. Esta es una de las articulaciones con más restricciones del cuerpo humano, funcionalmente la rodilla tiene un movimiento principal que es la flexión (siendo el bíceps femoral músculo el encargado de ejecutar esta acción el bíceps femoral), y extensión del miembro inferior (el músculo encargado de realizar esta tareas es el cuádriceps femoral) sobre el eje medial (lateral) de esta forma al caminar permite la flexión de la rodilla y levantar el pie del piso. Otra función es ponerse en pie que consiste en

³⁷ *Ibíd.*, p. 25.

³⁸ *Ibíd.*, p. 35.

el bloqueo de la rodilla permitiendo una posición recta. En el ciclo de marcha la rodilla es la responsable de la estabilidad del miembro en la fase de apoyo y en la fase de oscilación su flexibilidad permitirá el avance del cuerpo³⁹. En la figura 31 se describe los componentes anatómicos de esta importante articulación.

Figura 31. Rodilla humana.



Fuente: CENTRO MÉDICO TEKNON. Disponible en: http://www.teknon.es/consultorio/planas/imagenes/rodilla/rodilla_02.jpg

Las restricciones de la rodilla se deben a los meniscos que se encuentran en el interior de la rodilla y son de suma importancia en el desplazamiento entre el fémur y la tibia, estos también actúan como amortiguadores al momento de transmitir el peso a través de los huesos y de transmitir el movimiento. También se encuentran los ligamentos que son los que conectan los extremos de los huesos (fémur y tibia) y dan una buena estabilidad al cuerpo, entre los más importantes se tiene el ligamento lateral externo, el lateral interno, que previenen que la rodilla se mueva a los lados mientras que el ligamento cruzado posterior y cruzado anterior controlan el movimiento atrás-delante de la articulación⁴⁰.

³⁹ *Ibíd.*, p. 29 - 30.

⁴⁰ BERNAL, Luis. Evaluación de la marcha normal y patológica. Universidad politécnica de Valencia. p. 5.

2.4 EL TOBILLO

El tobillo al igual que la rodilla es una articulación tipo bisagra y esta tiene su función de estabilizar, soportar y controlar el peso corporal, el tobillo genera dos movimientos principales dorsiflexión, que consiste en levantar la punta del pie en dirección a la canilla; y flexión plantar que consiste en mover la punta del pie hacia abajo.

El tobillo está formado por la tibia, los huesos del tarso (astrágalo y escafoides), los músculos tibiales y los extensores del pie generando los movimientos principales de esta articulación la dorsiflexión y la plantarflexión. Los músculos encargados de la dorsiflexión se encuentran en la espinilla que sería la tibial anterior y los extensores. Para la flexión plantar se encuentra el soleo y el gastrocnemio (estos músculos están unidos al talón por medio del tendón de Aquiles) junto al peroneo⁴¹. En la figura 32 se observan los músculos y tendones que componen la articulación de tobillo.

Figura 32. Anatomía del tobillo.



Fuente: MEDLINEPLUS. Enciclopedia médica.
Disponible en: https://med-lineplus.gov/spanish-ency/esp_imagepages/19840.htm

2.5 LA MARCHA HUMANA

La marcha es el método del desplazamiento bípedo que utilizan los seres humanos para autotransportarse de un lugar a otro, consiste en alternar las extremidades inferiores periódicamente mientras el resto del cuerpo se mantiene en posición

⁴¹ HERNÁNDEZ STENGELE. Op. Cit., p. 31 – 33.

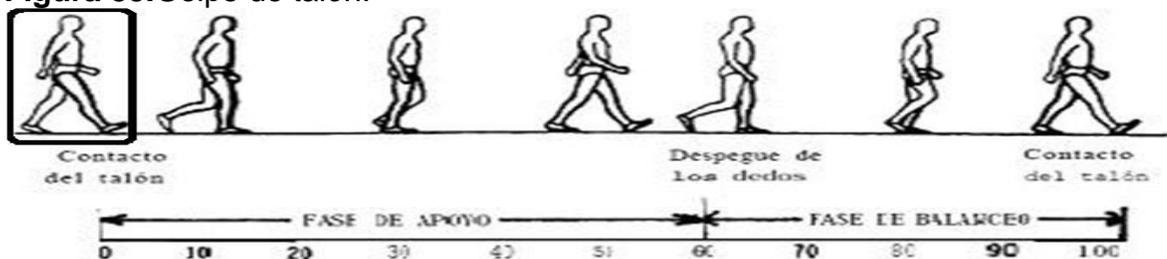
erguida, y en coordinación los músculos de las piernas junto a las órdenes cerebrales que se transmiten por el sistema nervioso, el cuerpo recorre una distancia. “Uno de los pies se encuentra siempre en el suelo y, en el período de transferencia de peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada, existe un breve intervalo de tiempo durante el cual **ambos pies** descansan sobre el suelo”⁴². El ciclo de marcha empieza cuando el talón hace contacto con la superficie y termina cuando este mismo pie vuelve a hacer contacto con el suelo durante el siguiente ciclo. La marcha humana está dividida en 2 fases: fase de apoyo del ciclo y fase de balanceo u oscilación⁴³.

2.5.1 Fase de apoyo. Constituye el 60% del ciclo de marcha⁴⁴, esta fase está regida por los movimientos que es capaz de ejecutar el tobillo durante la marcha; esta fase inicia con la plantarflexión y termina en la fase de balanceo. Sus respectivas subfases son:

2.5.1.1 Plantarflexión. Esta fase se inicia con el choque de talón y termina con el pie plano⁴⁵. Podemos subdividir esta etapa en:

- ✓ Choque de talón: El talón hace contacto con la superficie⁴⁶. En la figura 33, se evidencia esta subfase.

Figura 33. Golpe de talón.



Fuente: SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Bogotá D.C., p. 50.

⁴² BERNAL. Op. Cit., p. 2.

⁴³ SAMUEL K., Au, WEBER, Jeff y HERR, Hugh. Biomechanical Design of a Powered Ankle-Foot Prosthesis. En: 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (12 – 15, June). Noordwijk. Holanda: The Netherlands. 2007. p. 299.

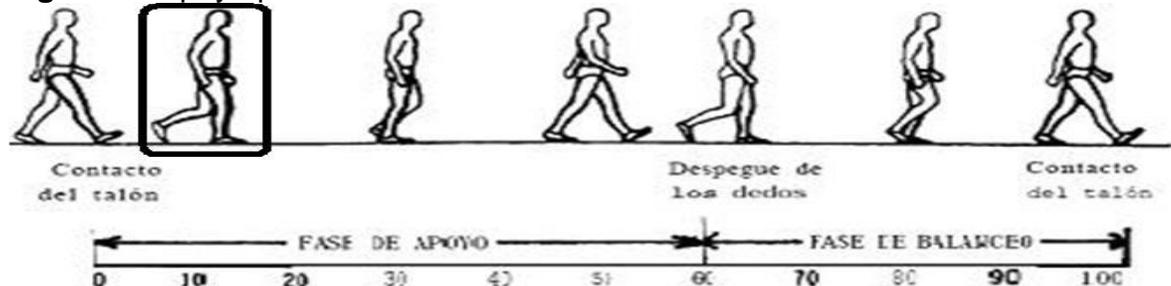
⁴⁴ *Ibíd.*, p. 299.

⁴⁵ *Ibíd.*, p. 299.

⁴⁶ SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en OpenSim”). Tesis de Magister en Ingeniería Mecánica. Bogotá D.C.: Universidad Nacional de Colombia. Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica. Línea de investigación en biomecánica. 2015. p. 50.

- ✓ Apoyo plantar. En esta etapa, el pie se encuentra totalmente sobre el suelo y el peso del cuerpo recae sobre este⁴⁷. En la figura 34, se evidencia esta subfase.

Figura 34. Apoyo plantar.

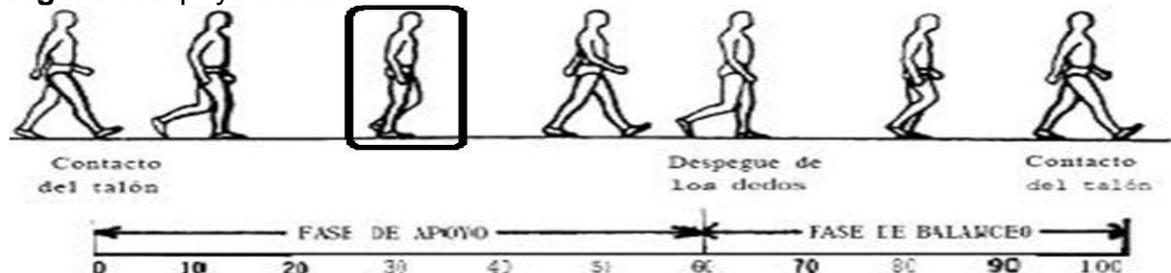


Fuente: SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Bogotá D.C., p. 50.

2.5.1.2 Dorsiflexión. Comienza con el pie plano, es decir, al terminar la plantarflexión y continúa hasta que el talón alcanza una cierta elevación y el pie se apoya en los dedos⁴⁸.

- ✓ Apoyo medio. Se presenta un apoyo del antepie y apoyo fugaz del borde externo⁴⁹. En la figura 35, se evidencia esta subfase.

Figura 35. Apoyo medio.



Fuente: SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Bogotá D.C., p. 51.

- ✓ Despegue de talón. También se le conoce como la fase final de apoyo, se realiza el impulso hacia adelante con elevación del talón⁵⁰. En la figura 36 se evidencia esta subfase.

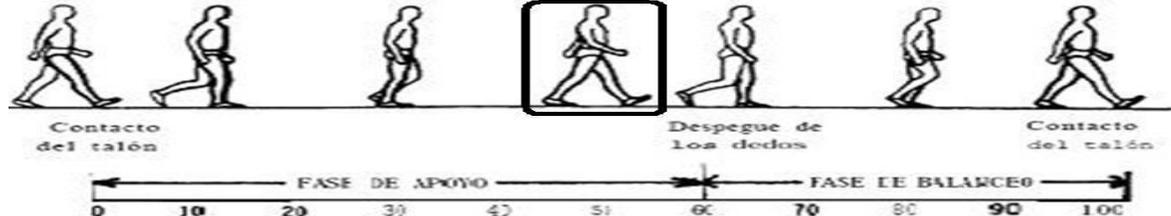
⁴⁷ *Ibíd.*, p. 50.

⁴⁸ SAMUEL K., et al., *Op. Cit.*, p. 299.

⁴⁹ SILVA CASTELLANOS., *Op. Cit.*, p. 51.

⁵⁰ *Ibíd.*, p. 51

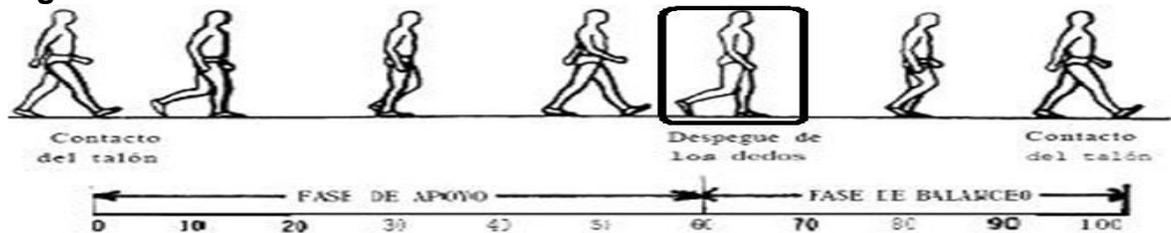
Figura 36.Apoyo final.



Fuente: SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Bogotá D.C., p. 51.

2.5.1.3 Fase previa al balanceo. También conocida como prebalanceo, se produce el despegue del antepié, inicia cuando el extremo del dedo gordo del pie (o la cabeza del primer metatarsiano) hace contacto con el suelo⁵¹. En la figura 37, se evidencia esta subfase.

Figura 37.Prebalanceo.



Fuente: SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Bogotá D.C., p. 52.

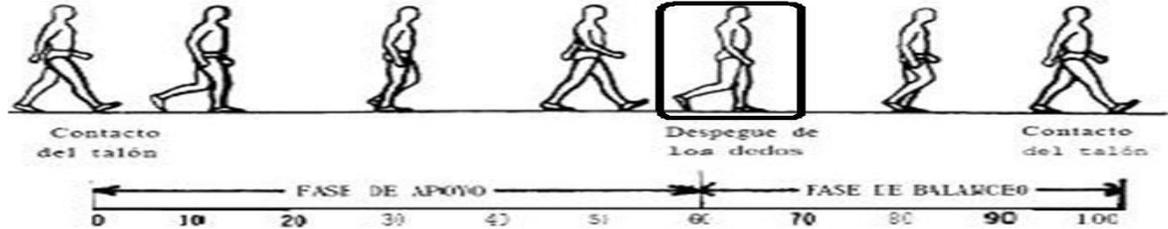
2.5.2 Fase de balanceo. Comienza al terminar la fase de prebalanceo y termina con el golpe de talón, al igual que la fase de apoyo la fase de balanceo se divide en:

2.5.2.1 Fase inicial de balanceo. “Se realiza flexión de rodilla con inicio de la oscilación hacia adelante”⁵². En la figura 38, se evidencia esta subfase.

⁵¹ SAMUEL K., et al., Op. Cit., p. 299.

⁵² *Ibíd.*, p. 299.

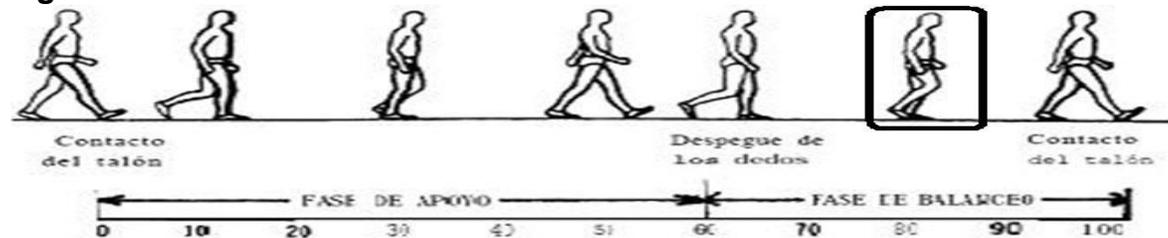
Figura 38.Fase inicial de balanceo.



Fuente: SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Bogotá D.C., p. 52.

2.5.2.2 Fase media de balanceo. En esta etapa la rodilla de la pierna oscilante se encuentra ligeramente por delante de la pierna en posición vertical y el pie de balanceo se pone a la misma altura que el pie de apoyo⁵³. En la figura 39, se evidencia esta subfase.

Figura 39.Fase media de balanceo.



Fuente: SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en opensim”). Bogotá D.C., p. 52.

2.5.2.3 Fase final de balanceo. La tibia del miembro oscilante se orienta verticalmente y se produce un frenado preparándose así para empezar de nuevo con la primera subfase de la fase de apoyo, es decir, para el siguiente choque de talón⁵⁴.

2.6 PLANOS ANATÓMICOS

Para estudiar los movimientos que es capaz de ejecutar el cuerpo humano, los expertos en biomecánica lo han dividido en tres planos de referencia, en los cuales el cuerpo ejecuta los diferentes tipos de movimientos. En la figura 40 se aprecian los tres planos de estudio⁵⁵.

⁵³ *Ibíd.*, p. 300.

⁵⁴ SILVA CASTELLANOS., *Op. Cit.*, p. 51.

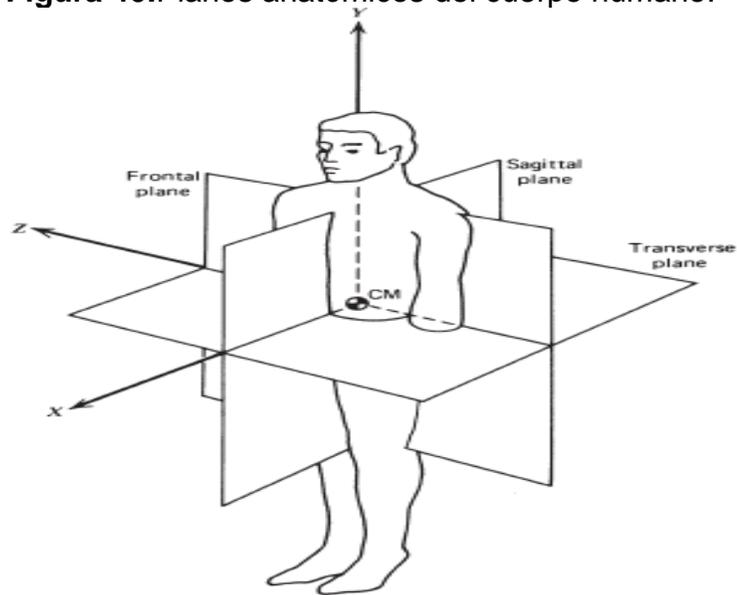
⁵⁵ *Ibíd.*, p. 62.

2.6.1 Plano sagital. Es un plano vertical que atraviesa de forma frontal el cuerpo dividiéndolo en mitad derecha y mitad izquierda.

2.6.2 Plano frontal. Es un plano que se encuentra a mitad del objeto que lo atraviesa de forma vertical dividiendo en mitad anterior y mitad posterior.

2.6.3 Plano horizontal. También conocido como plano trasversal, es un plano que divide el cuerpo en mitad superior e inferior.

Figura 40. Planos anatómicos del cuerpo humano.

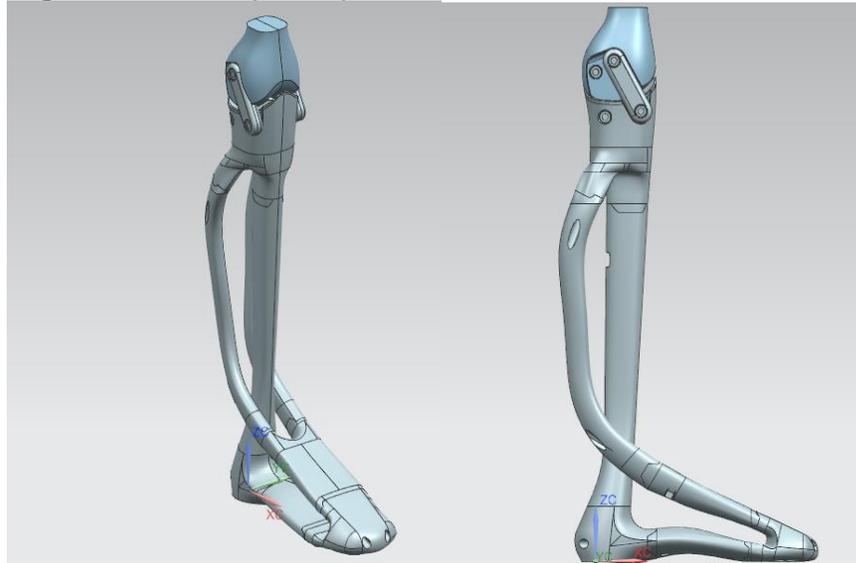


Fuente: WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement. 4ta ed. Ontario. 2009, p. 47

3. PARÁMETROS DE EVALUACIÓN

Al diseñar una prótesis, ésta además de reemplazar el miembro faltante en condiciones funcionales, debe permitir la autonomía a su movilización y de esta manera volver en la medida de lo posible a un estilo de vida común y corriente. “Entre los parámetros hay que hacer distinciones, determinar cuáles de ellos son obligatorios, es decir, es necesario que el diseño los cumpla, y parámetros deseados los cuales afectan la funcionalidad del diseño”⁵⁶. Para el estudio del caso en la figura 41 se observa la prótesis a evaluar.

Figura 41. Prototipo de prótesis transfemoral.

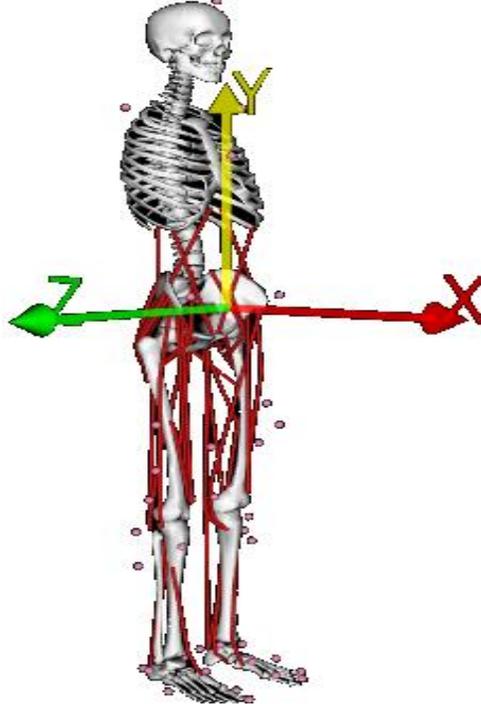


Fuente: Fundación Materialización 3D

Para determinar los parámetros se hará uso del Software OpenSim y de su modelo gait2392_simbody.osim, siendo este un modelo predefinido por dicho software. Se propone este modelo, ya que éste permite evaluar la marcha humana normal en terreno plano. En la figura 42 se evidencia dicho modelo.

⁵⁶ MAYA CASTAÑO, A. L; GUERRERO, E.P. y RAMÍREZ, J.F. Parámetros de diseño de una Prótesis de Rodilla en Colombia. En: IV Latin American Congress on Biomedical Engineering (26 – 28, Septiembre). Springer, Berlín, Heidelberg. Berlín. 2007. p. 770.

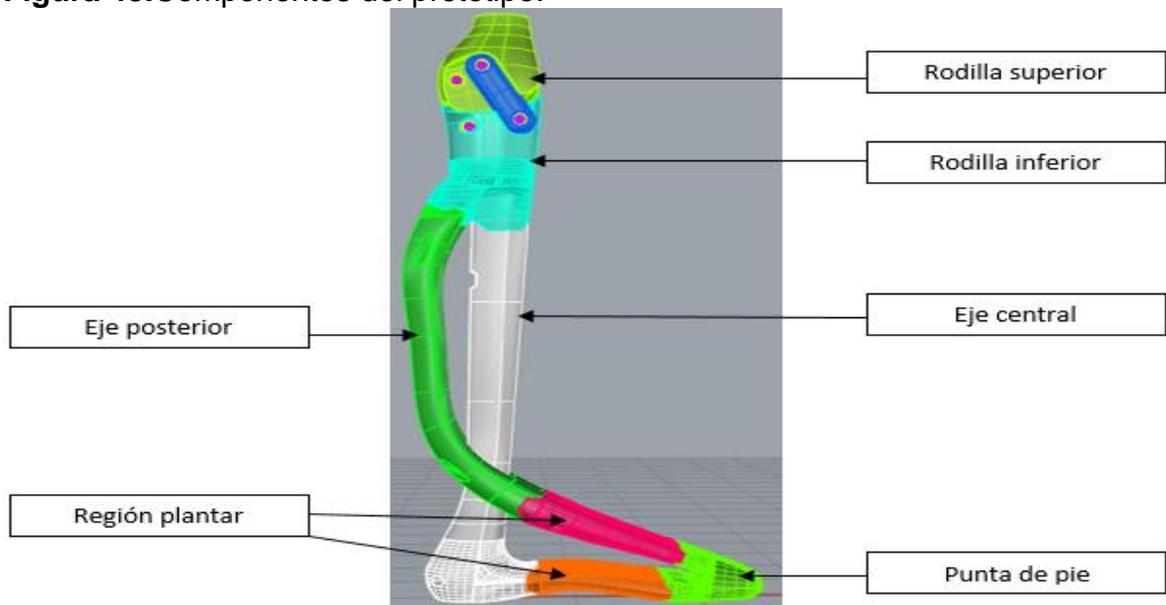
Figura 42.Modelo de OpenSim.



Fuente: OPENSIM 3.3. 3DGaitModel2392

En donde el plano XZ es el plano transversal, el plano XY es el plano sagital, y el plano YZ es el plano frontal. Al modelo gait2392_simbody.osim se le adaptará el prototipo. A continuación en la figura 43 se detallan los componentes del prototipo.

