



# UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA BIOMÉDICA

## DISEÑO DIGITAL Y ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA PACIENTE GERIÁTRICO

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el Grado de  
**INGENIERO BIOMÉDICO**

Presenta:

**Diego Isaac Suárez Tinoco**

Dirigido por:

**M. C. Arturo Hernández Medina**

**Ing. Eduardo Martínez Segoviano**

Secretario

**Dr. Gerardo Alejandro Valentino Orozco**

Vocal

**MGT. Elizabeth Hernández Medina**

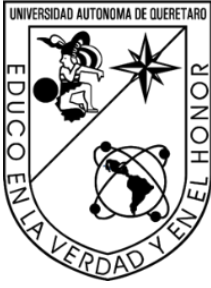
Sinodal



Centro Universitario, Querétaro Qro.

Noviembre, 2021

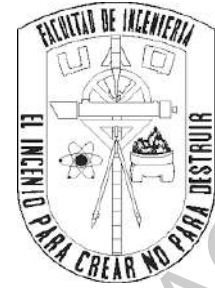
México



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA BIOMÉDICA



**“Diseño digital y análisis de elementos finitos de prótesis transfemoral para paciente geriátrico”**

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Grado de Ingeniero Biomédico.

**Presenta:**

Diego Isaac Suárez Tinoco

**Dirigido por:**

M.C. Arturo Hernández Medina

M.C. Arturo Hernández Medina

Presidente

Ing. Eduardo Martínez Segoviano

Secretario

Dr. Gerardo Alejandro Valentino Orozco

Vocal

MGT. Elizabeth Hernández Medina

Suplente

Firma

Firma

Firma

Firma

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Noviembre, 2021

México

## Agradecimientos

A Dios por la vida y por poner en mi camino a las personas y herramientas correctas para fomentar mi crecimiento personal y profesional.

A mis padres, quienes han estado siempre pacientes apoyándome e impulsándome para lograr mis metas y sueños. No solo son la razón por la que hoy esté aquí concluyendo mis estudios, sino también quienes me educaron con el carácter y la fuerza para superar cualquier obstáculo y seguir siempre avanzando. Con orgullo incluyo en esta formación a mi hermano y a mi pequeña hermana.

A mi novia por su apoyo incondicional, paciencia y sacrificios. Es la única persona que verdaderamente sabe de todas las dificultades que afronté para poder llevar mi vida como estudiante y deportista, así como para el desarrollo del presente trabajo.

A la Universidad Autónoma de Querétaro por esta inolvidable etapa de estudiante, por la formación académica proporcionada, por generar en mi un orgulloso sentimiento de pertenencia hacia la institución y por permitirme disfrutar del basquetbol universitario a todo su esplendor.

A mis compañeros y amigos del equipo de baloncesto, en especial a Antonio Franco y Salvador García que ahora son como hermanos para mí, por ayudarme a crecer como jugador, pero sobre todo como persona.

A Mi director de tesis, Mtro. Arturo Hernández Medina, por su interés, tiempo y orientación a lo largo de este proceso, así como por las enseñanzas y consejos que desde el aula de clases me han sido útiles en mi vida profesional.

A los docentes, en especial a los involucrados en el presente trabajo, Dr. Gerardo Valentino, Ing. Eduardo Segoviano y MGT. Elizabeth Hernández, por sus valiosos consejos, observaciones y enseñanzas. Así mismo a todos los maestros que con alguna lección, frase o gesto hicieron de mi carrera universitaria una etapa llena de aprendizajes y logros, incluyendo al coach del equipo de baloncesto de la universidad, el Dr. Arturo Sánchez.

## **Dedicatoria**

A mis padres.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## RESUMEN

El presente trabajo desarrolla un diseño digital de una prótesis transfemoral dirigida a pacientes geriátricos y se evalúa su desempeño mecánico a través de un análisis de esfuerzos por elementos finitos. El diseño y modelado virtual de los mecanismos que comprenden a esta prótesis, así como su evaluación mecánica, contribuyen a la integración de herramientas de diseño computacional en el campo de las ciencias biomédicas, específicamente en el desarrollo e innovación de dispositivos ortopédicos.

Este estudio presenta una amplia investigación sobre la protésica, incluyendo hechos históricos destacados en la materia, los diferentes tipos de amputaciones y sus principales causas, destacando las amputaciones de extremidades inferiores, y la descripción de los módulos que comprenden una prótesis, especialmente a nivel transfemoral.

Parte fundamental de esta investigación es el estudio de la biomecánica de las articulaciones perdidas en una amputación transfemoral, así como el de la biomecánica de la marcha normal, ya que los grados de movilidad articular y los parámetros del desplazamiento bípedo se toman a modo de referencia para el diseño de los mecanismos de la prótesis. Igualmente se profundiza en el funcionamiento de algunos de los tipos de sistemas y mecanismos que se usan en el tratamiento protésico transfemoral, como: los tipos de sockets y sus métodos de suspensión; se comparan los mecanismos de rodilla monocéntrica con los policéntricos y se abordan detalladamente las configuraciones de los eslabonamientos de cuatro barras; y se analiza la variedad de pies protésicos existentes en el mercado; con el fin de sustentar la elección de los tipos de mecanismos a diseñar.

El presente estudio describe el uso del análisis de esfuerzos en la ingeniería, explica el método de elementos finitos e introduce a los materiales con cualidades particulares que comúnmente son utilizados en el área protésica. Todo esto para obtener una configuración adecuada de los materiales que comprenderán a la prótesis transfemoral y para asegurar un correcto desempeño mecánico.

La metodología de la presente investigación comienza describiendo las características de actividad del paciente, basadas en las que generalmente presentan usuarios geriátricos, de

manera que el diseño de socket, rodilla y pie sea adecuado. También se establecieron las medidas antropométricas del paciente, de acuerdo con los promedios en personas de entre 60 y 90 años, esto simplemente para tener una referencia a la hora de dimensionar y alinear las componentes de la prótesis. Una vez establecido lo anterior, la metodología empleada para el diseño digital de los mecanismos se dividió en dos etapas principales: Diseño Teórico y Modelado Virtual.

En el diseño teórico se presenta la selección de la configuración conceptual de los mecanismos adecuados a las características y criterios de funcionamiento para el tipo de paciente, tomando en cuenta factores biomecánicos como la distribución de cargas, la estabilidad, el control voluntario, la sujeción del socket, el centro de rotación de la rodilla, la respuesta dinámica del pie, entre otros.

En la etapa de modelado virtual se desarrolla el diseño digital en 3D, con base a las configuraciones obtenidas en el diseño teórico, y se elige el material de cada parte de la prótesis. Posteriormente estos modelos son analizados a través de simulaciones de esfuerzos basados en el método de elementos finitos, para complementar el diseño virtual y la selección de materiales, de manera que permita observar fallas en los diseños y realizar correcciones si así lo amerita, con el objetivo de obtener resultados favorables. Además, se analiza si el funcionamiento biomecánico de las componentes es adecuado para las características establecidas del paciente geriátrico, a través de la simulación de su movimiento dentro de la misma interfaz de diseño. Para todo lo anterior se usó el software Solidworks 2020, especialmente sus módulos de croquizado, ensamblaje y simulación.

En el trabajo se explica el proceso de diseño y modificación que se llevó a cabo en las piezas de los mecanismos para obtener buenos resultados en todas las simulaciones. Se exhibe la interpretación y discusión de los resultados, y finalmente, se presentan las conclusiones y recomendaciones del trabajo.

## Abreviaturas

**CAD:** *Computer Aided Design* - Diseño Asistido por Computadora

**CAE:** *Computer Aided Engineering* - Ingeniería Asistida por Computadora

**CAM:** *Computer Aided Manufacturing* - Manufactura Asistida por Computadora

**EVP:** Enfermedad Vasculat Periférica

**CIR:** Centro Instantáneo de Rotación

**Socket CI:** Socket de Contención Isquiática

**Socket CR:** Socket de Contención Ramal

**FRP:** Fuerza de reacción al piso

**TKA:** *Trochanter-Knee-Ankle* - Trocánter-Rodilla-Tobillo

**TA:** *Trochanter-Ankle* - Trocánter-Tobillo

**SACH:** *Solid Ankle Cushion Heel* - Tobillo Rígido Talón Suave

**SAFE:** *Solid Ankle Flexible Endoskeleton* - Tobillo Rígido Endoesqueleto Flexible

**SAF:** *Single Axis Foot* – Pie de un solo eje

**ED:** Energía de Distorsión

**ECM:** Esfuerzo Cortante Máximo

**MEF:** Método de Elemento Finito

# ÍNDICE

## Contenido

<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>14</b>
<b>1. Introducción.....</b>	<b>14</b>
<b>1.1 Planteamiento del problema y justificación.....</b>	<b>15</b>
<b>1.2 Hipótesis.....</b>	<b>17</b>
<b>1.3 Objetivos.....</b>	<b>17</b>
<b>1.4 Antecedentes.....</b>	<b>18</b>
<b>CAPÍTULO II.....</b>	<b>19</b>
<b>2. Introducción a la prótesis.....</b>	<b>19</b>
<b>2.1 Definición.....</b>	<b>19</b>
<b>2.2 Antecedentes Históricos.....</b>	<b>19</b>
<b>2.3 Amputación.....</b>	<b>25</b>
<b>CAPÍTULO III.....</b>	<b>40</b>
<b>3. Prótesis de extremidad pélvica.....</b>	<b>40</b>
<b>3.1 Clasificación de prótesis de extremidad pélvica.....</b>	<b>40</b>
<b>3.2 Prótesis según el nivel de amputación en extremidad pélvica.....</b>	<b>41</b>
<b>3.3 Prótesis transfemoral y sus módulos.....</b>	<b>46</b>
<b>CAPÍTULO IV.....</b>	<b>60</b>
<b>4. Marco teórico.....</b>	<b>60</b>
<b>4.1 Anatomía y biomecánica de la rodilla.....</b>	<b>60</b>
<b>4.2 Anatomía y biomecánica del tobillo.....</b>	<b>62</b>
<b>4.3 Biomecánica de la marcha.....</b>	<b>63</b>
<b>4.4 Mecanismos de las componentes de una prótesis transfemoral.....</b>	<b>68</b>
<b>4.5 Análisis de esfuerzos.....</b>	<b>105</b>
<b>4.6 Antropometría y ergonomía.....</b>	<b>116</b>
<b>CAPÍTULO V.....</b>	<b>117</b>
<b>5. Metodología.....</b>	<b>117</b>
<b>5.1 Descripción del caso clínico y de las medidas antropométricas.....</b>	<b>117</b>
<b>5.2 Diseño teórico de los mecanismos de la prótesis transfemoral.....</b>	<b>119</b>
<b>5.3 Diseño digital de las componentes de la prótesis y su ensamble.....</b>	<b>128</b>
<b>5.4 Análisis de Esfuerzos de los modelos diseñados.....</b>	<b>141</b>



<b>CAPÍTULO VI</b> .....	150
<b>6. Análisis y discusión de los resultados.</b> .....	150
<b>6.1 Resultados del socket</b> .....	150
<b>6.2 Resultados de la rodilla</b> .....	152
<b>6.3 Resultados del pie</b> .....	156
<b>6.4 Resultados de las piezas de conexión</b> .....	160
<b>6.5 Discusión de los resultados</b> .....	161
<b>CAPÍTULO VII</b> .....	174
<b>7. Conclusiones y Recomendaciones.</b> .....	174
<b>Referencias</b> .....	179

## Índice de figuras

Figura 1. Primera prótesis conocida. Tomada de (Finch, Heath, David, & Kulkarni, 2012). .....	20
Figura 2 Primera y segunda prótesis del caballero mercenario alemán, Götz von Berlichingen. Tomada de (Morton, 2015). .....	22
Figura 3. Piema anatómica Bly. Tomada de (Historia y Evolución de la Prótesis, s.f.).....	23
Figura 4. Ejemplo de control neumático en rodilla policéntrica. Modificada de (Ottobock.).....	24
Figura 5. Piema hidráulica Stewart-Vickers. Modificada de (Contini, 1954, pág. 58). .....	24
Figura 6. Causas más frecuentes de amputaciones en México en el año 2013. Tomada de (Híjar Medina, 2016).....	28
Figura 7. Niveles de amputación con porcentaje de incidencia. Modificada de (Söblin, 2018).....	33
Figura 8. Subclasificación de amputación transfemoral dependiendo la altura de corte. Tomada de (Mittal, 2017).....	36
Figura 9. Prótesis Transfemoral Exoesquelética y Modular. Tomadas de (Wyss, 2012) & (Ottobock, 2015).....	41
Figura 10. Prótesis modulares de extremidad pélvica transtibial, desarticulación de rodilla, transfemoral y de cadera. Tomada de (Orthoremedy Private Limited, 2014). .....	46
Figura 11. Módulos que componen una prótesis transfemoral. Tomada de (Carretero Jacinto, 2016). .....	46
Figura 12. A) Sistemas de suspensión por succión pasiva. B) Succión asistida por bomba. Tomadas de (Muller, 2016). .....	48
Figura 13. Sistema Pin/lanzadera. Tomadas de (Ortopedia Nacional, 2020) & (Muller, 2016).....	48
Figura 14. Sistema de suspensión con cinturón silesiano (A) y elástico (B). Tomadas de (Muller, 2016).....	48
Figura 15. Socket cuadrangular visto desde el plano coronal y plano transversal. Tomada de (Carretero Jacinto, 2016).....	49
Figura 16. Socket de contacto total. Tomada de (Carretero Jacinto, 2016). .....	50
Figura 17. Socket de contención isquiática. Nótese que el borde medial no es horizontal, sino envuelve el isquion. Tomada de (Muller, 2016). .....	50
Figura 18. Socket flexible con marco rígido. Tomada de (Ottobock, 2015).....	51

Figura 19. Single Axis Friction Knee (S.A.F.K) de Hosmer. Tomada de (Eastern Cranial Affiliates, 2017).	52
Figura 20. La TOTAL KNEE® 2000 de Össur es una rodilla policéntrica. Tomadas de (TOTAL KNEE® 2000, 2020).	53
Figura 21. La rodilla 3R33 de Ottobock es una rodilla monocéntricas con bloqueo. A la derecha, se encuentra el símbolo del sistema de movilidad MOBIS. Tomadas de (Ottobock, 2019).	53
Figura 22. La 3R49 de Ottobock es una rodilla mecánica monocéntrica con frenado por postura, recomendada para grado de movilidad 1 y 2 y un peso máximo de 100kg. Tomadas de (Ottobock, 2020).	54
Figura 23. Rodilla modular 3R80 con pistón hidráulico. Tomada de (Ottobock, 2020).	54
Figura 24. Rodilla inteligente Genium® de Ottobock. Tomada de (Ottobock, 2020).	55
Figura 25. Pie SACH y las partes que lo conforman. Tomadas de (Ottobock, 2019).	56
Figura 26. Pie de un eje para pacientes con actividad moderada y límite de peso de 115kg. Tomada de (OrtoPed, 2020).	56
Figura 27. Pie multiaxial Trustep® por College Park. Tomada de (College Park Industries, 2020).	56
Figura 28. Pie dinámico 1C30 Trias, para grado de movilidad 2 y 3, y pie 1C60 Triton, para grado 4. Tomadas de (Ottobock, 2017) & (Ottobock, 2017).	57
Figura 29. Proprio Foot® marca Össur. Tomada de (Össur, 2020).	57
Figura 30. Ejemplo de adaptadores hembra y macho, adaptadores dobles y adaptadores de cambio. Tomadas de (Össur South-Africa, 2020).	59
Figura 31. Planos anatómicos. Tomada de (Hernández Stengele, 2008).	60
Figura 32. Modelo esquemático de los ligamentos cruzados en la teoría de cuatro barras. LAC: Ligamento cruzado anterior, LCP: Ligamento cruzado posterior, CI: Centro instantáneo de rotación. Tomada de (Felpeto Medina, 2013).	62
Figura 33. Dorsiflexión y flexión plantar del tobillo humano. Modificada de (Hernández Stengele, 2008).	63
Figura 34. Representación de las fases del ciclo de la marcha. Tomada de (Camino González, 2017).	64
Figura 35. Estudio cinemático de las articulaciones en el plano sagital durante el ciclo de la marcha. De autoría propia.	67
Figura 36. Variaciones del Socket de interior flexible; A. Tradicional, B. Con paneles dinámicos, C. Incrustado al marco rígido. Tomadas de (Muller, 2016).	74
Figura 37. Socket transfemoral de Contención Isquiática (A) y Contención Ramal (B). Tomadas de (Muller, 2016).	75
Figura 38. Socket Transfemoral cuadrangular (A) y subisquiático (B). Tomadas de (Muller, 2016).	76
Figura 39. Suspensión subatmosférica transfemoral por succión ajustado a la piel (A) y suspensión de liner con mecanismo de bloqueo. Tomadas de (Muller, 2016).	79
Figura 40. Suspensión subatmosférica transfemoral hipobárica ajustada a liner (A) y asistida por vacío ajustada a liner (B). Tomada de (Muller, 2016).	80
Figura 41. Suspensión auxiliar transfemoral cinturón de silesiano (A), suspensión elástica (B) y cinturón pélvico y de articulación de cadera. Tomadas de (Muller, 2016).	80
Figura 42. Ubicación de CIR en rodilla de 4 barras en función del ángulo de flexo-extensión de la rodilla. Tomada de (T. Amador & et al., 2012).	81

Figura 43. Una sola fuerza $F_1$ , que actúa a lo largo de la línea de carga $L$ , es equivalente a la fuerza $F$ y al momento $M$ que actúa sobre la cadera del amputado para mantener estable al comenzar el apoyo. Tomada de (Radcliffe, 1994).	85
Figura 44. Momento de flexión $M'_h$ durante parte final de la fase de apoyo. Modificada de (Radcliffe, 1994).	86
Figura 45. Alineación coronal, vista posterior. Tomada de (Muller, 2016).	87
Figura 46. Alineación en el plano sagital. Tomada de (Muller, 2016).	88
Figura 47. Diagrama de estabilidad en un mecanismo monocéntrico. Modificada de (Radcliffe, 1994).	89
Figura 48. Diagrama de cuerpo libre para modelo matemático. Tomadas de (Castro Valladares, 2012) & (Radcliffe, 1994).	91
Figura 49. Diagrama de cuerpo libre en rodilla protésica. Tomadas de (Castro Valladares, 2012) & (Radcliffe, 1994).	92
Figura 50. Diagrama de cuerpo libre de la pierna inferior. Tomada de (Castro Valladares, 2012).	93
Figura 51. Diagrama de cuerpo libre del encaje. Tomada de (Castro Valladares, 2012).	94
Figura 52. Mecanismo de cuatro barras con elevado CIR. Modificada de (Castro Valladares, 2012).	96
Figura 53. Mecanismo de cuatro barras hiper- estabilizado. Modificada de (Castro Valladares, 2012).	97
Figura 54. Mecanismo de cuatro barras de control voluntario. Modificada de (Castro Valladares, 2012).	98
Figura 55. Trayectoria del CIR en mecanismo de control voluntario. Tomada de (Radcliffe, 1994).	99
Figura 56. Pie protésico topo SACH. Tomada de (Gómez & Montero, 2013).	101
Figura 57. Pie artificial tipo SAFE. Tomada de (Gómez & Montero, 2013).	102
Figura 58. Pie artificial tipo SAF. Tomada de (Gómez & Montero, 2013).	102
Figura 59. Pie multiaxial. Tomada de (Uguña & Zhindón, 2016).	103
Figura 60. Pie de respuesta dinámica. Tomada de (Uguña & Zhindón, 2016).	104
Figura 61. Pie protésico para correr. Tomada de (Uguña & Zhindón, 2016).	104
Figura 62. Diagramas de esfuerzo-deformación unitaria que se obtiene de la prueba de tensión estándar. Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018).	107
Figura 63. Teoría de la energía de distorsión de estados de esfuerzo plano. Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018).	109
Figura 64. Modelo CAD de una pieza y modelo mallado o subdividido en pequeñas piezas (elementos). Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018).	110
Figura 65. Elemento tetraédrico. Tomada de (C. Planchard, 2017).	111
Figura 66. Diagrama de flujo de la metodología. De autoría propia.	117
Figura 67. Dimensiones antropométricas en ancianos mexicanos de sexo masculino de 60 a 90 años. Tomada de (Avila, Prado, & González, 2007).	118
Figura 68. Configuración general del mecanismo y representación geométrica. Tomada de (T. Amador & et al., 2012).	122
Figura 69. Representación del mecanismo de T. Amador & et al (2012) durante el contacto inicial, la respuesta de carga y justo antes de iniciar la flexión voluntaria hacia el despegue de la punta. Tomada de (T. Amador & et al., 2012).	125
Figura 70. Pies de respuesta dinámica por niveles de actividad. Tomada de (Össur, 2013).	127

Figura 71. Molde positivo del miembro residual. Vista anterior y vista antero-medial respectivamente. ....	129
Figura 72. Modelo del interior flexible del socket. ....	129
Figura 73. Diferentes vistas del modelo de socket rígido y socket flexible .....	130
Figura 74. Socket barrenado para el sistema de suspensión.....	131
Figura 75. Modelos renderizados: vista explosionada de la válvula y ensamble del socket con la misma.....	131
Figura 76. Croquis del mecanismo de control voluntario. ....	132
Figura 77. Modelos preliminares de ‘a’ y ‘c’ .....	133
Figura 78. Diseño final de la componente superior de la rodilla (eslabón ‘b’). ....	133
Figura 79. Diseño final de la componente inferior de la rodilla (eslabón ‘d’).....	134
Figura 80. Diseño final de los eslabones ‘a’ y ‘c’, respectivamente. ....	134
Figura 81. Vista de sección del amortiguador prueba. ....	135
Figura 82. 1) Ensamble del amortiguador final. 2) y 3) Vistas de sección del amortiguador que varían entre sí por la diferente presión que genera el émbolo inferior en el resorte. ....	136
Figura 83. Ensamble final de la rodilla protésica.....	136
Figura 84. Diferentes vistas del modelo renderizado de rodilla protésica de control voluntario.....	137
Figura 85. Modelado del conector piramidal del pie protésico.....	137
Figura 86. Modelado de las placas de respuesta dinámica.....	138
Figura 87. Vista lateral del ensamble del pie protésico. ....	138
Figura 88. Renderizado del modelado de pie protésico.....	139
Figura 89. Conector piramidal macho de cuatro orificios.....	139
Figura 90. Adaptador hembra con abrazadera de tubo.....	139
Figura 91. Prótesis ensamblada y alineada: 1. Vista frontal, 2. Vista Lateral y 3. Vista isométrica. ....	141
Figura 92. Acomodo de las cargas y fijación del Socket .....	144
Figura 93. Mallado del Socket. ....	144
Figura 94. Conexiones e interacciones del ensamble de rodilla. ....	145
Figura 95. Fijación y fuerzas externas. ....	146
Figura 96. Mallado de la rodilla.....	146
Figura 97. Interacciones y conexiones del ensamble de pie.....	147
Figura 98. Fijaciones y fuerzas en el contacto de talón, apoyo medio y antes del despegue de los dedos.....	148
Figura 99. Mallado del pie. ....	148
Figura 100. Mallado de las piezas de conexión.....	149
Figura 101. Tensión de von Mises del socket.....	150
Figura 102. Deformación del socket. ....	151
Figura 103. Factor de Seguridad del socket. ....	152
Figura 104. Tensión de von Mises de la rodilla.....	153
Figura 105. Deformación de la rodilla.....	153
Figura 106. Factor de seguridad; Aluminio 6061-T6 vs Aluminio 7075-T6 en el eslabón ‘d’. ....	154
Figura 107. Factor de seguridad eslabones ‘a’, ‘b’ y ‘c’, respectivamente.....	155
Figura 108. Chequeo del factor de seguridad de los pine. ....	156
Figura 109. Factor de seguridad del ensamble de rodilla.....	156
Figura 110. Tensión de von Mises en el contacto de talón y apoyo medio del pie.....	157

Figura 111. Tensión de von Mises antes del despegue de los dedos del pie. ....	157
Figura 112. Deformaciones del pie protésico. ....	158
Figura 113. Factor de seguridad del pie al contacto de talón. ....	158
Figura 114. Factor de seguridad del pie en el apoyo medio. ....	159
Figura 115. Factor de seguridad en el momento antes del despegue de los dedos. ....	159
Figura 116. Tensión de von Mises de las componentes de conexión. ....	160
Figura 117. Deformaciones de las componentes de conexión. ....	161
Figura 118. Factor de seguridad de las componentes de conexión. ....	161
Figura 119. Prótesis Transfemoral Renderizada. ....	163
Figura 120. Vista de sección sagital del socket y el molde positivo. ....	165
Figura 121. Curva poloide de la rodilla protésica. ....	167
Figura 122. Diagrama de estabilidad de la prótesis transfemoral. ....	168
Figura 123. Rodilla bloqueada en extensión a través de un pin de bloqueo. ....	169
Figura 124. Longitud entre émbolos en extensión, 65° de flexión y 65° de flexión con máximo ajuste de brío. ....	171
Figura 125. Absorción de energía (flechas rojas), traslado de energía (azules) y liberación final de energía (verde). ....	173

### Índice de Tablas

Tabla 1. Lower limb extremity prosthesis Medicare Functional Classification Levels (K levels). Tomada de (Balk EM, 2018). ....	38
Tabla 2. Rango aproximado de parámetros de marcha normal a velocidad libre para sujetos de diferentes edades. Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018). ....	67
Tabla 3. Dimensiones antropométricas y nivel de movilidad. ....	119
Tabla 4. Dimensionamiento de los parámetros del mecanismo de ‘control voluntario’ obtenidos por (T. Amador & et al., 2012). ....	125

# CAPÍTULO I.

## 1. Introducción

El proyecto de Diseño digital y análisis de elementos finitos de prótesis transfemoral para paciente geriátrico, que se presenta en esta tesis de grado se ha dividido en siete capítulos para justificar el diseño de cada una de las componentes de la prótesis. Este capítulo, describe el planteamiento del problema y la justificación del trabajo, los objetivos generales y específicos, y antecedentes.

El segundo capítulo, Introducción a la protésica, expone los conceptos teóricos de la protésica, menciona los antecedentes históricos que marcaron el crecimiento de esta disciplina y describe las amputaciones y su contexto de incidencia y prevalencia en el mundo, pero principalmente en México. Donde se destacan las amputaciones relacionadas a complicaciones por diabetes mellitus, ya que son la principal causa de amputación, sobre todo en personas de la tercera edad.

El tercer capítulo, Prótesis de extremidad pélvica, especifica el tipo de prótesis al que el presente trabajo se enfoca, menciona la clasificación de las prótesis y los niveles de amputación del miembro inferior, y profundiza a cerca de la prótesis transfemoral y los módulos que la comprenden.

El cuarto capítulo, Marco teórico, presenta la anatomía y biomecánica de las articulaciones perdidas en una amputación transfemoral, así como la biomecánica de la marcha; profundiza en los tipos de mecanismos utilizados en el tratamiento protésico de amputaciones transfemorales; describe los conceptos teóricos necesarios que rigen al análisis de esfuerzos, al método del elemento finito y a la selección de materiales; y, define el concepto de antropometría que es de particular importancia para el dimensionamiento de la prótesis.