Figura 43.Componentes del prototipo.



Fuente: Fundación Materialización 3D

La sección de rodilla del prototipo, se diseñó con el propósito que se comportara como una rodilla policéntrica, el eje central hace la función de pilar, y los ejes posteriores son los encargados de sostener la sección del pie.

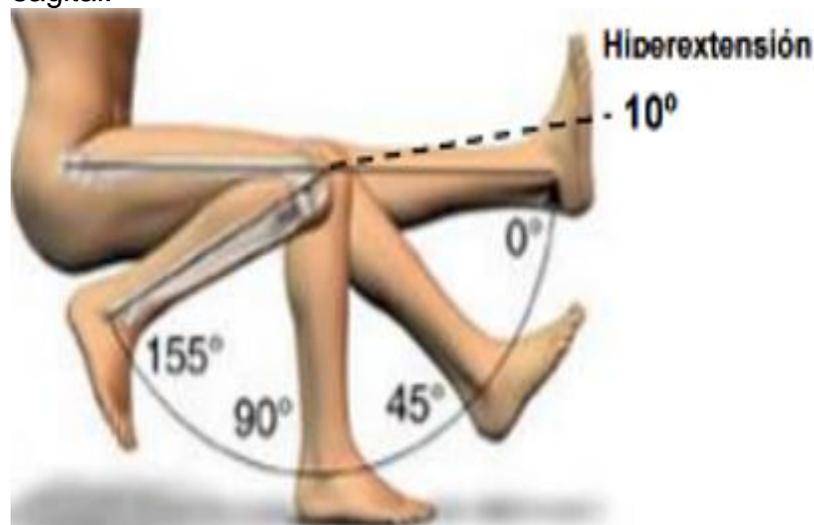
Para evaluar la funcionalidad del prototipo se escogieron los siguientes parámetros:

3.1 GRADOS DE MOVILIDAD

El miembro inferior humano puede ejecutar múltiples movimientos en los tres planos, para el estudio del caso se observará el rango de movimiento de las articulaciones de rodilla y tobillo durante la marcha. Este parámetro se puede evaluar por medio de un análisis cinemático inverso el cual permite determinar los ángulos generados en las mismas.

3.1.1 Grados de movilidad en la rodilla. En esta articulación es necesario conocer los rangos de movimiento generados. En la figura 44 se evidencian los ángulos de movimiento que es capaz de generar la rodilla. Durante el ciclo de marcha, al flexionar la rodilla se genera un ángulo entre fémur y tibia el cual va desde 0° (rodilla totalmente extendida) hasta un máximo de 70° en el plano sagital.

Figura 44. Rangos de movimiento de la rodilla en el plano sagital.

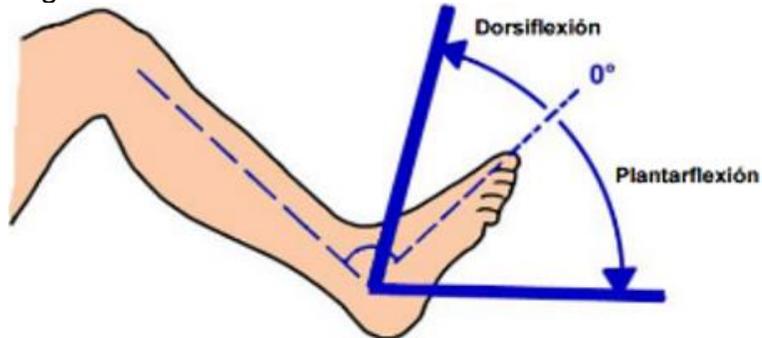


Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 31.

3.1.2 Grados de movilidad en el tobillo. Como se explicó anteriormente los movimientos principales del tobillo son la dorsiflexión y la plantarflexión. Como se puede ver en la figura 45, se describen los movimientos que es capaz de ejecutar esta articulación. el primer movimiento comprende un ángulo entre 0° - 20°

y el segundo movimiento comprende un ángulo de 0° - 50° ⁵⁷. Durante el ciclo de marcha el rango de movimiento de esta articulación es de 0° - 15° en el plano sagital.

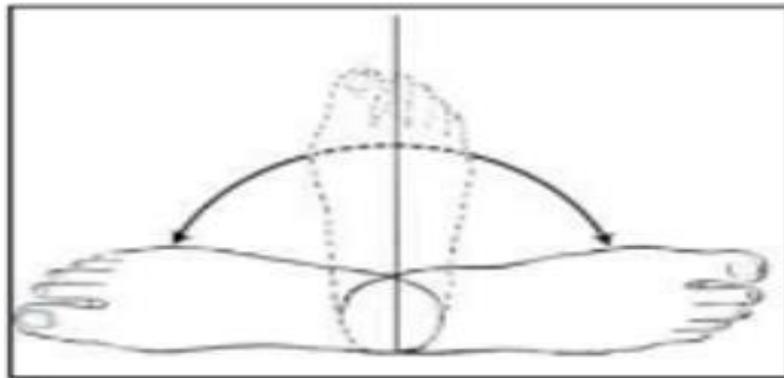
Figura 45. Rangos de movimiento del tobillo en el plano sagital.



Fuente: HERNÁNDEZ STENGELE, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Cholula, México, 2008, p. 32

Desde el plano transversal se observan los movimientos de aducción y abducción, como lo describe la figura 46, este movimiento se ve acompañado de la rotación interna o externa, haciendo los movimientos mucho más amplios, permitiendo un arco de casi 90° en cada sentido⁵⁸.

Figura 46. Rango de movimientos del tobillo en el plano transversal.



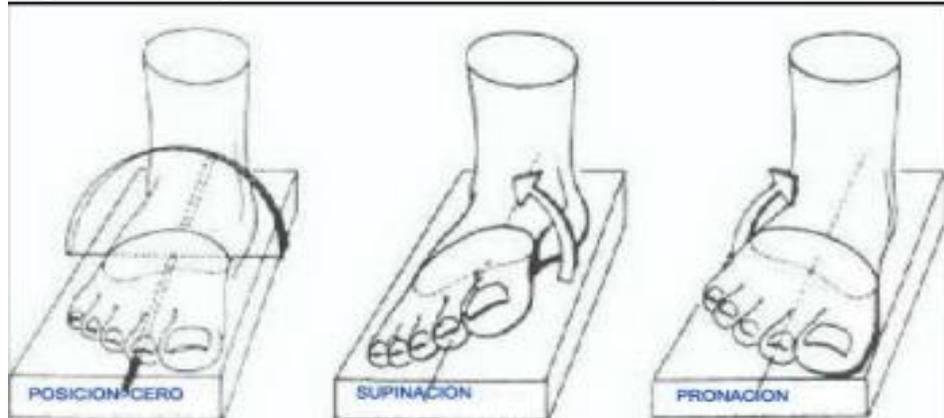
Fuente: HUGUÑA PUCHI, Héctor Fernando y ZHINDÓN BERMEO, Edgar Adrián. Diseño, construcción e implementación de una prótesis de tobillo mecánica con tres grados de libertad. Quito, Ecuador, 2016, p. 60

⁵⁷ HERNÁNDEZ STENGELE. Op. Cit., p. 32 – 34.

⁵⁸ HUGUÑA PUCHI, Héctor Fernando y ZHINDÓN BERMEO, Edgar Adrián. Diseño, construcción e implementación de una prótesis de tobillo mecánica con tres grados de libertad. Proyecto de grado de Ingeniero Mecánico. Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana. 2016. p. 60.

En el plano frontal se tienen 2 tipos de movimiento: supinación, que es cuando el pie gira hacia adentro y su arco va desde 0° - 52° ; el segundo movimiento es de pronación que es cuando el pie rota hacia afuera y su arco va de 0° - 25° ⁵⁹, estos se pueden observar en la figura 47.

Figura 47. Rango de movimientos del tobillo en el plano frontal.



Fuente: HUGUÑA PUCHI, Héctor Fernando y ZHINDÓN BERMEO, Edgar Adrián. Diseño, construcción e implementación de una prótesis de tobillo mecánica con tres grados de libertad. Quito, Ecuador, 2016, p. 61

3.2 DESPLAZAMIENTO

Este parámetro hace referencia al tiempo que se tarda en ejecutar el recorrido un usuario de prótesis con respecto a la marcha humana normal. Con este parámetro también analizar los grados de libertad que poseen las articulaciones de rodilla y tobillo

Por medio del programa OpenSim podemos evaluar cuanto tiempo tarda en realizar un solo ciclo de marcha; este parámetro es esencial ya que permite determinar el desplazamiento o el intervalo de tiempo que se puede demorar en realizar un recorrido y la comparación entre el modelo de OpenSim y el mismo modelo con la prótesis.

3.3 FUNCIÓN DE SISTEMA DINÁMICO

Generalmente a las prótesis de miembro inferior se les puede adaptar cualquiera de los tipos de pie expuestos en el capítulo 1 según las necesidades de movilidad y economía del usuario. Este parámetro hace referencia al tipo de pie protésico y cómo se comporta al momento de ejecutar un ciclo de marcha.

⁵⁹ Ibíd., p. 61.

3.4 CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD

Al momento de producirse la marcha el centro de gravedad va cambiando dependiendo de la sub-fase que se esté ejecutando, esta trayectoria se puede graficar y analizar qué tan similar es la marcha de una persona amputada en referencia a una persona sana en el plano sagital. Este centro de gravedad durante la fase de apoyo bipodal se encuentra en la parte más baja del tronco del ser humano, aproximadamente al 56.18% de la estatura de los hombres, y en las mujeres al 54.44% de su estatura⁶⁰. Gracias al software OpenSim y al modelo gait2392_simbody.osim se puede evaluar este parámetro. En la figura 48 se puede observar la ubicación del centro de gravedad del modelo.

Figura 48.Centro de gravedad del modelo gait2392_simbody.osim.



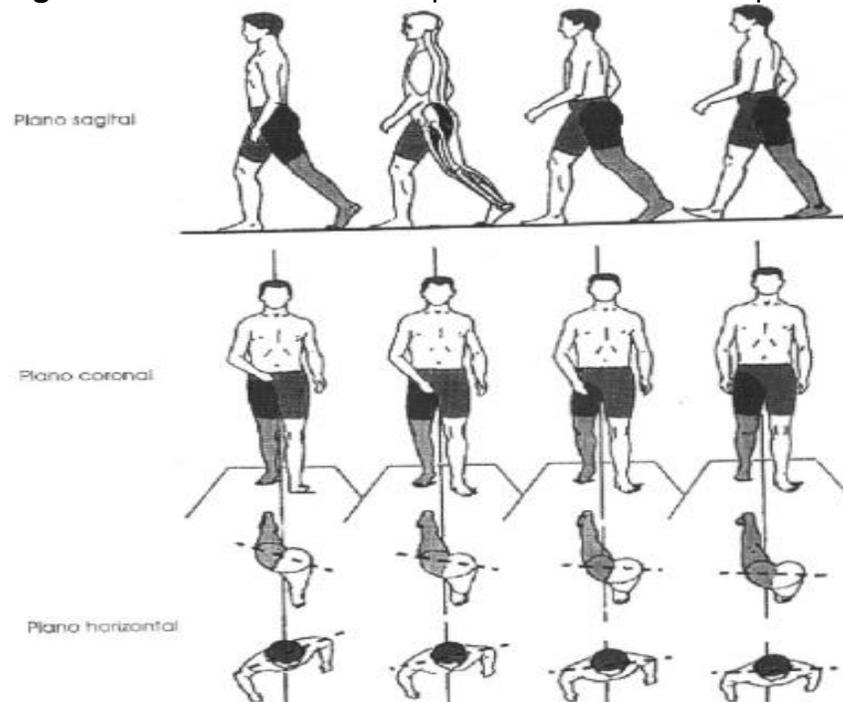
Fuente: OPENSIM 3.3. 3DGaitModel2392

Estos cambios que ocurren en el centro de gravedad se pueden definir como el equilibrio del modelo y como este se mantiene sin ninguna irregularidad en su ciclo

⁶⁰ BERNARL., Op. Cit., p. 3 – 4.

de marcha, es decir, el modelo tiende a mantenerse estable, como se puede observar en la figura 49.

Figura 49. Estabilidad del cuerpo humano en los tres planos.



Fuente: BERNAL, Luis. Evaluación de la marcha normal y patológica. Valencia, España, p. 4

El desplazamiento del centro de gravedad se puede hallar de la forma descrita por Luis Bernal. En la vista sagital se puede apreciar el movimiento de arriba hacia abajo de la línea del centro de gravedad en donde su punto de apoyo más alto se encuentra en la fase de apoyo, y el más bajo antes de iniciar la fase de balanceo⁶¹. El gráfico ⁶² describe el desplazamiento del centro de gravedad de una persona en los planos sagital y transversal mientras ejecuta su ciclo de marcha.

3.4.1 Rotación de la pelvis. Esta rota hacia adelante 4° en el plano transversal, produciendo un desplazamiento de 1 cm del centro de gravedad⁶³.

⁶¹ ACOSTA, Patricia. Biomecánica de la marcha. Curso de biomecánica. Bucaramanga: Universidad de Santander. 2015. p. 7.

⁶² GRÁFICO 1. [Citado Agosto 10, 2017]. Disponible en internet: < <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205>>

⁶³ BERNAL., Op. Cit., p. 3.

3.4.2 Inclinación de la pelvis. El centro de gravedad desciende 3 mm en el plano sagital, mientras que en el plano transversal el centro de gravedad tiende a desplazarse hacia la pierna que va a entrar a la fase de balanceo⁶⁴.

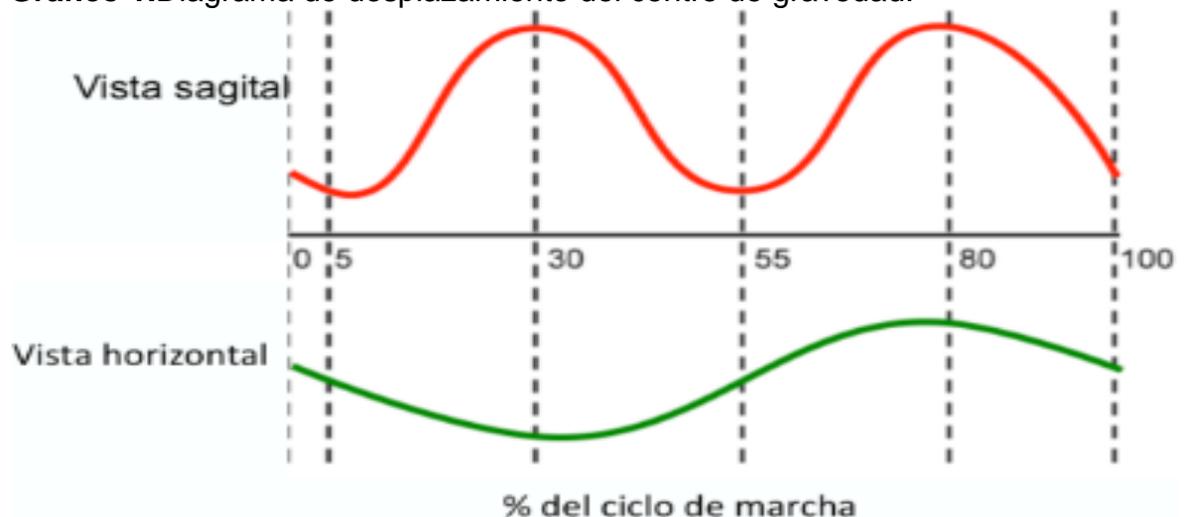
3.4.3 Flexión de la rodilla. Esta comienza en la fase del apoyo medio donde la rodilla se flexiona 15° lo que hace que el centro de gravedad en el plano sagital ascienda hasta su punto máximo y en el plano horizontal se inclina otros 3 mm⁶⁵.

3.4.4 Ancho de base. La pelvis se desplaza hacia el centro para mantener su estabilidad en la fase de prebalanceo, haciendo que el centro de gravedad descienda hacia su punto de sustentación el cual se observa en el plano sagital, y en el plano transversal vuelve a su zona de equilibrio⁶⁶.

3.4.5 “Contacto mediante el talón y despegue del antepie⁶⁷”. Esto ocurre durante la fase de balanceo medio donde se repite lo que sucede en la flexión de rodilla, y el centro de gravedad retorna a su punto máximo en el plano sagital, y en el plano transversal se inclina hacia la otra pierna.

3.4.6 Retorno de ciclo. El centro de gravedad vuelve hacia su posición inicial para iniciar otro ciclo de marcha.

Gráfico 1. Diagrama de desplazamiento del centro de gravedad.



Fuente: URIBE PÉREZ, Juliana. Desplazamiento del centro de gravedad durante el ciclo de marcha, en el plano sagital y horizontal. Docente de Bioingeniería. Medellín: Universidad de Antioquia.

⁶⁴ *Ibíd.*, p. 3.

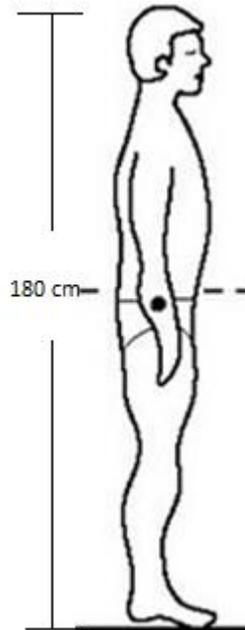
⁶⁵ *Ibíd.*, p. 4.

⁶⁶ *Ibíd.*, p. 4.

⁶⁷ *Ibíd.*, p. 4.

Por ejemplo: para el caso de un hombre con una altura de 180 cm mientras se mantiene en posición erguida, como se puede observar en la Figura 50.

Figura 50.Ubicación del centro de Gravedad en una persona de 180 cm de altura.



Fuente: MONTOYA, David. Centro de gravedad en el ser humano. 2012. Disponible en: [http://davidmon8.blogspot.com.co/201-2/1-0/centro-de-gravedad-en-el-ser-humano.html](http://davidmon8.blogspot.com.co/2012/1-0/centro-de-gravedad-en-el-ser-humano.html)

El centro de gravedad del sujeto en la figura 50 se halla siguiendo el procedimiento descrito por el autor Luis Bernal:

$$\begin{aligned} CoG &= 0.5618 * 180 \text{ cm} \\ CoG &= 101,124 \text{ cm} \end{aligned}$$

Donde;

CoG es el centro de gravedad de la persona.

Ahora se sabe que el centro de gravedad de la figura 50 está ubicado a 101,124 cm de altura medido desde el suelo, ahora siguiendo el procedimiento descrito por Bernal⁶⁸, en la tabla 1 se observan dichos desplazamientos en función del porcentaje del marcha obteniendo los siguientes datos:

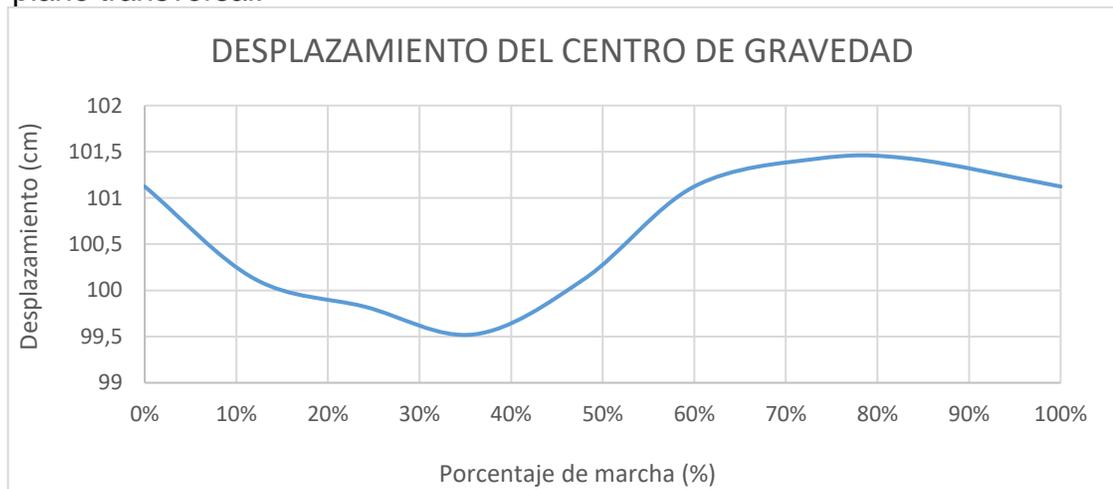
⁶⁸ *Ibíd.*, p. 3 – 4.

Tabla 1.Desplazamiento del centro de gravedad para marcha normal.

Fase de marcha	Porcentaje de marcha (%)	Trayectoria (cm)
Inicio de marcha	0	101,124
Golpe de talón	12	100,124
Apoyo plantar	24	99,774
Apoyo medio	36	99,474
Despegue	48	100,074
Prebalanceo	60	101,124
Inicio balanceo	73	101,424
Balanceo medio	84	100,424
Final balanceo	100	101,124

Con los datos obtenidos de la tabla 1 se dibujó el gráfico 2.

Gráfico 2.Diagrama de desplazamiento del centro de gravedad visto desde el plano transversal.



El gráfico 2 describe la ubicación del centro de gravedad de la Figura... en función de la subfase de marcha que se está ejecutando, visto desde el plano transversal. Donde el eje de las **X** representa el porcentaje de marcha y el eje de las **Y** representa el desplazamiento del CoG en el plano mencionado.

3.5 MANTENIMIENTO

Para asegurar la durabilidad de la prótesis se le deben realizar sus respectivas actividades de mantenimiento, estas pueden ser realizadas por el mismo usuario en

el caso que sea sencillo, o un técnico en el caso que se requiera de asistencia especializada.

3.6 EFICIENCIA MUSCULAR

Para ejecutar la marcha, los músculos de la pierna generan fuerzas, siendo estas en general diferente para cada persona debido a factores como: su índice de masa corporal y su antropometría, cada una tiende a adoptar un patrón de marcha distinto para la cual se sienta más cómoda de desarrollar; también se ve afectado por la velocidad de la marcha, la pendiente (plano, inclinado o declinado) y el tipo de terreno en el cual la persona se desplaza⁶⁹. Las personas que presentan amputación transfemoral y usan prótesis presentan un cambio en las fuerzas generadas por los siguientes músculos de la sección superior: bíceps femorales, recto femoral y vastos.

3.7 METODOLOGÍA

Como se planteó al inicio del capítulo, para efectuar la evaluación de los parámetros: grados de movilidad, desplazamiento, desplazamiento del centro de gravedad y eficiencia muscular; se hará uso del software desarrollado por la Universidad de Stanford: OpenSim y del modelo gait2392_simbody.osim. A dicho modelo se le adaptará el prototipo, por lo que de ahora en adelante será llamado: **simulación con el prototipo** (Ver Anexo A).

Para evaluar el parámetro grados de movilidad se hará una comparación cuantitativa entre los ángulos de movimiento descritos anteriormente de la la pierna del modelo gait2392_simbody.osim con respecto a los ángulos de movimiento generados por el mismo modelo empleando el prototipo durante el ciclo de marcha. Para ambos casos, vistos desde el plano sagital. Para evaluar el parámetro de desplazamiento se hará una comparación cinemática determinando cuanto tiempo tarda en ejecutar un ciclo de marcha normal el modelo gait2392_simbody.osim sin prótesis y luego cuanto tiempo tardará en ejecutar su ciclo de marcha la simulación con prototipo. Para evaluar el parámetro de Función del sistema dinámico, se propondrá un cuadro comparativo determinando las características más importantes a la hora de seleccionar un pie protésico, comparando el pie del prototipo con respecto a los pies propuestos y luego se desarrollará una matriz de selección, para obtener un resultado cuantitativo. En el parámetro de desplazamiento del centro de gravedad, se observará la trayectoria que recorre el centro de gravedad del cuerpo en el plano sagital en función del ciclo de marcha, y se hará una comparación entre la trayectoria que recorre el centro de gravedad de el modelo gait2392_simbody.osim con respecto a la la trayectoria que recorre el centro de gravedad de la simulación con el prototipo durante el ciclo de marcha para observar

⁶⁹ MARCO SANZ, Dra. Carmen. Cinesiología de la marcha humana normal. Profesora titular de Cinesiología. Zaragoza: Universidad de Zaragoza. 2006. p. 4.