En el quinto capítulo, Metodología, se describe el caso clínico y las medidas antropométricas en las cuales se basa el diseño de la prótesis; Se realiza el diseño de la prótesis, lo cual se divide en dos secciones; diseño conceptual de las componentes de socket,

rodilla y pie, y modelado virtual de las mismas y de las piezas de conexión en Solidworks; por último, se realiza el análisis de esfuerzos de los modelos digitales, en el mismo software.

El sexto capítulo, Análisis y discusión de los resultados, presenta los resultados de los análisis de esfuerzos de las componentes de la prótesis, con una interpretación de los mismos. Se resalta el desempeño de cada parte y se puntualizan los ajustes de diseño en los modelos que no mostraron resultados favorables en un inicio; posteriormente se expone una opinión objetiva de las propiedades mecánicas de las componentes de acuerdo con los resultados y se describen las propiedades físicas finales de la prótesis; por último, se abordan las cuestiones biomecánicas que presenta la prótesis con los mecanismos diseñados.

El séptimo capítulo, Conclusiones y recomendaciones, presenta las conclusiones de la investigación con relación a los objetivos planteados inicialmente y se mencionan sugerencias oportunas que puedan mejorar el presente trabajo y de futuros trabajos relacionados con el diseño asistido por computadora y la protésica.

### **1.1 Planteamiento del problema y justificación**

La problemática que motivó la elaboración de la presente investigación recae en diversas problemáticas que a su vez hacen que investigaciones en la disciplina de la ingeniería biomédica, específicamente en la rama de la protésica, tengan gran valor e importancia en nuestro país.

El número de personas discapacitadas en México ha ido creciendo y entre ellas las personas amputadas. Según el comunicado de prensa del INEGI (2019) “de acuerdo con los resultados de la ENADID 2018, de las personas de 5 años o más que habitan en el país, 7.7 millones tienen discapacidad” (pág. 1) no especificando el número de amputaciones. La Academia Mexicana de Cirugía comenta que en 2012 se realizaron 75 amputaciones al día, lo que significa 27,375 amputaciones al año; la Academia Nacional de Medicina de México (ANMM) en 2016, mencionan que “el número total de amputados en el 2014 era alrededor de 935,000” (pág. 1); en el 2019 el Dr. Gerardo Valentino, Decano de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnologías Avanzadas (UPIITA), mencionó que en México en promedio hay 120,000 amputaciones al año de miembro pélvico (inferior), de las

cuales 80,000 a 90,000 de estas amputaciones son debido a la diabetes mellitus (...) y tenemos a la fecha un rezago de 3.5 millones de mexicanos con amputaciones (Código73, 2019). Con estos datos podemos ver que es un grave problema de salud pública, en especial las amputaciones de miembro inferior en personas de entre los 60 y 75 años a causa de enfermedades vasculares, haciendo énfasis en su derivación por diabetes mellitus causada en su mayoría por malos hábitos. Según la última Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) de 2018, en México el 75.2% de la población mayor a 20 años tiene sobre peso y obesidad (39.1% sobrepeso y 36.1% obesidad) y el 10.3% (8.6 millones de personas) tiene diabetes.

Una amputación no solo afecta de manera física y psicológica al individuo que la padece, sino también existe un impacto a nivel familiar, social y económico. Al vivir con una discapacidad así, regularmente el individuo pierde la capacidad de hacer una gran cantidad de sus labores diarias. Uno de los problemas más significativos en los daños que se producen al tener una extremidad pélvica amputada es la dificultad para caminar, incluyendo caídas y la disminución en la velocidad de la marcha. Todo esto conlleva a conflictos emocionales y sociales, ya que la imagen corporal cambia a los ojos de la propia persona que la padece y a los ojos de los demás, provocando falta de aceptación y afectando directamente la calidad de vida del paciente y de sus familiares, por lo que se busca tener soluciones al respecto como lo es la adaptación de extremidades artificiales (prótesis), con su respectiva rehabilitación. (ANMM, 2016, pág. 2). Aunque muy pocas personas amputadas tienen la oportunidad de adquirir una por motivo de sus elevados costos, según la ANMM (2016) “en México pueden llegar a costar en promedio más de \$100,000 pesos”.

También es una realidad que en México el avance en el campo de las prótesis se ha visto muy lento respecto a otros países, hay muy pocos protesistas para la cantidad de gente que existe con amputaciones en el país, y la falta de desarrollo tecnológico en esta área ha hecho que tecnologías de compañías extranjeras entren al mercado nacional, lo que a su vez puede verse reflejado en altos costos (ANMM, 2016). A manera de respuesta, este trabajo busca incrementar el número de investigaciones nacionales al respecto, haciendo uso de herramientas computacionales vanguardistas, con el fin de promover el desarrollo de diferentes alternativas para la creación de prótesis, buscando aprovechar dichas herramientas



para poder tener un acercamiento virtual al comportamiento de las piezas de una prótesis antes de su producción, permitiendo la corrección instantánea de errores, minorizando posibles fallas reales, buscando mayor eficiencia y así disminuir el costo total de la prótesis.

## **1.2 Hipótesis**

Un modelo computarizado y un análisis de elementos finitos mediante software CAD/CAE de las componentes de una prótesis transfemoral, permitiría conocer las propiedades mecánicas y evaluar su desempeño en circunstancias similares a las que se presentarían en la vida real, de manera que permita analizar su viabilidad de prototipado y posteriormente de uso.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo general.**

Poner en práctica herramientas de diseño e ingeniería computacional (CAD/CAE) en el área de la prótesis y comprobar que su uso puede ayudar significativamente en el desarrollo de nuevos mecanismos y tecnologías protésicas.

### **1.3.2 Objetivos específicos.**

- Diseñar un modelo virtual en Solidworks de cada una de las componentes de una prótesis transfemoral basada en las características generales de un paciente geriátrico con amputación transfemoral, así como proponer los materiales que cumplan con los requerimientos mecánicos y de funcionalidad de la prótesis.

- Aplicar un análisis estático a través del método de elementos finitos a cada componente de la prótesis a través de las herramientas de Simulación de Solidworks para observar su comportamiento mecánico de acuerdo con posibles materiales de fabricación.

- Analizar el comportamiento biomecánico del ensamble de la prótesis, a través de la simulación de sus movimientos sobre la misma interfaz de diseño.

#### 1.4 Antecedentes

La protésica no es un tema nuevo en el mundo, hoy en día existe gran número de empresas e instituciones que son líderes en el desarrollo e innovación de tecnología en este rubro, sobre todo en los países desarrollados como Alemania, Islandia y Estados Unidos. En estos países se resaltó la importancia del desarrollo tecnológico de prótesis desde hace mucho tiempo, con relación con México y otros países subdesarrollados, por lo que la investigación e infraestructura en el desarrollo de prótesis es sumamente elevada a la presente en nuestro país. Por ejemplo, en Estados Unidos hubo un crecimiento exponencial en la protésica a finales del siglo XIX a causa de los excombatientes militares heridos en conflictos bélicos.

Las prótesis más avanzadas son las que se conocen como “Prótesis mioeléctricas”, las cuales son capaces de recibir señales musculares del amputado, así como señales del terreno como pendientes, irregularidades y cadencias de marcha variables, que llegan a un microprocesador que responde a dichos estímulos con los movimientos apropiados del mecanismo, estos mecanismos son lo que más se acercan a los movimientos naturales de las prótesis y son los que requieren un menor esfuerzo por parte del usuario para ser dominados. Pero su gran inconveniente es su costo excesivamente elevado, por lo que pocas personas tienen la posibilidad económica de adquirirlas.

En México estamos lejos de dejar de usar sistemas protésicos convencionales de bajo costo, como rodillas de un solo eje o pies protésicos tipo SACH, que en muchas ocasiones ni para esto alcanza. Por esta razón muchos de los pacientes se enfrentan a una rehabilitación protésica muy retardadora y en muchos casos insatisfactoria.

Enriquecer la investigación en el rubro, proponer nuevas alternativas y apoyar al desarrollo de nuevos productos nacionales puede tener un fuerte impacto en nuestra sociedad, especialmente en las personas que sufrieron alguna amputación y en sus familiares.

## CAPÍTULO II.

### 2. Introducción a la prótesis

#### 2.1 Definición

Una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente. Se incluye cualquier aparato que tenga una parte en el interior del cuerpo humano por necesidades estructurales o funcionales. La definición de prótesis se modificó de la UNE 111-909-90/1, que es la versión en español de la norma ISO 8549/1 (Academia Nacional de Medicina de México, 2016, pág. 56).

El término Protésica (*Prosthetics*) deriva del prefijo griego Pros, que indica “añadir a”, del prefijo Thenai que significa “colocar, aplicar” y de la terminación Tics que indica el campo de actividad de la raíz de la palabra (FISIOINNO, 2011).

#### 2.2 Antecedentes Históricos

Desde la prehistoria se tiene documentado que el hombre siempre se las ha ingeniado para sobrevivir y adaptarse a todo tipo de circunstancias, desde trasladarse a diferentes lugares dependiendo las estaciones del año, como la construcción de las primeras herramientas con el fin de facilitar diferentes necesidades. Pues así mismo, las prótesis son también herramientas que el hombre ha ingeniado por la necesidad de sobrellevar alguna discapacidad.

Muchos investigadores creen que las primeras prótesis e instrumentos de apoyo (órtesis) fueron creadas por los egipcios, de hecho, en el Museo Egipcio (El Cairo, Egipto) se exhibe un dedo gordo artificial hallado atado al pie derecho de una momia femenina (Figura 1) enterrada cerca de Luxor, Egipto, y datado entre 950 y 710 a. C. Este artefacto está hecho de dos piezas de madera densa y una tercera de cuero, atado al pie con correas de lino. Hasta la fecha, este artefacto puede ser la prótesis más antigua que existe (Finch, Heath, David, & Kulkarni, 2012).

Curiosamente la investigación del autor Finch y colaboradores mencionados en el párrafo anterior, publicada en la revista *Journal of Prosthetics and Orthotics*, demuestra que el diseño no solo cumplía con una mejor estética para su portadora. Indudablemente otorgaba comodidad y funcionalidad, dando una mejor distribución de la presión plantar y un patrón de marcha más simétrico del talón a la punta. Convirtiendo a la persona que hizo la prótesis en el primer practicante (aunque sin saberlo) de esta rama de la ciencia médica.



Figura 1. Primera prótesis conocida. Tomada de (Finch, Heath, David, & Kulkarni, 2012).

El historiador Heródoto en su relato de la guerra greco-persa (499-449 a. C.) menciona cómo el adivino persa Hegesistratus, cuando fue encarcelado por los espartanos, amputó parte de su propio pie para escapar de sus grilletes y luego consiguió un reemplazo de madera (Draycott, 2017).

La extremidad más antigua conocida que existe según la *American Academy of Orthopedic Surgeons* (2002) fue una pierna de cobre y madera desenterrada en Capri, Italia, en 1858, que supuestamente se fabricó alrededor del año 300 a. C. La cual se encontraba exhibida en el museo de Londres pero fue destruida en la Segunda Guerra Mundial durante un bombardeo.

Con los anteriores ejemplos podemos ver que el uso de las prótesis comenzó hace inmemorables siglos atrás, pero el uso de estas creció a causa de las guerras entre las grandes civilizaciones, como la antigua Grecia y Roma, impulsando fuertes avances médicos en la cirugía ortopédica y en las amputaciones, de la mano creció el uso de instrumentos ortopédicos, como bastones y prótesis (Leonardo Girard, 2008).

Durante el periodo helenístico (323-31 a. C.) las técnicas quirúrgicas avanzaron debido a que los médicos del Museo de Alejandría realizaron estudios a profundidad

mediante disección e incluso vivisección de los criminales condenados a muerte. Esto mejoró su comprensión del sistema circulatorio y los llevó a descubrir que era posible ligar los vasos sanguíneos para evitar hemorragias, lo que permitió que las amputaciones se pudieran realizar de forma lenta y cuidadosa, con menos riesgo de muerte y, además, los muñones ahora eran más susceptibles al uso de prótesis (Draycott, 2017).

De la mano con los avances en la medicina, los avances en el manejo de nuevos materiales y el desarrollo de nuevas tecnologías fueron factores muy ligados directamente al avance en el diseño de prótesis. Gracias al uso del hierro, fue posible la construcción de manos más resistentes y con la capacidad de portar objetos pesados. La primera mano de hierro registrada le perteneció al general romano *Marcus Sergius*, que durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.) la fabricó y, además, con ella portaba su escudo (Dorador González, Ríos Murillo, Flores Luna, & Juárez Mendoza, 2005, pág. 4).

Posteriormente hubo un estancamiento en el avance de la tecnología protésica, ya que durante el oscurantismo (476-1000) hubo muy poco avance científico a causa de la división de Europa en muchos reinos pequeños. Las opciones para los amputados se limitaban en piernas de madera y ganchos, que solo los acaudalados podían comprar. Los herreros de los ejércitos construían prótesis, pero con la única finalidad de esconder la debilidad del amputado, más no por funcionalidad (Leonardo Girard, 2008).

Fue hasta renacimiento (XV-XVI) cuando se buscaron mejoras, y un claro ejemplo es el caso de *Alt-Ruppin*, cuya mano de hierro constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales se flexionaban pasivamente y se fijaban mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca movable (Dorador González, Ríos Murillo, Flores Luna, & Juárez Mendoza, 2005). También en este periodo se distingue la aparición del cirujano del ejército francés, Ambroise Paré, considerado el padre de la cirugía de amputación moderna y del diseño de prótesis, ya que, en 1529 introdujo los procedimientos de amputación a la medicina y en 1536, presentó modernos diseños de prótesis de miembro inferior y superior, muchos de los cuales se usan en la actualidad (Castro Valladares, 2012, pág. 12).

En 1509 el caballero *Götz von Berlichingen*, llamado “*Götz mano de hierro*” al perder su brazo a causa de una bala de cañón usó una prótesis muy básica, articulada al terminar la palma de la mano y le permitía empuñar su espada. Posteriormente se actualizó a un modelo de prótesis mucho más avanzada, con articulaciones en cada uno de los nudillos, lo que le permitió un agarre mucho más fuerte (Morton, 2015).



Figura 2 Primera y segunda prótesis del caballero mercenario alemán, *Götz von Berlichingen*. Tomada de (Morton, 2015).

En 1674, Etienne Morel introdujo el torniquete para prevenir el desangramiento, lo que reforzó y le dio un impulso a la cirugía de amputación (American Academy of Orthopedic Surgeons, 2002).

En 1696, el cirujano holandés Pieter Verduyn, introdujo la primera prótesis antibloqueo debajo de la rodilla; diseño que se usa hasta la actualidad (Castro Valladares, 2012). Poco después Dubois Parmlee inventó una prótesis avanzada con rodilla policéntrica y multi- articulada al pie, contaba con un resorte posterior y tendones escondidos (García, García, & Hernández, 2004, págs. 4-5).

Durante el siglo XIX, hubo grandes avances funcionales, pero también estéticos, gracias al uso del cuero, hule y madera, junto con los materiales que más se usaban (hierro y latón). Gracias al desarrollo de los resortes fue posible la sujeción y transmisión de la fuerza. El alemán, Peter Beil hizo una de las innovaciones más importantes en el diseño de prótesis en esa época, creando una prótesis capaz de abrir y cerrar los dedos, controlados con movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopropulsadas. (Páez Chingal & Gaviria López, 2017, págs. 22-23).

En 1858 el doctor Douglas Bly patentó la pierna anatómica Bly (Figura 3). Aun cuando fue reconocida como la prótesis más completa de esa época, el propio doctor Bly reconoció que tenía muchas limitaciones (Leonardo Girard, 2008). En 1863, Dubois Parmlee

inventó una prótesis avanzada con rodilla policéntrica, encaje de succión y pie multiarticulado. En, 1868, Gustav Herman sugirió el uso del aluminio para que las extremidades artificiales fueran más livianas y funcionales. Sin embargo, fue hasta 1912 cuando el piloto Marcel Desoutter y su hermano Charles, ingeniero aeronáutico, crearon la primera prótesis de aluminio (Castro Valladares, 2012).

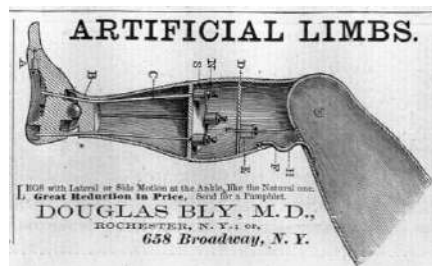


Figura 3. Pierna anatómica Bly. Tomada de (*Historia y Evolución de la Prótesis*, s.f.).

En mismo siglo XIX, además de los avances protésicos mencionados, también se distinguen avances importantes médicos, en 1843, Sir James Syme reportó el procedimiento para la amputación a nivel de tobillo que hoy se conoce como desarticulación de tobillo o amputación tipo Syme; Según Andrade Arreguín (2010) en 1863, Verneuli realizó el primer intento de artroplastia de interposición en rodilla, con la colocación de una cápsula; en 1867, Lord Lister con el uso de antisépticos, cloroformo y éter, contribuyó en gran medida al éxito de la cirugía de amputación; en 1898, Vanghetti introdujo el concepto muñón o la formación funcional del mismo para aprovechar las contracciones del músculo restante para mover la prótesis. El socio de Vanghetti, Ceci, fue el primero en realizar este procedimiento en 1900 (Leonardo Girard, 2008).

Mientras tanto, en Estados Unidos hubo un crecimiento exponencial en la producción de prótesis y de empresas que las manufacturaban a finales del siglo XIX, a causa de los 30,000 amputados que dejó la guerra civil, por lo que el gobierno decidió abrir la “*Great Civil War Benefaction*”, prometiendo a los veteranos prótesis. Para 1917 había 200 clínicas protésicas, con 2000 trabajadores aproximadamente, que en su mayoría eran amputados. De hecho, el crecimiento en este campo fue mucho más grande durante la Guerra Civil que en la Primera Guerra Mundial (Leonardo Girard, 2008).

El origen de las prótesis activadas por los músculos se da en Alemania, en 1920, gracias al cirujano *Sauerbruch*, quien logró conectar la musculatura flexora del antebrazo

con el mecanismo de una mano artificial, mediante varillas de marfil que hacía pasar por túneles cutáneos, posibilitando el movimiento de la prótesis a través de la contracción muscular de forma activa. En 1946 se crea la propulsión asistida, es decir que el movimiento se origina fuera del cuerpo, muestra de estas prótesis son las neumáticas (Figura 4) y eléctricas (Páez Chingal & Gaviria López, 2017, pág. 23).

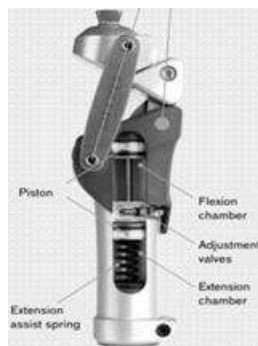


Figura 4. Ejemplo de control neumático en rodilla policéntrica. Modificada de (Ottobock.).

A finales de la Segunda Guerra Mundial, los veteranos estadounidenses estaban insatisfechos con la escasa tecnología en sus dispositivos y exigieron mejoras. El gobierno de los EE. UU cerró un trato con compañías militares para que mejoraran la función protésica en lugar de la armamentista. Este acuerdo, la investigación en universidades y entidades privadas allanó el camino para el desarrollo y la producción de las prótesis modernas (Felpeto Medina, 2013). Según Leonardo Girard (2008), con la introducción de resinas que se endurecen con el calor, se permitió obtener encajes y estructuras hechos a la medida del paciente, lo que dio lugar, en 1956, al “SACH foot” en la Universidad de California, donde se desarrolló también el encaje de apoyo infrapatelar o encaje PTB. En 1960 la pierna hidráulica Stewart-Vickers con bloqueo de rodilla y control en la fase de balanceo salió al mercado.



Figura 5. Pierna hidráulica Stewart-Vickers. Modificada de (Contini, 1954, pág. 58).



Las prótesis de control mioeléctrico surgen en el año 1960 en Rusia. Las cuales funcionan con los pequeños potenciales eléctricos que genera la contracción muscular, ya sea cerca del muñón u otra parte del cuerpo (Páez Chingal & Gaviria López, 2017). Estas señales son conducidas y amplificadas para obtener el movimiento de la prótesis. Pero la empresa Ottobock fue la primera en comercializar esta tecnología en 1965 (Ottobock, 2020).

Posteriormente y hasta la fecha, la mejora en el diseño de prótesis se ve relacionada directamente con el avance en la electrónica, la automatización, la ciencia de los materiales y la biomecánica (Páez Chingal & Gaviria López, 2017). Como lo fue con la introducción del grafito de carbono en 1984 por Van Phillips, con el “*Flex-Foot*”, este material dotaba de ligereza, durabilidad y fuerza, resultando ideal no solo para caminar, sino hasta correr y saltar. Y fue visto por primera vez en deportes profesionales en los Juegos Paraolímpicos de 1988 (Hobara, 2014).

Gracias a los avances en materiales, los dispositivos de hoy son más livianos, se elaboran con plásticos, aluminio y materiales compuestos (como la fibra de carbono) para proporcionar mayor funcionalidad. También con la llegada de los microprocesadores, los chips informáticos y la robótica han permitido que los movimientos de en los dispositivos actuales imiten sorprendentemente la función de una extremidad natural (Felpeto Medina, 2013). Y, por si fuera poco, en los últimos años las tecnologías de impresión 3D, escáneres 3D y los softwares CAD/CAM/CAE han permitido realizar prótesis más cómodas y personalizadas a las medidas exactas de cada paciente y de su muñón, así como abaratar exponencialmente los costos de prototipado y producción de muchas piezas, e incluso analizar con gran certeza la funcionalidad de las componentes de las prótesis mediante el ordenador (antes de su producción), evitando etapas de prueba y con ello muchos gastos que ahora son innecesarios.

### **2.3 Amputación**

La palabra amputación se deriva del latín *amputare*, que quiere decir cortar y se utiliza para indicar la separación de un miembro o parte de un miembro del resto del organismo. Es la extirpación o resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro; su indicación suele ser de

carácter vital, sin embargo, también puede tener una motivación de tipo funcional. Tiene dos metas, la extirpación y la reconstrucción; en la primera, el objetivo es remover la porción de la extremidad para eliminar el estado patológico; la segunda busca crear un órgano distal óptimo, desde el punto de vista motor y sensitivo, para el manejo protésico y la restauración de la función (Perez, 2015).

### 2.3.1 Etiología

La etiología de la amputación es múltiple, incluyéndose entre sus causas la diabetes mellitus, la enfermedad vascular periférica, los traumatismos, los procesos neoplásicos malignos, los procesos infecciosos y las malformaciones congénitas (Molina Rueda, 2015).

Actualmente el envejecimiento de la población es un motivo fundamental por el cual el número de pacientes amputados vaya en aumento, ya que la edad es uno de los factores por los cuales tienden a presentarse algunos de los problemas crónicos como la diabetes y enfermedad vascular periférica. La población más afectada está entre los 60 y 75 años de edad y con un 90% de incidencia en miembro inferior (Híjar Medina, 2016), la empresa mexicana Söblin en una publicación del 2018, menciona que la incidencia de amputaciones de extremidad pélvica es del 84%.

#### 2.3.1.1 Amputaciones por padecimientos metabólicos

Las causas más comunes de pérdida de extremidades son las enfermedades metabólicas y vasculares, seguidas por los traumatismos. La indicación de amputación a causa de la diabetes mellitus es el principal padecimiento metabólico causante de amputaciones, la denominada tipo 2 es la más frecuente porque resulta de la presencia de factores hereditarios y obesidad, lo cual propicia un inadecuado metabolismo de la glucosa que es la principal fuente de energía en el humano. En la primera etapa del trastorno se desarrolla una resistencia celular a la acción de la insulina, la hormona que transporta la glucosa al interior de los tejidos. El organismo tiene que adaptarse y utilizar otra fuente de energía, y por ello el metabolismo de lípidos se desordena de forma secundaria. Por lo que la diabetes no sólo afecta a la glucosa sino a la homeostasis del metabolismo en su totalidad; desencadenando un proceso inflamatorio que afecta al aparato cardiovascular por completo.

El sistema circulatorio periférico, específicamente los pies, son altamente vulnerables porque pueden sufrir alteraciones vasculares, neuropatía, infecciones y traumatismos, lo que se conoce como “pie diabético”, esto causa que se desarrolle isquemia, insensibilidad, ulceración, infección, y pueda aparecer gangrena. Si no existe una correcta atención de la diabetes y sus frecuentes acompañantes, como la hipertensión arterial, la inflamación y la dislipidemia, así como el apropiado cuidado de los pies (limpieza, heridas e infecciones), suele ser indicada la amputación (Academia Nacional de Medicina de México, 2016).

Se estima que cerca de 20% de la población total diabética tiende a desarrollar problemas en los pies, 5-10% úlceras en los pies y hasta 3% adquieran amputaciones por causa de la enfermedad. En Estados Unidos, aproximadamente 6% de la población fue diagnosticada con diabetes y se prevé que 15% desarrolle ulceración en el pie, y 14 a 20% de los casos requieran amputación (Barbosa M. & et. al, 2018). Cifras del 2016, mencionan que en México del total de personas diagnosticadas con diabetes el 9.1% presenta úlceras en los pies y el 5.4% amputaciones. (Rojas-Martínez & et. al, 2018)

Los padecimientos metabólicos como la diabetes y obesidad pueden derivar una enfermedad arterial periférica causada por la arterioesclerosis, que es básicamente el estrechamiento de los canales de flujo sanguíneo a causa de la acumulación de lípidos y colesterol en las paredes de las arterias, de manera que disminuye el flujo sanguíneo. Es una enfermedad crónica que afecta del 3 al 10% de la población mundial y llega a indicarse la amputación cuando no se trata correctamente (Vargas Fabián & al., 2016).

El pie de Charcot es otro padecimiento metabólico que puede llevar a la extirpación del miembro inferior, este se refiere a una neuropatía inflamatoria sarcoósea y artropatía, cuyas características clínicas son la inflamación no dolorosa y la distorsión del pie, lo cual conduce a la ulceración e infección. Puede antecederle un traumatismo pequeño al cual no se le dio importancia, por lo que el inicio del trastorno puede ser difícil de reconocer (Academia Nacional de Medicina de México, 2016, págs. 11-14).

### 2.3.1.2 Amputaciones por padecimientos vasculares

Las enfermedades vasculares son uno de los principales problemas de salud pública a nivel mundial. Constituyen las principales causas de enfermedad prevenible, de discapacidad y de mortalidad. En México, son el principal grupo de causas de muerte desde 1990, con mayor incidencia en hombres (Dávila Cervantes, 2019).

Las enfermedades vasculares periféricas (EVP) son aquellas donde las arterias y venas que transportan sangre hacia los músculos de brazos y piernas, órganos del abdomen e incluso de la cabeza se ven afectados por una obstrucción en el flujo sanguíneo (Texas Heart Institute, s.f.). El deterioro y disfunción de la circulación arterial en las extremidades, sobre todo en las extremidades inferiores, frecuentemente ocurre por las complicaciones causadas por la evolución de enfermedades como la diabetes mellitus de tipo 1 y 2, antecedentes de descontrol metabólico crónico y otros factores de riesgo cardiovascular, como la obesidad y sobrepeso, tabaquismo, hipertensión arterial, dislipidemia, inactividad física, entre otros (Hinojosa & Anaya-Ayala, 2016).

Los pacientes con EVP viven vulnerables a la indicación de una amputación por el hecho de que estas enfermedades se mantienen ocultas en la población por ser asintomáticas, de ahí la importancia de realizar un diagnóstico precoz (interrogatorio, examen físico y complementario), para determinar la prevalencia oculta, indicar los tratamientos, prevenir las complicaciones, y la pérdida de la calidad de vida (de la Torre Puente & et. al, 2017; 18, pág. 56).



Figura 6. Causas más frecuentes de amputaciones en México en el año 2013. Tomada de (Híjar Medina, 2016).

La mitad de las amputaciones totales que se realizan son provocadas por la diabetes y en su mayoría se pudieron haber evitado si la persona con diabetes hubiera tenido un control adecuado de su trastorno metabólico, de la hipertensión arterial, y sobre todo estar consciente de las medidas preventivas para evitar las EVP (Zárate Treviño & Saucedo, 2016).

#### 2.3.1.3 Amputaciones por traumatismos

Las amputaciones traumáticas se consideran como la pérdida de cualquier parte del cuerpo a causa de un accidente o lesión. Ocurre principalmente en miembros superiores, de hecho, el 70.9% de las amputaciones de miembro superior es por un evento traumático y el 22.4% en miembro inferior. Las amputaciones traumáticas afectan principalmente a adultos de entre 20 a 39 años de edad. Entre las principales causas traumáticas se encuentran las ocasionadas por: accidentes laborales (con el uso de maquinarias, utensilios o herramientas de fábricas o granjas) cuyas lesiones son principalmente por aplastamiento o desgarro de los nervios y tendones que provocan pérdida en la funcionalidad del miembro; siniestro de tránsito a gran velocidad, generalmente son lesiones por aplastamiento; accidentes domésticos o lúdicos (deportes), lesiones de guerra como heridas de bala, estallido de minas, explosión sobre tejidos, residuo de fragmentos metálicos u otros contaminantes, provocando heridas tisulares extensas y ocultas; desastres naturales y hasta agresiones interpersonales (López Martín & et al.).

#### 2.3.1.4 Amputaciones por causas congénitas

Constan de la ausencia o la pérdida de una extremidad a la hora de nacer, se estima que uno de cada 2,000 nacidos vivos presenta defectos congénitos, estos pueden variar desde la ausencia de un segmento o un dedo, hasta la falta de las cuatro extremidades. Se pueden clasificar en dos grupos con base en su origen: las deficiencias congénitas y las amputaciones.

- Las deficiencias congénitas son la ausencia de una extremidad o presencia de extremidades incompletas en el recién nacido. Se debe en su mayoría a la deficiencia del miembro, en su crecimiento intrauterino, o a alteraciones que son consecuencia de la destrucción de tejido embrionario normal. Los factores principales que intervienen en las deficiencias congénitas son: los maternos, como anorexia y radiación; los fetales como isquemia; y los externos como lesiones térmicas, la energía mecánica, algunos medicamentos, como la talidomida, hormonas o bacterias y sus toxinas. Esto afecta en su

mayoría las extremidades superiores, principalmente a las manos. En algunos casos se recurre a la cirugía para alinear la extremidad y en otros con el objetivo de darle la forma adecuada al muñón y permitir la correcta adaptación de la prótesis más conveniente.

- Las amputaciones en niños son el resultado de la extirpación quirúrgica de una extremidad afectada, parcial o totalmente, como consecuencia de alguna alteración de origen congénito. El niño puede nacer sin un segmento de la extremidad y la amputación se efectúa para facilitar la reconstrucción y rehabilitación protésica del miembro afectado (Vela Echeverría Á. , 2016, págs. 29-33).

#### 2.3.1.5 Amputaciones por padecimientos oncológicos

La presencia de tumores malignos, principalmente en hueso, suele ser causa de amputación de una extremidad, estos procedimientos pretenden detener la propagación del cáncer a otros órganos o extremidades. Una de las clasificaciones tumorales es dependiendo de su tipo histológico, es decir, en las características de las células que los componen. Por ejemplo: la histogénesis ósea que vendrían siendo los osteosarcomas, que se caracterizan por producir material osteoide neoplásico, hueso o ambos tejidos. Estos representan el 20% de las neoplasias malignas en hueso, afecta a varones en 60% de los casos y a mujeres en 40%, con una incidencia predominante en el segundo decenio de la vida; histogénesis cartilaginosa denominado condrosarcoma, que es una neoplasia cancerosa de células condrógenas, productoras de cartílago ocupa el segundo lugar entre los tumores malignos de hueso. Representa 10 a 20% de todas las neoformaciones óseas; histogénesis fibrosa, los llamados fibrosarcoma refieren a un tumor maligno caracterizado por la presencia de haces entrelazados de fibras de colágeno formado por las células tumorales, y que no producen hueso ni cartílago. Constituyen el 6.2% de tumores del hueso (Vela Echeverría Á. , 2016, págs. 35-41).

#### 2.3.2 Prevalencia de amputaciones

Se calcula que a nivel mundial se realizan 2,800 amputaciones a diario, con una proporción 3:1 entre hombres y mujeres, respectivamente. En Estados Unidos se practican cerca de 86,000 amputaciones cada año, y en México diversas fuentes indican que el número total de amputados en el 2014 era de alrededor de 935,000 (ANMM, 2016). Al 2019 se

realizan en promedio 120,000 amputaciones de miembro inferior al año y con un acumulado de 3.5 millones de mexicanos que fueron amputados, así lo informó el Dr. Gerardo Valentino (Código73, 2019).

El 90% de las amputaciones totales en México corresponden a amputaciones de miembro inferior y es un problema que ocurre con mayor incidencia en personas entre los 60 y 75 años de edad. Las cifras del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) indican que el 70% de las amputaciones de extremidades inferiores ocurre por una atención médica tardía de lesiones en pies, sobre todo en personas que padecen diabetes (Híjar Medina, 2016). Y un grave problema es que de 8.6 millones de personas que sufren de esta enfermedad en el país, alrededor del 35% ignora que la tiene. Domínguez Carrillo (2016) también menciona que “se calcula que 15 a 28% de los pacientes amputados de la extremidad pélvica requerirán amputación contralateral en un lapso no mayor de 3 años”.

Es de suma importancia identificar a los pacientes con neuropatía diabética en sus estadios iniciales ya que es el principal factor de riesgo para el desarrollo de pie diabético y amputaciones, 15% de los individuos con diabetes mellitus desarrollará úlceras en el pie, 50% desarrollará pie diabético, de los cuales entre 15% y 20% requerirán amputación de la extremidad pélvica, lo que produce un gran impacto en la calidad de vida de estos pacientes, asimismo, genera altas tasas de depresión, incapacidad y costos asociados (Arellano Longinos, Godínez Tamay, & Hernández Miranda, 2017).

Si se habla de traumatismos el hombre tiene un mayor número de registro de amputaciones que la mujer (75% hombres). Pero si se habla de amputaciones por enfermedades vasculares, como la diabetes, no hay un dato cierto que mencione que afecta más a hombres o mujeres. Se sabe hay una mayor cantidad de mujeres con diabetes, pero hay estudios que dicen que de los hombres que padecen pie diabético tienen un mayor porcentaje de ser amputados, es decir, las mujeres tienen mayor prevalencia de cuidados necesarios para prevenir lesiones o infecciones en los pies (Rossaneis & et al, 2016).

En niños de 0 a 14 años el motivo más común de la discapacidad está relacionado con el nacimiento, le siguen las enfermedades y los accidentes, y conforme avanza el grupo de edad, sobre todo en la “edad productiva”, que el INEGI considera un rubro de 30 a 59 años

de edad, las enfermedades y los accidentes son las causas que originan más de 50% de los problemas asociados con la discapacidad; mientras que en las personas de 60 años de edad y más casi 80% tiene su origen en el proceso de envejecimiento y las enfermedades (Ruiz Pérez & del Pilar Rodríguez Montiel, 2016).

Se calcula que sólo 1 de cada 10 personas con miembros amputados se rehabilita y sólo 30% de los rehabilitados sabe usar de forma adecuada sus aparatos y prótesis que, por otro lado, son muy caros, ya que en México pueden llegar a costar en promedio más de \$100,000. Si estos datos se extrapolan a los 120,000 amputados de extremidad pélvica se tendría que al año 108,000 personas que fueron amputadas no recibieron una prótesis o se rehabilitaron, y de las que sí lo recibieron sólo 3,600 saben usarla de manera adecuada; por lo tanto, resulta que al año México está acumulando más de 110,000 amputados sin ninguna posibilidad de ser rehabilitados y que pasan a formar parte del universo de discapacitados en el país.

### 2.3.3 Tipos de amputaciones

#### 2.3.3.1 Amputaciones traumáticas

Son las provocadas a consecuencia de un traumatismo. Puede ser completa, con separación total del segmento amputado, o parcial, donde el segmento amputado queda conectado a través de alguna conexión de tejido a la extremidad. Se puede intentar reimplantar el segmento amputado, cuando ambos extremos de la extremidad lesionada han sido tratados adecuadamente. Sin embargo, la contaminación y graves lesiones tisulares tanto de la zona del muñón como del segmento amputado desaconsejan la reimplantación. Suelen llamarse amputaciones primarias cuando la amputación del miembro se produce a consecuencia del mismo trauma o de forma quirúrgica por las lesiones ocasionadas por éste el mismo día del evento traumatológico (López Martín & et al., págs. 175-176).

#### 2.3.3.2 Amputaciones quirúrgicas

Se dan tras un proceso de planificación de la cirugía. Ya que se realiza por un especialista y generalmente de forma controlada. Se le llama amputación cerrada cuando el extremo del hueso se cubre con un colgajo de tejido muscular y cutáneo con el fin de hacer un muñón funcional y cómodo, que evite lesiones posquirúrgicas, en cambio las



amputaciones abiertas son en las que la piel no alcanza a cerrar en el extremo del muñón. La amputación quirúrgica o secundaria se realiza usualmente por infección de heridas previas a causa de gran contaminación o por enfermedades como la diabetes. Y su objetivo es cerrar el muñón cuando la infección haya cedido tras la administración de antibiótico (López Martín & et al., pág. 177).

### 2.3.3.3 Amputaciones congénitas

Se presenta la ausencia parcial o completa de un miembro o parte del cuerpo en el momento del nacimiento, considerado un trastorno de la formación de éste. Este tipo de amputaciones se subdivide en detención transversal y detención longitudinal del crecimiento (Pancorbo Hernández & Beatriz López, 2013). La amputación en sentido transversal a su eje, describe la usencia de una extremidad y la usencia de segmentos de la extremidad en sentido longitudinal, se describen nombrando los huesos afectados desde proximal a distal secuencialmente, describiendo si la ausencia es parcial o total (Sociedad Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación, AC, 2005).

### 2.3.4 Nivel de amputación

Los niveles son los lugares de amputación cuyo fin es obtener un muñón útil para la colocación de una prótesis. Se procura que el nivel de amputación sea lo más distal posible ya que la función de los muñones de amputación se reduce de forma progresiva al subir el nivel de la amputación (Universidad Tecnológica de Pereira, 2013, pág. 4).



Figura 7. Niveles de amputación con porcentaje de incidencia. Modificada de (Söblin, 2018).

En la Figura 7 podemos notar de manera general los niveles de amputación señalados con las líneas que intersecan los diferentes segmentos de las extremidades. Podemos notar que la pérdida de miembro inferior predomina en incidencia a las de miembro superior, por lo que son las que se describirán a continuación.

#### 2.3.4.1 Niveles de amputaciones de extremidad pélvica

Estas se consideran las amputaciones más importantes debido a las alarmantes cifras de incidencia. El Dr. Valentino (2020), menciona que “hay en promedio 120,000 amputaciones de extremidad pélvica al año”. Además, la pérdida de algún segmento conlleva el deterioro de las múltiples funciones de las cuales tres son las más importantes: brindar soporte al resto del cuerpo a lo que se le ha llamado función de apoyo en carga, proporciona un control de la fuerza de gravedad y permite la bipedestación y la deambulación o locomoción (Universidad Tecnológica de Pereira, 2013).

El vocabulario y los términos adoptados por la nueva clasificación para describir los niveles de amputación quedan recogidos en el estándar ISO 8549-2.1. Este engloba términos relacionados con la prótesis y los usuarios. La nueva terminología usa tres descripciones: «trans», «desarticulación» y «parcial», en contraposición a los términos utilizados previamente: «encima», «debajo» o «a través de la articulación».

- El prefijo trans se utiliza cuando la amputación se realiza a través del eje de un hueso largo, como transfemoral o transhumeral.
- En los casos en los que hay dos huesos contiguos (tibia/peroné y radio/cúbito), solo se denomina el primer hueso o el más largo (transtibial, transradial).
- Cuando la amputación se realiza a través de la articulación, se emplea el término desarticulación (desarticulación de la rodilla, desarticulación del codo).
- El término parcial describe las amputaciones del pie distales a la articulación del tobillo y las amputaciones de la mano distales a la articulación de la muñeca (Molina Rueda, 2015).

Es importante saber que a mayor altura sea la amputación pélvica (proximal) existe un mayor gasto de energía para efectuar la marcha, además, de que entre más proximal la amputación la velocidad de la marcha disminuirá y el consumo energético y de oxígeno

incrementará. Una persona con amputación transtibial tiene un gasto energético en la marcha de un 25% mayor al requerido por una persona sin amputar, mientras un paciente con amputación transfemoral un 65% más que la persona no amputada (Domínguez Carrillo, 2016).

### **Amputación transtibial**

El nivel de esta amputación ocurre por debajo de la articulación de la rodilla, a través de la tibia. Domínguez Carrillo (2016) sostiene que estas amputaciones representan 47 a 56.3% del número total de amputaciones y en promedio tienen un gasto energético 25% mayor para mantener el mismo ritmo de marcha que se tenía antes de la amputación.

### **Desarticulación de la rodilla**

Representa cerca de 1% del total de amputaciones, cifra que va aumento en la actualidad, pues la operación permite un excelente muñón terminal. Los nuevos anclajes protésicos y los mecanismos de la rodilla artificial han eliminado muchos de los inconvenientes previos. Cuando está perfectamente indicada, permite conservar superficies grandes de carga (hueso trabecular), contar con un brazo de palanca importante controlado por músculos fuertes, y la prótesis colocada se torna estable. Sin embargo, tiene el inconveniente de ser poco estética, puesto que la rodilla protésica resulta quedar a una altura distal con respecto al miembro colateral. Respecto a la adaptación de la marcha, la velocidad obtenida con ella es semejante a la lograda con la amputación transtibial, y el gasto energético es discretamente mayor. Su longitud proporciona un buen soporte y equilibrio en posición sedente (Domínguez Carrillo, 2016).

### **Amputación transfemoral**

Ocupan el segundo lugar en frecuencia, representan 31 a 33% del total de amputaciones, y se clasifican en transfemoral corta, media y larga, y supracondíleas, dependiendo de la altura de amputación (Figura 8). Es muy importante que el muñón sea suficientemente largo para contar con un brazo de palanca fuerte que controle la prótesis, aunque recomendablemente no en exceso ya que se debe tomar en cuenta que la articulación de rodilla protésica suele medir 9 a 10 cm y se es recomendable seccionar el hueso a esta

distancia para dejar sitio para ella (Domínguez Carrillo, 2016). Para facilitar el alojamiento protésico el cirujano debe tratar de evitar una terminación puntiaguda del muñón, de cubrir adecuadamente el segmento óseo restante con colgajos musculares y de situar la cicatriz lejos de las zonas de mayor presión (Carretero Jacinto, 2016). En caso de que el muñón sea demasiado corto, por arriba del primer tercio de longitud del fémur, el Dr. Valentino (2020), sostiene que es preferible indicar la desarticulación de cadera ya que es muy difícil la adaptación protésica.

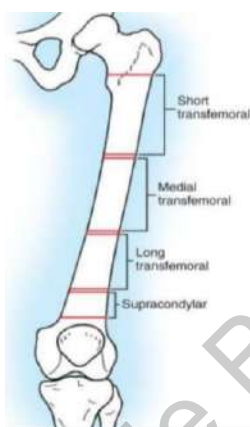


Figura 8. Subclasificación de amputación transfemorales dependiendo de la altura de corte. Tomada de (Mittal, 2017).

En cuanto a la marcha y gasto energético, en circunstancias ideales la velocidad de marcha se reduce a 40 m/min, y el consumo de energía resulta elevarse hasta un 65% mayor que el requerido por una persona no amputada. En personas que no logran manejar y controlar la articulación de rodilla es conveniente bloquearla durante la marcha (impidiendo la flexión) y utilizar solo la articulación protésica sin bloqueo para sentarse (Domínguez Carrillo, 2016).

### **Amputación de Syme (tobillo)**

La amputación de Syme representa de 2.6 a 3% del total de amputaciones y es básicamente una desarticulación a nivel del tobillo con la resección de los maléolos tanto interno como externo y la preservación de la almohadilla del talón, con la finalidad de tener un muñón terminal de carga, además de proporcionar el espacio suficiente para el mecanismo pseudoarticular del tobillo en la colocación del pie protésico. Durante la marcha la amputación del tobillo es tolerada mucho mejor que la sección a nivel transtibial, y el consumo energético es similar al del sujeto no amputado (Domínguez Carrillo, 2016).

## **Amputaciones parciales del pie**

En todas las técnicas de amputación de pie se busca conservar la mayor parte de la planta del pie para aprovechar su capacidad de carga, propiocepción y para mantener un mejor equilibrio del tobillo, de ese modo el paciente puede dar algunos pasos sin prótesis con facilidad. En casos donde el corte afecta el equilibrio del tobillo se acomodará un cambrillón de acero al calzado para poder extender la palanca del pie y evitar la deformación del zapato. Si la amputación es a la altura de los dedos, no se necesitará prótesis, únicamente se recomienda el relleno blando del calzado para evitar la deformación (Domínguez Carrillo, 2016).

## **Amputaciones de la cadera y la pelvis**

La desarticulación de la cadera y las distintas formas de hemipelvectomía son utilizadas principalmente para el tratamiento de tumores malignos. La recuperación protésica en este tipo de amputaciones representa un reto más grande que cualquiera de las otras amputaciones de miembro pélvico. Y aunque existen prótesis específicamente diseñadas para este tipo de amputaciones son pocos los pacientes que tienen una rehabilitación protésica exitosa por lo complicado que es crear un sistema de fijación y la poca seguridad en el apoyo del peso corporal que se consigue en estos sistemas (Domínguez Carrillo, 2016).

### **2.3.5 Tratamiento de amputación**

Al indicarse una amputación, además del tratamiento protésico, también debe existir un tratamiento preoperatorio e incluso un tratamiento preprotésico. Los preoperatorios constan de apoyo psicológico, tratamiento de patologías base (diabetes mellitus, hipertensión arterial, etc.) y ejercicios generales para corregir contracturas, fortalecer el tronco, miembros superiores, miembro sano y para aumentar la movilidad articular y fuerza en el miembro que se va a amputar; ejercicios respiratorios para mejorar dinámica respiratoria y evitar futuras complicaciones, todo esto con el fin de apoyar al paciente con el impacto psicológico y fisiológico que una amputación generará. Una vez efectuada la amputación es necesario llevar a cabo con un tratamiento preprotésico, en el cual se incluyen cuidados (vendaje e higiene del muñón) y ejercicios específicos con la finalidad primordial de tener una cicatrización adecuada, evitar contracturas, recuperar fuerza muscular en el tronco y

miembros, controlar el dolor y preservar la movilidad. Generalmente entre las 4 y 6 semanas después de la intervención quirúrgica se coloca al paciente una prótesis provisional para realizar un entrenamiento introductorio al tratamiento protésico, aunque también el médico puede indicar una prótesis inmediata o a las 24 horas de la amputación para acelerar dicho entrenamiento. Una vez cumplidos los objetivos deseados con las prótesis provisionales se colocará una prótesis definitiva con la cual se irán incorporando nuevos movimientos y actividades más complejas hasta alcanzar su reincorporación social y/o laboral (Universidad Tecnológica de Pereira, 2013).

### 2.3.6 Niveles de movilidad

Todos y cada uno de los individuos que sufren una o más amputaciones tienen sus propias singularidades, desde sus características antropométricas y sus capacidades físicas hasta las causas por las cuales fueron amputados. Con el objetivo de normalizar todas estas peculiaridades individuales en el tratamiento protésico, se tienen sistemas que clasifican a los pacientes por su grado de movilidad, de esta manera los protesistas pueden determinar las características de funcionalidad que deben tener las componentes de las prótesis. El sistema de clasificación universal para prótesis de miembro inferior es el de la escala *Medicare Functional Classification Level* (niveles K), donde se distinguen 5 niveles (Tabla 1) (Balk EM, 2018):

Tabla 1. Lower limb extremity prosthesis Medicare Functional Classification Levels (K levels). Tomada de (Balk EM, 2018).

Nivel K0:	No tiene la capacidad o el potencial para deambular o trasladarse de manera segura con o sin ayuda y una prótesis no mejora su calidad de vida o movilidad.
Nivel K1:	Tiene la capacidad o el potencial de usar una prótesis para transferencias o deambular en superficies niveladas con una cadencia fija. Deambulador doméstico limitado e ilimitado.
Nivel K2:	Tiene la capacidad o el potencial de deambular y de atravesar barreras ambientales de bajo nivel, como bordillos, escalones o superficies irregulares. Típico del deambulador limitado en espacios abiertos.
Nivel K3:	Tiene la capacidad o el potencial de deambular con cadencia variable. Típico del deambulador en espacios abiertos que tiene la capacidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales y puede tener una actividad vocacional, terapéutica o de ejercicio que exige la utilización de prótesis más allá que en la simple locomoción.

Nivel K4:	Tiene la capacidad o el potencial para la deambulación protésica que excede las habilidades básicas de deambulación, exhibiendo altos niveles de impacto, estrés o energía. Típico de las demandas protésicas del niño, adulto activo o deportista.
-----------	---

También existen otros sistemas de clasificación muy similares a los niveles K, como es el sistema de movilidad MOBIS de Ottobock, que se basa en un símbolo (se verá más adelante) que ayuda a escoger y combinar las componentes modulares de acuerdo con los grados de movilidad y el peso corporal del paciente. El símbolo está dividido en dos partes, la parte superior describe 4 grados de movilidad: 1. Usuarios en espacios internos, 2. Usuarios con limitaciones en espacios exteriores, 3. Usuarios sin limitaciones en espacios exteriores y 4. Usuarios sin limitaciones en espacios exteriores y con exigencias especialmente elevadas; la parte inferior define 4 clases de peso: 1. menor a 75kg, 2. menor a 100kg, 3. menor a 125kg y 4. mayor a 125kg (Ottobock, 2014).

## CAPÍTULO III.

### 3. Prótesis de extremidad pélvica

Como ya se mencionó, una prótesis es un dispositivo externo usado básicamente para remplazar de forma total o parcial un segmento de un miembro deficiente o ausente, ya sea que se coloque dentro del cuerpo a través de procedimientos quirúrgicos, que se denominan endoprótesis; o que sean externas, es decir, que se puedan retirar y se conocen como exoprótesis (Galli & Pelozo, 2017, pág. 7). Éstas son consideradas como aparatos ortopédicos u ortesis, las cuales se definen como dispositivos de aplicación externa que se utilizan para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético (Organización Mundial de la Salud, 2017, pág. vii). El presente trabajo se enfoca específicamente en exoprótesis de extremidad pélvica cuyo principal objetivo es restablecer la habilidad del amputado de soportar peso y caminar con el miembro residual.

Las prótesis son indicadas terapéuticamente para tres casos o en la mejor de las circunstancias, en la combinación de los tres casos: para mejorar la apariencia estética, para apoyar psicológicamente al paciente y para ayudar a recuperar funcionalidad del miembro afectado. Hablando en términos de funcionalidad, cabe destacar que el objetivo principal de las prótesis de extremidad pélvica es permitir que el paciente realice tareas de apoyo en bipedestación, estabilización del centro de gravedad y la marcha, lo que refiere a la capacidad de soporte de carga y realizar movimientos robustos. A diferencia de las prótesis de miembro superior, donde se busca la incorporación de movimientos meticulosos como la ejecución de la prensión y la liberación para el alcance y transporte de objetos (Grupo de innovación educativa: FISIOINNO, S/r).

#### 3.1 Clasificación de prótesis de extremidad pélvica

Las prótesis de miembro inferior pueden clasificarse en dos tipos generales, los cuales básicamente se diferencian por su funcionalidad y acabado estético (diseño).

- Prótesis Endoesquelética o Modular

Las prótesis modulares de miembros inferiores fueron inventadas por la compañía alemana Ottobock en 1969 y son el estándar actual de tecnología ortopédica para usuarios de



prótesis, es decir, son el tipo de prótesis que más se usa en estos días. Se caracterizan por sus componentes desmontables y fácilmente reemplazables (Ottobock, S/r). Consta de una serie de conectores que se encuentran en el encaje (socket), en la unidad de la rodilla y las piezas tobillo-pie, que se conectan respectivamente entre sí a través de tubos con adaptadores en ambos extremos. Los mecanismos articulares tienen una larga vida útil y son muy silenciosos. Con motivos estéticos se puede alojar la prótesis en poliuretano con la forma y las dimensiones de la extremidad sana y recubierto con una media elástica del color de la piel del paciente (Grupo de innovación educativa: FISIOINNO, S/r).

#### - Prótesis Exoesquelética

También se les conoce como prótesis convencionales o de tipo crustáceo, son comúnmente construidas de madera o de plástico. Las paredes de la prótesis tienen la forma de la extremidad sana y además soportan el peso del paciente, los elementos articulares quedan a la vista y en conjunto forman una estructura sólida. Son prótesis más robustas (pesadas), pero han sido utilizadas exitosamente durante años y aún puede ser indicada cuando las necesidades del paciente o las condiciones geográficas contraindiquen el uso de las modulares (Ottobock, S/r).



Figura 9. Prótesis Transfemoral Exoesquelética y Modular. Tomadas de (Wyss, 2012) & (Ottobock, 2015).

### 3.2 Prótesis según el nivel de amputación en extremidad pélvica

Los tipos de prótesis de miembro inferior se basan en los diversos niveles de amputación previamente vistos, aunque es importante saber que toda prótesis puede tener sus especificaciones y variaciones de acuerdo a las singularidades físicas de cada paciente, como en muñón, altura, peso, etc.; a sus necesidades y alcances económicos, donde podrían variar

los sistemas de sujeción del socket, los materiales de las componentes y los sistemas articulados con sus respectivos actuadores. Pero en términos generales los tipos son:

### 3.2.1 Prótesis para amputación parcial de pie

Las amputaciones del pie son muy variadas, de manera concreta existen prótesis como:

- Prótesis para amputación de dedos del pie, generalmente son para rellenar el espacio vacío del zapato y de material flexible.
- Prótesis para amputación transmetatarsiana, plantillas que se realizan normalmente con material flexible que aumenta la funcionalidad del pie.
- Prótesis para la amputación de Lisfranc, empleada en la amputación a nivel tarsometatarsiano del pie.
- Prótesis para amputación de Chopart, utilizada en casos de la articulación a nivel mediotarsiana del pie. (Serra Añó, S/r)

### 3.2.2 Prótesis para amputación syme o desarticulación de tobillo

Se utilizan para reemplazar el segmento del miembro inferior ausente a nivel de la articulación del tobillo. El muñón en este tipo de amputaciones tiene forma bulbosa por lo que las prótesis tienen el inconveniente de que resultarán más voluminosas en su parte distal. En este tipo de prótesis, el encaje abarca la pantorrilla en forma de espinillera y se realiza de plásticos laminados con resinas acrílicas y reforzadas con fibras de carbono. La parte terminal consta de un pie protésico (Serra Añó, S/r).