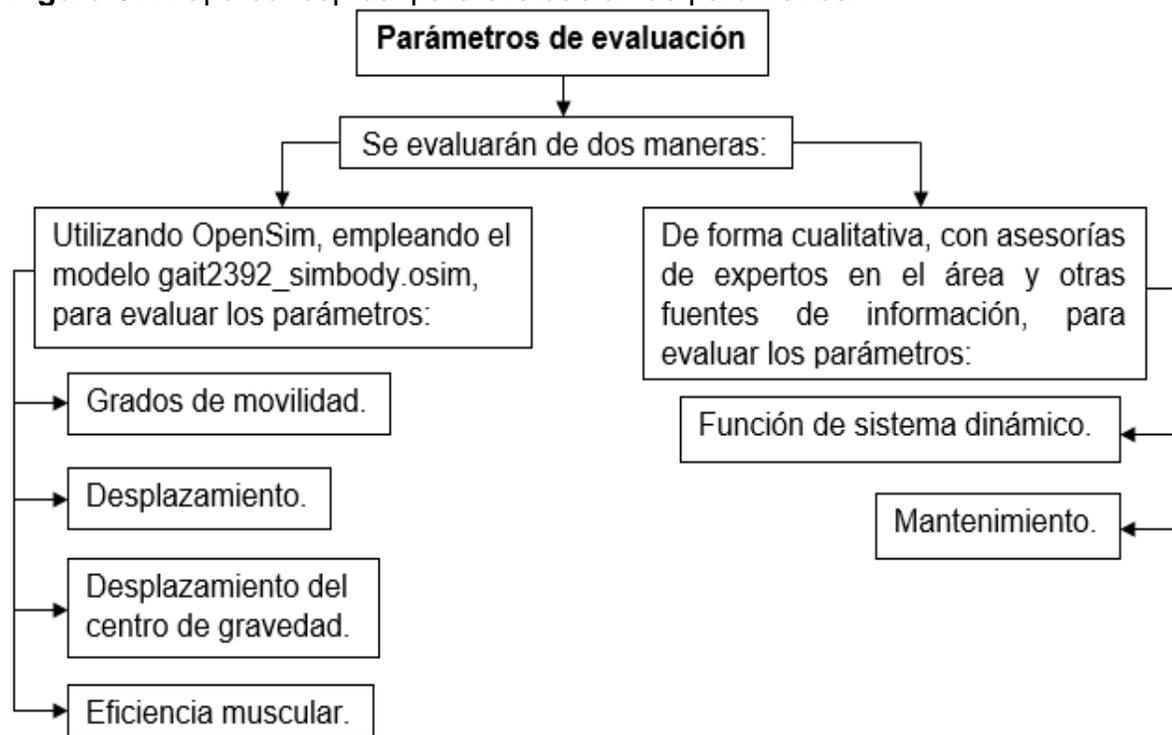
cómo se altera el dicha trayectoria y establecer si esta alteración puede llevar a una patología.

Para evaluar el parámetro de mantenimiento, se compararán las actividades de mantenimiento requeridas por el prototipo con respecto a las actividades de mantenimiento de dos prótesis transfemorales. Se hará una comparación cualitativa sobre las dichas actividades para determinar cual posee un mantenimiento más sencillo; se decidió que se evaluara de esta manera porque, como se mencionó anteriormente, las prótesis de miembro inferior deben comportarse lo más cercanamente posible al comportamiento de una pierna humana pero el miembro inferior humano al no requerir actividades de mantenimiento en condiciones normales, si se hace una comparación entre el prototipo y el miembro inferior humano normal, indudablemente el prototipo no sería funcional al momento de la evaluación de este parámetro.

Para el parámetro de eficiencia muscular, se comparará la cantidad de carga que soportan los músculos superiores del modelo gait2392_simbody.osim al ejecutar su ciclo de marcha, evaluando el bíceps femoral, vasto intermedio, medio y recto femoral, y luego se compararán las cargas ejercidas por estos mismos músculos de la simulación con el prototipo durante el ciclo de marcha.

A continuación en la figura 51, se planteó un mapa conceptual que permite hacer una revisión rápida sobre como se evaluarán los parámetros:

Figura 51. Mapa conceptual para evaluación de parámetros.



4. ANÁLISIS BIOMECÁNICO

La biomecánica es una ciencia interdisciplinaria que describe, analiza y evalúa el movimiento de los seres vivos empleando las competencias de la ciencia mecánica. Incluye los conocimientos de áreas de la ingeniería y la medicina en las que se puede establecer como las fuerzas actuantes en los seres vivos pueden originar movimiento de las extremidades, estas ciencias son: cinemática, cinética, electricidad, anatomía y fisiología.

La biomecánica brinda herramientas matemáticas y conceptuales necesarias para entender como los seres vivos se mueven, a su vez permite entender como los profesionales las aplican en las áreas de kinesiología, ortopedia y biónica. Logrando así mejorar, imitar u optimizar el desarrollo del movimiento ya sean para evaluar médicamente a las personas que presenten alguna discapacidad física para así considerar el uso de una ortesis o prótesis, otro uso que se le da es determinar una forma de mejorar el rendimiento de los atletas; desarrollar modelos matemáticos sobre el movimiento de los animales o del hombre y así implementarlos en aplicaciones de robótica (como los brazos robóticos para soldadura, por ejemplo).

Desarrollar modelos biomecánicos sobre el cuerpo humano puede llegar a ser una labor compleja, por ende muchos investigadores se apoyan en programas de computadora para obtener resultados más rápido y precisos, algunos de estos son: SIMPACK, Anybody Modeling System (Anybody Technology, Aalborg, Denmark), PC Crash (MEA Forensic, Vancouver, Canadá), OpenSim, entre otros. Para este caso de estudio se hará uso del software OpenSim. OpenSim es un programa de código abierto desarrollado por la Universidad de Stanford, el cual utiliza “la metodología de análisis de sistemas multicuerpo para llevar a cabo estudios cinemáticos y dinámicos, proporcionando la posibilidad de controlar un amplio rango de variables humanas como pueden ser datos cinemáticos (posiciones, velocidades y aceleraciones), datos dinámicos (fuerzas musculares y fuerzas articulares), y el gasto metabólico (consumo de energía metabólica). Además, se pueden incluir en los modelos computacionales del cuerpo humano prótesis y/o ortesis con la finalidad de investigar aspectos relacionados con el diseño y control de dichos dispositivos en el ordenador”⁷⁰.

A continuación se evaluarán los parámetros del capítulo anterior según la metodología planteada.

⁷⁰ AMAIA ILZARBE, Andrés. Análisis dinámico de las fuerzas de contacto ortesis – pierna mediante un modelo biomecánico tridimensional. Projecte Final d’Estudis Máster en Enginyeria Biomèdica. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya. Departament de Enginyeria Mecànica (ETSEIB – UPC). 2014. p. 31.

4.1. GRADOS DE MOVILIDAD

Para la evaluación de este parámetro se utilizó como base una de las disciplinas más importantes en el campo de la biomecánica: la cinemática inversa.

4.1.1 Cinemática Inversa. La cinemática es la rama de la mecánica que estudia el movimiento de los cuerpos sin tener en cuenta las causas o las fuerzas que los generan. La cinemática inversa consiste en hallar las velocidades tanto lineales y angulares, las aceleraciones y los ángulos de movimiento de los seres vivos al ejecutar cierta actividad⁷¹. Para este caso se hace un análisis del movimiento del cuerpo humano y así determinar los ángulos que se generan en las articulaciones del miembro inferior cuando se ejecuta la marcha y la diferencia de estos con respecto al prototipo.

Durante la ejecución de la marcha en ambas piernas se generan ángulos que indican la posición de la pierna y posibilitan el desarrollo de una marcha normal, es decir, sin patologías. Gracias a OpenSim es posible determinar los ángulos sin la necesidad de instrumentos de medición en los cuales se necesitarían equipos como: acelerómetros, goniómetros y herramientas cinematográficas⁷². Estos dispositivos deben ser usados en el caso de estudio de alguna marcha patológica como puede ser en el caso de una marcha parkinsoniana como su nombre lo indica esta la padecen personas que presentan síndrome Parkinson avanzado, se caracteriza “con que el paciente titubea antes de iniciar la marcha y efectúa pasos cortos y mostrará una tendencia de inclinar el tronco hacia delante con una actitud en flexión generalizada en las articulaciones”⁷³, por ende es muy difícil predecir en un software de los antes descritos, el patrón de marcha de un paciente que presente este cuadro médico).

En este caso es necesario conocer los ángulos generados durante la marcha por el prototipo en las articulaciones de rodilla y tobillo, teniendo en cuenta que los usuarios de prótesis de miembro inferior generalmente empiezan su ciclo de marcha (fase de apoyo) con la prótesis. Con el programa se evaluó los parámetros descritos en la metodología

4.1.1.1 Comparación de rodilla protésica con rodilla modelo. A través de la evaluación de este parámetro, se comparó qué tanto se asemejan los ángulos de movimiento de rodilla de la simulación con el prototipo con respecto a los ángulos de movimiento de la rodilla del modelo gait2392_simbody.osim. OpenSim posee una interfaz interactiva que permite observar los valores que toman dichos ángulos

⁷¹ WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement. 4ta ed. Ontario: University of Waterloo. Winley. 2009. p. 10.

⁷² *Ibíd.*, p. 3.

⁷³ MONASTERIO, Aritz. El blog de fisioterapia. Marcha parkinsoniana [en línea]. [Citado Agosto 30 de 2017]. Disponible en internet: <www.blogdefisioterapia.com/marcha-parkinsoniana/>

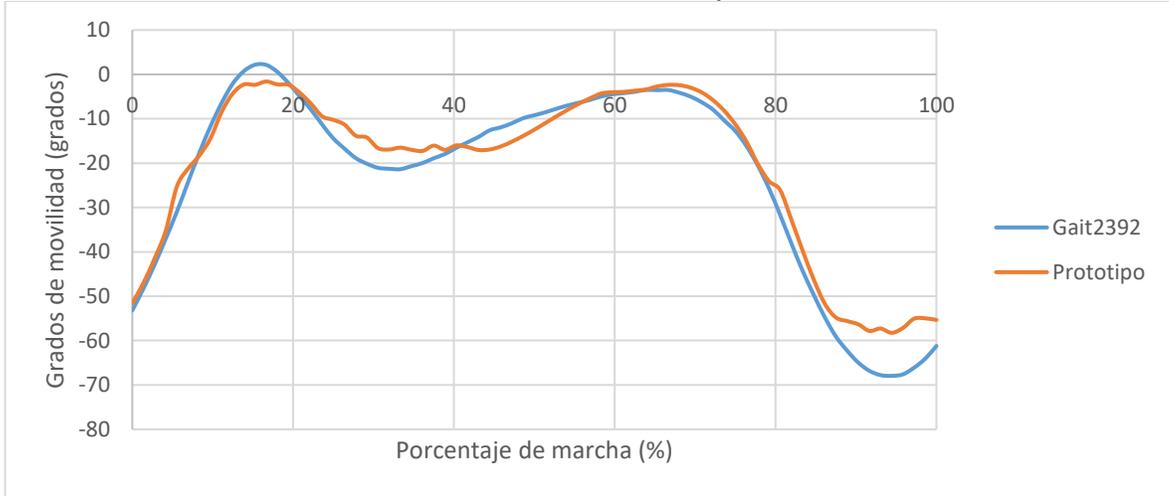
en función del porcentaje de marcha, siendo evidentes en la tabla 2 donde, a manera de explicación, solo se tomaron dichos valores hasta el 43% del ciclo de marcha.

Tabla 2.Ángulos de movimiento de la rodilla en función del ciclo de marcha.

% De marcha	Gait2392's Knee	Prothesis' Knee	Diferencia Knee
0	-53,21678176	-51,58	0,03075687
1,38891667	-48,26577864	-46,99	0,02643236
2,777775	-42,85870374	-41,48	0,03216858
4,16666667	-36,99548389	-35,19	0,04880282
5,555533333	-30,90877484	-25,22	0,18405048
6,94444167	-24,22670846	-21,23	0,12369441
8,33360837	-17,70230703	-18,3	0,03376356
9,72252504	-11,71677533	-14,44	0,232421
11,11144171	-6,45434645	-8,48	0,31384333
12,50035838	-2,0683657	-4,3	0,51898472
13,88927505	0,74308795	-2,27	1,32735152
15,27819172	2,17939534	-2,35	1,92740227
16,66710839	2,12528199	-1,6	1,75284127
18,05602506	0,54239146	-2,27	5,18516914
19,4494173	-2,01085428	-2,35	0,16865753
20,8338584	-4,98095411	-4,14	0,16883394
22,22277507	-7,93652411	-6,6	0,1684017
23,61169174	-11,30675407	-9,45	0,16421637
25,00060841	-14,4382772	-10,25	0,29008151
26,38952508	-16,73741031	-11,32	0,32367076
27,77844175	-18,85450295	-13,82	0,2670186
29,16735842	-20,13459852	-14,225	0,29350466
30,55627509	-21,0601087	-16,63	0,21035545
31,94519176	-21,27133468	-16,93	0,2040932
33,33410843	-21,36553307	-16,5	0,22772814
34,7230251	-20,67601221	-17	0,17779116
36,1194177	-19,97040727	-17,25	0,13622192
37,50085844	-18,88348395	-16,05	0,15005091
38,89101191	-17,94513985	-17	0,05266829
40,27998706	-16,5739255	-16	0,03462822
41,66896222	-15,32537983	-16,37	0,06816276
43,05793738	-14,09190925	-17,04	0,20920449

Una vez obtenidos todos los valores de los ángulos a partir de la tabla 2, se graficaron en excel y se obtuvo el gráfico 3.

Gráfico 3. Rodilla del modelo Gait2392 vs. Rodilla prótesis.



En el gráfico 3 se evidencian las diferencias de movimiento entre la rodilla del modelo gait2392_simbody.osim (azul) y la rodilla de la simulación con el prototipo (naranja), donde el eje de las **X** representa el porcentaje de marcha y el eje de las **Y** representa los ángulos de movimiento de la articulación durante el ciclo de marcha.

Gracias a los datos obtenidos de la tabla 2 se procedió a realizar una diferencia en valor absoluto entre los valores que toma la rodilla de la simulación con el prototipo con respecto a los valores que toma la rodilla del modelo gait2392_simbody.osim en función de su respectivo porcentaje de marcha, de la siguiente manera:

$$Dif. Knee = \frac{Gait2392's Knee - Prothesis' Knee}{Gait2392's Knee}$$

$$Dif. Knee = \frac{53,21678176 - 51,58}{53,21678176} = 0,030756872$$

Luego se realizó el mismo procedimiento con cada uno de los valores en función de su respectivo porcentaje de marcha, y obtenidos éstos se procedió a promediarlos; dando como resultado hay un error relativo del 30,62% del gráfico de la simulación con el prototipo con respecto al gráfico del modelo gait2392_simbody.osim. Si se observa a detalle el gráfico 3, hay puntos donde los ángulos de movimiento de rodilla de la simulación con el prototipo presenta mayores errores porcentuales con respecto a los ángulos de rodilla del modelo: primero entre el 5,55% y el 8,33% del ciclo de marcha (es decir, mientras se efectúa la subfase de golpe de talón), donde hay un pico de los valores que toman los ángulos de movimiento. Gracias a los

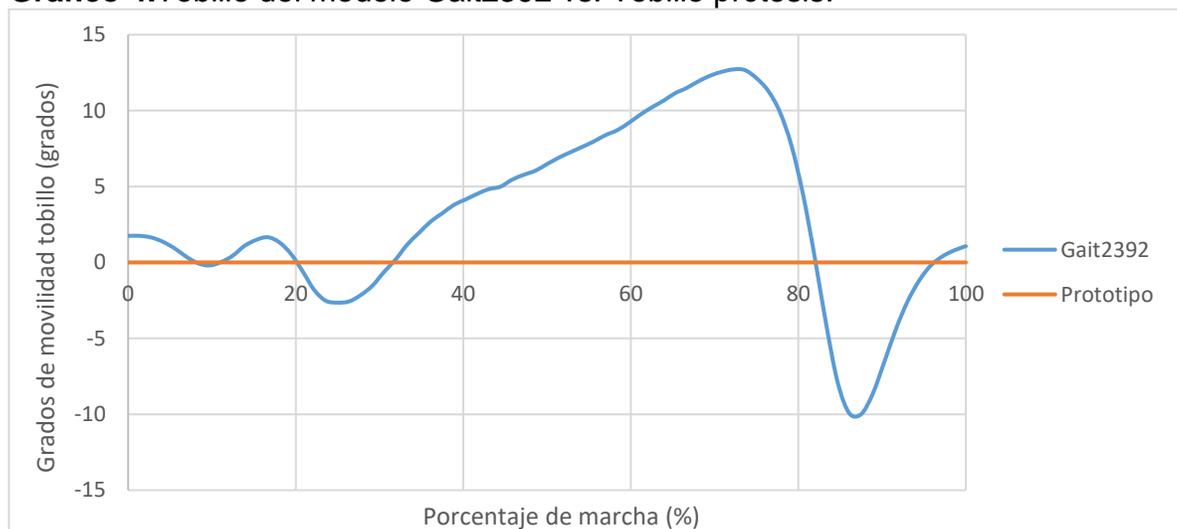
datos obtenidos de la tabla 2 se halló que en esta primera subfase (desarrollo del golpe de talón), hay un error relativo del 7,5% de los ángulos de movimiento de rodilla de la simulación con el prototipo con respecto a los ángulos de movimiento de rodilla del modelo. Durante la subfase de apoyo plantar (entre el 20% y el 41% del porcentaje de marcha), hay un estancamiento en el movimiento de esta articulación en la simulación con el prototipo, es decir, trata de mantener constante el ángulo de movimiento, en esta subfase se determinó que el porcentaje de error relativo que presenta la rodilla de la simulación con el prototipo es del 12,35%; por último y de forma similar en la fase final de balanceo (entre el 83% y el 100% del porcentaje de marcha), los ángulos de movimiento de rodilla de la simulación con el prototipo tratan de mantenerse constantes, pero su porcentaje de error relativo es más pequeño, llegando a ser del 10%.

Gracias al análisis de gráfica y a los valores totales promediados del porcentaje de marcha, se llegó a la conclusión que los ángulos de movimiento generados por la rodilla de la simulación con el prototipo es 69,39% funcional con respecto a los ángulos de movimiento generados por la rodilla del modelo gait2392_simbody.osim durante su ciclo de marcha.

En los siguientes gráficos a lo largo de este capítulo, se procedió de la misma manera como se hizo con el gráfico 3 para obtener los porcentajes de diferencia.

4.1.1.2 Comparación de tobillo protésico con tobillo modelo. Al igual que en la articulación de rodilla, para realizar la comparación acerca de que tanto se asemejan los ángulos de movimiento del tobillo de la simulación con el prototipo con respecto a los ángulos de movimiento generados por el modelo gait2392_simbody.osim se graficaron los valores que toman dichos ángulos en función del ciclo de marcha los cuales se evidencian en el gráfico 4.

Gráfico 4. Tobillo del modelo Gait2392 vs. Tobillo prótesis.



En el gráfico 4 se notan las diferencias de movimiento entre el tobillo del modelo gait2392_simbody.osim (azul) y el tobillo de la simulación con el prototipo (naranja). Donde el eje de las **X** representa el porcentaje de marcha en un ciclo, y el eje de las **Y** los ángulos de movimiento en ese mismo ciclo de marcha. Como se puede observar en figura 43, la prótesis no posee ninguna articulación en la zona de interés que le ayude a la simulación con el prototipo a obtener los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión durante su respectivo ciclo de marcha, dicho esto se dedujo que el pie protésico es completamente rígido y por ende, la simulación con el prototipo es 0% funcional en movimiento de tobillo durante la marcha con respecto al tobillo del modelo gait2392_simbody.osim.

4.2 DESPLAZAMIENTO

Con el programa OpenSim se observa que el modelo gait2392_simbody.osim posee un recorrido de un ciclo de marcha en 1,2 segundos, mientras que el mismo modelo adaptándole la prótesis se demora en realizar el mismo recorrido durante la fase de marcha 1,6 segundos. La simulación con el prototipo alarga el tiempo de desplazamiento durante un ciclo de marcha en terreno plano y se obtuvo que esta se demora un 33,33% más al recorrido que normalmente el modelo gait2392_simbody.osim haría sin prótesis durante su ciclo de marcha.

4.3 FUNCIÓN DE SISTEMA DINÁMICO

Para este parámetro se plantea qué pie protésico es más funcional al momento de ejecutar la marcha. A continuación, en el cuadro 1 se presentan las características principales de cada pie protésico expuestos en el capítulo 1.

Cuadro 1. Comparación entre los tipos de pie protésicos.

	Pie de eje simple	Pie de eje múltiple	Pie STEN	Pie SACH	Pie Prototipo
Especificaciones	Pie polimérico que posee un eje fabricado en acero o en titanio y un amortiguador de goma.	Pie polimérico que posee más de un eje en titanio o acero.	Hoja de fibra de carbono que posee un adaptador en acero inoxidable o titanio, opcionalmente se puede recubrir de un pie polimérico.	Consiste de una quilla de madera cubierta por un polímero.	El material base del pie es PLA el cual se encuentra unido directamente al pilar.
	Presenta movilidad solo en el plano sagital.	Presenta movilidad en los tres planos.	Presenta movilidad solo en el plano sagital.	Es rígido.	Es rígido.
	Permite una marcha suave y es ideal para terreno plano.	Permite una marcha simple y es ideal para diferentes terrenos.	Ideal para personas con alta actividad física y útil para diferentes tipos de terreno.	Permite una óptima flexión plantar y solo está limitado a la marcha.	Está limitado a la marcha en terreno plano.

Continuación cuadro 1.

	Pie de eje simple	Pie de eje múltiple	Pie STEN	Pie SACH	Pie Prototipo
Especificaciones	Minimiza el impacto en el golpe de talón, aliviando esfuerzos en la rodilla, pero no permite la recuperación de energía.	Minimiza el impacto durante la fase de apoyo, pero no presenta aprovechamiento de energía, solo da estabilidad.	Aprovecha el impacto del golpe de talón para dar un impulso, es decir, funciona como un sistema de almacenamiento de energía.	Aunque el polímero minimiza el impacto, no presenta absorción al impacto durante el golpe de talón, por ende tampoco hay retorno de energía, y al ser rígido se altera el patrón de marcha del usuario.	No posee sistema de amortiguación o de absorción al impacto, por ende el usuario no podrá realizar el despegue del pie con normalidad.
	Solo el eje requiere mantenimiento lo que lo hace sencillo.	Al tener múltiples ejes, se requiere mantenimiento con mayor frecuencia.	No requiere mantenimiento debido a la durabilidad de los materiales.	Solo requiere mantenimiento cuando hay desgaste del recubrimiento polimérico.	No se requiere mantenimiento, pero el material es más propenso al desgaste ya que no posee buenas propiedades contra el impacto.

Continuación cuadro 1.

	Pie de eje simple	Pie de eje múltiple	Pie STEN	Pie SACH	Pie Prototipo
Especificaciones	Su costo es de: 395.000 COP aproximadamente (*).	Su costo es de: 985.236 COP aproximadamente (**).	Su costo es de: 11.000.000 COP o más ⁷⁴ .	Su costo es de: 250.000 COP aproximadamente (***)	Su costo es de 120.000 COP aproximadamente (****).