### 3.2.3 Prótesis transtibial

Como su nombre lo dice, se utilizan para reemplazar la parte del miembro inferior ausente a nivel transtibial (debajo de la rodilla). El socket es el primer segmento, el cual aloja en su interior al muñón y consta normalmente de dos partes, un encaje duro o externo y otro blando que cumple con las funciones de amortiguación de impactos y reducción de fuerzas de fricción y cizalladura (Serra Añó, S/r). Abarcar con máxima exactitud el muñón es importante para el éxito del tratamiento, esto se alcanza en la mayor parte de los casos con un encaje de contacto que fije de forma adicional los cóndilos y que logre la alineación biomecánica correcta. De igual manera los sistemas de fijación en silicona (liner) con bloqueo distal para el encaje amplían las posibilidades funcionales, así como los

recubrimientos de gel en poliuretanos, que se utilizan de manera predominante en muñones sensibles que presentan muchas cicatrices y con prominencias óseas (Rojas, 2016).

El segundo segmento es un tubo o pilón que conecta el socket con el segmento distal o mecanismo protésico articular de tobillo-pie es el componente que proporciona el contacto con el suelo. Hay distintos tipos:

- Pie no articulado, simula cierta flexión plantar del tobillo con el apoyo del talón gracias a la deformación del material viscoelástico;
- Pie articulado, permite cierto grado de flexión plantar del tobillo y se basan en una serie de topes elásticos que limitan el movimiento articular;
- Pie almacenador de energía, consiguen un mayor impulso en el despegue debido a la acumulación de energía durante la fase de apoyo (Serra Año, S/r).

#### 3.2.4 Prótesis para desarticulación de rodilla

Estas prótesis se utilizan cuando es imposible conservar el muñón de pantorrilla. Ante las exigencias anatómicas y las necesidades funcionales y estéticas, estas prótesis únicamente pueden ser modulares. A diferencia de las amputaciones transfemorales, los muñones de desarticulación de rodilla pueden soportar la carga en su totalidad gracias a que los cóndilos femorales trasladan el peso corporal al encaje de la prótesis, y por ello no es necesario aplicar un soporte óseo. También, gracias a la forma de émbolo del muñón condíleo se crea una unión ajustada con el socket y evita la rotación. El borde superior de dicho socket llega hasta 2 o 3 cm por debajo del periné y el extremo distal envuelve completamente el muñón con un forro de paredes blandas fabricadas con espuma termoplástica PE, que se diseña siguiendo el contorno anatómico del interior del encaje para compensar las anomalías del muñón, además de que ayuda como sistema de suspensión. De esa manera se facilita al paciente la colocación de la prótesis cuando está sentado (Rojas, 2016).

La conservación de los músculos abductores en esta amputación permite que el muñón pueda mantener el equilibrio. Por lo mismo, la longitud del muñón se torna un elemento favorable para usar la prótesis sin dificultad. Estos factores, en comparación con el muñón femoral, constituyen una gran ventaja para el paciente geriátrico y también para los que tienen actividad deportiva (Rojas, 2016). Aunque detrás de todas las ventajas también se

pueden presentar ciertas problemáticas, ya que estas prótesis cuentan con una articulación de rodilla que se encuentra entre el socket y el pilón que conecta al tobillo, esta rodilla queda por debajo del eje articular del miembro sano, lo cual en primeras instancias genera problemas estéticos e incluso puede dificultar la rehabilitación de algunos pacientes.

### 3.2.5 Prótesis transfemoral

Sirven para reemplazar la extremidad pélvica por arriba de la rodilla, pueden ser de tipo modular o exoesqueléticas, aunque los adelantos tecnológicos destacan primordialmente en las prótesis modulares, además son altamente recomendables para pacientes geriátricos porque ofrecen mayor seguridad y comodidad, los módulos de estas prótesis pueden ir dentro de una funda estética de espuma con apariencia natural y personalizada a la forma de la pierna contralateral. Aunque pacientes jóvenes y deportistas con frecuencia rechazan el recubrimiento estético, y se inclinan por el diseño funcional más eficiente para el deporte que practicarán. Se han conseguido resultados extraordinarios en el ámbito deportivo con modelos de prótesis modificados y especiales (Rojas, 2016).

Las prótesis transfemorales cuentan con las mismas componentes que una prótesis de desarticulación de rodilla, aunque cuando el muñón es corto se utilizan conectores entre el socket y la rodilla protésica para alargar el segmento femoral de tal manera que el eje de rotación articular quede cerca al del miembro sano. Para el tratamiento protésico primero se elabora una prótesis de prueba y se coloca una vez concluida la cicatrización. En la siguiente fase se adapta la prótesis de entrenamiento; durante este periodo el muñón termina de conformarse y el técnico define la estructura y los componentes finales para la prótesis definitiva (Rojas, 2016).

Hay diferentes tipos de socket pero generalmente los diseños para las prótesis transfemorales cubren totalmente el largo del segmento femoral restante y se extienden hacia la pelvis, para que la mayor parte del peso del paciente se concentre en los isquiones, dando estabilidad medio-lateral durante el apoyo, impidiendo la rotación durante la oscilación y liberando presión en el muñón, ya que la terminación de este, a diferencia del muñón de desarticulación de rodilla, no es ideal para soportar altas cargas. Para ayudar a amortiguar las

cargas y a la suspensión (fijación) se usan materiales termoplásticos flexibles dentro de las paredes rígidas del socket y liners (Mediprax, 2020) (Molina Rueda, 2015).

En cuanto a las articulaciones artificiales de la rodilla en las prótesis transfemorales, es necesario generar una seguridad especial en la fase de apoyo y el control de la marcha en la fase de impulso. Se usan generalmente desde un seguro hidráulico en la fase de apoyo hasta la regulación electrónica para resistencias de movimiento, adaptadas con base en las diferentes velocidades de la marcha, hasta la posibilidad de descender una escalera alternando los pasos. La elección del socket, la articulación de rodilla y el pie protésico se rigen en el perfil de cada paciente, la capacidad de carga del muñón, los objetivos del tratamiento y a la experiencia del protesista para seleccionar y adaptar prótesis (Rojas, 2016). En el tema 2.5 se menciona a detalle las características de las partes que conforman estas prótesis.

### 3.2.6 Prótesis para desarticulación de cadera

En los diversos niveles de amputación en la zona de la cadera, como la intertrocantérica, la desarticulación de la cadera y la hemipelvectomía, es necesario el uso de cestas pélvicas como método de encaje, las cuales se apoyan en las crestas ilíacas, isquion y masa glútea, aunque las condiciones de apoyo y encaje en las amputaciones parciales o totales de pelvis son difíciles particularmente. De hecho, si se elimina gran parte ósea que pudo haberse usado como superficie de apoyo, a menudo es necesario cubrir la cavidad abdominal e incluir las costillas inferiores en la cesta para compensar dicho apoyo. En estas amputaciones se usan casi de manera exclusiva prótesis modulares, solo en algunos casos se utilizan diseños exoesqueléticos (Rojas, 2016).

Las prótesis de cadera cuentan con una articulación en la cadera que se integra en el encaje (cesta pélvica) y se sitúa por delante de la ubicación anatómica original para que el peso del cuerpo recaiga detrás del eje de movimiento de la cadera, evitando que no se flexione posteriormente y se extienda. En cuanto a la articulación de rodilla, la más comúnmente usada en desarticulación de cadera es de tipo monocéntrica libre con freno o con freno en la carga (Molina Rueda, 2015).



Figura 10. Prótesis modulares de extremidad pélvica transtibial, desarticulación de rodilla, transfemoral y de cadera. Tomada de (Orthoremedy Private Limited, 2014).

### 3.3 Prótesis transfemoral y sus módulos

Ya se vieron a grandes rasgos los diferentes tipos de prótesis de extremidad pélvica y entre ellas la transfemoral, pero al ser la prótesis que se desarrolla a lo largo del presente trabajo es importante describir detenidamente los módulos y la variedad de diseños que existen para conformar una prótesis.

La rehabilitación del usuario, su movilidad, comodidad y satisfacción están directamente asociados con un diseño protésico basado en los principios biomecánicos de transferencia de carga desde el muñón hasta el piso, pasando por cada una de sus componentes y tomando en cuenta las condiciones particulares de cada paciente como las características y la sensibilidad del muñón, la edad, la altura, el peso, entre otros (Carretero Jacinto, 2016). El ajuste del socket, la selección apropiada del sistema de suspensión, de los sistemas articulados y los demás componentes, así como de los materiales que comprenden cada parte tendrán un papel importante en la rehabilitación protésica del paciente.



Figura 11. Módulos que componen una prótesis transfemoral. Tomada de (Carretero Jacinto, 2016).

### 3.3.1 Socket y sistemas de suspensión

El socket es la componente de la prótesis que permite el ajuste entre el usuario y su extremidad artificial, éste se encuentra en contacto directo con el muñón y desempeña una serie de funciones específicas como el alojamiento del muñón, estabilizar el miembro residual en los planos sagital y coronal, soportar el apoyo y transmisión de las fuerzas estáticas (peso corporal) y dinámicas (en la marcha) buscando comodidad con un contacto total del miembro remanente y el socket mediante una distribución de presiones equilibrada, establecer un control voluntario en los movimientos del miembro artificial, asegurar la función apropiada de los músculos y por último asegurar un buen anclaje de la prótesis mediante un sistema de suspensión, que son métodos que facilitan la colocación de la prótesis, su sujeción y también su liberación. Durante el uso de la prótesis, estos sistemas mantienen unido el socket al muñón fijando la prótesis al cuerpo, evitando que se mueva y manteniendo el fémur en la posición adecuada (Carretero Jacinto, 2016).

Muchas ocasiones se usan interfases entre muñón y socket, con el objetivo de reducir la fricción y el cizallamiento asociados con la deambulación en una prótesis. Las interfases pueden estar fijas revistiendo el interior del socket o removibles. Éstas últimas pueden ser tan simples como un calcetín o tan complejas como un liner de diseño personalizado. Los liners son interfaces blandas fabricadas con una serie de polímeros y materiales que incorporan una membrana de suspensión hipobárica que ayudan a absorber los impactos y son en sí mismos un sistema de suspensión (Molina Rueda, 2015).

Los sistemas de suspensión transfemoral que más se usan en la actualidad son:

- Sistemas de succión: estos crean un vacío entre el muñón y el socket para mantenerlos unidos, esto se consigue con una válvula de expulsión colocada distalmente en el socket, que permite que salga el aire durante la carga sin posibilidad de entrada en descarga (sistemas de vacío pasivos), o con una bomba de vacío que se coloca entre el encaje y el pie protésico (sistema de vacío activo) (Carretero Jacinto, 2016).

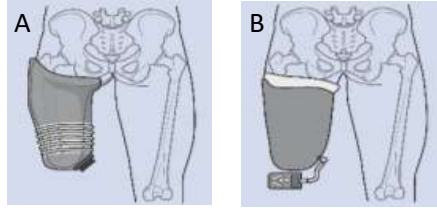


Figura 12. A) Sistemas de suspensión por succión pasiva. B) Succión asistida por bomba. Tomadas de (Muller, 2016).

- Pin/lanzadera (liner/carraca): se trata de una clavija lisa o dentada que se encuentra en el extremo distal del liner. Al introducir totalmente el muñón en el socket, la clavija se inserta en un mecanismo de bloqueo (carraca) incorporado en el socket. Un botón accesible en el exterior del encaje libera el bloqueo (Molina Rueda, 2015). El doctor Valentino (2020) recomienda el uso de este sistema en amputaciones cortas de huesos largos que sean menores al primer tercio proximal del hueso.

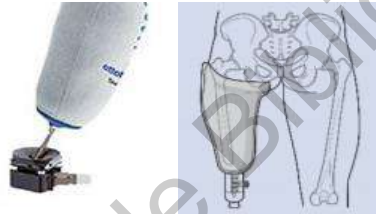


Figura 13. Sistema Pin/lanzadera. Tomadas de (Ortopedia Nacional, 2020) & (Muller, 2016).

- Cinturones: normalmente se usan de manera auxiliar a los otros sistemas de suspensión o de manera primaria cuando no se puede indicar otro sistema. Hay diferentes ejemplares como el cinturón de silesiano, la suspensión elástica y el cinturón pélvico y de articulación en la cadera, este último se usa para apoyar el socket de muñones femorales extremadamente cortos.

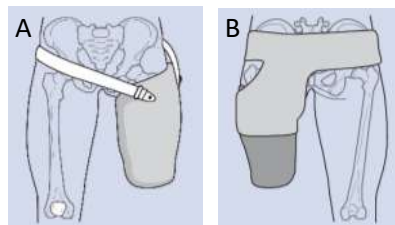


Figura 14. Sistema de suspensión con cinturón silesiano (A) y elástico (B). Tomadas de (Muller, 2016).

Existen diferentes tipos de socket transfemorales y cada uno de éstos tiene sus singularidades, pero en general buscan brindar comodidad al usuario distribuyendo las cargas de manera conveniente a lo largo de todo el muñón.

### Socket convencional



Este socket se encuentra sujeto a la zona de la cadera y tiene un diseño cónico, presentando como problema que la presión que ejerce el muñón resulta ser mayor sobre las zonas óseas y los grupos de músculos, la cual hace que no se ajuste y deje espacios entre el muñón y el encaje, este espacio es una especie de pistón, el cual hace necesaria la ayuda de un cinturón o articulación mecánica de cadera, para tener una mejor sujeción de la prótesis con el resto del cuerpo. Como resultado de este problema, se da la pérdida de confianza en la movilidad y estabilidad del paciente al desarrollar alguna actividad (Urango Giraldo, 2018).

### Socket cuadrangular

Es un diseño subisquiático que presenta contornos irregulares, está formado por cuatro lados en su interior presentando partes entrantes y salientes. Estas partes facilitan sujetar y presionar algunas áreas del muñón, las entrantes sirven para presionar determinadas áreas de tejido blando con el fin de ayudar a soportar peso, mientras que las salientes evitan presiones excesivas sobre los músculos de contracción, tendones y puntos óseos prominentes (Urango Giraldo, 2018). La altura de las cuatro paredes que comprenden el socket son diferentes y se nombran haciendo referencia a la morfología humana en la que está compuesta el muñón, Figura 15. Este socket utiliza la tuberosidad isquiática como principal punto de apoyo y se indica en muñones largos, firmes y regulares, así como en sujetos mayores poco activos. No es indicado en pacientes con contractura en abducción (Molina Rueda, 2015).

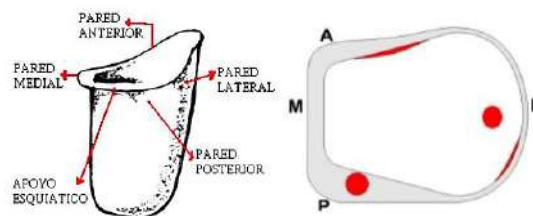


Figura 15. Socket cuadrangular visto desde el plano coronal y plano transversal. Tomada de (Carretero Jacinto, 2016).

### Socket de contacto total

El socket de contacto total es un encaje de tipo cuadrangular que presenta mejoras en la distribución de los puntos de presión a través de toda el área del muñón hacia las paredes

del socket, por lo que hay una mejor circulación sanguínea del muñón, evitando la formación de edemas y problemas dermatológicos, esto a su vez estimula la propiocepción del muñón que se refleja en un mejor control de la prótesis (Urango Giraldo, 2018).

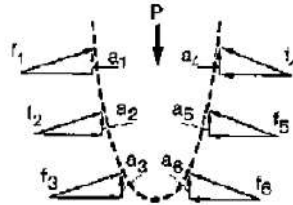


Figura 16. Socket de contacto total. Tomada de (Carretero Jacinto, 2016).

### Socket de contención isquiática

Se caracteriza por alojar el isquion dentro del encaje en lugar de apoyarse en él y por colocar el muñón en aducción. Se captura la anatomía de la pelvis para la estabilidad medio-lateral (coronal) durante el apoyo y la estabilidad rotacional durante la oscilación. El soporte del peso se realiza principalmente en la parte media del isquion y la rama isquiática. Para realizar estos sockets se necesita experiencia ya que es importante que exista un ajuste óptimo al muñón y se prescribe en jóvenes con muñón corto e irregular y volumen estable (Carretero Jacinto, 2016) (Molina Rueda, 2015).



Figura 17. Socket de contención isquiática. Nótese que el borde medial no es horizontal, sino envuelve el isquion. Tomada de (Muller, 2016).

### Socket flexible

Consiste en un encaje hecho de termoplástico flexible, pero reforzado con un material rígido (resina o fibra de carbono). Este encaje proporciona mayor comodidad y ayuda a las posibles molestias en isquion y periné en la sedestación (Molina Rueda, 2015). De igual manera, se mantiene un contacto total con el muñón por lo que la suspensión puede efectuarse por succión. Si no se realiza bien puede provocar que fémur entre en abducción y desplazar lateralmente del tronco (Carretero Jacinto, 2016).



Figura 18. Socket flexible con marco rígido. Tomada de (Ottobock, 2015).

### 3.3.2 Rodilla protésica

Es probablemente el componente más complejo en una prótesis transfemoral, debido a que busca simular la función de una rodilla anatómica, la cual tiene movimientos en diferentes ejes, permite el equilibrio, brinda soporte en la bipedestación, etc. Para lograr esto la rodilla protésica debe permitir y naturalizar lo más posible la marcha. Debe proporcionar estabilidad durante bipedestación estática y en la fase de apoyo de la marcha, control durante la fase de oscilación o balanceo, ayudar a la absorción de impactos y permitir una cómoda posición sedente (Carretero Jacinto, 2016).

En términos generales la función de la rodilla protésica durante las etapas de la marcha es: durante la flexión acorta la extremidad evitando que los “dedos” del pie protésico toquen el suelo, luego, cuando la cadera se mueve hacia adelante, genera la extensión para después poder depositar todo el peso del cuerpo en la rodilla, lo que proporciona estabilidad durante la fase de apoyo pero a la vez movilidad controlada durante la fase de oscilación (Carretero Jacinto, 2016).

En la actualidad existen una gran variedad de rodillas en el mercado y su elección es una decisión importante que repercutirá en la rehabilitación y las características de la marcha del amputado. Esencialmente, esta decisión clínica se fundamenta en tres aspectos: el primero, es la capacidad del paciente para controlar la estabilidad de la rodilla en posición inicial (estática). Si el individuo tiene un control voluntario limitado, la unidad de rodilla debe tener estabilidad inherente, ya sea mediante conexiones mecánicas, mecanismos de frenado o control de amortiguación hidráulica; el segundo, es la habilidad para controlar la flexión de rodilla en los períodos de apoyo y oscilación, recientemente la incorporación de sensores y microprocesadores ha demostrado una mayor capacidad para permitir un mejor

control en la deambulación, y además con una menor dedicación cognitiva, pero reflejan costos imposibles de pagar para la mayoría de los amputados mexicanos; y la tercera es la capacidad de la rodilla para pasar de la fase de apoyo a la de balanceo a distintas velocidades y en contextos/ambientes diferentes. La metodología para elegir la tecnología varía según las capacidades fisiológicas del paciente (grados de movilidad), la forma en la que se va a realizar la transición de la carga estable en la fase de apoyo a un movimiento menos restringido que permitirá la flexión para la fase de balanceo y el alcance económico del paciente (Muller, 2016) (Molina Rueda, 2015). A continuación, se mencionan los tipos de rodilla de acuerdo a los ejes de rotación y a los tipos de control de movimientos.

Por ejes de rotación:

Rodillas monocéntricas: usan el mecanismo de una bisagra simple, el eje de la rodilla permanece en el mismo lugar en relación con el resto de elementos protésicos durante la flexo-extensión, generalmente con tienen fricción ajustable para la amortiguación de la fase de oscilación. Son ligeras, duraderas, relativamente baratas y usualmente cuentan con seguros manuales (Molina Rueda, 2015). Se prescriben en niños ya que por su crecimiento deben cambiar de prótesis cada 12 meses (Castro Valladares, 2012).



Figura 19. Single Axis Friction Knee (S.A.F.K) de Hosmer. Tomada de (Eastern Cranial Affiliates, 2017).

Rodillas policéntricas: tienen múltiples centros de rotación durante la marcha, este se mueve de atrás hacia adelante según la rodilla pasa de extensión a flexión, lo que imita el mecanismo fisiológico de una rodilla anatómica (Molina Rueda, 2015). Estos diseños ofrecen mayor estabilidad en la fase inicial de apoyo y la capacidad de flexionarse bajo carga, justo antes de la fase de oscilación. Su uso es favorable para individuos activos con amputaciones transfemorales largas o con desarticulación de rodilla (Eastern Cranial Affiliates, 2017).



Figura 20. La TOTAL KNEE® 2000 de Össur es una rodilla policéntrica. Tomadas de (TOTAL KNEE® 2000, 2020).

Por sistemas de estabilidad y control de movimiento:

Rodillas con bloqueo manual: proporciona una marcha con la rodilla bloqueada (rígida) y el paciente suelta el mecanismo de bloqueo para la sedestación. Son más ligeras y seguras, pero son poco fisiológicas. Es una rodilla de último recurso, la usan pacientes con mucha inestabilidad, extremidad residual muy corta, poca fuerza en la cadera y que les es imposible controlar la rodilla (Molina Rueda, 2015).



Figura 21. La rodilla 3R33 de Ottobock es una rodilla monocéntrica con bloqueo. A la derecha, se encuentra el símbolo del sistema de movilidad MOBIS. Tomadas de (Ottobock, 2019).

Rodillas mecánicas o de control por fricción: conservan la capacidad de flexión y extensión de la rodilla durante la marcha. La fricción es ajustable y controla la extensión de la rodilla en el período de oscilación. También impide la flexión durante el período de apoyo mediante un mecanismo de bloqueo (Molina Rueda, 2015). Estos dispositivos se bloquean al aplicar peso durante la fase de apoyo y se flexionan hasta que la persona desplaza el peso o su centro de gravedad por delante del eje de la rodilla protésica. Esta habilidad debe trabajarse durante el proceso de rehabilitación y reentrenamiento de la marcha. Son mecanismos muy estables y, a menudo, se prescriben para una primera prótesis, para personas mayores o menos activas (Eastern Cranial Affiliates, 2017).



Figura 22. La 3R49 de Ottobock es una rodilla mecánica monocéntrica con frenado por postura, recomendada para grado de movilidad 1 y 2 y un peso máximo de 100kg. Tomadas de (Ottobock, 2020).

Rodillas de control por fluidos (Hidráulicas/Neumáticas): estas rodillas incorporan un pistón con una cámara en forma de cilindro que contiene fluidos, ya sea gases, como aire o líquidos/aceites, como silicona, se aplica resistencia en la flexión y en la extensión de la rodilla. Esta resistencia es capaz de graduarse y, por tanto, adaptarse a diferentes velocidades de marcha, lo que supone una grande ventaja frente a las rodillas mecánicas (Molina Rueda, 2015). Las rodillas con pistones neumáticos son usadas principalmente para una cadencia en la marcha constante, mientras que las unidades de control hidráulico se compensan automáticamente al aumentar o disminuir la cadencia gracias a las propiedades del cilindro lleno de líquido, se utilizan para una variación de cadencias desde moderadas a más altas y permiten una funcionalidad muy cercana a la articulación anatómica (Eastern Cranial Affiliates, 2017). Sin embargo, los sistemas hidráulicos son más pesados, necesitan mayor mantenimiento y tienen un costo más elevado que los sistemas neumáticos (Leonardo Girard, 2008). Pacientes con niveles altos de actividad usan usualmente este tipo de sistemas.



Figura 23. Rodilla modular 3R80 con pistón hidráulico. Tomada de (Ottobock, 2020).

Rodillas de control electrónico o mioeléctrico: se caracterizan por incorporar un microcontrolador, software, sensores, batería y un sistema hidráulico o neumático. Los sensores monitorean y detectan cambios en el entorno, como caminar en una superficie irregular, subir y bajar pendientes o las variaciones de velocidad en la marcha. Basado en esa retroalimentación, se ajusta la resistencia del pistón a la flexión y extensión de la rodilla para adaptarse a la velocidad y la condición del terreno. Estos mecanismos mejoran la estabilidad

y la seguridad del usuario, inclusive reincorpora la marcha con menos entrenamiento postoperatorio. (Eastern Cranial Affiliates, 2017).

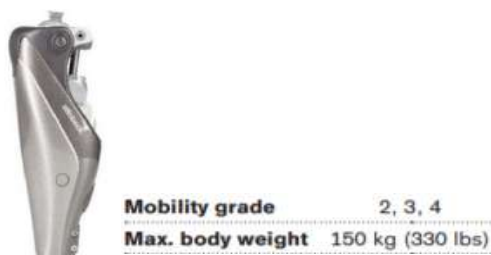


Figura 24. Rodilla inteligente Genium® de Ottobock. Tomada de (Ottobock, 2020).

Las unidades de rodilla controladas mecánicamente suelen depender de una transferencia de carga o del ángulo mecánico de la rodilla para iniciar la transición. Por el contrario, las unidades de rodilla controladas por microprocesador utilizan algoritmos basados en sensores de carga, acelerómetros, giroscopios y ángulos articulares, permitiendo al usuario abordar con confianza los cambios en el entorno, como caminar por pendientes o rampas, movimientos en espacios confinados, descender o ascender escaleras y caminar hacia atrás. En estos escenarios las rodillas controladas mecánicamente a menudo no brindan un apoyo constante y requieren que el usuario de la prótesis sea consciente de los cambios ambientales (Muller, 2016). El gran inconveniente con las prótesis mioeléctricas es su costo excesivamente elevado; limitando su uso a personas con altas posibilidades económicas (Castro Valladares, 2012), por lo que las soluciones mecánicas son las más utilizadas, sobre todo en países subdesarrollados, como México.

### 3.3.3 Pie protésico

El pie es crítico en las prótesis por arriba y por debajo de la rodilla. Es la componente que tiene contacto directo con el piso, recibe las cargas en el apoyo y las distribuye a los demás componentes, en esencia debe proporcionar una superficie plantar estable en la bipedestación, amortiguar los impactos del talón durante el inicio de la fase de apoyo, reemplaza la función muscular perdida con el impulso previo a la oscilación, replica la articulación del tobillo y restaura fines cosméticos (Molina Rueda, 2015). Actualmente, existe una gran variedad de pies protésicos que se adaptan a las diferentes necesidades de los pacientes, su nivel de actividad es generalmente lo que define la elección del adecuado. Los pies protésicos más utilizados son:

Pie SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*): es un ejemplar ligero, simple (sin partes móviles), barato y según Perez (2015), “permite una marcha bastante regular”. Por lo general, indicado para sujetos mayores con bajos niveles de actividad física (Molina Rueda, 2015).