D.C. (*) La información fué dada por Pedro Julio Fonseca Pacheco, Técnico en ortesis y prótesis de la ortopédica Brace Shop en Bogotá

D.C. (**) La información fué dada por Pedro Julio Fonseca Pacheco, Técnico en ortesis y prótesis de la ortopédica Brace Shop en Bogotá

D.C. (***)La información fué dada por Pedro Julio Fonseca Pacheco, Técnico en ortesis y prótesis de la ortopédica Brace Shop en Bogotá

⁷⁴ ARAUJO HERRERA. Op. Cit., p. 81.

(****) La información fue dada por Andrés Tolosa, coordinador de proyectos de la Fundación Materialización 3D en Bogotá D.C.

De acuerdo a lo propuesto en el cuadro 2 se decidió elaborar una matriz de selección, para evaluar numéricamente el desempeño del pie del prototipo con respecto a los otros pies protésicos referenciados anteriormente, donde se evaluó de la siguiente manera: 1 muy malo, 2 malo, 3 regular, 4 bueno, 5 excelente, y donde cada parámetro tiene el mismo porcentaje calificativo para evaluarlos.

Cuadro 2.Matriz de selección.

	Especificaciones	Material de fabricación	Movilidad	Terreno	Amortiguamiento	Mantenimiento	Costos	Total
Pie protésico								
Pie de eje simple		4	4	4	3	4	3	22
Pie de eje múltiple		4	5	5	3	2	2	21
Pie STEN		5	4	5	5	5	1	25
Pie SACH		3	2	3	2	4	4	18
Pie prototipo		3	2	2	1	4	5	17

Como se puede apreciar el pie del prototipo tiene una evaluación total muy cercana al pie de tipo SACH. Para comparar el pie del prototipo con los pies protésicos se les dio una calificación en las especificaciones señaladas en la matriz anterior, teniendo en cuenta que a estas especificaciones se les asignó un porcentaje igual, es decir, ninguna es menos o más importante que otra. Por ende la manera de calificación se estableció así:

$$Pie = \frac{Total}{6} \quad (1)$$

Donde;

Pie es el tipo de pie a calificar.

Total se refiere a la sumatoria de los puntajes en los ítems de **Especificaciones**.
6 es el número de especificaciones.

Entonces al aplicar la fórmula 1:

$$Pie \text{ de eje simple} = \frac{22}{6} = 3,6$$

$$Pie \text{ de eje múltiple} = \frac{21}{6} = 3,5$$

$$Pie \text{ STEN} = \frac{25}{6} = 4,2$$

$$Pie \text{ SACH} = \frac{18}{6} = 3$$

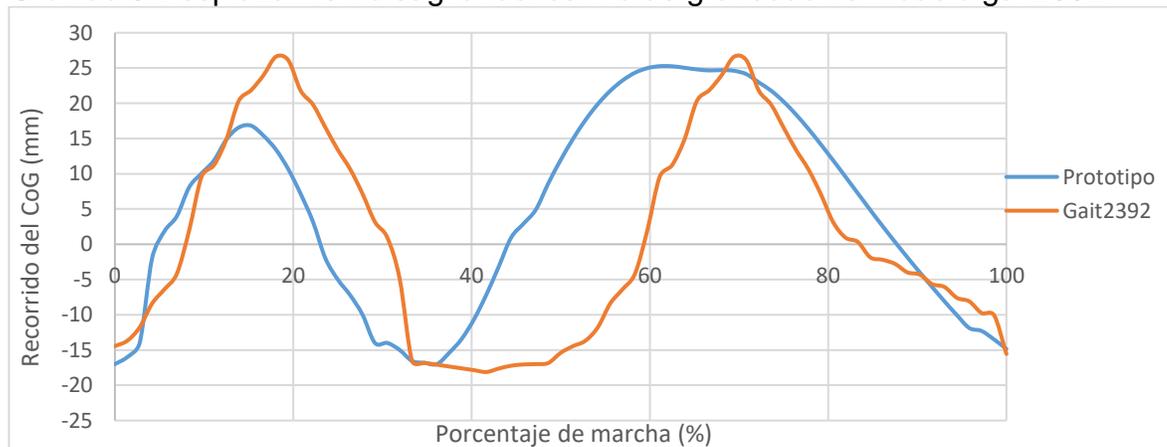
$$Pie \text{ prototipo} = \frac{17}{6} = 2,8$$

Según la evaluación planteada se puede afirmar que el pie del prototipo tendría una calificación de 2,8 mientras que el pie STEN tiene una calificación de 4,2 por sus características. Gracias a la matriz de selección propuesta y a los conceptos adquiridos del proyecto de Araujo Herrera⁷⁵, se dedujo que el pie de respuesta dinámica (STEN) es el más funcional, ya que entre sus ventajas, además de las descritas en el cuadro 1, también incluye un diseño estético y gracias a su material de fabricación es muy ligero y por ende es apto para personas que presenten movilidad media - alta. Por otro lado, el pie del prototipo es el menos funcional, aunque siendo el más económico, es el que menos ventajas posee.

4.4 CAMBIOS EN EL CENTRO DE GRAVEDAD

A través de la evaluación de este parámetro, se pudo definir el patrón de marcha que adoptará la simulación con el prototipo y la diferencia de la trayectoria recorrida por su centro de gravedad, con respecto a la trayectoria que recorre el modelo gait2392_simbody.osim. En el gráfico 5 se evidencian los valores que toman dichos desplazamientos en función del ciclo de marcha, vistos desde el plano sagital:

Gráfico 5. Desplazamiento sagital del centro de gravedad vs modelo gait2392.



⁷⁵ Araujo Herrera. Op. Cit., p. 76.

En el gráfico 5 se evidencian las diferencias de movimiento entre el desplazamiento del centro de gravedad del modelo gait2392_simbody.osim (naranja) y el desplazamiento del centro de gravedad la simulación con el prototipo (azul), donde el eje de las X representa el porcentaje de marcha y el eje de las Y representa el donde se encuentra ubicado dicho centro. Lo que describe el gráfico 5 el desplazamiento del centro de gravedad de la simulación con el prototipo es más pequeño durante la fase de apoyo y durante la fase de balanceo es más grande, es decir, la simulación con el prototipo tiende a apoyarse más en su pierna disponible como se puede destacar en la fase de balanceo, en otras palabras, la trayectoria del centro de gravedad de la simulación con el prototipo es similar en 63,4% al centro de gravedad del modelo sin prótesis durante el 33% del ciclo de marcha, y en el 67% restante del ciclo de marcha el centro de gravedad del modelo con prótesis es similar en un 10,4%.

4.5 MANTENIMIENTO

El mantenimiento es toda acción que tiene como objetivo el mantener en funcionamiento un artículo o máquina alargando así su vida útil. Para determinar las actividades de mantenimiento que se le deben realizar a las prótesis transfemorales se contó con la colaboración de un técnico de ortesis y prótesis, quien afirmó lo siguiente: “Habitualmente a las prótesis se le realizan 2 actividades de mantenimiento: en primera instancia al socket, en el cual al paciente se le debe tener en cuenta la geometría del muñón y la causa de la amputación, ya que eventualmente a los usuarios de prótesis transfemoral se les debe cambiar este componente cada seis meses aproximadamente”⁷⁶. La otra actividad de mantenimiento (y para interés de este trabajo) se realiza a componentes de las prótesis, previamente descritos en el capítulo 1, y se estableció las actividades de mantenimiento a realizar en dos tipos de prótesis: prótesis transfemoral con pie SACH y rodilla monocéntrica, y prótesis transfemoral con pie STEN y rodilla policéntrica; y así se realizó una comparación con las actividades de mantenimiento a realizar al prototipo.

Se aclaró que estas actividades de mantenimiento son muy relativas dependiendo de la actividad usuario y de la región en la que se encuentre, ya que el primer punto a tener en cuenta es que las prótesis no se pueden mojar, ya que la tornillería se corroe fácilmente

4.5.1 Prótesis con pie SACH y rodilla monocéntrica. Los elementos a los que se le deben realizar las actividades de mantenimiento son a la rodilla y al pie:

4.5.1.1 Pie SACH. Este pie está compuesto de una quilla de madera recubierta por poliuretano, y un amortiguador interno fabricado en goma el cual ayuda a suavizar

⁷⁶ Pedro Julio Fonseca Pacheco. Ortopédica Brace Shop, Bogotá D.C., entrevista, 2017.

el golpe de talón. El técnico Pedro Fonseca⁷⁷ afirmó que de los anteriores elementos mencionados el que requiere cambios con más frecuencia es el amortiguador con una vida media de 8 meses y un costo aproximado de 15.000 COP. Por otro lado, al deteriorarse el poliuretano es necesario obtener otro pie, ya que por su proceso de fabricación no se puede recubrir nuevamente con poliuretano. En la figura 52 se puede observar un pie SACH que ya cumplió su ciclo de vida útil.

Figura 52. Pie SACH deteriorado.



Fuente: Ortopédica Brace Shop

Como se evidencia en la figura 52 el pie ya no se encuentra en condiciones de seguir ejecutando sus actividades, pero la ventaja de este es su valor económico (ver cuadro 2), y su vida útil está entre 2 y 3 años. Además Fonseca aclaró que este tipo de pie no es conveniente para uso en ambientes húmedos y tropicales ya que el mismo ambiente acorta hasta un 50% la vida útil del poliuretano, por ende también se recomienda no sumergirlo en agua, ya que esta misma además de afectar al recubrimiento también puede deteriorar la quilla⁷⁸.

4.5.1.2 Rodilla monocéntrica. Según Fonseca este tipo de rodilla tiene un costo de 2.500.000 COP, generalmente a este componente no se le realizan actividades de mantenimiento muy seguidas⁷⁹, esta rodilla está fabricada en materiales duraderos y muy resistentes como lo son: acero inoxidable, aleaciones de titanio, aleaciones de aluminio, etc. El gran problema que presenta es que la rodilla al tener contacto con el agua de mar, la tornillería al ser de acero se corroe. La vida media de esta es de 10 años aproximadamente, tiempo en el cual se recomienda realizar un mantenimiento más exhaustivo y para ello se necesita un kit de reparación con un costo estimado de 1.800.000 COP, que incluye el bomper, el tope de goma, buje de eje central, graduador de freno, una vez realizados estos cambios la rodilla completa podrá durar 2 años más⁸⁰. Esta actividad de mantenimiento debe ser realizada por un especialista en el área.

⁷⁷ Ibíd.

⁷⁸ Ibíd.

⁷⁹ Ibíd.

⁸⁰ Ibíd.

- ✓ Bomper y tope de goma. Como se puede ver en la figura 52 estos dos elementos están ubicados uno encima del otro, el bomper (figura 53 - A) se usa para prevenir que haya contacto entre la sección inferior⁸¹ y el eje central (Figura 55 - A) de la rodilla. El tope de goma (figura 53 - B) disminuye el rozamiento entre el bomper y el eje central para aumentar su durabilidad⁸².

Figura 53.Bomper y tope de goma.



Fuente: Ortopédica Brace Shop.

- ✓ Buje de eje central. Este elemento es el que permite el movimiento de mecanismo de bisagra de la rodilla⁸³, como se observa en la figura 54.

Figura 54.Buje.



Fuente: Ortopédica Brace Shop.

⁸¹ Ibíd.

⁸² Ibíd.

⁸³ Ibíd.

- ✓ Graduador de freno. Es el que permite reducir o aumentar el movimiento de la rodilla dependiendo de la actividad física del usuario⁸⁴, en la figura 55 - B, se señala dicho componente

Figura 55. Graduador y eje.



Fuente: Ortopédica Brace Shop.

4.5.2 Prótesis con pie STEN y rodilla policéntrica. Al igual que con la prótesis anterior, los elementos a los que se le deben realizar actividades de mantenimiento son a la rodilla y al pie:

4.5.2.1 Pie STEN. Como se mencionó en el capítulo 1 este pie está fabricado en fibra de carbono recubierto con poliuretano y a diferencia del pie SACH, el recubrimiento del pie STEN es intercambiable, es decir, no hay necesidad de cambiar completamente el pie como ocurre con el SACH⁸⁵. Aunque este pie es aparentemente el mejor en cuanto a funcionalidad, también puede presentar ciertos defectos muy a tener en cuenta puesto que, al ser costoso (ver cuadro 2) las actividades de mantenimiento no siempre están al alcance monetario de todos los usuarios. El pie STEN es un compuesto de varias láminas de fibra de carbono este pie tiene una vida media de 5 años o más, por ende cuando estas fibras se empiezan a despegar, como se nota en la figura 56, Fonseca recomienda que el pie requiere de un cambio total ya que estas fibras no se pueden volver a unir con pegamentos industriales⁸⁶.

⁸⁴ Ibíd.

⁸⁵ Ibíd.

⁸⁶ Ibíd.

Figura 56. Pie STEN deteriorado.



Fuente: Ortopédica Brace Shop.

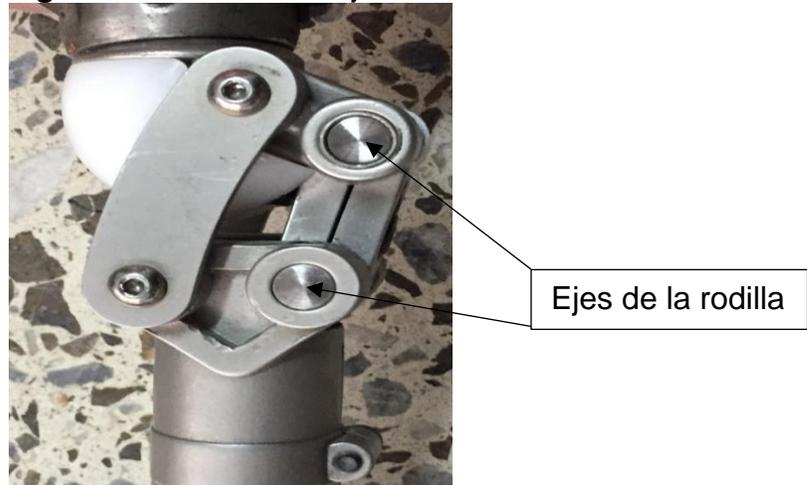
Las actividades de mantenimiento más usuales que requieren estos tipos de pie consiste simplemente en el cambio del recubrimiento, aunque este tipo de recubrimiento difiere con el del pie SACH en que este recubrimiento lo deteriora el mismo pie STEN por su propio diseño, ya que en las puntas estos pies tienden a ser de forma puntiaguda, y cuando el usuario se encuentra ejecutando las subfases de golpe de talón y de despegue, esos lugares en el recubrimiento son los que más se desgastan y ahí son los primeros lugares donde se presenta roturas, por ende a este recubrimiento su media de vida útil es de 6 meses, tendiendo a ser menor. Además señaló Fonseca que este recubrimiento tiene un costo aproximado de 860.000 COP, lo cual hace el mantenimiento de este elemento aunque sencillo, muy costoso.

4.5.2.2 Rodilla policéntrica. Como indica Fonseca esta rodilla tiene un costo que va entre 4.000.000 y 8.000.000 COP, el precio es variable dependiendo del número de ejes pero las actividades de mantenimiento son relativamente las mismas⁸⁷. Al igual que la rodilla anterior esta no requiere actividades de mantenimiento muy seguidas sobre todo que esta sufre menos desgaste que la monocéntrica y por ende dura más llegando a tener una vida útil de hasta 25 años o más⁸⁸. Esta rodilla está fabricada en materiales duraderos y muy resistentes como lo son: acero inoxidable, aleaciones de titanio, aleaciones de aluminio, etc. El gran problema que presenta y al igual que la rodilla anterior esta al tener contacto con el agua de mar, la tornillería se corroe puesto que también es de acero. Teniendo en cuenta la recomendación anterior a este componente se le deben realizar las actividades de mantenimiento descritas a continuación:

⁸⁸ Ibíd.

- ✓ Ajuste de ejes. Estos son los elementos más importantes de una rodilla policéntrica, como se señalan en la figura 57, puesto que los ejes le dan el movimiento a la articulación⁸⁹. Para esta actividad es recomendable solicitar los servicios de un experto, ya que para antes se les debe realizar una limpieza interna y por ende se debe desarmar la prótesis de rodilla con mucho cuidado. Es recomendable realizar este ajuste una vez al año. El costo aproximado de esta actividad es de 200.000 COP.

Figura 57.Rodilla de 2 ejes.



Fuente: Ortopédica Brace Shop.

- ✓ Cambio del resorte del sistema extensor. El resorte del sistema, el cual se evidencia en la figura 58, disminuye el impacto al que puede someterse la rodilla durante el golpe de talón, y ayuda a dar un impulso adicional durante el despegue y así el usuario puede producir una marcha más suave. Fonseca recomienda que este resorte se cambie cada 6 meses, su costo es de 5.000 COP aproximadamente⁹⁰, y para esta actividad el usuario no tiene que recurrir a los servicios de un especialista, puesto que el mismo puede realizarla.

Figura 58.Rodilla de 2 ejes con su resorte visible.



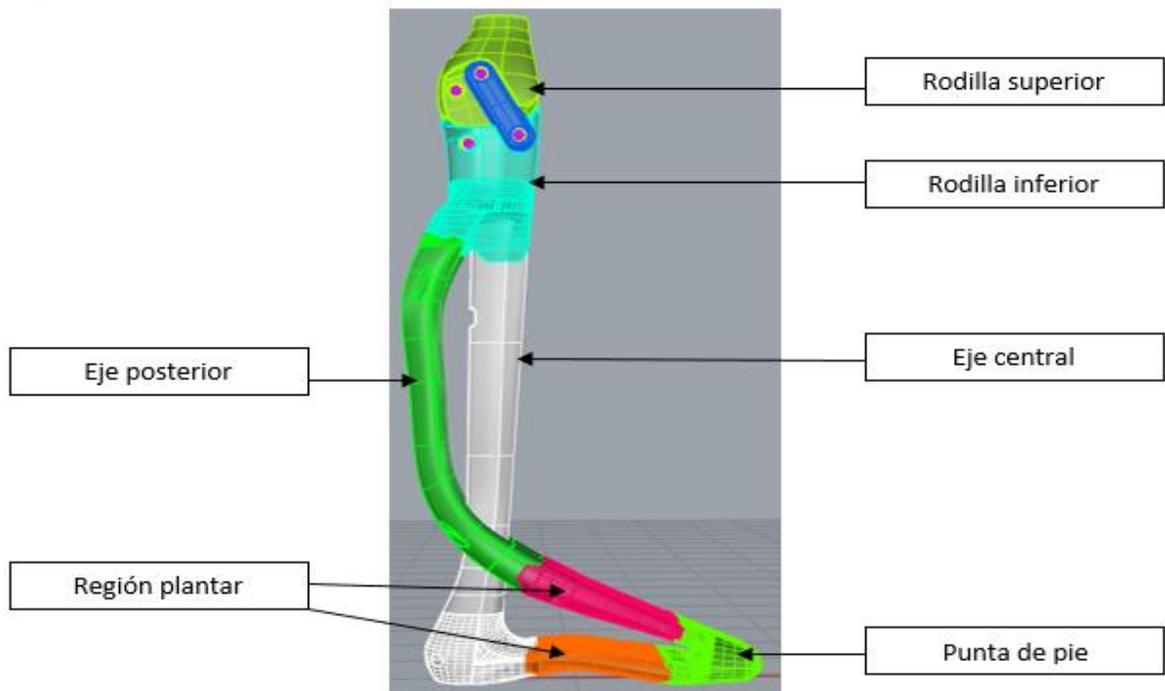
Fuente: Ortopédica Brace Shop.

⁸⁹ Ibíd.

⁹⁰ Ibíd.

4.5.3 Prototipo. Los principales componentes del prototipo (rodilla superior, rodilla inferior, eje central, ejes posteriores y punta de pie) están fabricados en PLA, en la Figura 59 se pueden evidenciar dichos componentes. Al igual que los componentes mencionados anteriormente, el prototipo no debe tener contacto con el agua de mar puesto que esta corroe fácilmente la tornillería. En cuanto a los componentes al ser su material base el PLA se debe tener muy en cuenta que al ser un biopolímero se degrada fácilmente y por ende su tiempo de vida útil es corto, llegando a variar entre 8 – 10 meses (teniendo en cuenta que el tiempo de vida es muy relativo según el uso que le dé el usuario). Dicho esto al momento en que se empiecen a notar deterioros los componentes estos deben cambiarse a la mayor brevedad. Siendo el precio de la rodilla total 140.000 COP (70.000 COP rodilla superior y 70.000 COP rodilla inferior), el eje central 90.000 COP, el pie 120.000 COP.

Figura 59.Componentes del prototipo.



Fuente: Fundación Materialización 3D.

En conclusión el prototipo por su período de vida útil no es funcional, debido a que el cambio de los diferentes componentes de esta prótesis aunque sean económicos, no los puede realizar el usuario por sí mismo, sino que tendría que recurrir a la Fundación o una empresa que le pueda fabricar el componente requerido.

4.6 EFICIENCIA MUSCULAR

El miembro inferior humano de una persona normal puede ejecutar una variedad amplia de movimientos dependiendo del terreno donde se desarrolle (inclinado, declinado, irregular, subiendo escaleras, etc.). Por medio del programa OpenSim se

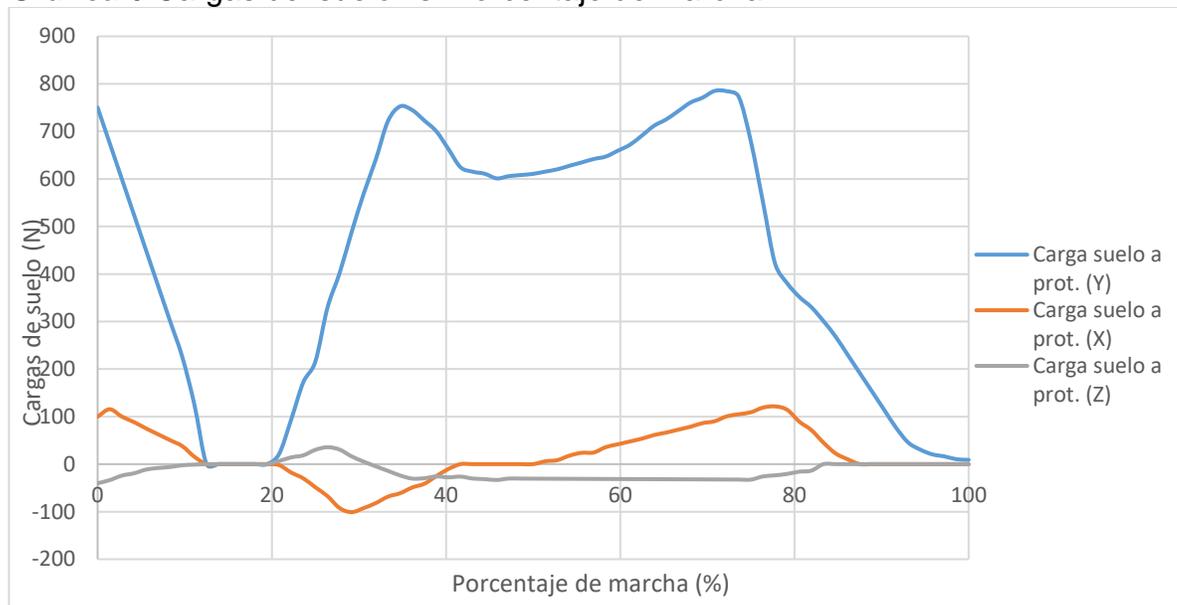
simuló la acción de los músculos en la marcha y se observó la diferencia que existe entre el modelo con el prototipo y el modelo normal. Cabe destacar que no evalúan los músculos de la sección inferior de la pierna puesto que al haber una amputación transfemoral, éstos no existen.

Este parametro se evaluará teniendo otra de las disciplinas del amplio campo de la biomecánica: la dinámica inversa.