Figura 25. Pie SACH y las partes que lo conforman. Tomadas de (Ottobock, 2019).

Pie articulado uniaxial: está compuesto por un eje de rotación que permite la flexión plantar y la dorsiflexión del tobillo. Cuentan con 2 amortiguadores, uno en la parte posterior (talón) y el otro en la anterior (empeine) que ayudan a flexionar e impulsar el pie durante la marcha (Perez, 2015). El grado de movimiento y la resistencia se pueden ajustar para una cómoda marcha del paciente. El pie uniaxial es especialmente útil cuando se desea la estabilidad de la rodilla durante la respuesta a la carga. Se indica en sujetos mayores que realizan actividad moderada (Molina Rueda, 2015).



Figura 26. Pie de un eje para pacientes con actividad moderada y límite de peso de 115kg. Tomada de (OrtoPed, 2020).

Pie multiaxial: tiene la capacidad de amortiguar y adaptarse a cualquier tipo de terreno gracias a la incorporación de distintos ejes que permiten movimiento sobre los planos sagital, coronal y transversal. Se prescribe solo en pacientes con mucho control y al igual que los anteriores se insertan en un recubrimiento cosmético (Molina Rueda, 2015).



Figura 27. Pie multiaxial Truststep® por College Park. Tomada de (College Park Industries, 2020).



Pie de almacenamiento de energía o de respuesta dinámica: tanto pie como tobillo están compuestos por una placa muy resistente y capaz de deformarse. Esta actúa como un resorte, se comprime a medida que se aplica peso y lo impulsa hacia adelante durante el trayecto plantar del pie, devolviendo energía en cada paso al soltar el resorte. Hay una gran variedad de pies de respuesta dinámica, dependiendo el diseño y sus características pueden ser indicados para pacientes mayores o jóvenes con nivel de actividad moderada a elevada (Ottobock, 2020).



Figura 28. Pie dinámico IC30 Trias, para grado de movilidad 2 y 3, y pie IC60 Triton, para grado 4. Tomadas de (Ottobock, 2017) & (Ottobock, 2017).

Pie biónico: estos se definen como dispositivos mecánicos con microprocesadores que detectan los cambios al contacto con el terreno, permitiendo una estabilización y adaptación inteligente del complejo tobillo-pie. Algunos también proporcionan un empuje activo a través de actuadores hidráulicos o eléctricos para proporcionar una cinemática natural del tobillo. El primer pie biónico se introdujo al mercado en el 2010 (*Proprio Foot*®, Össur), a la fecha otras marcas como Fillauer y Endolite también cuentan con pies biónicos. Se pueden prescribir para mayores y jóvenes casi con cualquier grado de movilidad ya que son adaptables a diferentes marchas, su uso radica principalmente en la capacidad económica (Cherelle, Mathijssen, Wang, Vanderborght, & Lefeber, 2014).



Figura 29. *Proprio Foot*® marca Össur. Tomada de (Össur, 2020).

Al seleccionar un pie protésico para un individuo con una amputación transfemoral, la preocupación inicial es la influencia del pie en el momento de flexión de la rodilla en la

posición inicial. Si el individuo tiene un control voluntario limitado, el pie protésico debe reducir el momento de flexión de la rodilla. Esto se puede lograr con un componente de talón blando en el propio pie protésico o alterando la alineación del pie con respecto al encaje. La siguiente preocupación es la transición de la fase de apoyo a la fase de balanceo, donde el pie generalmente debería mejorar la estabilidad de la postura tardía para permitir al usuario dar un paso adecuado con la extremidad contralateral. La longitud, rigidez y diseño del pie, junto con las alternancias en la alineación, afectarán la estabilidad en esta última fase de apoyo.

#### 3.3.4 Componentes adicionales

Podría decirse que el socket, la rodilla y el pie protésico son las componentes más importantes de una prótesis transfemoral, pero estos no podrían estar unidos entre sí sin los adaptadores o conexiones adecuados, éstos permiten que una prótesis sea modular y que las partes que la conforman puedan ser removidas con facilidad para reemplazarlas o darles mantenimiento. Además, las conexiones junto con el pilón o tubo permiten otorgar la longitud adecuada de la extremidad artificial y replican la función de los huesos del cuerpo humano. Estas componentes se fabrican normalmente de titanio, acero inoxidable o aluminio, dependiendo de su función y el peso del paciente (le Roux & Laubscher, 2019).

A grandes rasgos existen los adaptadores piramidales macho y los adaptadores piramidales hembra (receptores). Se colocan en la parte distal del socket, en ambos extremos de la rodilla, en los extremos del pilón y en el pie protésico, estos permiten que el protesista alinee la prótesis para imitar el alineamiento de una extremidad biológica (le Roux & Laubscher, 2019). Hay una gran cantidad de diseños de adaptadores en el mercado que varían dependiendo de las necesidades del paciente, en ocasiones incluso deben personalizarse. Los adaptadores varían por los materiales que se usan, en la forma que se sujetan, en el ángulo o posición que requiere la prótesis del paciente y en las distancias, por ejemplo, existen adaptadores con doble terminación, ya sea macho-macho, hembra-hembra o hembra-macho, algunos con desplazamientos o angulaciones entre terminación y terminación (adaptadores de cambio), en la Figura 30 se muestran algunos ejemplos.



Figura 30. Ejemplo de adaptadores hembra y macho, adaptadores dobles y adaptadores de cambio. Tomadas de (Össur South-Africa, 2020).

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## CAPÍTULO IV.

### 4. Marco teórico

En este capítulo se mencionan los planos anatómicos que sirven como referencia para describir los movimientos del cuerpo humano, la anatomía general de las articulaciones perdidas en una amputación transfemoral y su biomecánica, así como la biomecánica de la marcha. También se describen detalladamente diferentes mecanismos protésicos de socket, rodilla y pie, a fin de analizar su funcionalidad y determinar los tipos de mecanismos de conveniencia para el desarrollo de la prótesis transfemoral del presente trabajo.

#### 4.1 Anatomía y biomecánica de la rodilla

El cuerpo humano se describe anatómicamente a partir de 3 planos, el plano coronal (frontal), sagital y transversal, los cuales también ayudan a comprender los movimientos de las extremidades.

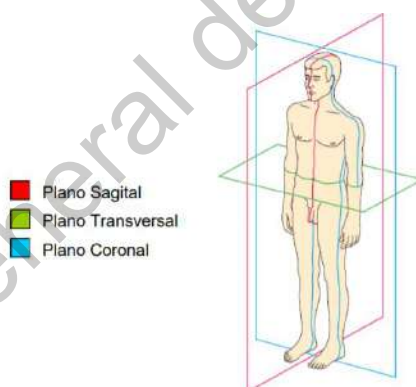


Figura 31. Planos anatómicos. Tomada de (Hernández Stengele, 2008).

La rodilla es la articulación más grande y la que presenta los más altos esfuerzos en el cuerpo humano, es una articulación compuesta formada por la acción combinada del fémur, tibia, rótula y dos discos fibrocartilaginosos (meniscos). En la rodilla se unen dos articulaciones, la articulación entre los cóndilos del fémur y la tibia, y la articulación entre el fémur y la rótula, la cual se desliza hacia abajo, debido a la presencia de grandes fuerzas en el movimiento relativo entre la rótula y el fémur. Los dos meniscos adaptan las superficies de la articulación del fémur y la tibia entre si e incrementan la superficie para la transmisión de fuerza (Castro Valladares, 2012). La rodilla es una articulación susceptible a lesión puesto

que se sitúa entre los brazos de palanca más largos del cuerpo, es un elemento que está sometido a fuerzas y momentos elevados (Ocaña Valenzuela, 2018).

Los movimientos producidos por la musculatura de la articulación de la rodilla son guiados (y restringidos) por dos tipos de ligamentos, los ligamentos colaterales mediales y laterales, y los ligamentos cruzados anterior y posterior. Los ligamentos colaterales estabilizan principalmente la pierna extendida, los ligamentos cruzados estabilizan durante la fase de flexión de la articulación. Debido a la curvatura irregular de los cóndilos femorales, los ligamentos colaterales están totalmente tensos durante la extensión de la articulación de rodilla y se relajan durante la flexión. Con la rodilla flexionada, los ligamentos cruzados limitan la rotación interna o externa de la pierna y el desplazamiento antero-posterior de la tibia con respecto al fémur (Castro Valladares, 2012).

La rodilla es capaz de moverse en los tres planos; plano sagital (flexo-extensión), plano coronal (abducción-aducción) y plano transversal (rotación medial y lateral); gracias a las fuerzas que producen muchos músculos, pero un grupo muscular predomina en cada momento en particular, generando una fuerza tan grande que sirve para representar la mayoría de la fuerza muscular que actúa sobre la rodilla. Aunque ocurra movimiento en los tres planos, basta con el movimiento en el plano sagital para prácticamente representar todo el movimiento de la articulación (Ocaña Valenzuela, 2018). Los músculos agonistas involucrados en la flexión de la rodilla son los bíceps femorales, insertados dentro de la cabeza del peroné, y en la extensión los cuádriceps femorales, que están insertados en el ligamento rotuliano en la tuberosidad de la tibia (Castro Valladares, 2012).

Los análisis biomecánicos básicos de rodilla pueden limitarse al movimiento articular en el plano sagital, ya que a diferencia de los otros planos en este el rango de movimiento es mucho mayor, puede ir desde los 0° en la extensión hasta los 140° en total flexión (Castro Valladares, 2012). También se pueden lograr hasta -10° en hiperextensión. En el plano transversal la rotación de la rodilla es casi nula con la rodilla extendida, si esta se flexiona a 90° la rotación externa puede llegar de 0° a 45° y la rotación interna de 0° a 30° aproximadamente, pero el rango de rotación disminuye al flexionar más la rodilla porque los tejidos blandos lo limitan. De similar manera, la extensión de la rodilla impide casi todo el

movimiento en el plano coronal, el rango de abducción y aducción pasiva ocurre con la rodilla flexionada alrededor de los 30°, pero solo se alcanzan unos pocos grados (Ocaña Valenzuela, 2018).

Durante la flexión, la rodilla no se comporta como una simple bisagra, el fémur ejecuta un movimiento combinado de deslizamiento y rodadura sobre la superficie articular de la tibia, variando su punto de contacto hacia adelante a medida que la articulación se extiende y retrocede a medida que se flexiona (Figura 32). Esto significa que el eje o centro de rotación no es fijo, sino que cambia con el ángulo de flexión o extensión, dando lugar al concepto centro instantáneo de rotación (CIR), punto en el que la velocidad angular es igual a 0, para un determinado movimiento. Este movimiento se rige por la actuación en conjunto de los ligamentos cruzados anterior (LCA) y posterior (LCP), a lo que los ingenieros le llaman un “mecanismo de cuatro barras” (Figura 32) (Ocaña Valenzuela, 2018). Si vamos buscando el CIR en pequeños movimientos a lo largo de la flexión de la rodilla y luego unimos los puntos, obtendremos la curva poloide, que puede servirnos de guía para definir este movimiento.

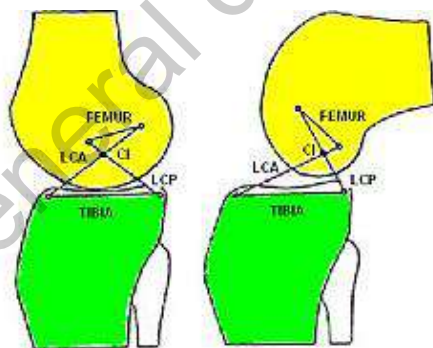


Figura 32. Modelo esquemático de los ligamentos cruzados en la teoría de cuatro barras. LAC: Ligamento cruzado anterior, LCP: Ligamento cruzado posterior, CI: Centro instantáneo de rotación. Tomada de (Felpeto Medina, 2013).

## 4.2 Anatomía y biomecánica del tobillo

El tobillo transfiere la carga de la extremidad inferior al pie e influye en la orientación del pie con el suelo, éste está compuesto por tres huesos que forman la mortaja del tobillo. Este complejo articular se constituye por la articulación tibioperonea-astragalina y las articulaciones intertarsales formadas por el astrágalo con el hueso calcáneo y escafoides (Ocaña Valenzuela, 2018). En este trabajo nos enfocaremos en la articulación tipo bisagra

formada por la tibia y peroné con el astrágalo, movimientos los cuales se describen en el plano sagital y se conocen como flexión plantar y dorsiflexión, ya que son los movimientos de tobillo primordiales en la marcha a lo largo de superficies planas y regulares.

Los músculos encargados de la dorsiflexión son el tibial anterior, extensor propio del primer dedo y el extensor común de los dedos, que se encuentran en la en la parte anterior de la sección inferior de la pierna (espinilla), se logra un rango de movimiento máximo de  $30^{\circ}$ . En la flexión plantar el soleo y gastrocnemio son los principales músculos que lo permiten, estos se unen al hueso calcáneo por medio del tendón de Aquiles, los músculos peroneo lateral largo y corto, ubicados en la parte lateral de la pantorrilla, colaboran en la flexión plantar donde se alcanza hasta  $50^{\circ}$  en el rango de movimiento (Hernández Stengele, 2008).

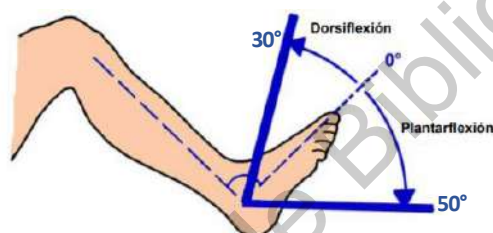


Figura 33. Dorsiflexión y flexión plantar del tobillo humano. Modificada de (Hernández Stengele, 2008).

#### 4.3 Biomecánica de la marcha

La marcha humana es un proceso que depende de una serie de movimientos angulares coordinados y controlados, ocurriendo simultáneamente en varias articulaciones de la extremidad inferior, donde el cuerpo avanza siguiendo una línea de progresión deseada ocurriendo una trayectoria de movimiento suave para su centro de gravedad y al mismo tiempo se mantiene una postura estable para soportar el peso. La función de la marcha es un proceso único en cada persona. Sin embargo, pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, patrón que varía con la edad, sexo y complexión, así como con las diferentes circunstancias extrínsecas como el tipo de terreno, la velocidad, la pendiente y las patologías de los miembros inferiores (Castro Valladares, 2012) (Ocaña Valenzuela, 2018).

El estudio y análisis de la marcha de un individuo permite evaluar si los movimientos articulares son normales o para diagnosticar patologías en el aparato locomotor y el sistema nervioso central. Además, es la base del tratamiento sistemático y del manejo rehabilitador

de la marcha patológica. En ingeniería Biomédica, la marcha es utilizada para diseño de dispositivos de rehabilitación como son: prótesis, ortesis y exoesqueletos (Camino González, 2017).

#### 4.3.1 Fases del ciclo de la marcha normal

El ciclo de la marcha bípeda, propia de nuestra especie, comienza cuando un pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie, a la distancia entre estos dos puntos de contacto con el suelo se le llama paso completo. Durante el ciclo normal de la marcha, aproximadamente el 60% del tiempo corresponde a la fase de apoyo y el 40% a la oscilación. Sin embargo, esto varía con la velocidad de la caminata, la fase de oscilación se vuelve proporcionalmente más larga y la fase de apoyo se acorta, a medida que aumenta la velocidad. En la fase de oscilación, la función de la rodilla es importante, ya que es necesario garantizar el movimiento de flexión a extensión que facilita la transición del pie de la flexión plantar a la dorsiflexión, evitando tropiezos y la caída posterior del usuario (Ocaña Valenzuela, 2018).

En la Figura 34 se puede observar que la fase de apoyo inicia cuando el talón hace contacto con la superficie del suelo y termina con el despegue de los dedos, cuando el pie deja de estar en contacto con el suelo. Esta fase se divide en fase de apoyo sencillo, donde una sola pierna está en contacto con el suelo, y la fase de doble apoyo, donde ambos pies están en contacto simultaneo con la superficie y corresponde aproximadamente al 20% del ciclo completo. La fase de oscilación inicia con el despegue de los dedos y termina con el contacto del talón con el suelo (Castro Valladares, 2012).

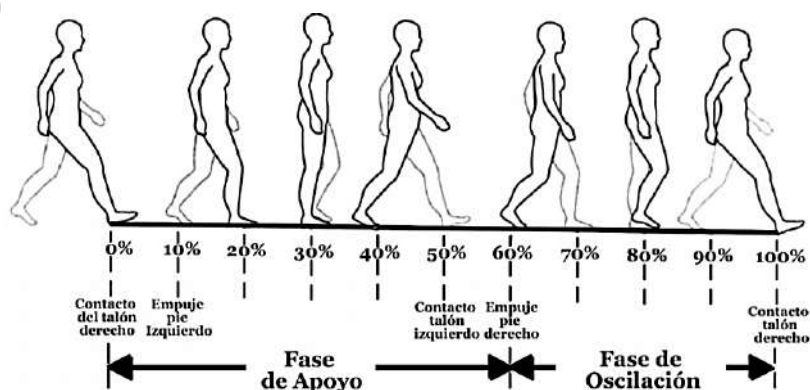


Figura 34. Representación de las fases del ciclo de la marcha. Tomada de (Camino González, 2017).



El contacto inicial del pie derecho ocurre mientras el izquierdo todavía está en el suelo y hay un período de doble apoyo entre el contacto inicial a la derecha y el despegue de la izquierda. Durante la fase de balanceo en el lado izquierdo, sólo el pie derecho está en el suelo, dando un período de soporte individual derecho, que finaliza con el contacto inicial del pie izquierdo. Luego hay otro período de doble soporte, hasta que la punta del pie está en el lado derecho. El soporte individual izquierdo corresponde a la fase de oscilación derecha y el ciclo finaliza con el siguiente contacto inicial del pie derecho (Ocaña Valenzuela, 2018).

En la fase de apoyo, la coordinación de movimientos en rodilla, cadera y tobillo es fundamental para mantener estable el cuerpo, y de esta forma, colocar el miembro inferior en posición de empuje para el siguiente paso. Entonces, la disfuncionalidad de alguna de las tres articulaciones se refleja directamente en movimientos anormales de las articulaciones restantes. En la fase de oscilación, la rodilla y la cadera sincronizan sus movimientos para establecer la velocidad de marcha y la longitud del paso (Camino González, 2017).

Durante el ciclo de la marcha normal, la rodilla presenta movimientos en los tres planos, en el transversal hay una rotación promedio de  $13.3^\circ$ , esta inicia durante la extensión de la rodilla en la fase de apoyo y alcanza el valor máximo en la fase de oscilación; en el plano frontal la abducción y adducción promedio es de  $11^\circ$ ; y en el plano sagital la rodilla va desde los  $0^\circ$  (extensión completa) hasta los  $65^\circ$  (Camino González, 2017). Así como la rodilla, el tobillo y la cadera también presentan movimientos en los planos transversal y coronal durante la marcha, pero los movimientos de primordial importancia para la realización de la prótesis del presente trabajo son los que ocurren en el plano sagital, por lo que se describirán más a detalle a continuación.

#### Cinemática de la cadera durante la marcha:

Durante el contacto del talón o el inicio del ciclo de la marcha la cadera se encuentra flexionada aproximadamente  $30^\circ$ , al alcanzar el contacto completo del pie con el suelo la flexión disminuye a  $20^\circ$ , a la mitad de la fase de apoyo la cadera se coloca en una posición neutra ( $0^\circ$ ) y posteriormente comienza a moverse hacia la hiperextensión, alcanzando un valor máximo en el despegue del talón de alrededor de  $20^\circ$ , al despegar los dedos del suelo se acerca a posición neutral y se dirige a la flexión progresiva durante el balanceo hasta

alcanzar nuevamente los 30° para comenzar con el siguiente ciclo (Hernández Stengele, 2008).

#### Cinemática de la rodilla durante la marcha:

La rodilla se encuentra en extensión inmediatamente antes del contacto del talón y comienza a flexionarse simultáneamente al contacto, una vez que se establece el contacto total del pie, la rodilla cuenta con una flexión aproximada de 20°, posteriormente comienza a extenderse, a media fase de apoyo se tiene 10° de flexión, y justo antes de despegar el talón se acerca a la extensión completa (4° aprox.). Simultáneamente con el despegue la rodilla se flexiona nuevamente, llegando a alrededor de 40° entre el despegue del talón y los dedos, llega a una máxima flexión de entre 60° a 65° a la mitad de la fase de balanceo y después se extiende completamente hasta el último instante del balanceo del ciclo (Hernández Stengele, 2008).

#### Cinemática del tobillo durante la marcha:

El tobillo se encuentra en posición neutra al iniciar el ciclo de la marcha, al contacto del talón se comienza a mover en dirección de flexión plantar, al contacto de toda la planta del pie con el suelo la flexión plantar está a 15° de la posición neutra. A media fase de apoyo el tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión y antes de que el talón se despegue del suelo este valor llega a los 15°, posteriormente se mueve rápidamente en sentido contrario hasta llegar a aproximadamente 20° de la flexión plantar justo antes de despegar los dedos. Por último, durante el balanceo el pie se mueve de la flexión plantar a su posición neutra que se mantiene durante toda esta fase ciclo (Hernández Stengele, 2008).

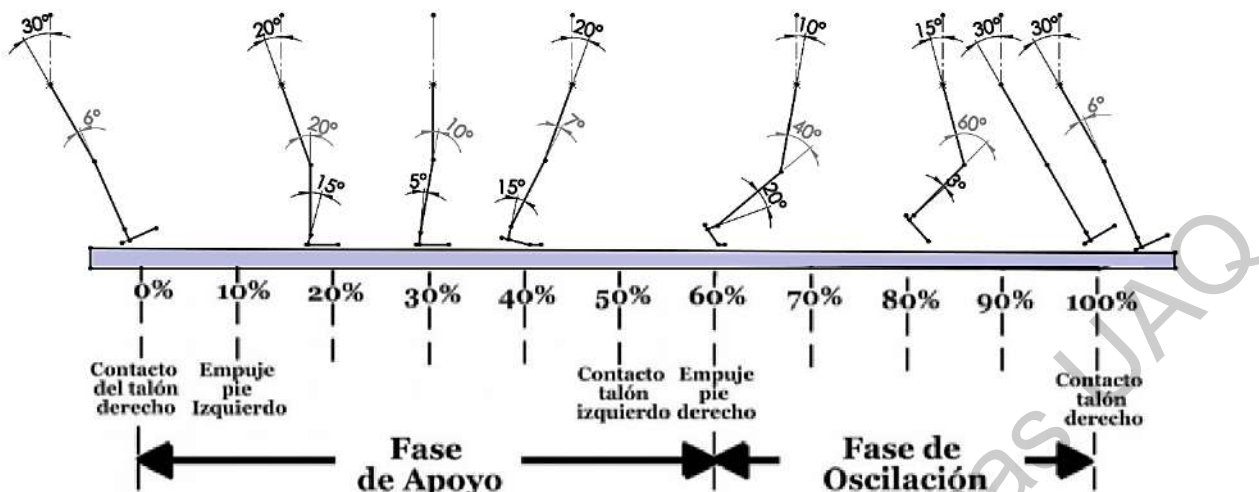


Figura 35. Estudio cinemático de las articulaciones en el plano sagital durante el ciclo de la marcha. De autoría propia.

No basta con conocer los movimientos y los grados de angulación que realizan las articulaciones durante la marcha para hacer una prótesis transfemoral, también es importante tomar en cuenta factores como la cadencia, el tiempo del ciclo, la longitud de zancada y la velocidad, principalmente a la hora de dirigir una prótesis a un determinado paciente o grupo de pacientes. Las variaciones en estas características de la marcha ocurren principalmente de acuerdo al sexo y la edad. En la tabla siguiente se muestran los rangos normales de cadencia y tiempo de ciclo en ambos sexos y a diferentes edades.

Tabla 2. Rango aproximado de parámetros de marcha normal a velocidad libre para sujetos de diferentes edades. Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018).

Sexo	Edad (años)	Cadencia (pasos/min)	Tiempo de ciclo (s)	Longitud de zancada (m)	Velocidad (m/s)
Femenino	18-49	98-138	0.87-1.22	1.06-1.58	0.94-1.66
	50-64	97-137	0.88-1.24	1.04-1.56	0.91-1.63
	65-80	96-136	0.88-1.25	0.94-1.46	0.80-1.52
Masculino	18-49	91-135	0.89-1.32	1.25-1.85	1.10-1.82
	50-64	82-126	0.95-1.46	1.22-1.82	0.96-1.68
	65-80	81-125	0.96-1.48	1.11-1.71	0.81-1.61

La cadencia es la cantidad de pasos dados en un tiempo dado, las unidades usuales son pasos por minuto. El tiempo del ciclo o tiempo de zancada, estimado en segundos, se define como:

$$\text{Tiempo de ciclo (s)} = \frac{120}{\text{cadencia}}$$

La longitud de la zancada es la distancia entre dos ubicaciones sucesivas del mismo pie. Por último, la velocidad de la marcha es la distancia en metros cubierta por el individuo en un tiempo dado (Ocaña Valenzuela, 2018).

La prótesis de este trabajo va dirigida para paciente geriátrico por lo que es muy importante tener en cuenta los valores de los intervalos de la marcha normal en estas edades. Claramente la marcha normal se ve afectada al usar una prótesis, principalmente cuando el paciente se encuentra en el periodo de adaptación y de entrenamiento, ya que disminuye la cadencia, la longitud de zancada y la velocidad, y aumenta el tiempo de ciclo. Con la práctica, la rehabilitación, el fortalecimiento del muñón y del cuerpo en general, el paciente podrá en algún momento alcanzar un ritmo de marcha muy similar al que tenía antes de la amputación. Para esto es importante que la prótesis pueda adaptarse a las velocidades y necesidades del paciente, en el caso de una prótesis transfemoral la rodilla es la componente que se encarga de otorgar la cadencia a la prótesis, así como de dar estabilidad en la fase de apoyo y permitir un balanceo libre y controlado, para evitar tropiezos.

#### **4.4 Mecanismos de las componentes de una prótesis transfemoral**

La teoría de mecanismos es una ciencia aplicada que sirve para comprender las relaciones entre la geometría y los movimientos de las piezas de un mecanismo, y las fuerzas que generan tales movimientos. Dentro de esta ciencia, se involucra un concepto de enorme importancia, el diseño, que es el proceso de idear un patrón o método para lograr un propósito dado. El diseño involucra establecer tamaños, formas, composiciones de los materiales y disposiciones de las piezas de tal modo que el resultado desempeñe las tareas descritas. Requiere imaginación, intuición, creatividad, sentido común y experiencia. El papel de la ciencia dentro del proceso de diseño sirve para proveer las herramientas que utilizarán los diseñadores para poner en práctica su arte (Ocaña Valenzuela, 2018).

El mecanismo se define como “combinación de cuerpos resistentes conectados por medio de articulaciones móviles para formar una cadena cinemática cerrada con un eslabón fijo, y cuyo propósito es transformar el movimiento” (Ocaña Valenzuela, 2018).