4.6.1 Dinámica inversa. La dinámica es la rama de la mecánica que estudia el movimiento de los cuerpos teniendo en cuenta las causas que los generan. La dinámica inversa consiste en hallar las fuerzas y momentos internos en los músculos y articulaciones de las extremidades en movimiento. Como se ha mencionado antes, se requiere analizar las cargas generadas en los músculos y las reacciones que ejerce el suelo sobre la prótesis.

4.6.1.1 Cargas que ejerce el suelo: Para empezar a determinar las fuerzas y las reacciones a las que se encuentra sometido el miembro inferior humano, es importante conocer las cargas que ejerce el suelo en cada uno de los planos cartesianos del cuerpo humano, ya que estas son las cargas externas a las que principalmente se encuentra sometido el prototipo. En el gráfico 5 se evidencian estas cargas durante el ciclo de marcha.

Gráfica 6. Cargas del suelo vs. Porcentaje de marcha.

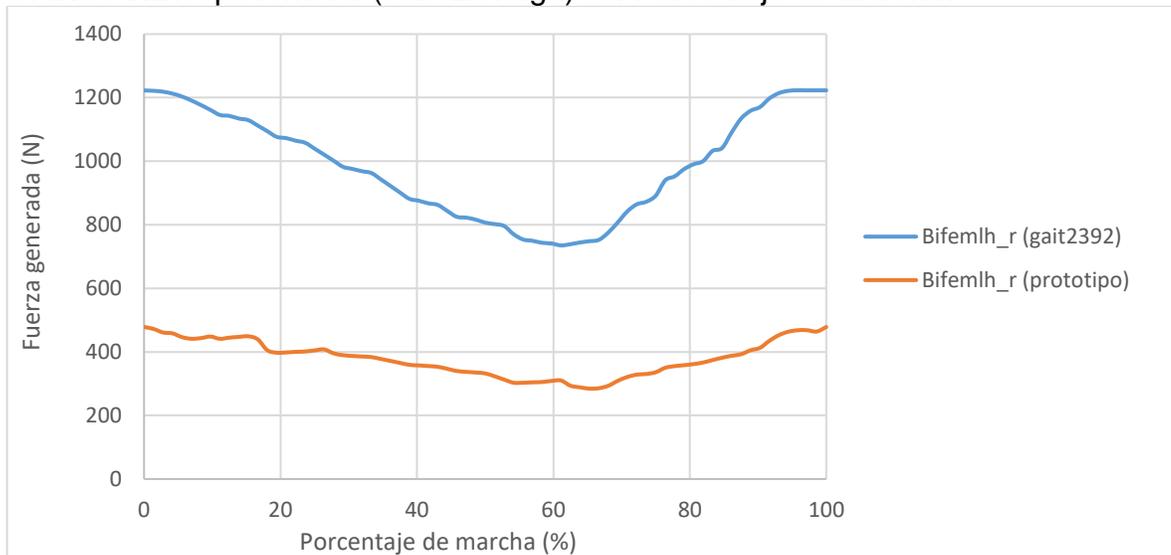


El software permite elaborar automáticamente una descomposición vectorial en los tres planos. Se puede notar en el gráfico anterior que las mayores cargas que ejerce el suelo sobre el miembro inferior humano se encuentran en el plano sagital (XY) pero siendo las componentes vectoriales en Z, muy pequeñas. También se puede

evidenciar que en el principio de las fases de apoyo y balanceo, al existir un instante en el que ambos miembros inferiores están en contacto con el suelo existe un equilibrio estático, cumpliéndose así la primera ley de Newton.

4.6.1.2 Músculo Bíceps femoral cabeza larga (Bifemlh): El bíceps femoral de cabeza larga es uno de los principales músculos para ejecutar los movimientos de flexión y extensión de la rodilla. Se hizo una comparación acerca de que tanto se asemejan las fuerzas generadas por el bíceps femoral de cabeza larga de la simulación con el prototipo con respecto a las fuerzas generadas por el bíceps femoral de cabeza larga del modelo gait2392_simbody.osim, se graficaron los valores que toman dichas fuerzas en función del ciclo de marcha los cuales se evidencian en el gráfico 7.

Gráfico 7. Bíceps femoral (cabeza larga) vs. Porcentaje de marcha.



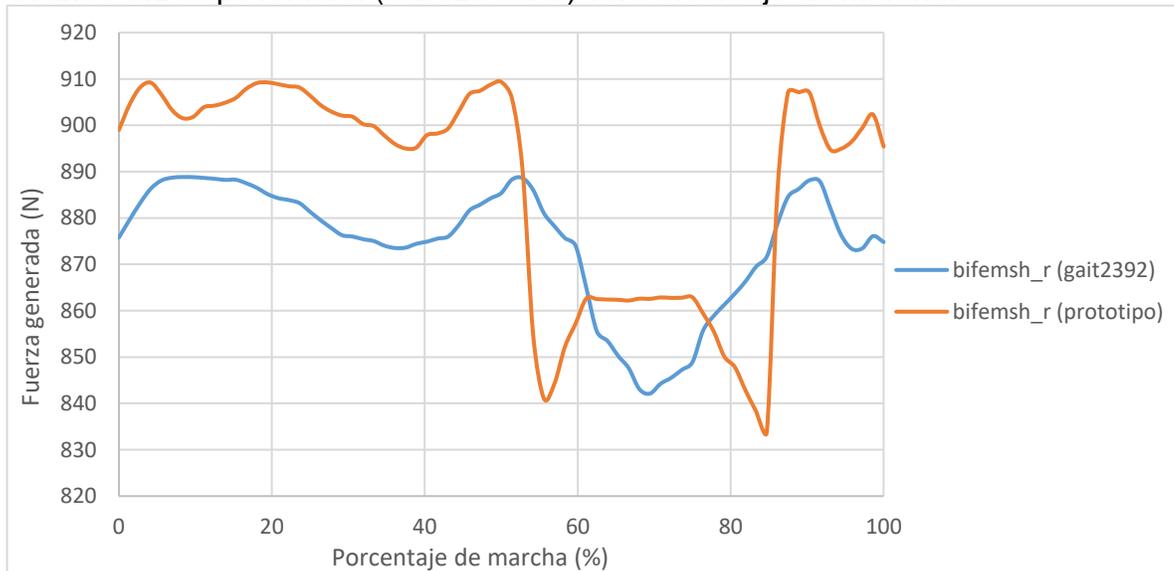
El gráfico 7 ilustra la diferencia de fuerza producida que hay de un ciclo de marcha normal y un ciclo de marcha con amputación transfemoral, se observa claramente que un amputado tiene menos desgaste sobre la pierna en cuestión debido a que este no cumple su función como músculo extensor de la rodilla. Se notó que el músculo solo es funcional en 30,62%.

4.6.1.3 Músculo Bíceps femoral de cabeza corta (Bifemsh): el bíceps femoral de cabeza corta es un músculo complementario el cual cumple la función de flexión y rotación externa de la rodilla⁹¹ del mismo modo que el músculo anterior, se hizo una comparación acerca de que tanto se asemejan las fuerzas generadas por el bíceps femoral de cabeza corta de la simulación con el prototipo con respecto a las fuerzas

⁹¹ AGUILERA RODRÍGUEZ, Tomás y CARBAJO SÁNCHEZ, Javier. Músculo a músculo. Bíceps femoral [en línea]. [Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet: <<https://musculoamusculo.wordpress.com/anatomia-muscular/miembro-inferior/ro-dilla/biceps-femoral/>>

generadas por este mismo músculo, pero del modelo gait2392_simbody.osim, se graficaron los valores que toman dichas fuerzas en función del ciclo de marcha los cuales se evidencian en el gráfico 8.

Gráfico 8. Bíceps femoral (cabeza corta) vs. Porcentaje de marcha.

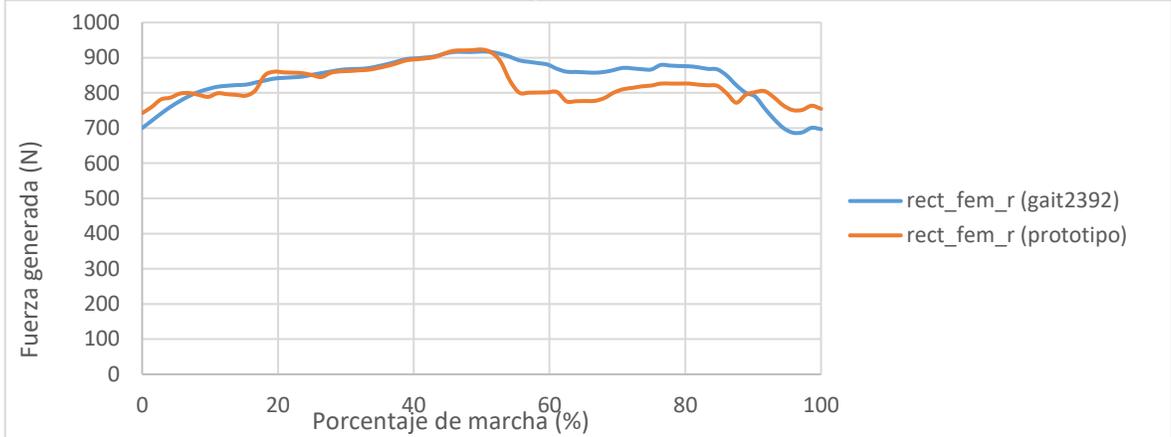


Gracias al resultado arrojado por el gráfico 8, se pudo determinar que al igual que el bíceps femoral de cabeza larga, el de cabeza corta genera mayor cantidad de actividad en la subfase de balanceo medio, en donde se supone que el bíceps flexiona la rodilla, y al no existir esta articulación mientras se ejecuta el ciclo de marcha, este músculo solo funciona como extensor de la cadera teniendo un sobreesfuerzo en esta zona es decir que el músculo con prótesis trabaja al 120,29%. Debido a que en la fase de balanceo en la subfase despegue de dedos la tiene que hacer una fuerza menor.

4.6.1.4 Musculo recto femoral (rect_fem): el recto femoral cumple la labor de flexionar el muslo a nivel de cadera y extender la pierna a nivel de rodilla⁹², se hizo una comparación acerca de que tanto se asemejan las fuerzas generadas por el recto femoral de la simulación con el prototipo con respecto a las fuerzas generadas por el recto femoral del modelo gait2392_simbody.osim, se graficaron los valores que toman dichas cargas en función del ciclo de marcha, donde se pudo establecer que en este músculo no hay una variación significativa en las fuerzas que genera, por lo que solo tendrá movimiento al rotar la pelvis. En el gráfico 9 se observan los valores que toman dichas fuerzas en función del ciclo de marcha.

⁹² LÓPEZ PAREJA, Miguel. Vitónica. Todo sobre la rodilla (III) [en línea]. Marzo de 2012 [Citado Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet: <<https://www.vitonica.com/anatomia/todo-sobre-la-rodilla-iii-musculo-cuadriceps>>

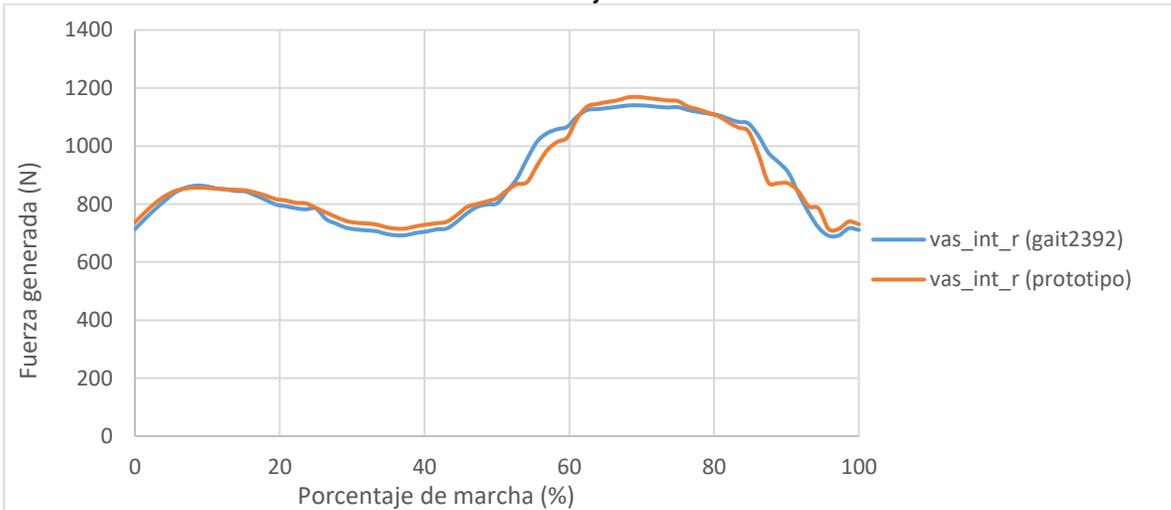
Gráfico 9. Recto femoral vs. Porcentaje de marcha.



Con el gráfico 9 se puede observar las diferencias de fuerza entre la simulación con el prototipo y el modelo gait2392_simbody.osim, donde se halló que este músculo presenta un sobreesfuerzo del 4,23%.

4.6.1.5 Músculo Vasto intermedio (vas_int): la función de este músculo es de extensor de la pierna, y adicionalmente ayuda a mantener fija la patela⁹³. Este músculo es el principal encargado de la extensión de la rodilla, y está muy ligado a esta articulación, por ende este músculo es el encargado del movimiento entre la prótesis y el usuario. Se hizo una comparación acerca de que tanto se asemejan las fuerzas generadas por vasto intermedio de la simulación con el prototipo con respecto a las fuerzas generadas por el vasto intermedio del modelo gait2392_simbody.osim, se graficaron los valores que toman dichas fuerzas en función del ciclo de marcha se puede notar en el gráfico 10.

Gráfico 10. Vasto intermedio vs. Porcentaje de marcha.

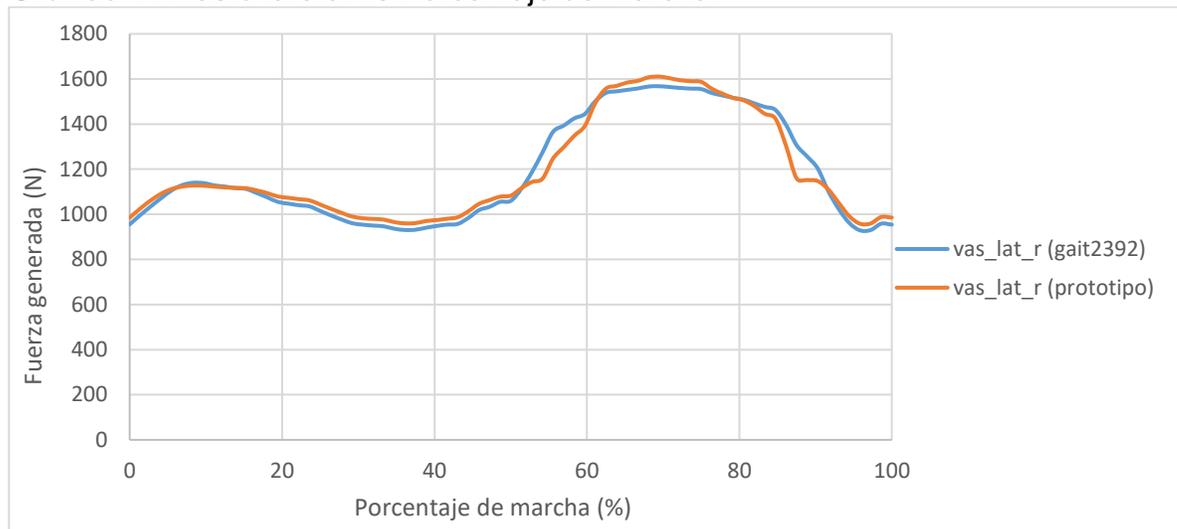


⁹³ AGUILERA RODRÍGUEZ, Tomás y CARBAJO SÁNCHEZ, Javier. Op. Cit., [En línea].

En el gráfico 10 se nota que este músculo posee un pequeño sobreesfuerzo, trabajando así un 2,67% más que en el ciclo de marcha normal.

4.7.1.6 Músculo Vasto lateral (vas_lat_r): este músculo sirve de apoyo al vasto intermedio para darle el movimiento de flexión a la rodilla⁹⁴, se hizo una comparación acerca de que tanto se asemejan las fuerzas generadas por el vasto lateral de la simulación con el prototipo con respecto a las fuerzas generadas por el vasto lateral del modelo gait2392_simbody.osim, se graficaron los valores que toman dichas fuerzas en función del ciclo de marcha y se obtuvo el gráfico 11.

Gráfico 11. Vasto lateral vs Porcentaje de marcha.



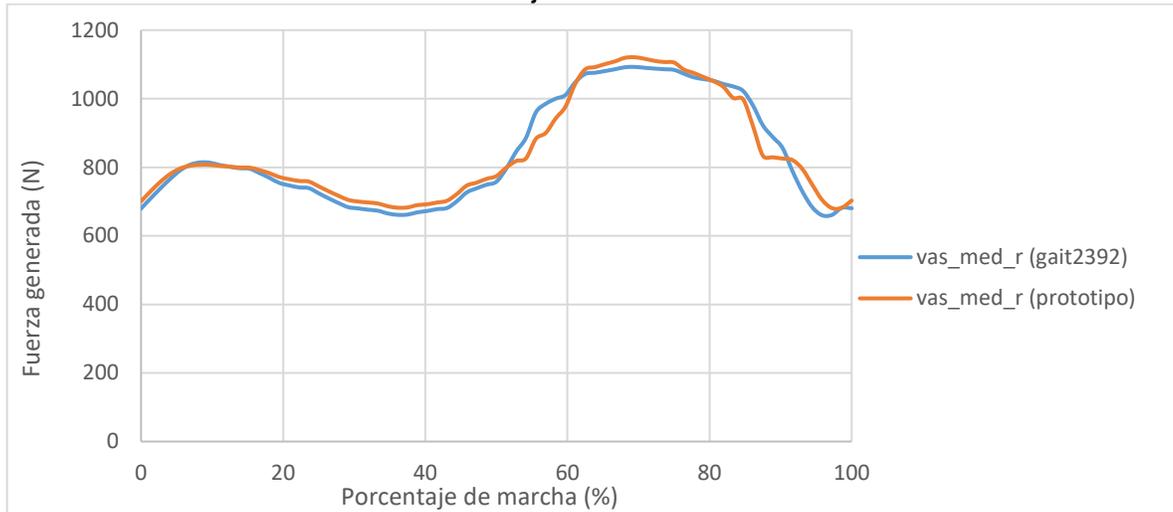
Como se puede notar en el gráfico 11 y al igual que el músculo anterior, el mayor gasto energético se presenta en la fase de balanceo ya que en esta fase es cuando el músculo debe “cargar” la prótesis para desarrollar su respectivo ciclo de marcha, este músculo al igual que el anterior, trabaja con un sobreesfuerzo de 2,67%.

4.7.1.7 Músculo Vasto medial (vas_med_r): también llamado vasto interno y al igual que los otros músculos vasto sirve para dar el movimiento a la rodilla, además que ayuda al vasto intermedio a darle estabilidad a la patela⁹⁵. Se hizo una comparación acerca de que tanto se asemejan las fuerzas generadas por el vasto medial de la simulación con el prototipo con respecto a las fuerzas generadas por el vasto medial del modelo gait2392_simbody.osim, se graficaron los valores que toman dichas fuerzas en función del ciclo de marcha y se obtuvo el gráfico 12.

⁹⁴ McAULEY, Erika. Vasto lateral y esguinces musculares. Muy fitness [en línea]. [Citado Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet: < https://muyfitness.com/vasto-lateral-esguinces-info_7786/>

⁹⁵ AGUILERA RODRÍGUEZ, Tomás y CARBAJO SÁNCHEZ, Javier. Músculo a Músculo. Vasto interno del cuádriceps [en línea]. [Citado Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet:< <https://musculoamusclo.wordpress.com/anatomia-muscular/miembro-inferior/rodilla/vasto-medio-del-cuadriceps/>>

Grafico 12.Vasto medial vs Porcentaje de marcha.



En el gráfico 12 se puede concluir que este músculo tiene que ejercer más fuerza para ejecutar el desplazamiento de la prótesis. Dicho en otras palabras, este músculo se sobreesfuerza en 2,87% para poder desarrollar su ciclo de marcha.

5. MODELAMIENTO Y SIMULACIÓN

El método de elementos finitos (MEF) es ampliamente usado en la ingeniería para observar el comportamiento de los modelos bajo ciertas condiciones establecidas. Para este análisis se hace uso de softwares con los que los ingenieros se apoyan para resolver problemas específicos (por ejemplo: si el ingeniero quiere corroborar si el diseño es eficaz o si se necesita alguna modificación, ya sea en selección de materiales o en geometría). Los softwares comerciales más comunes son: Siemens NX, Ansys, Autodesk, Altair, Matlab, entre otros.

5.1 MATERIALES USADOS

5.1.1 PLA: También conocido como ácido poli – láctico o poliáctido, es un monómero natural biodegradable producido por procesos de fermentación (es decir, que intervienen bacterias) a partir de elementos con alto contenido de azúcares, celuloso y almidón; polimerizado por el hombre⁹⁶.

5.1.1.1 Aplicaciones del PLA: a este biopolímero por su bajo costo tanto de compra como de mecanizado se le puede dar diferentes usos a nivel industrial: En la industria alimenticia se usa como material de empaque de alimentos para productos lácteos como lo son el yogurt, la mantequilla, la margarina, queso crema, entre otros. Este brinda protección contra la humedad, la luz, las grasas y los gases, por ende también son ampliamente usados para la elaboración de portacomidas biodegradables⁹⁷, como se nota en la figura 61. En la industria médica se utiliza actualmente en aplicaciones biomédicas como suturas, stents, medios de diálisis y dispositivos de inyección o administración de fármacos, en este momento se está evaluando la posibilidad de utilizar el PLA como material de implante en cirugías ortopédicas en la fabricación de tornillos (como se observa en la figura 60), placas, para tejidos y huesos; en cirugías reconstructivas para la regeneración de tejidos como el óseo, cardiovascular, intestinal, epidérmico, entre otros. Actualmente también se está evaluando su uso en quimioterapia⁹⁸. En la industria textil el uso que se le da a este biopolímero es para la creación de nuevas telas que se logran emplear en la tapicería de carros o inmuebles, y la confección de toldos, los cuales sirven como cubiertas resistentes a los rayos UV⁹⁹.

⁹⁶ ESPEJO, Lucas. Modificación estructural de Poli (Ácido Láctico) (PLA) mediante extrusión reactiva: estudio preliminar en mezclador interno escala laboratorio. Proyecto fin de carrera. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya. 2011. p. 13

⁹⁷ SERNA C., Liliana, RODRÍGUEZ de S., Aída y ALBÁN A., Fred. Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones. En: Revista Ingeniería Universidad del Valle. Octubre, 2003. Vol. 5, no. 1, p. 21 - 22.

⁹⁸ *Ibíd.*, p. 22.

⁹⁹ ESPEJO. Op. Cit., p.17.

Figura 60.Tornillería en PLA para andamiaje óseo.



Fuente: Tecnología de los plásticos. Disponible en: <http://tecnologiadelosplasticos-.blogspot.com.co/2-011/08/poliacido-lactico-pla.html>

Figura 61.Envase de alimentos en PLA.



Fuente: Tecnología de los plásticos. Disponible en: <http://tecnologiadelosplasticos-.blogspot.com.co/2-011/08/poliacido-lactico-pla.html>

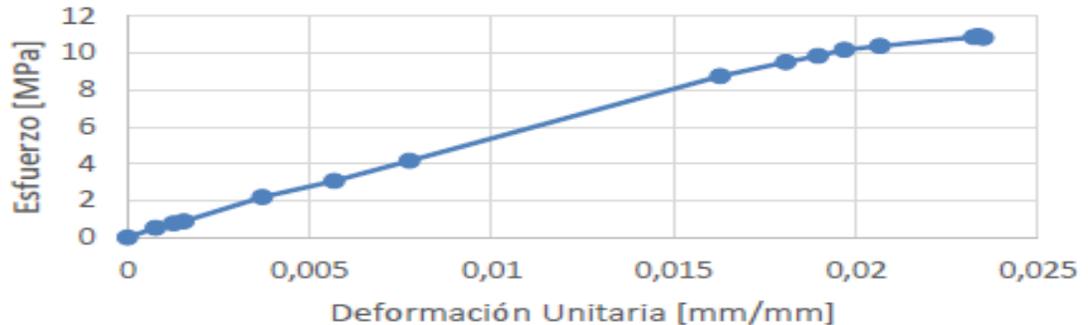
5.1.1.2 Propiedades del PLA. “El PLA como polímero, ofrece numerosas propiedades tanto mecánicas como químicas. Tiene una densidad baja y es inodoro”¹⁰⁰. Sus propiedades son similares al PET (tereftalato de polietileno) y otros polímeros petroquímicos, pero, siendo el PLA menos denso y con un bajo porcentaje de elongación. Este se puede procesar como un termoplástico en fibra o como una película. La ventaja que tiene el PLA es que puede ser rígido o flexible según su proceso de fabricación, su temperatura de fusión está entre 40 – 50°C.

- ✓ Propiedades mecánicas del PLA. Las propiedades físicas y mecánicas dependen de la composición del polímero y de su peso molecular. Tiene una baja deformación por rotura y buena plasticidad térmica. Una de sus grandes propiedades es que el PLA es resistente al rayado y al desgaste, y sus acabados son suaves. Comercialmente se pueden encontrar dos grados de PLA (las cuales son las más usuales) estos son: PLA 4032D y PLA 2002D. Para este trabajo, el principal material que se seleccionó para la fabricación del prototipo

¹⁰⁰ ARTEAGA. Op. Cit., p. 48.

es el PLA de grado 4032D. La gráfica de esfuerzo – deformación de este material se evidencia en el gráfico 13:

Gráfico 13. Gráfica esfuerzo – deformación del PLA.



Fuente: ROA SIERRA, Jairo Andrés. Caracterización de las propiedades mecánicas a tensión del ácido poliláctico PLA procesado por manufactura aditiva FFF considerando la degradación por humedad y temperatura. Bogotá D.C., p. 120.

A continuación en la tabla 3, se encuentran descritas las propiedades mecánicas más relevantes de este material:

Tabla 3. Propiedades mecánicas del PLA.

Propiedades mecánicas	Valores
Módulo de Young (E)	345 Mpa
Límite de fluencia (σ_y)	10,34 Mpa
Esfuerzo último (σ_u)	48,82 Mpa
Coefficiente de Poisson (ν)	0,4
Porcentaje de elongación	106%
Densidad (ρ)	1,24 g/cm^3
Temperatura de transición vítrea	60 °C

Fuente: NATUREWORKS. Ficha técnica Biopolímero 4032D (ver anexo B)

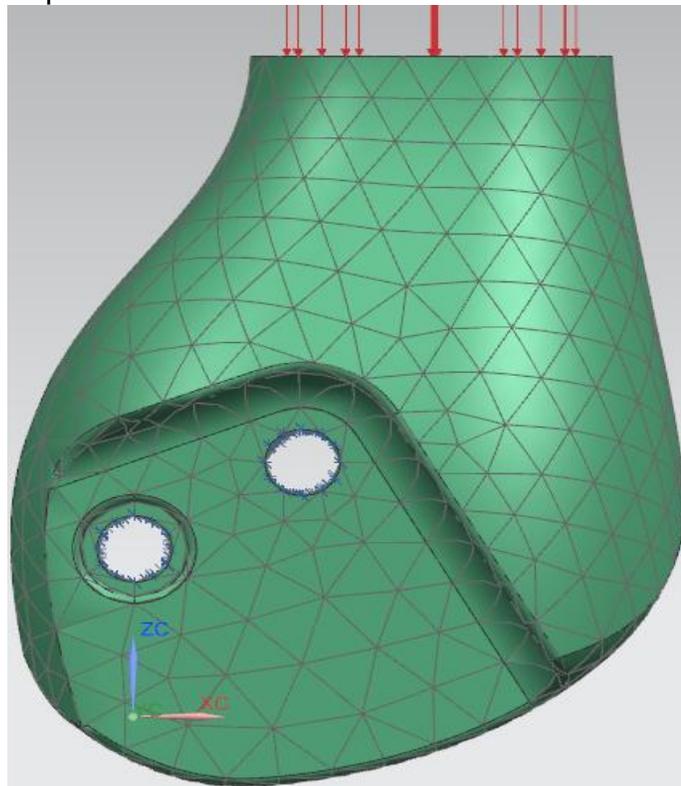
5.2 SIMULACIÓN DE PROTOTIPO

Para el desarrollo de este punto se simuló individualmente los componentes del prototipo propuestos por la Fundación Materialización 3D (Figura 57). En primera instancia se debe tener en cuenta que los componentes del prototipo no se sometan a un ambiente donde se presenten temperaturas superiores a la temperatura de

transición vítrea del PLA (ver tabla 3) puesto que a partir de ahí el material perderá sus propiedades mecánicas. Para los componentes del prototipo se hizo una simulación lineal cuando el modelo se encuentra en fase de apoyo bipodal, es decir, cuando la simulación con el prototipo se encuentra simplemente de pie, donde cada miembro inferior soporta la mitad del peso del cuerpo. Se decidió realizar esta simulación primero, ya que el estar de pie es la función más básica que deben cumplir las prótesis; durante el desarrollo de esta primera simulación, no se simuló la región plantar ya que, por asesoría del director, éste indicó que no era necesario puesto que dichos componentes de esta región no soportan carga.

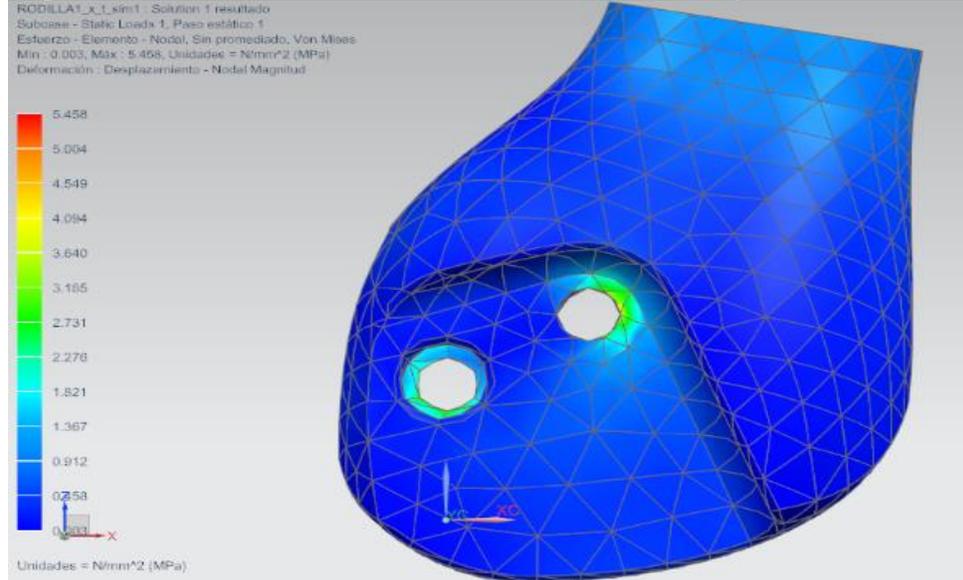
5.2.1 Rodilla superior. En esta simulación se aplicó una carga de 400 N que hace referencia a soportar una persona que pesa 80 kg y cada miembro inferior debe soportar la mitad de este peso. En la figura 62 se observa el diagrama de cuerpo libre de este elemento protésico, donde la carga ejercida se ubica en la sección superior, y en los agujeros se presenta restricción fija durante esta etapa.

Figura 62. Diagrama de cuerpo libre de la rodilla superior.



En la figura 63 y 64 se evidencian el esfuerzo elemental nodal y el desplazamiento del componente respectivamente:

Figura 63. Esfuerzo elemental nodal de la rodilla superior.



En la figura 63 se observa que los esfuerzos máximos se presentan sobre la unión buje – rodilla, ya que estos puntos se comportan como concentradores de esfuerzos, Si se trabaja con el esfuerzo de Von Mises, el factor de seguridad se calcula de la siguiente manera:

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

Donde;

F.S. Es el factor de seguridad

σ_y es el límite de fluencia del PLA

σ Von Mises, es el esfuerzo de Von Mises

Entonces;

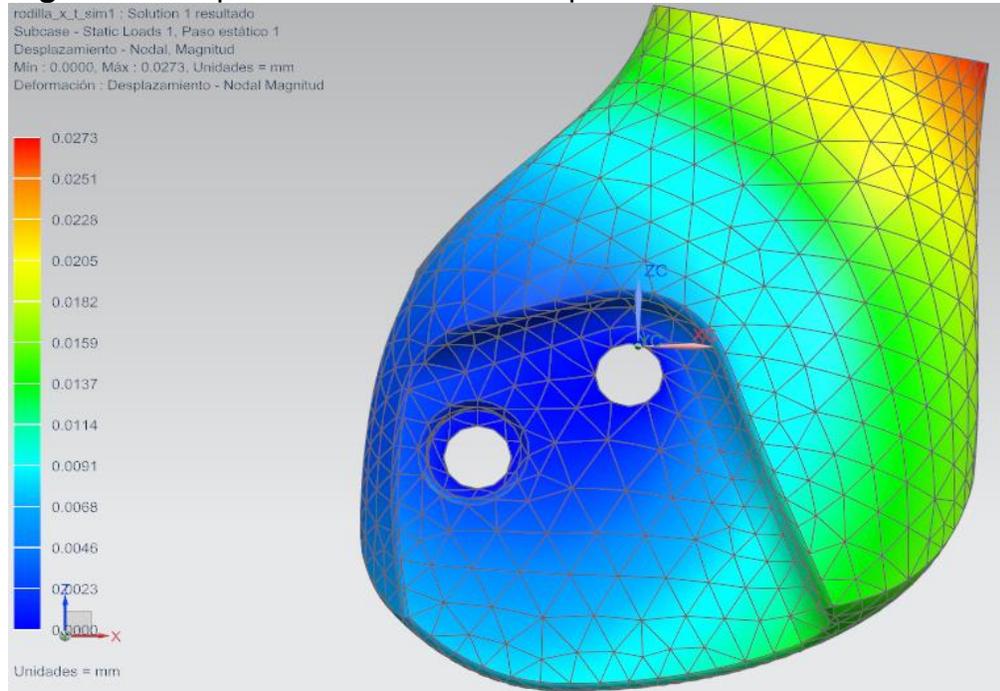
$$F.S. = \frac{10,34}{5,458} = 1,89$$

Para este primer análisis estático el factor de seguridad es adecuado, ya que al tomar la guía de Mott, establece que para un análisis estático de este tipo de elementos el F.S. debe oscilar entre 1,25 – 2,0¹⁰¹; por ende este elemento no presentará fallo al momento de encontrarse en apoyo bipodal.

¹⁰¹ MOTT, Robert L. Diseño de elementos de máquinas. 4ta ed. University of Dayton: Pearson, 2006. p. 185.

A continuación en la figura 64 se puede apreciar el desplazamiento máximo que sufre este componente y donde se encuentra ubicada:

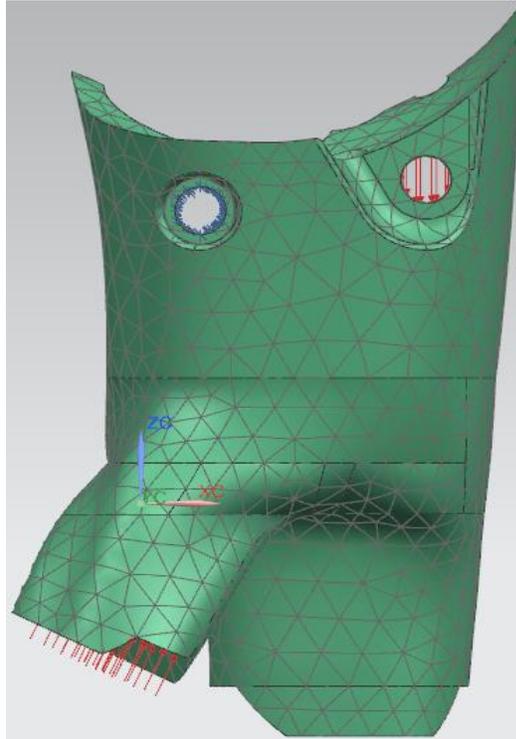
Figura 64.Desplazamiento de rodilla superior.



En la figura 64 se evidencia que el desplazamiento máximo de la rodilla es de simplemente 0,0273 mm el cual está en la punta de este componente protésico, al ser la deformación tan pequeña no afectará la funcionalidad del prototipo.

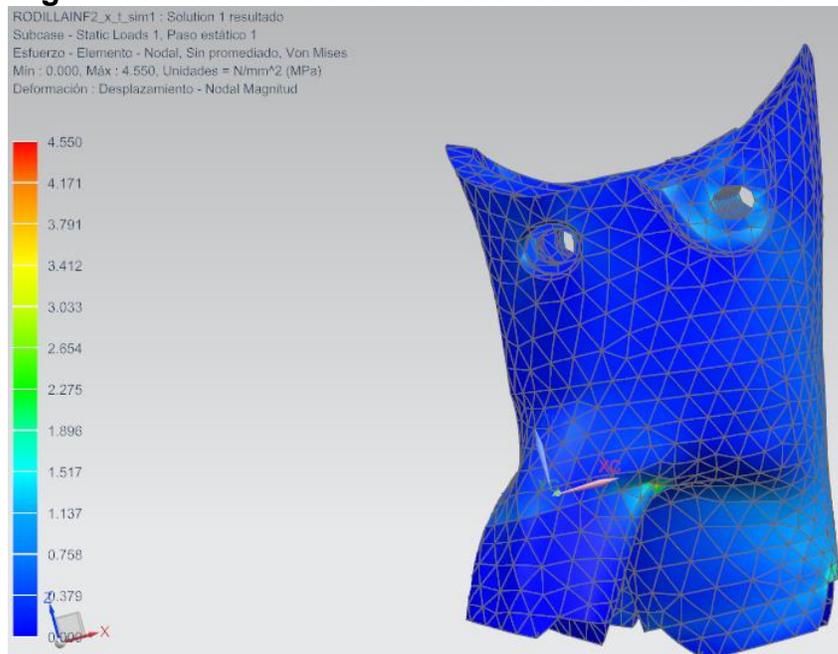
5.2.2 Rodilla inferior. Siguiendo el orden de los componentes del prototipo sometidos a la misma carga anteriormente establecida en la sección de rodilla inferior. En la figura 65 se observa el diagrama de cuerpo libre de este elemento protésico, donde la carga ejercida se ubica en los agujeros superiores, y la restricción fija se encuentra en la sección de unión con los ejes posteriores y el eje central durante esta etapa:

Figura 65.Diagrama de cuerpo libre de la rodilla inferior.



En las Figuras 66 y 67 se aprecian el esfuerzo de elemental nodal y el desplazamiento respectivamente

Figura 66.Esfuerzo elemental nodal de la rodilla inferior.

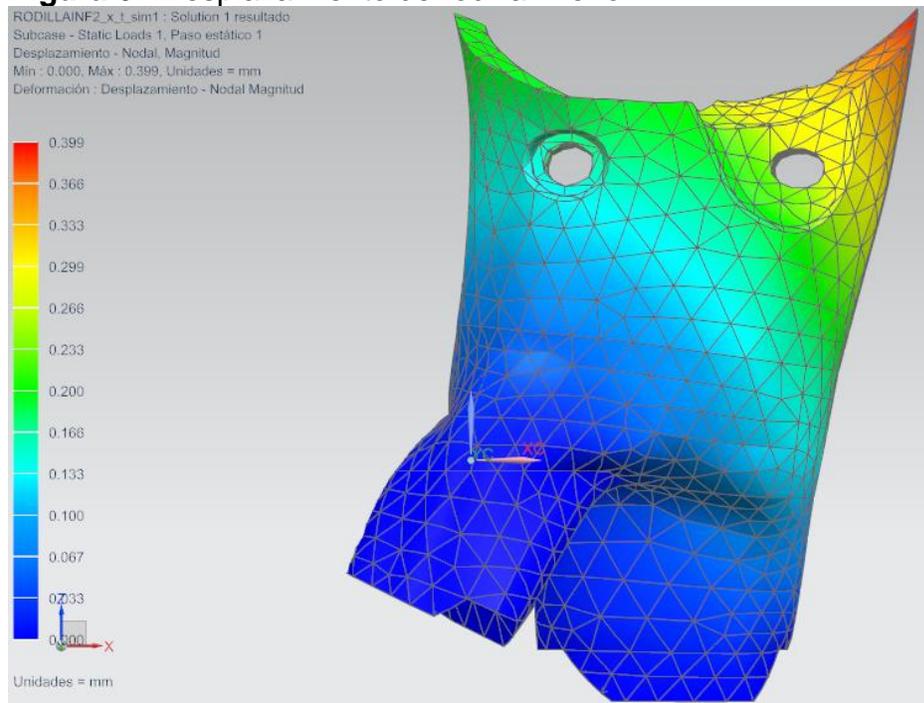


En la figura 66 se observa que los esfuerzos máximos se presentan en las zonas de curvaturas ya que al igual que la rodilla superior, se aprecia que estas zonas actúan como concentradores de esfuerzo. Al aplicar nuevamente la ecuación de factor de seguridad se obtiene:

$$F. S. = \frac{10,34}{4,550} = 2,27$$

Para la figura 66 se puede deducir que la carga en este componente no supera el límite de fluencia por lo que se mantiene trabajando en la zona elástica, permitiendo un desplazamiento aceptable, como se observa en la figura 67.

Figura 67.Desplazamiento de rodilla inferior.

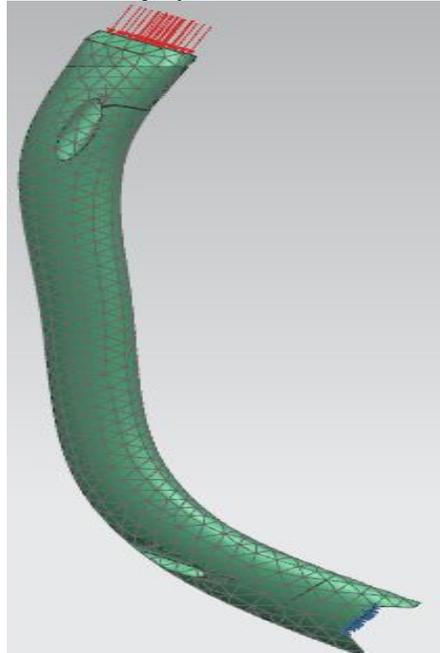


En la figura 67 se obtuvo un desplazamiento de 0,399 mm ubicado en la punta del componente, se hace hincapié que este desplazamiento es mayor al de la sección superior aunque su factor de seguridad es más elevado. Dicho lo anterior este desplazamiento no afecta en absoluto la funcionalidad de la prótesis.

5.2.3 Eje posterior. Este componente es el que menos carga soporta en todo el prototipo, en esta sección la carga se divide y este componente solo llega a soportar 25 N cada uno, teniendo en cuenta que las condiciones son iguales para ambos ejes posteriores solo se evaluó uno. En la figura 68 se observa el diagrama de cuerpo libre de este elemento protésico, donde la carga ejercida ejercida se ubica

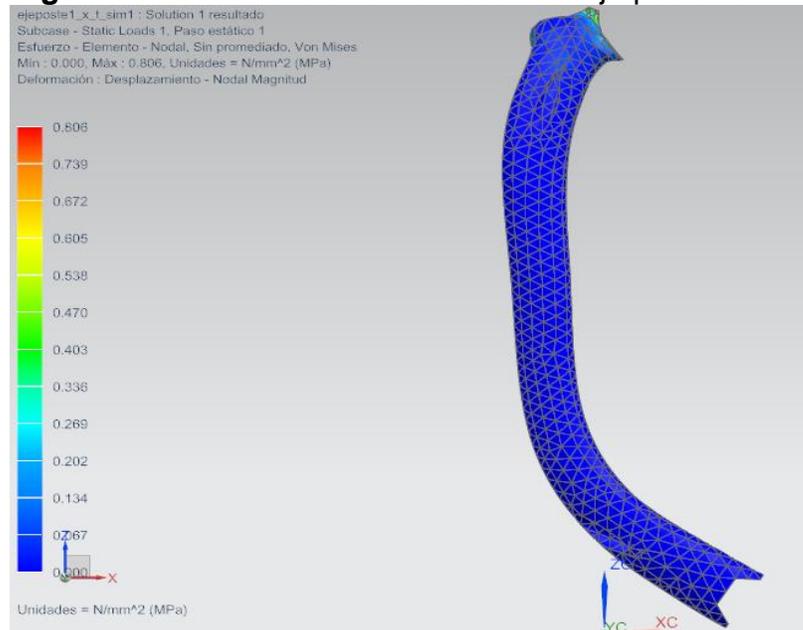
en la cara superior, la cual es normal a la rodilla inferior, y la restricción fija se encuentra en la cara inferior durante esta etapa:

Figura 68.Diagrama de cuerpo libre del eje posterior.



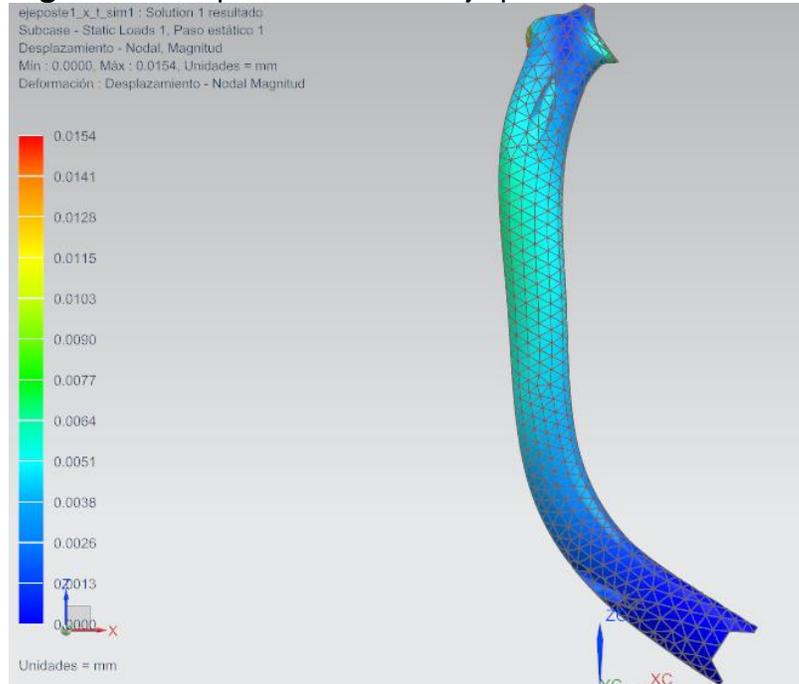
Una vez hecha la simulación se obtuvo las Figuras 69 y 70 que representan el esfuerzo elemental nodal y desplazamiento respectivamente:

Figura 69.Esfuerzo elemental nodal del eje posterior.



Como se puede notar en la figura 69, el esfuerzo máximo se encuentra en la punta, lugar donde se aplica la carga. En la gráfica se nota que es muy pequeño, llegando a ser de 0,806 MPa, por ende el factor de seguridad de ese elemento es de 12,83 lo que quiere decir que para esa carga que soporta se encuentra sobrediseñado, así que podría considerarse el reducirse el área de sección transversal de este componente. Por ello se esperaba que su desplazamiento también fuera mínimo como se aprecia en la figura 70:

Figura 70.Desplazamiento del eje posterior.



Como se puede notar en la figura 70, el desplazamiento máximo se presenta en las zonas de curvatura, pero su valor es de 0,0154 mm llegando a ser un desplazamiento que no va a afectar el funcionamiento del prototipo.