Anteriormente ya se describieron los diferentes sistemas y mecanismos que se utilizan en socket, rodilla y tobillo para las prótesis transfemorales, en este apartado se describirán

más a detalle las características de algunos de esos mecanismos para asegurar una correcta elección a la hora de diseñar una prótesis para un paciente en específico. La realización de una prótesis a nivel transfemoral queda sujeta a las condiciones fisiológicas y biomecánicas del paciente, así como a las condiciones mecánicas de la prótesis.

### **Condiciones Fisiológicas**

Estas se basan principalmente en los datos del usuario, así como en los datos fisiológicos del muñón, entre los datos importantes tenemos (Carretero Jacinto, 2016):

- Edad.
- Sexo.
- Nivel de amputación.
- Complicaciones anexas de otros órganos internos.
- Complicaciones anexas del aparato locomotor.
- Longitud del muñón.
- Circulación del muñón.
- Consistencia de los tejidos.
- Condición psíquica en general.
- Condición muscular.
- Condiciones físicas corporales en general.
- Observaciones del muñón.
- Técnica de amputación.
- Condiciones de la piel.
- Condiciones de la cicatriz.
- Resistencia.

### **Condiciones Biomecánicas**

Estas condiciones se dan por la interrelación entre la biología y fisiología del usuario y las leyes de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo (estática y dinámica). Dichas fuerzas se transmiten de la prótesis al suelo y del suelo al usuario, por lo que influyen sobre la cinemática del usuario (Carretero Jacinto, 2016). Durante el proceso de diseño de una prótesis es importante tomar en cuenta condiciones tales como (Castro Valladares, 2012):

- El centro instantáneo de rotación (CIR) entre el muslo y la pierna inferior.
- La línea de carga.
- El momento de freno o torque generado por la prótesis de rodilla.
- Los momentos que debe ejercer el amputado tanto para mantener estable la prótesis durante la fase de apoyo como para controlar su flexión en el balanceo.

- Alineamiento geométrico. Posiciones relativas entre la cadera, la rodilla y el tobillo.
- Características funcionales de los mecanismos de la rodilla, y el pie-tobillo

### Condiciones Mecánicas

Refieren a todas las cargas (fuerzas y momentos) que actúan sobre la prótesis en las distintas fases de la marcha o en su uso en general y que provocan una fuerza de tensión, que es la reacción al interior de la pieza cuando se le aplica una carga. La tensión siempre tiene la misma magnitud que la carga aplicada, pero en sentido contrario. Las cargas de mayor relevancia en una prótesis son (Carretero Jacinto, 2016):

- Fuerza de tracción (fase de balanceo).
- Fuerza de compresión: Carga vertical del paciente (apoyo medio).
- Momento de flexión.
- Fuerza de cizalladura.
- Momentos de rotación (principalmente en las articulaciones).
- Momento de torsión (alrededor del eje vertical).

Los principales objetivos de la construcción de la prótesis de miembro inferior es proporcionar y garantizar al usuario suficiente certeza, estabilidad, equilibrio y comodidad durante la postura y durante la caminata para minimizar el costo de energía y la asimetría de la marcha (Ocaña Valenzuela, 2018). Por lo tanto, la medida en la que el amputado pueda lograr una biomecánica natural de la marcha depende de su correcto diseño y elección de los materiales, así como de una buena rehabilitación e integración del paciente a la prótesis.

Los módulos que compondrán la prótesis del presente trabajo estarán dirigidos para paciente geriátrico de 65 años de edad, con amputación transfemoral a causa de diabetes mellitus y con nivel de movilidad K2, según la escala *Medicare Functional Classification Level*, o bien, que tiene el potencial de deambular limitadamente en espacios abiertos y la capacidad de atravesar barreras ambientales de bajo nivel, como bordillos, escaleras o superficies irregulares (Balk EM, 2018). Las medidas del paciente se verán más adelante, pero cabe mencionar que el contexto del paciente a tratar en este trabajo es muy similar al contexto de la mayoría de los amputados en México, de manera que componentes tan simples

como los conectores, o complejos como la rodilla y pie protésico, podrán ser utilizados para pacientes en situación similar.

#### 4.4.1 Socket protésico

El sistema protésico transfemoral debe equilibrar funcionalidad, comodidad y apariencia tanto dinámicamente como estáticamente. Para esto se debe tener en cuenta el gasto de energía, la imagen corporal, el nivel de control voluntario del usuario y el ajuste del encaje protésico. Para determinar el diseño del socket y el grado de complejidad del sistema de suspensión se debe de considerar que este componente debe estar en equilibrio estático con las fuerzas que se ejerzan sobre él, es decir un socket alineado correctamente con el resto de la prótesis, no deberá presentar ningún momento de volteo, flexión, rotación o torsión durante la condición estática (Carretero Jacinto, 2016). En cuanto a la condición dinámica, deberá de mantener una fijación sólida entre el miembro residual y la prótesis, evitando que tienda a desprenderse en la fase de balanceo y durante el apoyo tampoco se deberán presentar ninguno de los momentos mencionados en la condición estática, deberá evitar que el muñón titubee dentro del socket durante el transcurso de la fase y permitir una correcta distribución de cargas para asegurar su comodidad y funcionalidad.

Los tipos de socket y sistemas de fijación pueden variar de acuerdo al paciente, las características del muñón y a su nivel de actividad. El socket, a diferencia de los otros componentes modulares, debe fabricarse específicamente a la medida del paciente. De hecho, es una componente que se sustituye cuando el muñón cambia su morfología con el paso del tiempo, en cambio componentes como la rodilla y el pie protésico pueden conservarse por mucho tiempo e incluso ser indicados para diferentes pacientes con características de movilidad similares.

En la actualidad existen diferentes técnicas para la realización y adaptación de sockets, la más común es utilizando yeso para moldear el muñón (molde negativo) y así obtener el positivo con el cual se trabaja la elaboración manual del socket, o bien a través de un scanner 3D se obtienen todos los detalles del muñón en la computadora, en donde se elabora el socket en un software CAD y posteriormente se manufactura. Independientemente de la técnica, es de suma importancia que las presiones en el muñón estén equilibradas y

puedan ser soportadas por el usuario. El protesista debe asegurarse de que todas las áreas dentro del socket hacen contacto, de lo contrario podría resultar en edema, movimientos involuntarios o comprometer el control de la prótesis. Además, no debe haber tejido abultado sobre el borde proximal del encaje puesto que podría existir daño en la piel, edema, quistes subdérmicos, ampollas, irritación y malestar. Del mismo modo, debe haber un alivio adecuado para las estructuras óseas dentro de la cavidad, ya que la falta o exceso de presión sobre la tuberosidad isquiática, el ramo ísquio-púbico el trocánter mayor, el tendón aductor largo o en la parte distal del fémur puede llevar a la rotación de la cavidad, inestabilidad en la marcha, dolor o rechazo del dispositivo protésico (Muller, 2016).

La estabilidad en el socket protésico a nivel transfemoral es vital. La determinación correcta del diseño y tipo de socket se debe basar en el nivel de control voluntario y de estabilidad que requiera el paciente. Individuos con mayores niveles de control dependen menos de la modificación constante del socket, de la elección minuciosa de componentes y de las adaptaciones de alineación para controlar el desplazamiento no deseado del encaje durante la deambulaci3n. La inestabilidad causada por el movimiento excesivo del mu3n dentro del socket en el plano sagital, coronal o transversal puede conducir a un aumento del gasto de energa, desviaciones en la marcha e insatisfacci3n de la prótesis (Muller, 2016).

#### 4.4.1.1 Tipos primarios de socket

El socket r3gido y el socket de interior flexible con un marco r3gido son las dos clasificaciones generales de construcci3n de socket para prótesis transfemorales (Muller, 2016):

##### **Socket r3gido**

Es un socket de una sola pared que puede estar en contacto ya sea directamente con la piel o con una interfase como liner o calceta para socket. Sus ventajas son su simplicidad, su delgada estructura, su durabilidad y la facilidad con la que se limpiar y se le da mantenimiento. Debido a que este socket no es acolchonado y no puede absorber las fuerzas de cizallamiento generadas entre la extremidad y sus paredes, est3 dise3ado para miembros residuales con volumen estable, tejido firme, y una sensaci3n de piel considerable a buena. Este tipo de socket est3 generalmente contraindicado en individuos con cicatrices gruesas en



la piel, invaginaciones y prominencias óseas sensibles; estos usuarios requieren un diseño más tolerable (Muller, 2016).

Un socket rígido transfemoral se fabrica típicamente con fibra de carbono o un material termoplástico rígido sin fenestraciones o recortes. La construcción de este socket no permite fluctuaciones en el tamaño del muñón, por lo que es crucial un óptimo ajuste inicial. Del mismo modo, el usuario con socket rígido debe vigilar atentamente el volumen de su muñón para mantener el ajuste de contacto total (Muller, 2016).

### **Socket de interior flexible**

Este tipo de socket puede ir en contacto directo con la piel del usuario o con interfase como liner o una calceta protésica. La gran ventaja de este diseño es que la membrana interior, hecha de material termoplástico basado en silicona, permite una acomodación en el ajuste tanto volumétrico como localizado. Adicionalmente, cuando los bordes proximales del marco rígido quedan más bajos de lo normal o quedan cortados de forma estratégica, aumenta la comodidad del usuario drásticamente en la parte proximal del miembro residual y permite una mayor retroalimentación propioceptiva gracias al interior flexible. El borde de este material contiene el tejido proximal, pero permite el movimiento elástico alrededor de áreas óseas sensibles como la tuberosidad isquémica, el ramo ísquio-púbico ascendente y la columna ilíaca superior anterior durante la sedestación. Cuando el marco rígido se encuentra fenestrado o cortado, el material interno queda expuesto para dar mayor espacio en la cavidad del socket, permitiendo que la musculatura residual se expanda durante la deambulación y que el individuo sienta las superficies al sentarse. Incluso con el marco cortado, la membrana interior contiene el tejido blando y mantiene los beneficios del ajuste hidrostático, o bien conserva la diferencia de presión ambiental dentro del socket. De lo contrario, con la ausencia de la membrana interna flexible la piel del individuo saldría por las aberturas, comprometiendo tanto el soporte hidrostático como la distribución de la presión durante el soporte de peso y conduciendo a daños en el muñón (Muller, 2016).

Este tipo de encaje tiene dos populares variaciones últimamente: el socket de interior flexible con paneles dinámicos, los cuales se conectan a través de cuerdas al marco rígido (suspensión tipo boa) y se colocan en lugares estratégicos, estos se ajustan al muñón estirando

las cuerdas y ayudan a regular las presiones dentro del socket. Tiene la ventaja que se puede tener variar el ajuste del socket basado en las diferentes actividades que se hagan, como reduciendo la tensión al sentarse o aumentándola durante la marcha; y el socket flexible incrustado al marco rígido, resultado del avance en materiales y técnicas de fabricación. Es muy usado en prótesis de miembro superior y comienza a ser usado en prótesis transfemorales por su flexibilidad, confort, mínimas líneas de corte y sus resultados positivos en el control de la prótesis (Muller, 2016).

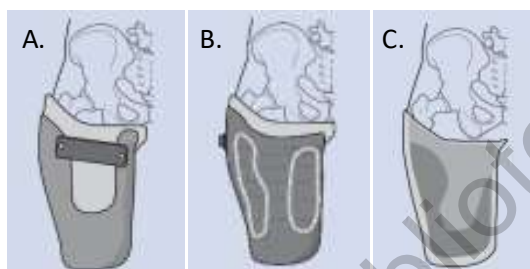


Figura 36. Variaciones del Socket de interior flexible; A. Tradicional, B. Con paneles dinámicos, C. Incrustado al marco rígido. Tomadas de (Muller, 2016).

#### 4.4.1.2 Diseños de socket

Los dos diseños primarios de socket para prótesis transfemoral son los de contención ramal isquiática y los diseños subisquiáticos. Los diseños de contención ramal isquiática se subdividen en el diseño de contención isquiática (CI) y el diseño de contención ramal (CR). El socket CI es el diseño más utilizado en la práctica clínica y todas sus variaciones tienen el objetivo común de proporcionar estabilidad medio-lateral en el soporte unilateral. Este objetivo se logra mediante el uso de un socket íntimamente ajustado con una dimensión medio-lateral estrecha, mientras se contiene el aspecto medial de la tuberosidad isquiática y el ramo dentro del socket. En contraste con el socket cuadrangular, el ángulo de la pared medial del socket CI coincide con el ángulo del ramo isquiático del usuario en lugar de la línea de progresión. La mayoría de los diseños contienen el isquion de 2.54 a 4.445 cm de su aspecto proximal a su aspecto distal para tener un control medio-lateral adecuado, mientras permite que el tejido de alrededor del isquion y el ramo isquiático ayuden a acolchonar el hueso sensible (Muller, 2016).

El desafío común en los diseños de socket CI es determinar la cantidad de soporte óseo que puede ser tolerado por el usuario. Los encajes CI tienden a funcionar bien para

individuos con extremidades residuales más cortas o aquellos que carecen de control voluntario de sus músculos aductores. Para individuos con extremidades residuales más largas y con alto grado de control voluntario, el CI puede ser innecesario, y un diseño subisquiático podría ser más apropiado (Muller, 2016).

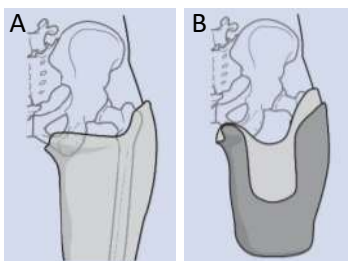


Figura 37. Socket transfemoral de Contención Isquiática (A) y Contención Ramal (B), Tomadas de (Muller, 2016).

Las variaciones de los diseños subisquiáticos incluyen el diseño cuadrangular y los diseños que incorporan el uso de suspensión asistida por válvulas de vacío (ya sea mecánica o eléctrica). El socket cuadrangular utiliza un soporte isquiático en el borde posterior como principal punto de carga, existe un grado de soporte hidrostático adicional a lo largo de la extremidad residual para soportar el peso del individuo. El isquion se apoya en el aspecto posteromedial del borde del socket donde se mantiene en su lugar a través de la compresión anteroposterior del encaje. A diferencia de los diseños de socket de CI, el estrechamiento anteroposterior requiere una mayor dimensión medio-lateral para permitir que el tejido blando proximal entre en el socket. Sin embargo, este aumento en la dimensión medio-lateral puede crear una falta de apoyo coronal, conduciendo a tener presión sobre el perineo y desbalances comunes en la marcha. Es difícil conseguir un apoyo lateral adecuado para el eje femoral con un diseño cuadrangular, esto a menudo se refleja por la reducida eficacia del glúteo medio para estabilizar la pelvis en el apoyo unilateral. En general, el socket cuadrangular ha perdido popularidad a causa del uso de diseños subisquiáticos con soporte hidrostático que distribuye mejor a lo largo del miembro residual, parecido a los sockets de CI, pero sin contener el isquion dentro del socket. Los sockets subisquiáticos con membrana flexible y con soporte de carga hidrostática pueden ser preferidos por encima de los de CI, por la comodidad de tener bordes proximales más bajos (Muller, 2016).

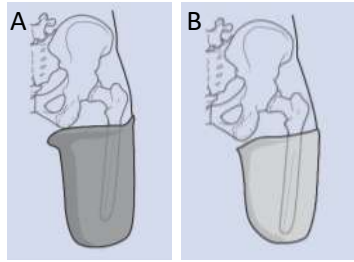


Figura 38. Socket Transfemoral cuadrangular (A) y subisquiático (B). Tomadas de (Muller, 2016).

#### 4.4.1.3 Sistemas de suspensión

Es necesario un socket con ajuste de contacto total y una suspensión adecuada durante todo el ciclo de marcha para garantizar el uso seguro de una prótesis transfemoral. Durante la fase de apoyo, el contacto total se mantiene en su lugar por el peso del usuario. Durante la fase de oscilación, la inercia y el peso de la prótesis desplazará el socket de la extremidad residual si el sistema de suspensión es inadecuado. Al dar el siguiente paso, el usuario forzará el regreso de la extremidad en el socket, creando un movimiento de tipo pistón. Este desplazamiento o pistoneo de la extremidad dentro del socket, incluso si es de unos pocos milímetros, puede conducir a la pérdida de control protésico, irritación de la piel, incomodidad, edema distal en el muñón, y desviaciones en marcha (Muller, 2016).

A menudo es difícil lograr una buena suspensión en individuos con prótesis transfemoral cuando queda gran cantidad de tejido blando, cuando la forma del muñón no es favorable y cuando queda mínima estructura ósea. Existen varios sistemas de suspensión para minimizar el desplazamiento del muñón dentro del socket y cada una de estas variaciones tiene su mérito, por el momento no hay un sistema único estandarizado clínicamente. Por lo tanto, es necesario que el protesista conozca la funcionalidad de los sistemas disponibles y tenga en cuenta las metas y características únicas de cada usuario. Los sistemas de suspensión a nivel transfemoral se pueden clasificar en subatmosférica (presión negativa) y de tipo correa (Muller, 2016):

#### **Suspensión subatmosférica**

Esta suspensión se da por succión directa a la piel o por succión del muñón con liner roll-on, que es el tipo más frecuente de suspensión. Estos sistemas funcionan por la combinación de fricción con un diferencial de presión negativa existente dentro del socket

para mantener la suspensión de la prótesis sobre de la extremidad residual. Un sistema de succión o de vacío se ha definido como una subclase de los sockets de sistemas subatmosféricos que permiten la expulsión de aire al alojar la extremidad residual mientras evita la entrada de aire en el socket. Aunque, la presión del ambiente interno no se regula activamente (Muller, 2016).

La presión negativa dentro del socket se puede medir con un típico medidor de vacío en pulgadas de mercurio (inHg), donde la presión atmosférica normal es de 0 inHg. En cuanto a la suspensión transfemoral, cuanto mayor sea el número negativo de presión dentro del socket, mayor es la fuerza de suspensión (-30 inHg representa un vacío absoluto). Los sistemas básicos de succión se caracterizan como sistemas de baja presión negativa, con valores de entre 0 inHg a -8 inHg. Durante el soporte de peso, estos sistemas tienen un vacío de 0 inHg y durante la ambulación el vacío aumenta, principalmente en la fase de oscilación a medida que la inercia en el avance de la extremidad y el peso de la prótesis intentan separar al socket de la extremidad, alcanzando hasta -8 inHg. Si la fuerza de la inercia generada en el balanceo es muy grande se requerirá de una mayor presión negativa para mantener el socket en su lugar (Muller, 2016).

### ***Suspensión por succión ajustado a la piel***

La suspensión por succión directa a la piel tiene el beneficio de permitir al usuario altos niveles de retroalimentación propioceptiva, ya que es más fácil percibir y reaccionar rápidamente a pequeños cambios en la posición del socket. Por lo general, una válvula de expulsión unidireccional se encuentra distalmente en el socket transfemoral que permite el escape de aire al colocar el peso del miembro residual y no permite la entrada en la fase de balanceo, manteniendo el diferencial de presión dentro del encaje. El estrechamiento de la cavidad circunferencial proximal del socket crea un sello con la piel que impide también la entrada de aire durante el balanceo, manteniendo el vacío y logrando hasta -8 inHg en esta fase. La piel también crea tensión superficial a lo largo de las paredes internas del socket que ayuda a la suspensión durante el balanceo. Para embonar el muñón en el socket, los usuarios por lo general usan mangas colocadoras sobre el miembro residual que reducen la fricción superficial con el socket, al colocarse la manga se saca progresivamente por el orificio abierto

de la válvula distal hasta dejar al miembro residual en contacto con el socket. Posteriormente la válvula se coloca nuevamente en su lugar. (Muller, 2016).

Las desventajas del sistema de succión ajustado a la piel son: su difícil colocación y la necesidad de fuerza para retirar la manga colocadora; la poca atenuación de las fuerzas de cizallamiento, contraindicando su uso cuando hay tejido cicatricial e invaginaciones; el rango de fluctuación del volumen del miembro residual, debido a que se requiere un sello hermético contra la piel, incluso pequeños cambios en el volumen de la extremidad causados por el aumento o decremento de peso o edema puede comprometer la suspensión (Muller, 2016).

### ***Suspensión con liners y mecanismos de bloqueo***

Los revestimientos de gel enrollables (roll-on), cuando se utilizan como interfaz, absorben las fuerzas de cizallamiento e impacto que actúan sobre la extremidad, estabilizan el tejido blando y compensan las fluctuaciones de volumen. Al igual que con los sistemas de suspensión ajustado a la piel, los liners se mantienen en su lugar mediante una combinación de vacío y tensión superficial. Aunque también se pueden usar mecanismos de bloqueo distal como una lanza (pin/lanzadera), cordón o imán (Muller, 2016).

El usuario debe desenrollar el revestimiento sobre el muñón, después insertar el miembro en el socket y, por último, activar el mecanismo de bloqueo incrustado normalmente en la zona distal del socket. La colocación de estos sistemas es más rápida que la de los sistemas de succión directa con la piel. Aunque las desventajas de usar liner a nivel transfemoral incluyen un nivel mínimo de destreza para la colocación correcta, la probabilidad de dañarse debido a un manejo inadecuado, y la necesidad de reemplazar el revestimiento si se daña, los cuales son particularmente muy costosos. Los liners también requieren de contante higiene para reducir el olor y mantener la limpieza (Muller, 2016).

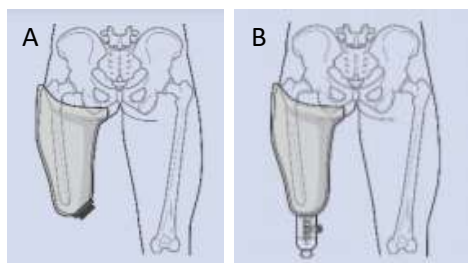


Figura 39. Suspensión subatmosférica transfemoral por succión ajustado a la piel (A) y suspensión de liner con mecanismo de bloqueo. Tomadas de (Muller, 2016)

### ***Suspensión hipobárica y por vacío asistido ajustado a liner***

La suspensión por vacío con liner se logra por contacto directo entre el liner y la pared del socket o con el uso de membranas de sellado hipobárico. La suspensión con liner que utiliza succión o vacío tiende a tener menos pistoneo distal y una rotación de socket minimiza en comparación con las que utilizan mecanismos de bloqueo distal. Al igual que en el caso de la succión con la piel, los liners utilizan presión negativa y tensión superficial para mantener la suspensión (Muller, 2016).

Para colocar completamente la extremidad residual y el liner en el socket la tensión superficial debe reducirse, por lo general se usa alcohol isopropílico en lugar de una manga colocadora. Una vez que el muñón se recubre con el liner, el alcohol se rocía sobre el liner de manera que al introducirse en el socket se deslice fácilmente, logrando acoplar el muñón y el liner en la cavidad interior del socket a medida que el alcohol se evapora rápidamente. Con el sello resultante entre el liner y las paredes internas del socket y con la incorporación de una válvula simple de succión pasiva (como en la succión ajustada a la piel) o un sistema de vacío asistido, se mantiene el diferencial de presión dentro del socket. Los dos métodos de suspensión difieren en la presión interna del socket al estar de pie, con la válvula simple (pasiva) de succión se tiene 0 inHg y tiende a bajar en el balanceo, mientras que con una suspensión asistida (activa) se puede llegar hasta -25 inHg estando parado. Ambos sistemas utilizan una válvula de expulsión unidireccional para permitir el vacío, aunque el método asistido tiene la ventaja de tener una presión negativa continua durante el balanceo y la postura, pero su aplicación en sockets transfemorales ha sido poca puesto que implica complicados procesos de fabricación y colocación, así como altos costos (Muller, 2016).

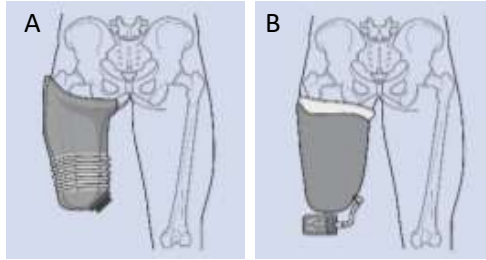


Figura 40. Suspensión subatmosférica transfemoral hipobárica ajustada a liner (A) y asistida por vacío ajustada a liner (B). Tomada de (Muller, 2016).

### Suspensión auxiliar o tipo correa

La suspensión tipo correa ofrece comodidad sobre un buen rendimiento porque son fáciles de poner, pero ofrecen una mínima suspensión primaria. Los sistemas de suspensión tipo correa se utilizan principalmente para proporcionar suspensión secundaria o auxiliar y para ayudar en el control de la prótesis. Los tres principales sistemas de suspensión de este tipo son el cinturón de silesiano, la suspensión elástica y el cinturón pélvico y de articulación de cadera. El cinturón silesiano y la suspensión elástica constan en una banda blanda conectada al socket para ayudar a reducir la rotación y proporcionar una suspensión auxiliar. Pueden indicarse como suspensión primaria cuando se requiere cadencia mínima de marcha, circulación libre de aire y cuando se necesita un sistema fácil de usar. Alternativamente, el cinturón pélvico y de articulación de cadera puede ser indicado para individuos que requieran mayor estabilidad coronal debido a una extremidad residual corta o falta de control del músculo abductor, ya que este sistema proporciona la mejor estabilidad contra el movimiento lateral del socket, pero proporciona una suspensión general mínima (Muller, 2016).

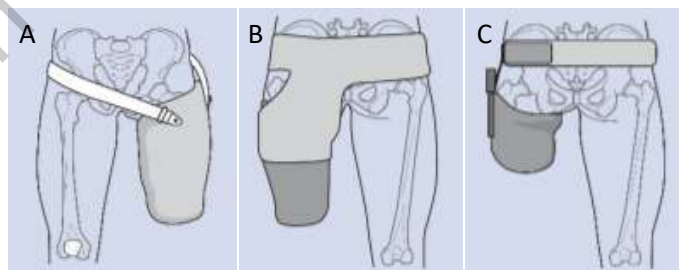


Figura 41. Suspensión auxiliar transfemoral cinturón de silesiano (A), suspensión elástica (B) y cinturón pélvico y de articulación de cadera. Tomadas de (Muller, 2016).



#### 4.4.2 Mecanismo de rodilla protésica

Como ya vimos anteriormente, el movimiento principal de la rodilla es la flexo-extensión que ocurre en el plano sagital y que además del movimiento giratorio, se efectúa un movimiento de deslizamiento del fémur sobre los platillos tibiales, lo cual hace que el eje de rotación no sea fijo y por tanto exista un Centro Instantáneo de Rotación (CIR). A lo largo de los años, en la práctica se han desarrollado diferentes mecanismos para sustituir la articulación de rodilla cuando la amputación secciona la extremidad por encima de la misma, se han desarrollado prótesis externas con mecanismos monocéntricos y policéntricos; en la rodilla monocéntrica, la flexo-extensión se produce alrededor de un eje único, mientras que en la policéntrica, el eje de la articulación se mueve en función del ángulo de flexo-extensión de la rodilla, es decir, existe un CIR. En el caso de un mecanismo policéntrico de 4 barras, el CIR se ubica en la prolongación de las barras posterior y anterior, lo que le permite realizar movimientos de rotación y traslación simultáneamente durante la flexión. En la Figura 42 se muestra dicho mecanismo donde se puede apreciar el CIR para  $0^\circ$  de flexión de rodilla, así como los puntos asociados a otras configuraciones del mecanismo, específicamente  $5^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $20^\circ$  y  $30^\circ$  de flexión. (T. Amador & et al., 2012).