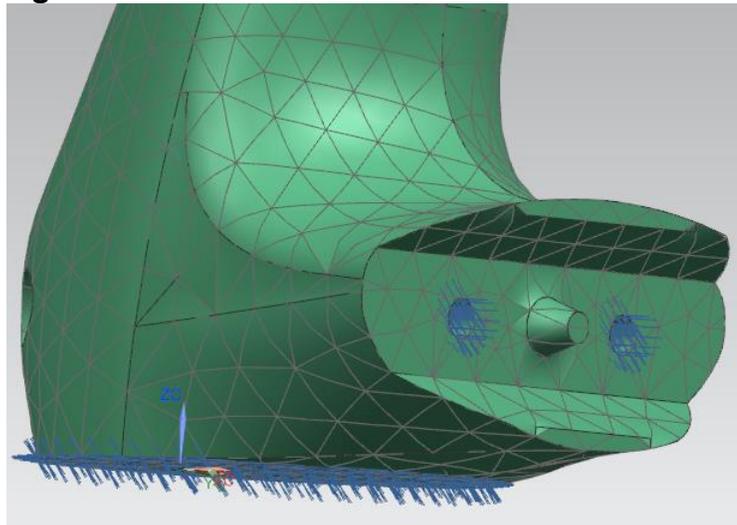
5.2.4 Eje central. Este componente es el que cumple la función de pilar de la prótesis, es decir, es el que le da altura y estabilidad. Este componente está sometido a la misma carga de 400N. En la figura 71 se observa el diagrama de cuerpo libre de este elemento protésico, donde la carga ejercida se ubica en la cara superior, y la restricción fija se encuentra en la zona del talón durante esta etapa.

Figura 71.Diagrama de cuerpo libre del eje central.



En la figura 71 no se aprecia bien en donde se colocaron las restricciones, por ello en la figura 72 se puede apreciar las zonas sometidas a restricción fija.

Figura 72.Zonas de restricción.



En la figura 72 se ve claramente que las restricciones del eje central se ubican en la zona de talón y en los agujeros, puesto que a través de estos últimos se ubica un pasador que conecta a la punta del pie.

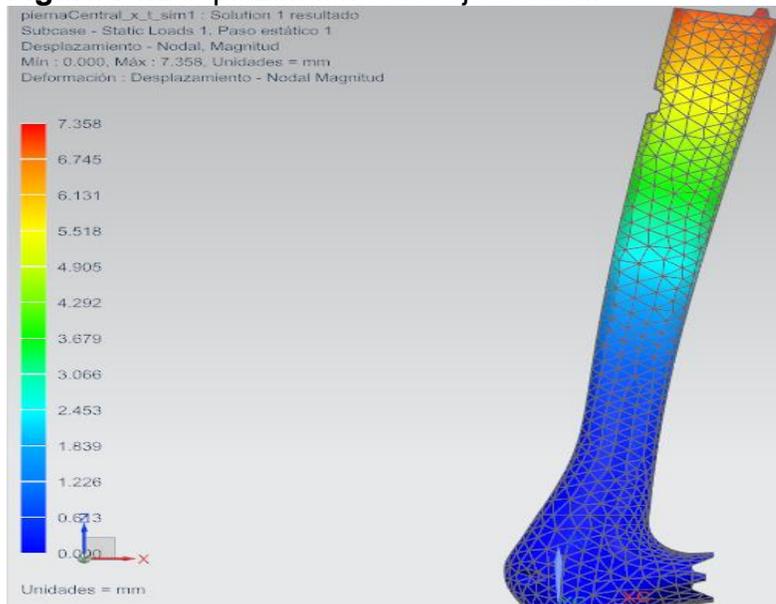
Al realizar la simulación se obtuvo las Figuras 73 y 74 que representan el esfuerzo elemental nodal y el desplazamiento respectivamente.

Figura 73. Esfuerzo elemental nodal del eje central.



Para la figura 73, se decidió colocar la vista de este componente en isométrico para poder apreciar la ubicación de la concentración de esfuerzo del componente. Al analizar la figura 74 se observó cómo se desplaza el eje central aplicando la misma carga.

Figura 74. Desplazamiento del eje central.



Como se mencionó anteriormente en las prótesis este es el componente más largo, y el que le da estabilidad a las prótesis. Ya que este es el elemento que más tiende a deformarse, se fabrica en: duraluminio, fibra de carbono o aleaciones de Titanio, materiales que reducen la deformación cuando este elemento se somete a cargas. Según el análisis por el método de elementos finitos de este prototipo, se debe considerar un rediseño de este componente protésico, puesto que es el que más tiende a resultar afectado, por lo que se debería considerar en realizar un diseño más robusto a aplicarle refuerzos con el fin de evitar la falla.

Para este mismo componente se le realizó un análisis de pandeo, cuyos datos se evidencian a continuación en la tabla 4.

Tabla 4.Datos iniciales para análisis por pandeo.

Datos de columna	Valores
Longitud (L)	0,21907 m
Constante de extremo fijo (K)	0,65
Momento de inercia (I)	0,0065 m ⁴
Área	0,000114 m ²

Ahora se sigue el procedimiento de análisis de pandeo de columnas propuesto por Mott¹⁰², calculando primero la longitud efectiva

$$Le = K * L$$

Donde;

Le = Longitud efectiva

L = Longitud de columna (ver tabla 4)

K = Constante de extremo fijo (ver tabla 4)

$$Le = 0,65 * 2,21907 m = 0,1424 m$$

Ahora se procede a calcular el radio de giro:

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

¹⁰² *Ibíd.*, p. 236.

$$r = \sqrt{\frac{0,0065 \text{ m}^4}{0,000114 \text{ m}^2}} = 2,39 \text{ m}$$

Donde;

r = Radio de giro

I = Momento de inercia (ver tabla 4)

A = Área de sección transversal (ver tabla 4)

Ahora se procede a calcular la relación de esbeltez.

$$Re = Le/r$$

$$Re = \frac{0,1424}{2,39} = 0,06$$

Donde;

Re = Relación de esbeltez

Ahora se procede a calcular la constante de columna:

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

Donde;

Cc = Constante de columna

E = Módulo de Young (ver tabla 3)

S_y = Límite de fluencia (ver tabla 3)

$$Cc = \sqrt{\frac{2\pi^2 * 345}{10,34}} = 25,66$$

Ahora, se debe determinar si la columna es corta o larga, con la siguiente relación: Si la $Re > Cc$, entonces la columna es larga, pero si la $Re < Cc$, la columna es corta; entonces:

$$0,06 < 25,66$$

Con el valor anterior se concluye que el componente protésico es una columna corta, ahora se procede a calcular la carga crítica.

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

Donde;

P_{cr} = Carga crítica

$$P_{cr} = 0,00014 \text{ m}^2 * 10,34 \text{ MPa} * \left(1 - \frac{10,34 * (0,06^2)}{4\pi^2 * 345} \right) = 117,63 \text{ N}$$

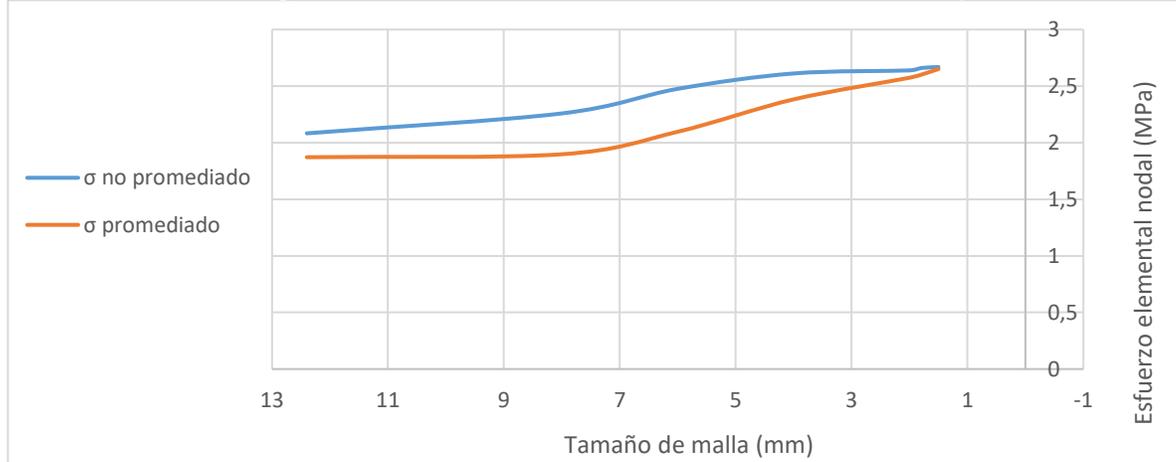
Gracias al análisis de columna, se pudo obtener que este componente protésico solo soporta una carga máxima de 117,63 N (11 kg aproximadamente), lo cual permite concluir que al someterlo a una carga de 400 N como se especifica en el presente caso, éste componente presentará inestabilidad elástica¹⁰³, puesto que no posee la rigidez suficiente para mantenerse erguido durante la fase de apoyo bipodal.

Gracias al anterior estudio y a los aportes del técnico en ortesis y prótesis: Pedro Fonseca para todos los componente protésicos, sufrir un desplazamiento de más de 3 mm estando de pie la haría insegura y por tanto nada recomendable para el uso común, dicho esto el pandeo máximo que presenta es de 7,358 mm, siendo este valor el que se aprecia en el extremo y por lo anterior expuesto es deducible que afecta la funcionalidad de la prótesis.

Ahora bien, al observar que esta pieza se deforma considerablemente se concluyó que hay problemas con la rigidez del material, por ende se determinó que este componente es el más crítico. Para evaluar más a detalle este componente durante su apoyo bipodal, se desarrollaron varios refinamientos globales de la malla, buscando que los resultados obtenidos convergieran. En el gráfico 14 se muestran los datos de convergencia de malla.

¹⁰³ *Ibíd.*, p. 230.

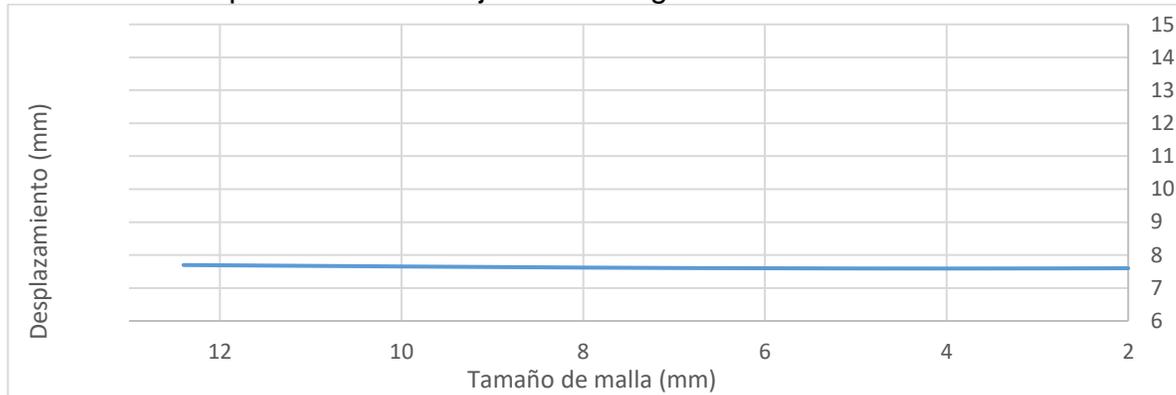
Gráfico 14.Convergencia de malla del esfuerzo de Von Mises del eje central.



En el gráfico 14 se puede apreciar que el esfuerzo elemental nodal máximo tiende a la convergencia cuando el tamaño de la malla es menor igual a 8 mm. En la figura 75 se puede observar, la que el software determinó como la zona de concentración de esfuerzos.

En cuanto al desplazamiento de dicho componente, en el gráfico 15 se puede observar la variación del desplazamiento, según el tamaño de malla.

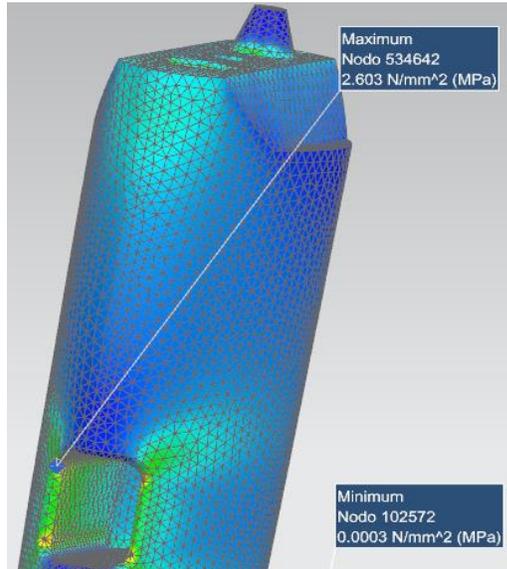
Gráfico 15.Desplazamiento del eje central según el tamaño de malla.



Gracias al gráfico 15 se puede apreciar que el desplazamiento que sufre el eje central tiende a mantenerse constante sin importar el tamaño de la malla. Este componente se desplaza igual como se aprecia en la figura 74. Al mismo tiempo cabe aclarar que dicho desplazamiento sigue estando por encima de la permitida para componentes protésicos, es decir, el desplazamiento del eje central aún es mayor igual a 3 mm.

En la figura 75 se puede observar la zona de concentración de esfuerzos más crítica, es decir, aquella zona con más probabilidades de falla.

Figura 75.Zona de concentración de esfuerzos.



Gracias a la figura 75 se concluyó que va a haber concentración de esfuerzo con un esfuerzo de Von Mises máximo de 2,603 MPa en el agujero posterior del elemento protésico y posiblemente, acá es donde se va a generar falla. Gracias al análisis realizado por Davachi¹⁰⁴, se dedujo que el factor de seguridad de este material cuando se usa en aplicaciones biomédicas, debe ser mayor o igual a 1,5. El límite de fluencia propuesto por Davachi es 10,34MPa¹⁰⁵. Como se aprecia en la figura 75, el esfuerzo de Von Mises máximo según la convergencia de malla del componente protésico es muy cercano al límite de fluencia, para verificar que tan cerca está, se debe usar la fórmula del factor de seguridad

$$F. S. = \frac{10,34}{2,603} = 3,97$$

Según el resultado anterior, el factor de seguridad está por encima del mínimo permitido para elementos protésicos, por lo tanto, el elemento protésico no presentará falla por fluencia, pero el eje central según lo expuesto en la figura 74 tiene problemas de rigidez. Teniendo en cuenta que en el caso que se presente, será en el punto señalado en la figura 75. Ahora se desea observar el comportamiento de dicho componente durante la subfase de despegue de pie al ser esta la más crítica durante el ciclo de marcha ya que en la pieza se generó un par

¹⁰⁴ DAVACHI, Seyed Mohammad. Simulation of Mechanical Behavior and Optimization of Simulated Injection Molding Process for PLA based Antibacterial Composite and Nanocomposite Bone Screws Using Central Composite Design. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. [en línea]. 2017, vol. 65, [citado 2018 – 03 – 02]. Disponible en internet: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S175161611630265X>>

¹⁰⁵ *Ibíd.*, [en línea].

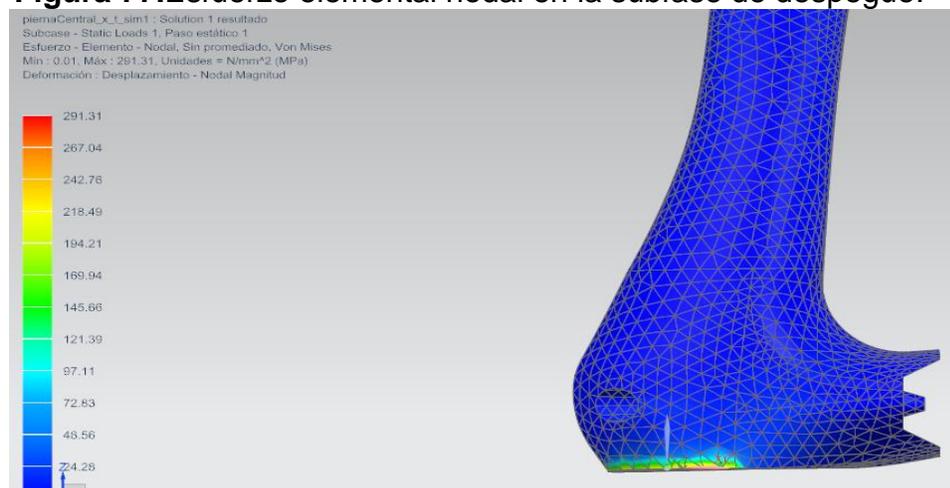
torso en la zona del talón de 196,04 Nm, y las componentes del peso de la simulación con prótesis durante dicha subfase son 338,074 N en **X** y 90,587 N en **Y** en la Figura 76 se puede apreciar el desplazamiento de dicho componente y en la Figura 77 el esfuerzo elemental nodal.

Figura 76.Desplazamiento del eje central en la subfase de despegue.



Se observa claramente que el desplazamiento aumentó considerablemente, siendo esta de 50,22 mm lo que la convierte en un componente altamente riesgoso para el uso. La zona de concentración de esfuerzos de este componente protésico se puede apreciar en la figura 77.

Figura 77.Esfuerzo elemental nodal en la subfase de despegue.



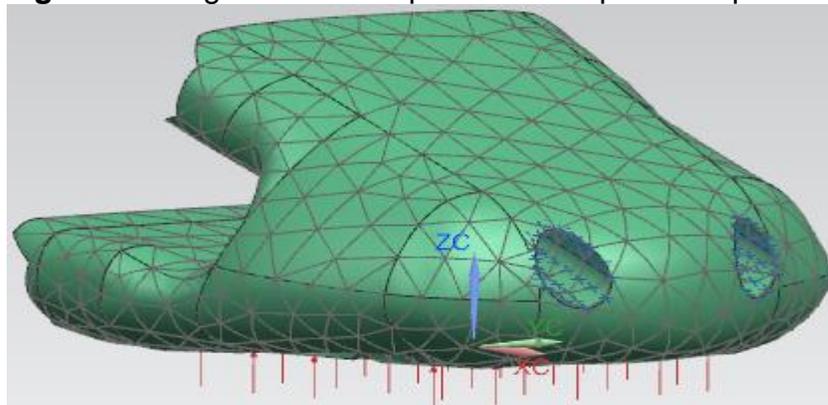
Como ya se había mencionado en la zona del talón se generó un par torsor y durante la respectiva fase de marcha esta zona se convirtió en un concentrador de esfuerzos, si se aplica la fórmula del factor de seguridad, se obtiene:

$$F.S. = \frac{10,34}{291,31} = 0,035$$

Siendo este factor de seguridad muy por debajo del mínimo permitido, y el pandeo es mucho más grande. Se llegó a la conclusión que este componente no es apto ni para la fase de apoyo bipodal ni para la ejecución de la marcha, puesto que afectará el funcionamiento general del prototipo.

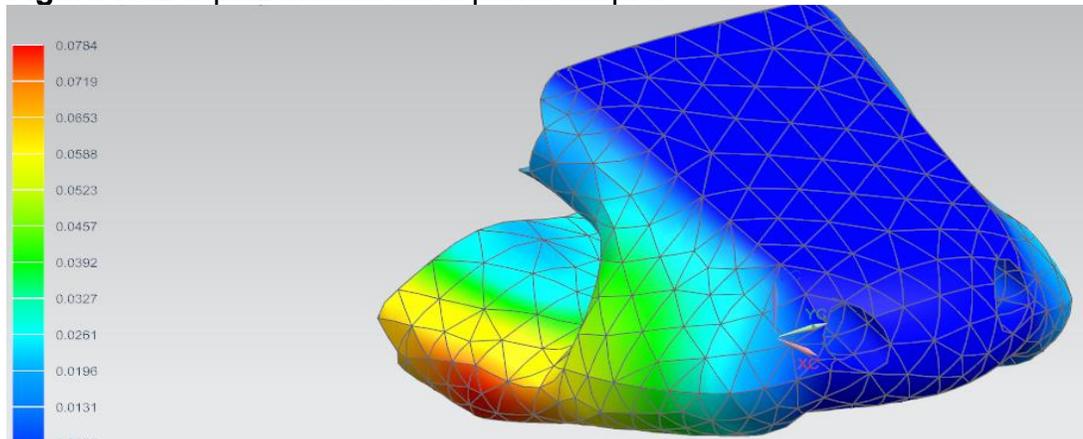
5.2.5 Punta del pie. Este es el elemento donde termina el prototipo, este en la fase de apoyo bipodal no presenta cargas significativas, este elemento únicamente hace interacción con el suelo (ley de acción y reacción) llegando a soportar solo 40 N. En la figura 78 se observa el diagrama de cuerpo libre de este elemento protésico, donde la carga ejercida se ubica en la sección plantar, es decir, en la zona donde dicho componente interactúa con el suelo, y la restricción fija se encuentra en las zonas de unión durante esta etapa.

Figura 78.Diagrama de cuerpo libre de la punta de pie.



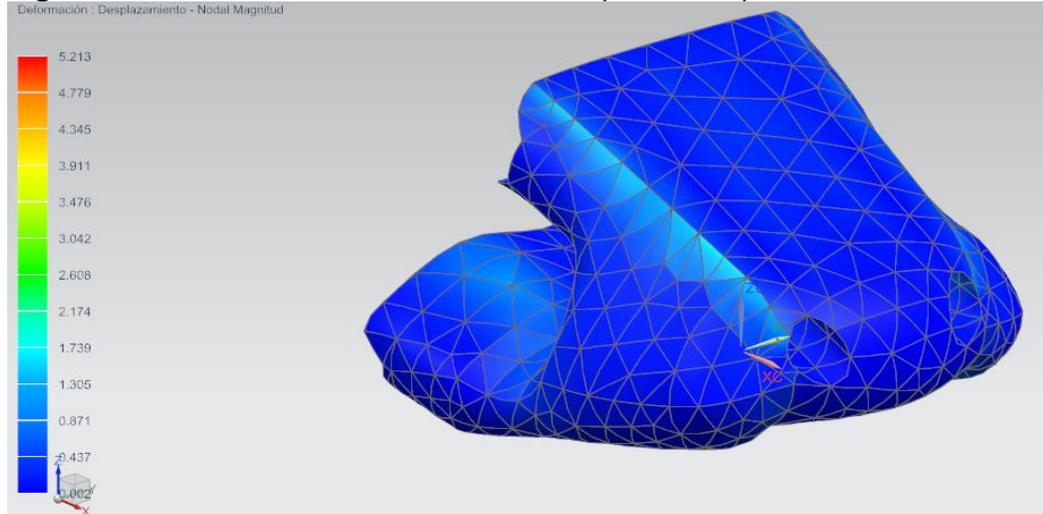
Ya que la carga a la que está sometido este componente es pequeña, no presenta desplazamientos significativos, como se evidencia en la Figura 79.

Figura 79.Desplazamiento de la punta del pie.



El desplazamiento máximo al que está sometido este componente protésico se encuentra en su parte baja, llegando a ser de 0,0784 mm, por tanto este no va a afectar la funcionalidad del prototipo. Ahora bien en la Figura 80 se puede apreciar los lugares donde va a haber concentración de esfuerzos.

Figura 80. Esfuerzo elemental nodal de la punta del pie.



Al aplicar la fórmula del factor de seguridad se obtiene:

$$F.S. = \frac{10,34}{5,213} = 1,98$$

Siendo el resultado óptimo para este componente protésico.

6. CONCLUSIONES

- ✓ Se estudiaron los tipos de prótesis transfemorales más convencionales en el mercado y así se determinaron los parámetros de evaluación, siendo dichos parámetros los más importantes al momento de la realización del presente trabajo.
- ✓ Se observó que en la fase de apoyo, en la subfase de apoyo plantar hay un estancamiento en el movimiento de la rodilla del prototipo, es decir, trata de mantener constante el ángulo de movimiento. En el ciclo de marcha los ángulos de movimiento de la rodilla del prototipo se acercan en un 69,39% al rango de movimiento de la rodilla del modelo durante su respectivo ciclo de marcha.
- ✓ Como se puede observar la prótesis en la zona del tobillo no posee ninguna articulación que le ayude al usuario a obtener los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión durante su respectivo ciclo de marcha, por esto la simulación con el prototipo es 0% funcional en movimiento de tobillo durante la marcha con respecto al tobillo del modelo gait2392_simbody.osim de OpenSim.
- ✓ La simulación con el prototipo alarga el tiempo de desplazamiento durante un ciclo de marcha en terreno plano. Se obtuvo que la simulación con el prototipo se demora un 33,33% más con respecto al recorrido que del modelo gait2392_simbody.osim haría durante su ciclo de marcha.
- ✓ Cuando se evaluaron los tipos de pies protésicos se llegó a la conclusión que el pie de respuesta dinámica (STEN) por sus altas ventajas expuestas es el mejor entre todos los descritos. Para tener un análisis cuantitativo se planteó una matriz de selección que aportó una panorámica más precisa y así se pudo corroborar que el pie STEN es el más funcional, por otro lado el pie del prototipo es el menos funcional.
- ✓ El desplazamiento del centro de gravedad de la simulación con el prototipo durante la fase de apoyo es más pequeño y durante la fase de balanceo es más grande, es decir, el modelo usando el prototipo tiende a apoyarse más en su pierna no protésica, por ende la trayectoria del centro de gravedad de la simulación con el prototipo es similar en un 63,4% a la trayectoria del centro de gravedad del modelo gait2392_simbody.osim durante el 33% del ciclo de marcha, y en el 67% restante del ciclo de marcha la trayectoria del centro de gravedad de la simulación con el prototipo es similar en un 10,4%. Consultando con una persona en el área de la salud el comportamiento irregular de la trayectoria del centro de gravedad durante el ciclo de marcha puede causar en los usuarios artrosis de rodilla y desprendimiento del ligamento redondo mayor (este último ubicado en la cadera).

- ✓ El parámetro de mantenimiento al ser cualitativo arroja la conclusión que los componentes del prototipo al estar fabricados en PLA tienen una vida útil más corta en comparación a los componentes de las prótesis expuestas. Los tiempos de cambios de componentes pueden variar dependiendo del uso que le da el usuario, este motivo puede hacer su vida útil mucho más corta que la establecida y por eso se concluye que este parámetro no es funcional en cuestión de actividades de mantenimiento.
- ✓ En cuanto a los músculos de la sección superior del miembro inferior humano en primera instancia se debe recalcar que estos músculos trabajan en conjunto con los músculos de la sección inferior para realizar los movimientos del miembro inferior humano, al no existir estos últimos los músculos superiores se vieron afectados teniendo que cumplir la labor de “cargar”, mover y mantener la prótesis en su lugar, por esto tienen que sobreesforzarse:
 - El bíceps femoral de cabeza larga ya no cumple con su función total y se notó que el músculo solo es funcional en un 30,62%, lo que permite concluir que este músculo va a sufrir distrofia usando el prototipo a menos que se ejecuten ejercicios recomendados por un fisioterapeuta.
 - El bíceps femoral de cabeza corta genera mayor cantidad de actividad en la subfase de balanceo medio, en donde se supone que el bíceps flexiona la rodilla, y al no existir esta articulación mientras se ejecuta el ciclo de marcha este músculo solo funciona como extensor de la cadera. Se evidenció que se presenta un sobreesfuerzo durante el ciclo de marcha, es decir, que el músculo con prótesis trabaja a un 120,29%.
 - El recto femoral realiza un sobreesfuerzo del 104,23%.
 - Los músculos vastos son los que más se someten a sobreesfuerzo: el vasto intermedio trabaja a un 102,67%. En el vasto lateral el mayor sobreesfuerzo se presenta en la fase de balanceo, ya que en esta fase es cuando el músculo debe “cargar” la prótesis para desarrollar su respectivo ciclo de marcha. El vasto medial se sobreesfuerza en un 102,87% para poder desarrollar su ciclo de marcha.

Estos sobreesfuerzos se traducen en un mayor consumo energético por parte del usuario, siendo esta la principal razón del por qué el muñón cambia de geometría durante ciertos períodos de tiempo, y que conlleva la consecuencia el cambio regular del socket.

- ✓ Al momento de realizar el análisis por el método de elementos finitos primero se observó como se comportan los componentes del prototipo cuando el usuario se encuentra en fase de apoyo bipodal. Aunque los componentes de rodilla eje posterior y punta de pie no mostraron desplazamientos que afecten el funcionamiento del prototipo, por otro lado, el eje central el elemento que le da estabilidad al usuario, presentó pandeo, además de que al usar el criterio de falla de Von Mises se encontró que el factor de seguridad de este elemento está por

debajo del mínimo permitido para elementos protésicos, y por ello el uso del prototipo no es recomendable para pruebas en laboratorios de marcha.

7. RECOMENDACIONES

- ✓ Se recomienda que en la zona del tobillo se incluya una articulación para que la prótesis sea más funcional.
- ✓ Se recomienda desarrollar un diseño geométrico que permita una mayor rigidez de los componentes críticos.
- ✓ Según el análisis obtenido por el método de elementos finitos de los componentes se debe cambiar el material, y si se desea seguir trabajando con plásticos, se sugiere ABS o uno de mayor rigidez.

BIBLIOGRAFÍA

ACOSTA, Patricia. Biomecánica de la marcha. Curso de biomecánica. Bucaramanga: Universidad de Santander. 2015. 7 p.

AGUILERA RODRÍGUEZ, Tomás y CARBAJO SÁNCHEZ, Javier. Músculo a músculo. Bíceps femoral [en línea]. [Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet: <<https://musculoamuscuro.wordpress.com/anatomia-muscular/miembro-inferior/rodilla/biceps-femoral/>>

_____. Músculo a Músculo. Vasto interno del cuádriceps [en línea]. [Citado Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet: <<https://musculoamuscuro.wordpress.com/anatomia-muscular/miembro-inferior/rodilla/vasto-medio-del-cuadriceps/>>

AMAIA ILZARBE, Andrés. Análisis dinámico de las fuerzas de contacto ortesis – pierna mediante un modelo biomecánico tridimensional. Proyecto Final d´Estudis Máster en Ingeniería Biomédica. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya. Departamento de Ingeniería Mecánica (ETSEIB – UPC). 2014. 31 p.

ARAUJO HERRERA, Natalia Lizeth. Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral. Proyecto de grado Ingeniero Biomédico. Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de ingenierías. Departamento de automática y electrónica. 2012, 19 – 30 p.

ARTEAGA MEDINA, Laura. Fabricación y caracterización de filamentos para impresora 3D a partir de materiales reciclados. Trabajo de fin de grado Ingeniero Mecánico. Santa Cruz de Tenerife: Universidad de La Laguna. Escuela Superior de Ingeniería y Tecnología. Sección de Ingeniería Industrial. 2015. 44 p.

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

CIREC. Línea del tiempo – nuestra historia [en línea]. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.cirec.org/historia>>

DAVACHI, Seyed Mohammad. Simulation of Mechanical Behavior and Optimization of Simulated Injection Molding Process for PLA based Antibacterial Composite and Nanocomposite Bone Screws Using Central Composite Design. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. [en línea]. 2017, vol. 65, [citado 2018 – 03 – 02]. Disponible en internet: <<https://www.sciencedirect.com/-science/article/pii/S175161611630265X>>

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.

Diseñan prótesis de bajo costo en Colombia. Portafolio [en línea]. Octubre 2014. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en: <<http://www.portafolio.co/tendencias/diseñan-prtesis-costo-colombia-62240>>

ESPEJO, Lucas. Modificación estructural de Poli (Ácido Láctico) (PLA) mediante extrusión reactiva: estudio preliminar en mezclador interno escala laboratorio. Proyecto fin de carrera. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya. 2011. 13 p.

ESPEJO MORA, Aide Mercedes. Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transfemoral. Trabajo de grado Ingeniero de Diseño y Automatización Electrónica. Bogotá D.C.: Universidad de la Salle. Facultad de Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. 2007. 27 p.

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. 13 – 46 p.

HOSPITAL MILITAR. Historia [en línea]. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.hospitalmilitar.gov.co/es-/content/historia>>

HUGUÑA PUCHI, Héctor Fernando y ZHINDÓN BERMEJO, Edgar Adrián. Diseño, construcción e implementación de una prótesis de tobillo mecánica con tres grados de libertad. Proyecto de grado de Ingeniero Mecánico. Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana. 2016. 58 – 61 p.

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.

LANZA MEDINA, Ulises Rafael. Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial. Proyecto parcial de grado Ingeniero Mecánico. Sartenejas: Universidad Simón Bolívar. Coordinación de Ingeniería Mecánica. 2006. 15 p.

LÓPEZ PAREJA, Miguel. Vitónica. Todo sobre la rodilla (III) [en línea]. Marzo de 2012 [Citado Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet: <<https://www.vitonica.com/anatomia/todo-sobre-la-rodilla-iii-musculo-cuadriceps>>

MARCO SANZ, Dra. Carmen. Cinesiología de la marcha humana normal. Profesora titular de Cinesiología. Zaragoza: Universidad de Zaragoza. 2006. 4 p.

MAYA CASTAÑO, A. L; GUERRERO, E.P. y RAMÍREZ, J.F. Parámetros de diseño de una Prótesis de Rodilla en Colombia. En: IV Latin American Congress on Biomedical Engineering (26 – 28, Septiembre). Springer, Berlín, Heidelberg. Berlín. 2007, p. 770 – 771.

McAULEY, Erika. Vasto lateral y esguinces musculares. Muy fitness [en línea]. [Citado Noviembre 7 de 2017]. Disponible en internet: <https://muyfitness.com/vasto-lateral-esguinces-info_7786/>

MONASTERIO, Aritz. El blog de fisioterapia. Marcha parkinsoniana [en línea]. [Citado Agosto 30 de 2017]. Disponible en internet: <www.blogdefisioterapia.com/marcha-parkinsoniana/>

MOTT, Robert L. Diseño de elementos de máquinas. 4ta ed. University of Dayton: Pearson, 2006, p. 185, 230 - 236.

NORTON, Kim. Un breve recorrido por la historia de la protésica. En: inMotion. Noviembre, 2007. Vol. 17, no 7, p. 3 – 4.

ORTHOPRAXIS [en línea]. [Citado Junio 30 de 2017]. Disponible en internet: <www.orthopraxis.com.co>

ÖSSUR CATÁLOGO [En línea]. [Citado Abril 22, 2017]. 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 Junio 30, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.ottobock.com.co/prosthetics/lower-limb/solution-overview/genium-bionic-prostheticsyst-em/>>

PRÓTESIS DYCORP [en línea]. [Citado Junio 30, 2017]. Disponible en internet: <ortho-mex.redtienda.net>.

ROA SIERRA, Jairo Andrés. Caracterización de las propiedades mecánicas a tensión del ácido poliláctico PLA procesado por manufactura aditiva FFF considerando la degradación por humedad y temperatura. Trabajo de grado Ingeniero Mecánico. Bogotá D.C.: Universidad Santo Tomás. Facultad de Ingeniería Mecánica. 2017. 120 p.

SERRA AÑÓ, Pilar. Módulo Ortoprotésica. Valencia: Universidad de Valencia. 2016, 6 p.

SAMUEL K., Au, WEBER, Jeff y HERR, Hugh. Biomechanical Design of a Powered Ankle-Foot Prosthesis. En: 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (12 – 15, June). Noordwijk. Holanda: The Netherlands. 2007, p. 299 – 300.

SERNA C., Liliana, RODRÍGUEZ de S., Aída y ALBÁN A., Fred. Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones. En: Revista de Ingeniería y Competitividad Universidad del Valle. Octubre, 2003. Vol. 5, no. 1, p. 21 – 22.

Siemens Product Lifecycle Management Software Inc, NX 10.0 2017.

SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto. Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (“una aplicación en OpenSim”). Tesis de Magister en Ingeniería Mecánica. Bogotá D.C.: Universidad Nacional de Colombia. Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica. Línea de investigación en biomecánica. 2015. 47 – 52 p.

Software Opensim 3.3 Simtk. Disponible en internet: <<https://simtk.org/home/opensim>>

TORRES JARAMILLO, Luis Geovanny. Estudio del Arte en Protesis de Piernas [en línea]. [Citado Marzo 20, 2017]. Disponible en internet: <<http://www.monografias.com/trabajos99/estudio-del-arte-protesis-piernas/estudio-del-arte-protesis-piernas.shtml>>

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.

VILLA, A.C. Análisis Estático de la Sub-fase de Respuesta a la Carga Durante la Fase de apoyo En La Marcha Humana [en línea]. 2012 [Citado Julio 30 de 2017]. Disponible en internet: <http://www.iiis.org/CDs2011/CD2011IMC/CICIC_2011/PapersPdf/CB858KJ.pdf>

WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement. 4ta ed.
Ontario: Winley & sons. 2009, p. 3 – 47.

ANEXOS

ANEXO A

MODIFICACIÓN DEL CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN PARA AGREGAR EL PROTOTIPO AL SOFTWARE OPENSIM

Antes de empezar a modificar el código, el modelo CAD se guardó en formato STL (si se desea también se puede guardar en formato VTP) y se ubicó en la carpeta de modelos de OpenSim llamada "Models". Se debe hacer de esta manera ya que si el CAD se guarda en otra carpeta que no esté entre los archivos de OpenSim, este software no lo reconocerá.

Primero se abrió el código de programación del modelo gait2392_simbody.osim en geany y luego se procedió a eliminar las secciones del miembro inferior que ocuparía posteriormente la prótesis, dichos elementos se ven resaltados.

```
25 Anderson F.C., Pandy M.G.: Dynamic optimization of human walking. Journal of Biomechanical Engineering 123:381-390, 2001.
26 </publications>
27 <length_units>meters</length_units>
28 <force_units>N</force_units>
29 <!--Acceleration due to gravity.-->
30 <gravity> 0 -9.80665 0</gravity>
31 <!--Bodies in the model.-->
32 <BodySet>
33   <objects>
34     <Body name="ground">
82     <Body name="pelvis">
350     <Body name="femur r">
538     <Body name="tibia r">
712     <Body name="talus r">
868     <Body name="calcn r">
1024     <Body name="toes r">
1180     <Body name="femur_l">
1181       <mass>9.3014</mass>
1182       <mass_center> 0 -0.17 0</mass_center>
1183       <inertia_xx>0.1339</inertia_xx>
1184       <inertia_yy>0.0351</inertia_yy>
1185       <inertia_zz>0.1412</inertia_zz>
1186       <inertia_xy>0</inertia_xy>
1187       <inertia_xz>0</inertia_xz>
1188       <inertia_yz>0</inertia_yz>
1189       <!--Joint that connects this body with the parent body.-->
1190       <Joint>
1191         <CustomJoint name="hip_l">
1192           <!--Defines how the child body moves with respect to the parent as a function of the generalized coordinates.-->
```

Cabe aclarar que "tibia_r" representa la tibia derecha del modelo gait2392_simbody.osim, "toes_r" los dedos del pie derecho, y así sucesivamente se deben eliminar todos los elementos de la sección inferior. Una vez eliminados estos, se procede a agregar el nuevo cuerpo, el cual se llamó "prothesis".

```

1 <?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
2 <OpenSimDocument Version="20303">
3   <Model name="3DGaitModel2392">
4     <!--See the credits section below for information about this model's authors, data sources, intended uses, and more. See the publication
5     <credits> Delp S.L., Loan J.P., Hoy M.G., Zajac F.E., Topp E.L., Rosen J.M., Thelen D.G., Anderson F.C., Seth A.
6     </credits>
7     <publications>
21     </publications>
27     <length_units>meters</length_units>
28     <force_units>N</force_units>
29     <!--Acceleration due to gravity.-->
30     <gravity> 0 -9.80665 0</gravity>
31     <!--Bodies in the model.-->
32     <BodySet>
33       <objects>
34         <Body name="ground">
82         <Body name="pelvis">
350         <Body name="femur r">
538         <Body name="femur l">
726         <Body name="tibia l">
900         <Body name="talus l">
1056        <Body name="calc1 l">
1212        <Body name="toes l">
1368        <Body name="prothisis">
1514        <Body name="torso">
1750        </objects>
1751        <groups />
1752      </BodySet>
1753      <!--Constraints in the model.-->
1754      <ConstraintSet>
1755        <objects />

```

A dicho cuerpo se le agregaron las propiedades que venían predeterminadas por el software CAD, siendo estas: masa, centro de masa y momentos de inercia. Se debe tener en cuenta que OpenSim trabaja con el Sistema Internacional de Unidades

```

1368 <Body name="prothisis">
1369   <mass> 5.654344</mass>
1370   <mass_center> 0 -0.1867 0</mass_center>
1371   <inertia_xx>0.0304</inertia_xx>
1372   <inertia_yy>0.0065</inertia_yy>
1373   <inertia_zz>0.051</inertia_zz>
1374   <inertia_xy>0</inertia_xy>
1375   <inertia_xz>0</inertia_xz>
1376   <inertia_yz>0</inertia_yz>
1377   <!--Joint that connects this body with the parent body. AGREGAR CENTRO DE MASA-->
1378   <Joint>

```

Luego de esto se debe cargar el modelo en alguno de los formatos CAD sugeridos anteriormente, y se debe ligar al cuerpo (parent body) que acompañará en adelante. **Para tener en cuenta:** Cuando se crea el cuerpo en el código de OpenSim, este puede llevar el nombre que el usuario desee, pero cuando se vaya a cargar el modelo CAD este debe llevar el mismo nombre con el que se guardó en su formato STL o VTP.

```

1459 <parent_body>femur_r</parent_body>
1460 <location_in_parent> 0 0 0</location_in_parent>
1461 <orientation_in_parent> 0 0 0</orientation_in_parent>
1462 <location> 0 0 0</location>
1463 <orientation> 0 0 0</orientation>
1464 <!--Generalized coordinates parameterizing this joint.-->
1465 <geometry_file>prothisis_1.stl</geometry_file>
1466 <color>1 1 1</color>
1467 <texture_file />
1468 <transform>-0 0 -0 0 0 0</transform>
1469 <scale_factors>1 1 1</scale_factors>
1470 <display_preference>1</display_preference>
1471 <opacity>1</opacity>
1472 </displayGeometry>
1473 </objects>
1474 <groups />
1475 </Geometryset>

```

Por último se ligó el prototipo a los músculos que aún quedan en el miembro inferior del modelo gait2392_simbody.osim, a continuación se muestran algunos de estos.

```

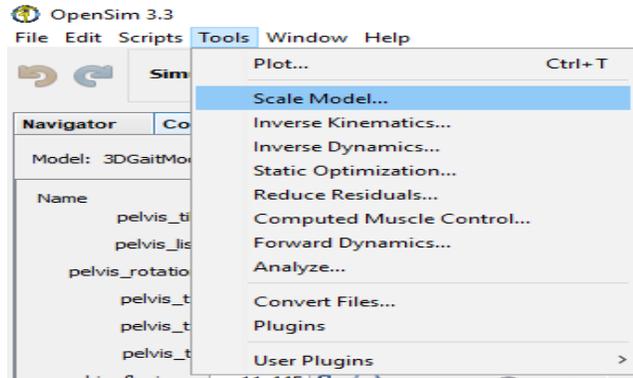
2245 <PathPointSet>
2246 <objects>
2247 <PathPoint name="semiten_r-P1">
2248 <location> -0.12635 -0.10988 0.06039</location>
2249 <body>pelvis</body>
2250 </PathPoint>
2251 <ConditionalPathPoint name="semiten_r-P2">
2252 <location> -0.04203 -0.02859 -0.02277</location>
2253 <body>prothisis</body>
2254 <range> -0.331613 0.174533</range>
2255 <coordinate>knee_angle_r</coordinate>
2256 </ConditionalPathPoint>
2257 <PathPoint name="semiten_r-P3">
2258 <location> -0.03322 -0.05282 -0.02288</location>
2259 <body>prothisis</body>
2260 </PathPoint>
2261 <PathPoint name="semiten_r-P4">
2262 <location> -0.0113 -0.0746 -0.0245</location>
2263 <body>prothisis</body>
2264 </PathPoint>
2265 <PathPoint name="semiten_r-P5">
2266 <location> 0.0027 -0.0956 -0.0193</location>
2267 <body>prothisis</body>
2268 </PathPoint>
2269 </objects>
2270 <groups />
2271 </PathPointSet>
2272 <VisibleObject>

```

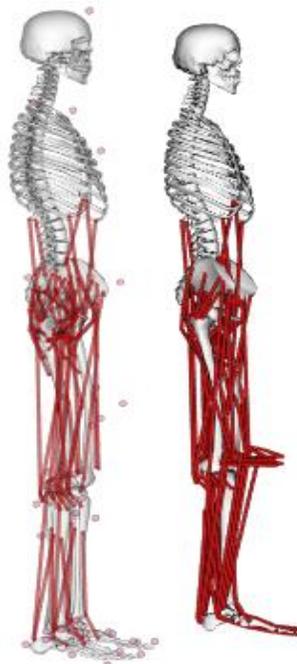
Una vez ligado el prototipo al fémur y a los músculos de la sección superior, el software automáticamente, con los datos anteriormente suministrados, se encarga de alinear el aparato protésico a la línea de carga del fémur, para que dicho prototipo pueda ejecutar su función durante su respectivo ciclo de marcha.

Una vez se añadió el prototipo y el software lo reconoce como parte de él, se procedió a ajustar el modelo a la escala del prototipo, ya que OpenSim al detectar que la prótesis no hace contacto con el suelo, inmediatamente arrojará un mensaje de error. Para evitar inconvenientes, se hace uso de una de las herramientas que

ofrece este programa llamada: “Scale Model”, la cual permite realizar el ajuste respectivo, a continuación se procedió a dar uso a la herramienta para que se ajustara el prototipo a la antropometría del modelo:



Una vez realizado el mencionado ajuste, la simulación con el prototipo quedó establecida de la siguiente manera:



Al lado izquierdo de la imagen se puede observar el modelo gait2392_simbody.osim, y al lado derecho se ve la simulación con el prototipo. Cabe aclarar que por un error de compatibilidad del software CAD: rhinoceros, (el cual fue el software usado para la elaboración del prototipo) con respecto a OpenSim no fue posible la visualización del prototipo como se ve en la imagen anterior, puesto que dicho programa es más compatible con Solidworks o Solid Edge, pero esto no impidió que se estudiara el comportamiento del prototipo.

ANEXO B

FICHA TÉCNICA DEL BIOPOLÍMERO 4032D

Typical Material & Application Properties ^(1, 2, 3)			
Film Properties	Ingeo 4032D		ASTM Method
Density	1.24 g/cc		D1505
Tensile Strength	MD	15 kpsi	D882
	TD	21 kpsi	D882
Tensile Modulus	MD	500 kpsi	D882
	TD	550 kpsi	D882
Elongation at Break	MD	180%	D882
	TD	100%	D882
Elmendorf Tear	MD	17 g/mil	D1922
	TD	14 g/mil	D1922
Spencer Impact	2.5 joules		
Transmission Rates	Oxygen	675 cc-mil/m ² -24hr-atm	D1434
	Carbon Dioxide	2,850 cc-mil/m ² -24hr-atm	Internal
	Water Vapor	375 g-mil/m ² -24hr-atm	F1249
Optical Characteristics	Haze	2.1%	D1003
	Gloss, 20°	90	D1003
Thermal Characteristics	Melting Point	155-170°C	D3418

Fuente: NATUREWORKS. Ingeo™ Biopolymer 4032D Technical Data Sheet Biaxially Oriented Films – High Heat. Disponible en internet: < https://www.natureworksllc.com/~media/Technical_Resources/Technical_Data_Sheets/TechnicalDataSheet_4032D_films_pdf.pdf >