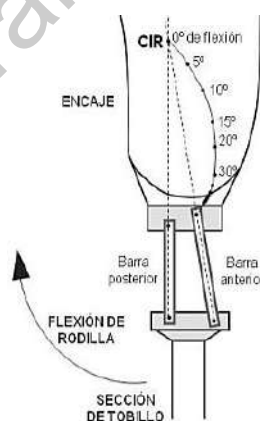


Figura 42. Ubicación de CIR en rodilla de 4 barras en función del ángulo de flexo-extensión de la rodilla. Tomada de (T. Amador & et al., 2012).

Controlando el posicionamiento del CIR respecto a la línea de carga definida por la fuerza de reacción del piso (FRP) sobre el pie durante las fases de contacto inicial y precarga del ciclo de marcha, el mecanismo policéntrico permite incrementar la estabilidad de la marcha del paciente. En el caso de una prótesis monocéntrica, el centro de rotación tiene una posición fija y para garantizar la misma estabilidad es necesario que el paciente amputado

aplique un momento de extensión de cadera considerable. Por otra parte, el mecanismo policéntrico permite mantener la extensión de rodilla con menor esfuerzo en la fase de apoyo y acorta la longitud de la prótesis durante la fase de balanceo, garantizando una distancia pie-suelo adecuada para impedir tropiezos. Las rodillas de 4 barras proporcionan, en la fase de balanceo, una mayor distancia pie-suelo (de 0.9 a 3.2 cm extra) que la ofrecida por las prótesis monocéntricas. Además, con la elevación del CIR se reduce el momento de flexión de rodilla (al contacto del talón) e incrementa el brazo de palanca del muñón, que permite controlar mejor dicho momento. Finalmente, los mecanismos policéntricos permiten que la flexión sea más anatómica, mejorando la cosmética, especialmente importante en la sedestación (flexión a 90°), ya que el mecanismo permite que la pierna se localice detrás del muslo (T. Amador & et al., 2012).

La complejidad del funcionamiento de la rodilla humana, asociada a su estructura anatómica, ha imposibilitado igualar su comportamiento empleando dispositivos protésicos. No obstante, los mecanismos policéntricos simulan (en comparación con los monocéntricos) más adecuadamente el movimiento natural de esta compleja articulación. Entre las rodillas policéntricas, típicamente existen mecanismos de 4 y 6 barras: el de 6 barras, aunque posee más variables de diseño que se pueden controlar, también implica una estructura más compleja, que puede relacionarse a un mayor costo y mantenimiento (T. Amador & et al., 2012), razón por lo que se decidió trabajar con un mecanismo de 4 barras.

Debido a que un individuo con una prótesis transfemoral no tiene conexión musculoesquelética directa con la rodilla o el pie protésico, se deben seleccionar los componentes más óptimos. Para cumplir con los objetivos de una prótesis de miembro pélvico a nivel transfemoral, la unidad de rodilla protésica debe proporcionar estabilidad al inicio del apoyo, permitir la absorción de impacto mientras se mantiene un centro de masa baja a través del apoyo medio, proporcionar estabilidad a través del apoyo terminal, permitir una transición suave a la fase de oscilación, limitar la flexión inicial de la fase de oscilación a través de una serie de cadencias, avanzar la pierna protésica hacia el balanceo medio, y desacelerar suavemente la oscilación terminal (Muller, 2016). Factores como la longitud y fuerza del muñón, la suspensión del socket, el alineamiento geométrico entre las posiciones relativas de las articulaciones cadera, rodilla y tobillo, y las características funcionales de los

mecanismos de la rodilla y el tobillo-pie, gobiernan la estabilidad y funcionalidad de la rodilla (Castro Valladares, 2012).

La primera preocupación en la selección de componentes de la rodilla debe ser la estabilidad en el inicio del apoyo. Si el individuo tiene un control voluntario limitado, la unidad de rodilla debe tener estabilidad inherente, que se puede lograr de diversas maneras a través del diseño mecánico, mecanismos de bloqueo o con sistemas de control por amortiguación. Recientemente, la adición de sensores y microprocesadores ha demostrado mayor eficiencia, mejor control de la unidad de rodilla con menor dedicación cognitiva y aumento de la confianza general del paciente, pero los precios de este tipo de rodillas son muy altos y casi imposibles de costear por la mayoría de la población mexicana afectada (Muller, 2016).

#### 4.4.2.1 Modelo matemático de la articulación de rodilla

La articulación de rodilla de este trabajo se fundamenta en un modelo matemático para la configuración del mecanismo y en el análisis de estabilidad planteado por C.W. Radcliffe para mecanismos policéntricos de 4 barras. Este modelo permite representar matemáticamente la estabilidad y así distinguir las características cinemáticas de diferentes tipos de mecanismos de 4 barras al controlar la posición del CIR con base a la línea de carga, ayudando a identificar ventajas funcionales de cada mecanismo con respecto a las características de movilidad y necesidades de cada paciente (T. Amador & et al., 2012). Antes de continuar con el modelo matemático hay ciertos conceptos fundamentales que se deben puntualizar.

##### **Línea de carga**

Es la línea a través de la cual actúa la fuerza equivalente durante el soporte de peso, rara vez esta fuerza actúa en línea directa desde el tobillo hasta la cadera. También, rara vez actúa sobre un punto singular en el borde del encaje hasta el punto de presión en la planta del pie. La ubicación y dirección de la línea de carga cambia constantemente durante la marcha con respecto al eje longitudinal geométrico de la prótesis o al eje anatómico longitudinal del lado no amputado (Castro Valladares, 2012).

La dirección de la línea de carga está directamente relacionada con la estabilidad de la prótesis de rodilla. Cuando la línea de carga pasa anteriormente del eje de la articulación de rodilla, la rodilla protésica se precisa en extensión completa contra el tope del mecanismo. Para que la rodilla se flexione mientras soporta peso en el empuje, la línea de carga debe cambiar a una posición posterior del centro de la rodilla. El amputado puede controlar la dirección de la línea de la carga activando los músculos flexo-extensores en la articulación de la cadera del muñón. Lo que se conoce como “control voluntario de la rodilla”, el cual es de particular interés en el diseño de algunos mecanismos de cuatro barras y otros mecanismos policéntricos. Personas con músculos débiles en la cadera tendrán muchos problemas para mantener la estabilidad de la rodilla sin algún cambio drástico en la alineación protésica o sin un mecanismo de bloqueo instalado (Castro Valladares, 2012).

En la Figura 43 se muestra la influencia de los momentos musculares que controlan la posición de la línea de carga durante el contacto del talón, instante el cual es crítico en la fase de apoyo para la seguridad de la rodilla. El diagrama muestra una rodilla monocéntrica de forma equivalente a la ubicación del CIR de una prótesis de 4 barras. Para analizar este diagrama no se considera el sistema de suspensión del encaje por lo que el punto de referencia de la articulación de cadera es seleccionado arbitrariamente. Cuando el amputado no ejerce momento de extensión de cadera provoca que la línea de carga se encuentre por detrás del centro de rotación de la rodilla, causando que la rodilla quede vulnerable a doblarse repentinamente ya que la carga en la prótesis podría ser directa desde la cadera hasta el punto de contacto en el talón (Figura 43, a). En el caso donde el amputado ejerce momento de extensión de cadera, el talón tiende a conducirse hacia atrás generando una fuerza de reacción del piso en sentido delantero, consecuentemente se inclina la línea de carga por delante del centro de rotación de la rodilla obteniendo estabilidad en la misma (Figura 43, a) (Castro Valladares, 2012).

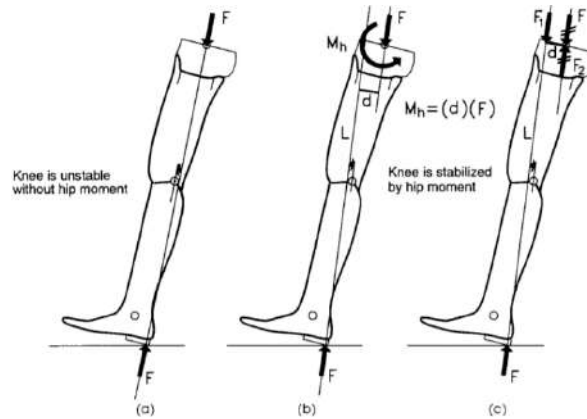


Figura 43. Una sola fuerza  $F_1$ , que actúa a lo largo de la línea de carga  $L$ , es equivalente a la fuerza  $F$  y al momento  $M$  que actúa sobre la cadera del amputado para mantener estable al comenzar el apoyo. Tomada de (Radcliffe, 1994).

A manera de explicación del traslado delantero de la línea de carga considerando el momento de extensión de la cadera, en la Figura 43 (b), el momento  $M_h$  se puede reemplazar por una de las dos fuerzas iguales y opuestas de magnitud  $F$  separadas entre sí por una distancia  $D$  y que tiene el mismo momento de extensión que  $M_h$ . Por lo que  $M_h=(D)(F)$ . Este par de fuerzas  $F_1$  y  $F_2$  son ubicadas en el diagrama (c), donde  $F_2$  se encuentra en línea con la fuerza  $F$ . El momento  $M_h$  se sustituyó hipotéticamente por las fuerzas  $F_1$  y  $F_2$  compensadas por la distancia  $D$ , de manera que las fuerzas  $F$  y  $F_2$  se cancelan entre sí y la línea de carga desde el talón pasaría por delante de la articulación de cadera por una distancia  $D$ . Sobre esta misma línea de carga actúan las fuerzas  $F_1$  y  $F$  (Radcliffe, 1994).

El momento de extensión  $M_h$  ejercido en la cadera mueve la línea de carga hacia delante de la cadera y del centro de rotación de la rodilla, útil para extender la articulación e iniciar la fase de apoyo. En cambio, para finalizar la fase de apoyo durante el despegue de los dedos es necesario que la cadera ejerza momento de flexión  $M'_h$  para mover la línea de carga por detrás de eje de rotación de la rodilla y así habilitar su flexión requerida para iniciar la fase de balanceo (ver Figura 44) (Castro Valladares, 2012).

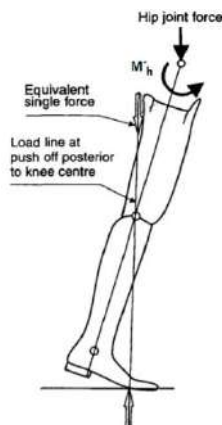


Figura 44. Momento de flexión  $M'_h$  durante parte final de la fase de apoyo. Modificada de (Radcliffe, 1994).

### Líneas de referencia y alineamientos

Según Radcliffe (1994), generalmente una línea vertical es la referencia que usan los protesistas para la alineación estándar o alineación de banco de las prótesis. Esta línea se usa para ensamblar las componentes de modo que la prótesis proporcione estabilidad en el apoyo durante las primeras pruebas de marcha del amputado, y aunque puedan ocuparse cambios en la alineación, estos cambios suelen ser pequeños y solo necesarios para ajustar la prótesis a las necesidades específicas del paciente. Las consideraciones de la alineación buscan crear un patrón de marcha estable y efectivo con un ajuste adecuado del encaje; suspensión efectiva; y diligencia en las alineaciones de banco, estáticas y dinámicas (Muller, 2016).

La prótesis debe colocarse en alineación de banco antes de que se use por el paciente, con esto el protesista puede percatarse de la capacidad de flexión de cadera del individuo, la actitud de aducción y la orientación transversal de las extremidades. El socket generalmente se coloca en un ángulo de flexión  $5^\circ$  mayor que la extensión máxima de la cadera del individuo. Esta flexión de cadera añadida permite al usuario dar un paso adecuado con la extremidad contralateral y pone un ligero estiramiento en los músculos extensores de cadera para permitir que sean más eficientes al inicio del apoyo. El encaje también se coloca de manera que coincida con la orientación de aducción del individuo. Esto alineará el fémur bajo la articulación de la cadera y pondrá un leve estiramiento en el glúteo medio, aumentando la eficiencia durante el soporte individual de la extremidad. El ajuste de aducción adecuado también reduce la tendencia a la apertura lateral proximal del socket y ayuda a mantener una estrecha base de soporte. La orientación transversal está determinada

por la línea de progresión del usuario y la necesidad de minimizar las desviaciones de la marcha del plano transversal (Muller, 2016).

Con el socket orientado adecuadamente, el enfoque pasa a la alineación de la rodilla y el pie protésicos. Normalmente en individuos sanos, la alineación coronal de la rodilla y tobillo pasa directamente bajo la articulación de la cadera (Figura 45, A). Para la alineación coronal de banco, la articulación de cadera no se puede utilizar como punto de referencia porque no se puede localizar en el encaje protésico. Sin embargo, se localiza un punto en el borde del socket que sea 1 pulgada (2.54 cm) lateral a la ubicación del isquion y así se proporcionará una aproximación razonable. Las articulaciones protésicas de rodilla y tobillo se colocan directamente debajo de este punto identificado. Esta alineación coronal permite estabilidad en la postura bípeda, induce un modesto empuje lateral en el apoyo unilateral, y logra una estrecha base de soporte de 2 pulgadas (5.08 cm) (Figura 45, B). En extremidades residuales más cortas o en individuos con control voluntario comprometido, la rodilla protésica y el tobillo deben colocarse más lateralmente (ajuste de aducción), cerca de la bisección del socket (Figura 45, C). Sin embargo, esta adaptación necesaria aumentará el gasto energético al inducir una base de apoyo más amplia (Muller, 2016).

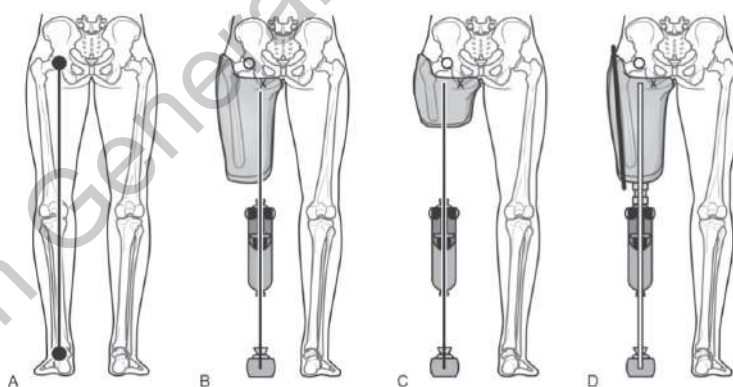


Figura 45. Alineación coronal, vista posterior. Tomada de (Muller, 2016).

En la alineación anatómica sagital en individuos sanos, la articulación de cadera se encuentra alineada sobre las articulaciones de rodilla y tobillo (Figura 46, A). Esta alineación anatómica permite un gasto de energía mínimo. Se utiliza el vértice del trocánter mayor para determinar el punto de referencia de la cadera, debido a que la articulación no se puede visualizar con el socket. En la alineación de banco del plano sagital, se utiliza una línea de referencia simulada para crear una alineación protésica estable. Esta línea se llama trocánter-

rodilla-tobillo (TKA, por sus siglas en inglés). Para el uso de la línea TKA, se asumirá una rodilla de un solo eje y un pie de un solo eje, porque estos componentes tienen muy poca estabilidad inherente y requieren que la estabilidad del sistema protésico general se derive de la alineación del encaje respecto a los componentes de rodilla y tobillo (Muller, 2016).

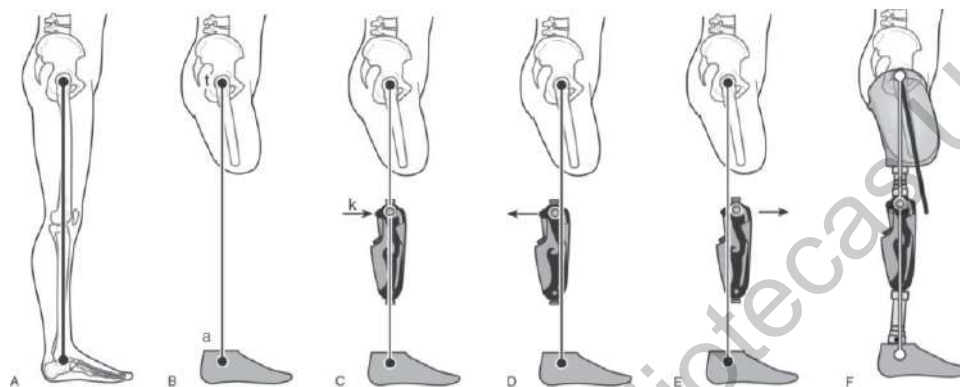


Figura 46. Alineación en el plano sagital. Tomada de (Muller, 2016).

La línea TKA comienza determinando un punto de referencia para el trocánter, aproximando la posición de la articulación de la cadera. Este punto se puede estimar razonablemente seccionando en dos partes iguales el socket en el plano sagital en su aspecto más proximal. Se continúa con la colocación de la articulación protésica del tobillo, un punto de referencia que difiere para cada pie protésico y se identifica dentro de las recomendaciones individuales del fabricante. Cuando los puntos trocánter y tobillo están alineados verticalmente, estableciendo la línea de referencia TA (Figura 46, B), se fija la altura adecuada de la rodilla protésica (Figura 46, C) y el punto de referencia sagital del centro de rodilla se alinea de acuerdo con la recomendación del fabricante. Este punto por lo general queda posterior a la línea TA ya que se crea una alineación segura porque el peso del individuo y la fuerza de reacción del suelo mantienen la rodilla bloqueada en extensión. Esto también se puede describir como una alineación involuntaria, ya que no se requiere un control voluntario para mantener la rodilla en extensión (Figura 46, D). En contraste, la colocación del centro de la rodilla anterior a la línea TA crea una alineación en la que el individuo tiene que controlar voluntariamente la estabilidad sagital de la rodilla. Se usa esta alineación cuando las unidades de rodilla poseen estabilidad inherente porque facilita la flexión de postura temprana y facilita el inicio de la flexión de rodilla al finalizar el apoyo (Figura 46, E). Si el punto central de la rodilla está sobre la línea TA, se considera que está en posición



“gatillo”, donde el sistema puede estar en alineación voluntaria o involuntaria dependiendo de la colocación del pie protésico con cada paso (Figura 46, F) (Muller, 2016).

En el plano transversal, la rodilla protésica se rota externamente  $5^\circ$  para compensar la rotación natural de  $5^\circ$  al interior del socket que se producirá durante la fase de oscilación. Esta rotación asegura que la rodilla se flexione en la línea de progresión durante el balanceo. Para individuos que caminan más rápido, la cantidad de rotación interna aumentará, y la rotación externa inicial de la rodilla deberá ser mayor (Muller, 2016).

### Criterios de estabilidad de prótesis de rodilla

Una forma de comparar las características de estabilidad de los mecanismos de rodilla de eje simple y de la rodilla de cuatro barras es visualizando la contribución de la musculatura residual de la cadera sobre la estabilidad de la rodilla durante la fase de apoyo (Castro Valladares, 2012).

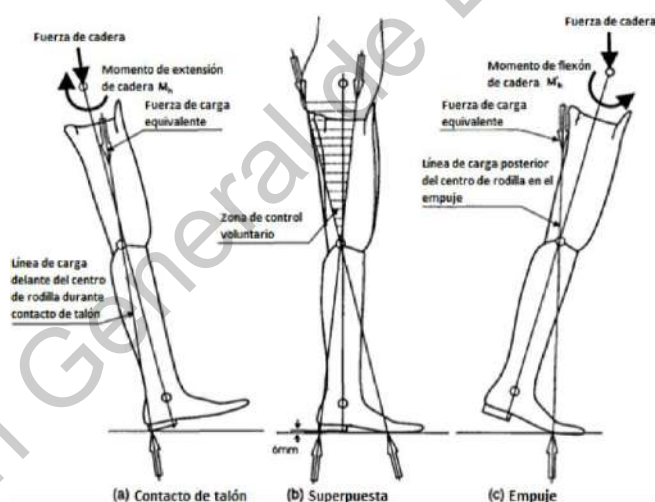


Figura 47. Diagrama de estabilidad en un mecanismo monocéntrico. Modificada de (Radcliffe, 1994).

La Figura 47 (a), muestra que el amputado ejerce momento de extensión para mantener la rodilla estable durante el contacto del talón al mantener la línea de carga por delante del centro de rodilla. La Figura 47 (c), muestra que el amputado ejerce momento de flexión para cambiar la orientación de la línea de carga a una posición ubicada detrás del centro de rodilla, manteniendo estabilidad y posibilitando iniciar la flexión de rodilla durante el despegue de los dedos. Por último, se muestra la superposición de las áreas en la Figura 47 (b), donde se define la zona de control voluntario. Esta es la zona donde el CIR puede ser

localizado con la prótesis en completa extensión, para mantenerla estable durante el contacto de talón y respuesta a la carga, y al mismo tiempo, tener facilidad para iniciar la flexión voluntaria antes del despegue de punta (T. Amador & et al., 2012). Se puede variar las configuraciones de los mecanismos policéntricos para alinear el CIR dentro de esta zona durante todo el apoyo. Las diferentes configuraciones dotan a los mecanismos de distintas cualidades y se emplean en función de los requerimientos para un buen funcionamiento por parte del amputado (Castro Valladares, 2012).

### **Equivalencia de modelos matemáticos**

El mecanismo de la rodilla de cuatro barras es mecánicamente equivalente a una particular e hipotética rodilla de eje simple con su centro de rotación coincidente con el CIR del mecanismo policéntrico en un instante del movimiento analizado; es decir, para cada posición de la rodilla de cuatro barras, existe una rodilla de eje simple con su centro de rotación coincidente con el CIR del mecanismo de cuatro barras. Muchas veces es más sencillo visualizar el CIR en el modelo de un eje en lugar del modelo de 4 barras (Castro Valladares, 2012).

#### **4.4.2.2 Análisis del modelo matemático**

Para determinar la magnitud del momento de extensión de la cadera  $M_h$ , que sería necesaria para proporcionar estabilidad en la rodilla en función de la carga axial  $P$ , la magnitud de un momento de frenado existente en la rodilla  $M_k$  y el desplazamiento del CIR al contacto con el talón tanto en la coordenada “ $x$ ” (desplazamiento anterior) como en la coordenada “ $y$ ” (elevación); primero se inicia el análisis con la suma de momentos ejercidos en la articulación de cadera o punto H (por su sigla en inglés) con base al diagrama de cuerpo libre de una prótesis transfemoral (Figura 48).

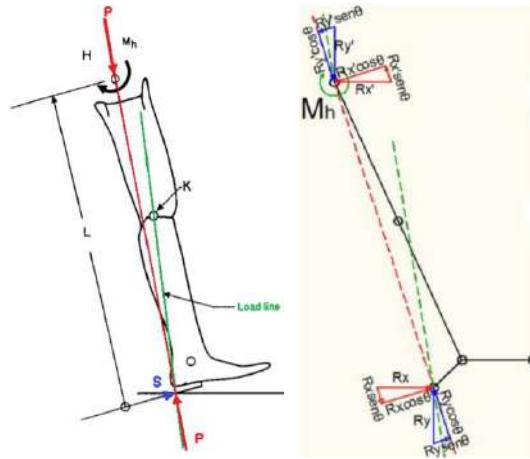


Figura 48. Diagrama de cuerpo libre para modelo matemático. Tomadas de (Castro Valladares, 2012) & (Radcliffe, 1994).

$$\sum M_h = 0;$$

$$-M_h + R_X * L * \cos \theta + R_Y * L * \sin \theta = 0;$$

$$-M_h + L (R_X \cos \theta + R_Y \sin \theta) = 0;$$

Donde  $(R_X \cos \theta + R_Y \sin \theta)$  es igual a la fuerza de cizalladura S (por su sigla en inglés).

$$-M_h + S * L = 0;$$

$$S = \frac{M_h}{L}; \quad (\text{Ecuación 3.1})$$

Se procede con la sumatoria de fuerzas y momentos que actúan en K, el centro de rotación de la rodilla protésica ya sea de eje simple o de 4 barras (CIR) (Castro Valladares, 2012).

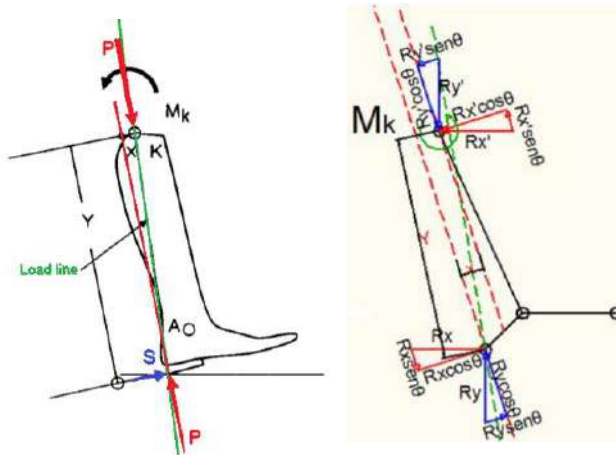


Figura 49. Diagrama de cuerpo libre en rodilla protésica. Tomadas de (Castro Valladares, 2012) & (Radcliffe, 1994).

$$\sum M_k = 0;$$

$$M_K + R_X * \cos \theta * y + R_X * \sin \theta * x - R_Y * \cos \theta * x + R_Y * \sin \theta * y = 0;$$

$$M_K - (-R_X * \sin \theta + R_Y * \cos \theta) * (x) + (R_Y * \sin \theta + R_X * \cos \theta) * (y) = 0;$$

$$M_K - P(x) + S(y) = 0;$$

$$S = \frac{P * (x) - M_K}{(y)}; \quad \text{(Ecuación 3.2)}$$

Usando la ecuación 3.1 y 3.2 se obtiene la ecuación de “Estabilidad” para el mecanismo de rodilla de una prótesis transfemoral.

$$M_h = \left( \frac{P * (x) - M_K}{(y)} \right) * L; \quad \text{(Ecuación 3.3)}$$

Los mecanismos de freno por fricción normalmente proporcionan un momento  $M_k$  que excede el valor de  $P * x$ , entonces el momento de extensión requerido  $M_h$  durante el contacto de talón sería cero ( $M_h = 0$ ), en este sentido mantener la extensión y estabilidad de la rodilla durante la extensión es más fácil, pero al inicio del despegue de los dedos incrementaría el valor del momento flexor de cadera  $M'_h$  requerido para flexionar la rodilla. Suponiendo una rodilla de 4 barras sin mecanismo de fricción (pistón) donde  $M_k = 0$  (Castro Valladares, 2012).

$$M_K = 0 \rightarrow M_h = (P * L) * \left( \frac{x}{y} \right); \quad \text{(Ecuación 3.4)}$$

Las coordenadas “x” y “y” del CIR son importantes en el diseño de un mecanismo de cuatro barras de ‘control voluntario’. El momento requerido por la cadera puede reducirse de dos formas:

1. Disminuyendo la coordenada “x”, es decir, localizando la posición inicial del CIR más cerca de la línea TKA. La coordenada x no debe incrementar rápidamente en función de la flexión de rodilla (Castro Valladares, 2012).
2. Incrementando la coordenada “y”. Para obtener un beneficio óptimo al elevar el CIR la coordenada “y” no debe de decrecer muy rápido en función de la flexión de la rodilla (Castro Valladares, 2012).

### Mecanismo policéntrico en extensión

Una de las ventajas mecánicas antes mencionadas de un mecanismo de cuatro barras sobre la rodilla de eje simple, como resultado del levantamiento del CIR, es que se requiere menor esfuerzo del paciente para mantener la rodilla en extensión. Esto se demuestra a continuación (Castro Valladares, 2012):

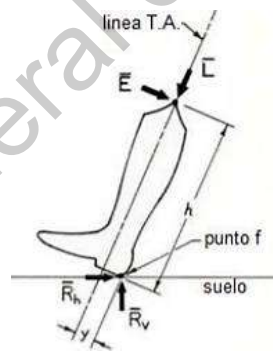


Figura 50. Diagrama de cuerpo libre de la pierna inferior. Tomada de (Castro Valladares, 2012).

La Figura 50, es el diagrama de cuerpo libre de la parte inferior equivalente de una prótesis. La fuerza  $\vec{L}$  es el componente axial de la carga aplicada al eje de la rodilla ejercido por la sección del muslo. La fuerza  $\vec{E}$  es aplicada por el muslo al eje de la rodilla y permite extender el mecanismo de la rodilla. Las fuerzas  $\vec{R}_v$  y  $\vec{R}_h$  son las componentes horizontal y vertical de la fuerza de reacción del suelo. Para realizar un correcto análisis, se hace una sumatoria de momentos creados por estas fuerzas en el punto “f” (Castro Valladares, 2012).

$$\vec{L} * y = \vec{E} * h; (\sum M_f = 0); \quad (\text{Ecuación 3.5})$$

De la ecuación 3.5, si el centro de la rodilla es elevado, los valores de “y”, y  $\vec{L}$  permanecerán sin cambiar; si el valor de “h” incrementa,  $\vec{E}$  disminuye proporcionalmente. Esto significa que el momento que provocaba la flexión brusca de la rodilla es reducido; por lo tanto, el paciente usa menor fuerza para mantener la rodilla en extensión (Castro Valladares, 2012).

### Mecanismo policéntrico en flexión

La Figura 51, representa el encaje y la parte superior de una prótesis sobre el muñón de un amputado transfemoral. Las fuerzas  $\vec{W}$  e  $\vec{I}$  son aplicadas por el paciente sobre el encaje y se asume que actúan aplicadas a lo largo de la línea TKA (Castro Valladares, 2012).

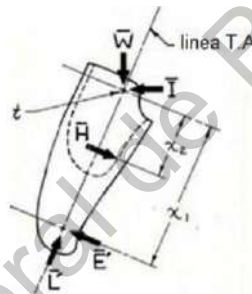


Figura 51. Diagrama de cuerpo libre del encaje. Tomada de (Castro Valladares, 2012).

$\vec{L}'$  es la componente de la reacción axial de la carga aplicada por la pierna inferior sobre el perno de la rodilla ( $\vec{L}' = -\vec{L}$ ).  $\vec{E}'$  es la fuerza aplicada por la pierna inferior para doblar la rodilla ( $\vec{E}' = -\vec{E}$ ).  $\vec{H}$ , es la fuerza de extensión aplicada por el muñón para mantener la pierna en extensión.  $X_2$ , es el brazo de palanca efectivo sobre el miembro residual.  $X_1$ , es la distancia del punto “t” al eje de rotación. Para analizar esta situación, la suma de momentos es asumida con respecto al punto “t” (Castro Valladares, 2012).

$$\vec{H} * X_2 = \vec{E}' * X_1; (\sum M_t = 0); \quad (\text{Ecuación 3.6})$$

Como se demostró anteriormente, con la elevación del CIR la fuerza necesaria para mantener la extensión del mecanismo  $\vec{E}$  se reduce, entonces en la misma magnitud disminuye  $\vec{E}'$ . En consecuencia, la fuerza  $\vec{H}$  que aplica el muñón disminuye proporcionalmente. El brazo

de palanca  $X_2$  permanece constante y la distancia  $X_1$  en un mecanismo de cuatro barras decrecería, consiguiendo una mayor disminución de  $\vec{H}$ ; estos resultados demuestran que la elevación del CIR reduce el momento necesario para la flexión de la rodilla y que se incrementa el control de dicho momento con el brazo de palanca. Por último, la elevación también provee una flexión aproximada a la altura del centro anatómico, otorgando mayor estética que una unidad de rodilla de eje simple (Castro Valladares, 2012).

#### 4.4.2.3 Mecanismos de rodilla de cuatro barras

Los mecanismos de rodilla de cuatro barras se pueden clasificar según sus ventajas funcionales que ofrecen a los pacientes, de acuerdo a la configuración de los eslabones que las comprenden.

- Mecanismo de cuatro barras con elevado CIR.
- Mecanismo de cuatro barras hiper- estabilizado.
- Mecanismo de cuatro barras de ‘control voluntario’.

#### **Mecanismo de cuatro barras con elevado CIR**

Este modelo típicamente tiene un eslabón largo anterior y un eslabón corto posterior. El diseño de este mecanismo ofrece una considerable estabilidad al contacto del talón y su beneficio primario se dirige a amputados con limitada habilidad para estabilizar a través de un control activo y voluntario usando la función residual de la cadera en el lado amputado. Estos dispositivos se pueden diseñar para dar una variedad de características funcionales dependiendo de la disposición y las longitudes de los eslabones, las ubicaciones de pivote y el ajuste del tope de extensión (Castro Valladares, 2012).

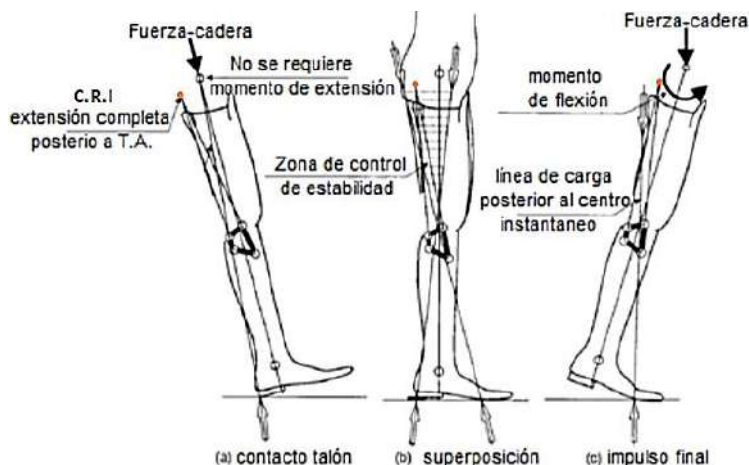


Figura 52. Mecanismo de cuatro barras con elevador CIR. Modificada de (Castro Valladares, 2012),

El mecanismo con elevador CIR como el mostrado en la Figura 52, está diseñado para dar una estabilidad extrema durante el contacto del talón gracias a que tiene el CIR localizado considerablemente posterior a la línea de carga durante el contacto del talón en completa extensión de la rodilla. La rodilla es forzada a entrar en extensión y esencialmente esta cinemáticamente bloqueada en esta etapa, sin requerir momento de extensión de cadera por parte del amputado. Este mecanismo brinda estabilidad con la rodilla extendida similar a las rodillas con seguro, típicos para amputados con problemas físicos (Castro Valladares, 2012).

En el empuje el momento de flexión de cadera ejercido por el amputado, con la ayuda de la carga de compensación sobre el asiento isquémico, es capaz de desplazar fácilmente la línea de carga detrás del CIR para iniciar la flexión de rodilla. Como se demostró anteriormente (ecuación 3.6), elevar la posición del CIR permite iniciar la flexión con un mínimo esfuerzo gracias al efectivo brazo de palanca que se obtiene. A simple vista este mecanismo presenta muchas ventajas. Sin embargo, hay algunas limitaciones. Estos mecanismos de cuatro barras proveen una razonable apariencia cosmética en la sedestación, pero para lograr esto, el CIR se debe mover hacia abajo rápidamente con la rodilla durante la flexión, lo cual se convierte en la principal limitante. Este movimiento brusco del CIR no permite al amputado mantener el control de la rodilla al mismo tiempo que soporta el peso y se flexiona pocos grados como resultado de un evento imprevisto (Castro Valladares, 2012).

### Mecanismo de cuatro barras hiper- estabilizado



El mecanismo de cuatro barras hiper-estabilizado es parecido físicamente al mecanismo con elevado CIR. En este caso los cambios en el comportamiento cinemático pueden ser drásticamente diferentes con solo pequeños cambios en las dimensiones (Castro Valladares, 2012).



Figura 53. Mecanismo de cuatro barras hiper-estabilizado. Modificada de (Castro Valladares, 2012).

Como lo indica su nombre, la alineación de estos mecanismos permiten crear una estabilidad muy positiva durante la extensión total gracias a que el CIR está localizado atrás de la línea de carga, sin requiere un gran momento de extensión en de cadera. Además, está situado cerca de la línea TA durante el contacto del talón. En el empuje, el CIR permanece detrás de la línea de carga por lo que no se podrá iniciar la flexión mientras se soporta peso incluso con el máximo momento generado por la cadera del amputado. Este diseño también se dirige a pacientes con muñón débil, quienes requieren características equivalentes a las rodillas con bloqueo durante la fase de apoyo. Se debe resaltar que una prótesis con excesivo alineamiento de estabilidad puede traer muchos problemas en amputados activos porque existen muchas actividades diarias que no se podrían hacer ya que la rodilla no se flexionaría controladamente. Actividades como subir escaleras, rampas, descenso de pie sobre pie, sentarse/pararse, podrían ocasionar calambres (Castro Valladares, 2012).

### Mecanismo de cuatro barras de control voluntario

Este mecanismo se caracteriza por tener el CIR dentro de la zona de estabilidad tanto al contacto de talón como al despegue del pie, permitiendo que el amputado pueda controlar

voluntariamente la estabilidad de la rodilla. El diseño se caracteriza por tener el eslabón anterior de menor longitud que el eslabón posterior (Castro Valladares, 2012).

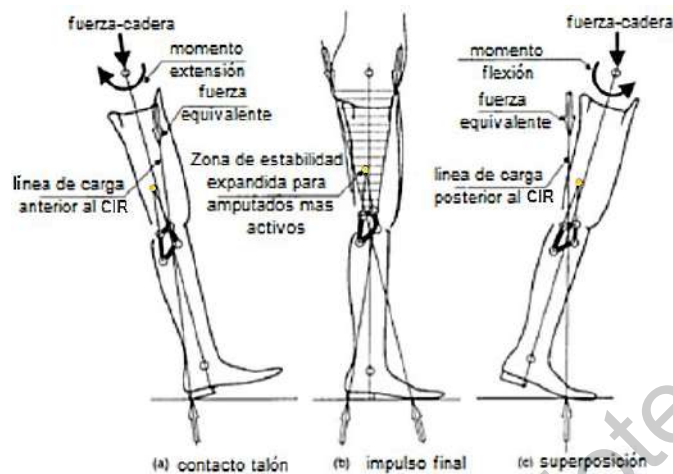


Figura 54. Mecanismo de cuatro barras de control voluntario. Modificada de (Castro Valladares, 2012).

En la Figura 54 se presenta el diagrama de estabilidad del mecanismo, donde la línea de carga se localiza delante del CIR de la rodilla durante el contacto de talón (para garantizar la estabilidad de la rodilla) y detrás del CIR durante el empuje (para permitir la flexión voluntaria) (T. Amador & et al., 2012). Es importante mencionar que los anteriores diagramas de estabilidad (Figuras 46, 47 y 48) se podrían aplicar a cualquier método de ajuste del encaje, asumiendo que el encaje es cómodo y permita al amputado ejercer momentos musculares sobre la articulación de la cadera. El mecanismo de ‘control voluntario’ está diseñado no solo para dar al amputado la capacidad de controlar la estabilidad de la rodilla tanto en el contacto de talón como en el empuje, sino para tener un control completo de la estabilidad en los primeros grados de flexión de la rodilla. Ya que, en la extensión el CIR no inicia extremadamente elevado ni posterior, como es el caso de los anteriores dos mecanismos y su trayectoria es suave hacia delante y abajo, manteniéndose dentro de la zona de estabilidad durante los primeros grados de la flexión de rodilla. Esto se muestra en la Figura 55, donde en la curva poloide cada punto del CIR es marcado con el correspondiente ángulo de flexión del encaje relativo a la pierna inferior de la prótesis (Castro Valladares, 2012).

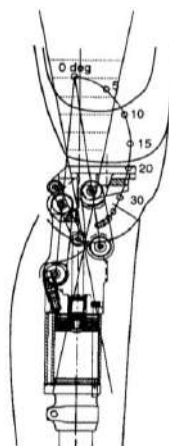


Figura 55. Trayectoria del CIR en mecanismo de control voluntario. Tomada de (Radcliffe, 1994).

En contraste con los otros dos mecanismos, el mecanismo de ‘control voluntario’ requiere una mayor activación muscular de cadera para mantener la extensión e iniciar la flexión, pero con la ventaja de tener completo control de la rodilla en toda la fase de apoyo y en los primeros grados de flexión. Es decir, la capacidad de controlar la estabilidad y la flexión de rodilla depende de las habilidades del amputado. De acuerdo con la escala *Medicare Functional Classification Level*, este mecanismo se indica en pacientes con grado de movilidad K2, como es el caso del presente trabajo y que además es el tipo de paciente de mayor presencia en Latinoamérica. Esta es la zona donde el CIR puede ser localizado con la prótesis en completa extensión, para mantenerla estable durante el contacto de talón y respuesta a la carga, y al mismo tiempo, tener facilidad para iniciar la flexión voluntaria antes del despegue de punta (T. Amador & et al., 2012).

Una prótesis de ‘control voluntario’ en adición con una adecuada rehabilitación y entrenamiento permitirá que el amputado pueda reaccionar ante cualquier evento que perturbe su estabilidad durante el soporte de peso, en particular al contacto de talón. A medida que el amputado obtenga experiencia en el uso del mecanismo, estas reacciones serán involuntarias; como lo hace un no-amputado para controlar la estabilidad de la rodilla anatómica. El control voluntario más importante en la fase de apoyo, va desde la extensión total hasta los primeros 10° de flexión (Castro Valladares, 2012).

### 4.4.3 Mecanismo del pie protésico

Para que una prótesis sea efectiva y cómoda para el usuario, es de gran relevancia que cada una de las componentes y mecanismos se elija detenidamente puesto que el desempeño dependerá de su trabajo en conjunto. Al igual que en los sockets y rodillas protésicas, hay una gran diversidad de pies protésicos que varían entre sí de acuerdo a los materiales con los que son fabricados, a los ejes de rotación con los que cuentan y a sus características funcionales. Los pies protésicos se pueden clasificar dependiendo su complejidad y su desempeño, teniendo en cuenta los niveles de movilidad para los cuales son diseñados (Uguña & Zhindón, 2016).

#### 4.4.3.1 Pies protésicos básicos.

Los pies protésicos básicos se presentan en dos categorías: el pie SAFE (*Solid Ankle Flexible Endoskeleton*) y el pie SACH (*Solid Ankle Cushioned Heel*). Estos diseños consisten de espuma de uretano o neopreno crepé, moldeados sobre un núcleo de madera y conformados para asemejarse cosméticamente a un pie humano. Estos pies ofrecen amortiguación y absorción de energía, pero no almacenan y liberan energía y no son considerados dinámicos. Debido a que no presentan partes movibles, los pies básicos están virtualmente libres de mantenimiento. Estos pies se han usado frecuentemente en prótesis temporales o en la primera prótesis de los usuarios, y eventualmente son reemplazados por mecanismos dinámicos (Gómez & Montero, 2013).

#### **Pie tipo SACH**

El pie SACH ha sido el pie protésico más comúnmente prescrito por su simplicidad y bajo costo, además es el estándar a la hora de atender las necesidades de usuarios poco activos (nivel K1) o mayores de edad. Es un diseño simple, ligero en peso, relativamente durable y barato en comparación con otros diseños más avanzados. No hay movimientos internos dentro de la prótesis por lo que requiere bajo mantenimiento. Consiste básicamente de una quilla de madera y una cuña de látex flexible en el talón que amortigua el impacto y absorbe las fuerzas de reacción del piso, recubiertas por una espuma esponjosa cosmética con la forma de un pie anatómico. Teóricamente permite una flexión plantar del pie (Gómez & Montero, 2013).

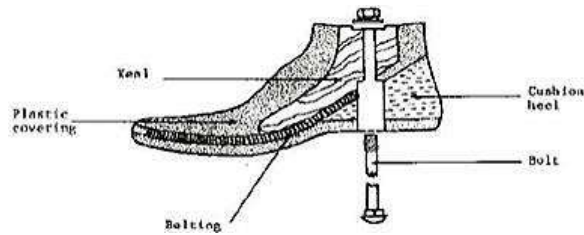


Figura 56. Pie protésico tipo SACH. Tomada de (Gómez & Montero, 2013).

La densidad del cojín de talón puede variar entre suave, medio y fuerte acorde con las características de la marcha, el nivel de actividad, la edad, el peso y las preferencias de la persona con discapacidad. Es este modelo el talón artificial es el que absorbe una proporción del impacto al comprimirse y limita la flexión plantar. La quilla interna se extiende hasta el pliegue de los dedos y su longitud determina la resistencia a la dorsiflexión, la estabilidad la proporciona el ancho de esta pieza. Este modelo utiliza una placa superior que cubre toda la superficie y permite una distribución uniforme de la fuerza sobre la prótesis y sirve como base para el adaptador piramidal (Gómez & Montero, 2013).

### **Pie tipo SAFE**

El pie artificial SAFE es un pie muy flexible que cuenta con una quilla que permite el movimiento triplanar. A pesar de esta característica el pie es rígido, estable durante la caminata y es de bajo mantenimiento. Es una buena alternativa para las personas con discapacidad de la tercera edad por su bajo peso. Este pie es más blando que el pie tipo SACH, proporcionando movimiento de pie más suave en la caminata. En este modelo la dorsiflexión se controla con unas bandas y la quilla flexible. La eversión y el retorno de energía se logran con la flexión de la quilla y la elasticidad de la goma que cubre la base. La absorción del impacto se logra con la densidad de la espuma del tobillo. Los materiales empleados en este tipo de son (Gómez & Montero, 2013):

- Espuma de poliuretano (talón)
- Uretano flexible (quilla)
- Madera de maple (tobillo)
- Espuma de poliuretano moldeada (cobertor cosmético)



Figura 57. Pie artificial tipo SAFE. Tomada de (Gómez & Montero, 2013).

#### 4.4.3.2 Pies protésicos axiales.

Los pies protésicos axiales comprenden los mecanismos de eje sencillo o de eje múltiple. La palabra "eje" se refiere a los movimientos naturales del pie y tobillo humano, los cuales ocurren sobre los tres diferentes planos. Estos pies artificiales pueden ser parte de los pies protésicos básicos, principalmente los de un solo eje ya que normalmente se indican para personas con nivel de movilidad K1 o K2 (Gómez & Montero, 2013). Los mecanismos de pie multiaxiales son algo más complejos y son principalmente indicados para personas más activas.

##### **Pie de eje sencillo (SAF)**

Es articulado y cuenta con una bisagra que hace las funciones del tobillo al proveer los movimientos de flexión dorsal ( $5^{\circ}$ – $7^{\circ}$ ) y flexión plantar ( $15^{\circ}$ ). El trabajo lo hacen dos toques que limitan y controlan la flexión dorsal y plantar del pie. Este pie alcanza la posición horizontal más rápido lo que contribuye con la estabilidad de la persona. Un pie SAF (*Single Axis Foot*) es más pesado que un pie tipo SACH, no ofrece mayor movimiento lateral y el mecanismo de toques requiere de cierto mantenimiento. Este tipo de pie es recomendado a personas con amputaciones que originan muñones cortos y músculos débiles. Son utilizados en prótesis Transtibial o Transfemoral que requieran de mayor estabilidad (Gómez & Montero, 2013).

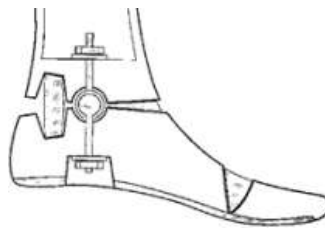


Figura 58. Pie artificial tipo SAF. Tomada de (Gómez & Montero, 2013).

##### **Pie multiaxial**

Estos mecanismos de pie permiten movimientos en dos o tres planos, lo que facilita la adaptación a terrenos irregulares y la absorción de fuerzas cortantes en el pie. Sus partes móviles deben ser resistentes y requieren mantenimiento. En comparación con los pies de eje simple, se parecen mucho en cuanto a peso, durabilidad y costo, la principal diferencia es la posibilidad de adaptarse a terrenos irregulares gracias a que no solo permite la dorsiflexión y flexión plantar, sino también la inversión y eversión, lo que proporciona mayor seguridad en estos terrenos. Aunque no son indicados en personas poco activas o mayores puesto que requieren de un mayor control voluntario para mantener el equilibrio, por lo que se indican en personas que demandan movilidad en sus trabajos o actividades de recreación (Gómez & Montero, 2013).



Figura 59. Pie multiaxial. Tomada de (Uguña & Zhindón, 2016).

#### 4.4.3.3 Pies protésicos de respuesta dinámica

Los pies de respuesta dinámica son capaces de absorber y almacenar la energía que se crea al amortiguar el contacto del talón con el terreno, misma que se utiliza para impulsar el pie hacia adelante durante el medio apoyo y durante el despegue de los dedos en cada paso sucesivo. Son una especie de resortes sofisticados que propulsan la prótesis hacia la fase de oscilación en el despegue de los dedos, esto hace que el paciente requiera de menos esfuerzo para desplazar la pierna amputada hacia adelante. Algunos ejemplares tienen la capacidad de almacenar energía tanto en el talón como en el antepié. Los pies de respuesta dinámica generan una sensación más natural en la marcha, ya sea en superficies niveladas, en superficies inclinadas, al ascender o descender escaleras, o incluso al correr, el patrón del paso que permiten estos pies se asemeja al del pie humano. La comodidad, seguridad y respuesta que otorga un pie dinámico permite ampliar su prescripción en pacientes desde un nivel de actividad mínima, hasta pacientes de actividad moderada o alta (Gómez & Montero, 2013) (Uguña & Zhindón, 2016).



La gran mayoría de los pies dinámicos son placas fabricadas con fibra de carbono por su flexibilidad, alta resistencia y su poco peso. El diseño es el que varía de acuerdo a la demanda de movilidad de los usuarios, cuanto más larga sea la placa, más energía almacena y más sensible resulta el pie, se puede alcanzar un retorno de energía del 90% o más dependiendo el diseño. Por ejemplo, las personas con estilo de vida activa requieren de mayor respuesta que las personas con movilidad limitada. Los pies dinámicos por lo general cuentan con un diseño de dedos divididos y también generalmente responden a movimientos en los tres planos, lo que permite una mayor estabilidad y control mediante la imitación del eje de inversión y eversión del pie y tobillo humano (Gómez & Montero, 2013).



Figura 60. Pie de respuesta dinámica. Tomada de (Uguña & Zhindón, 2016).

#### 4.4.3.4 Pies de alto desempeño

El grupo de pies protésicos considerados de alto desempeño normalmente son utilizados por jóvenes atletas que buscan obtener ventajas competitivas, aunque también pueden ser usados por usuarios menos activos, pero con la capacidad de progresar en su movilidad y actividad. Un pie de alto desempeño alcanza un retorno de energía del 95% o más y son buenos ejemplos de pies protésicos para correr (Gómez & Montero, 2013).



Figura 61. Pie protésico para correr. Tomada de (Uguña & Zhindón, 2016).

Dentro de los pies de alto desempeño están los pies protésicos biónicos. Los cuales cuentan con microprocesadores que detectan los cambios al contacto con el terreno, se estabilizan y se adaptan a las irregularidades y proporcionan un empuje activo en diferentes



cadencias de la marcha a través de actuadores hidráulicos o eléctricos. Estos ejemplares le dan al usuario una cinemática muy natural en el movimiento de tobillo. El pie biónico de la empresa *Össur* es el más avanzado, puede enfrentar casi cualquier tipo de irregularidades en el terreno, escaleras y pendientes pronunciadas. También contribuye a realizar la acción de sentarse y pararse de forma natural. Los mecanismos en conjunto con los microprocesadores permiten mejorar el balance y la confianza en los usuarios, pueden ser prescritos para mayores y jóvenes con casi cualquier grado de movilidad ya que son adaptables a cada persona, su uso radica principalmente en los altos costos (Gómez & Montero, 2013) (Cherelle, Mathijssen, Wang, Vanderborght, & Lefeber, 2014).

#### **4.5 Análisis de esfuerzos**

Al desarrollar cualquier pieza o componente de un mecanismo es importante asegurar que el diseño y los materiales son lo suficientemente resistentes a las cargas y/o condiciones ambientales a las cuales estarán sometidos antes de su uso final. Para esto se requiere hacer un análisis de esfuerzos, donde los valores calculados de esfuerzos en la pieza se comparen con el valor de esfuerzo permitido por el diseño bajo condiciones de operación (Ocaña Valenzuela, 2018).

El análisis de esfuerzos se puede hacer de forma analítica o experimental, dependiendo del grado de complejidad de la pieza, el conocimiento de las condiciones de carga y las propiedades del material. Una de las metas principales del análisis de esfuerzos es determinar el punto, dentro de un elemento sometido a cargas, que soporta el máximo nivel de esfuerzo. El diseñador debe comprobar que el esfuerzo al que estará sometido la pieza no rebase este punto máximo de soporte (Ocaña Valenzuela, 2018).

Además del diseño y la clase de material, la resistencia que debe demostrar una pieza dependerá de la manera en la que se aplique la carga, ya que podemos diferenciar diferentes tipos de cargas, como son:

- Carga estática
- Carga dinámica
- Carga cíclica

Una carga estática es la fuerza estacionaria o torque que se aplica a un elemento. Para ser estacionaria, la fuerza o el torque no deben cambiar su magnitud, dirección, ni el punto o los puntos de aplicación, a diferencia de las cargas dinámicas que se aplican con velocidad (producen un impacto), o cíclicas que cambian de dirección o magnitud (o ambas) de forma alternada. Las cargas estáticas pueden producir tensión o compresión axial, tensión cortante o de cizalladura, tensión de flexión, tensión torsional o cualquier combinación de éstas (Ocaña Valenzuela, 2018).

#### 4.5.1 Resistencia y rigidez de los materiales

La resistencia es una propiedad o característica de un elemento mecánico que resulta de la identidad del material, del tratamiento y procesamiento incidental para crear su geometría, y de la carga. La resistencia de una pieza debe ser considerada individualmente, incluso la resistencia de piezas que se producen en masa difiere en cierto grado entre sí debido a variaciones en las dimensiones, el maquinado, el formado y la composición. Los indicadores de la resistencia son, necesariamente, de naturaleza estadística e involucran parámetros como la media, la desviación estándar y una identificación de la distribución (Ocaña Valenzuela, 2018).

Para obtener experimentalmente una variedad de características y resistencias de los materiales que se emplean en un diseño se usa una probeta de ensayo estándar que se monta en una máquina de pruebas y se carga lentamente en tensión mientras se observa la carga  $P$  y la deflexión de la pieza. La carga se convierte en el esfuerzo mediante la fórmula (Ocaña Valenzuela, 2018):

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (\text{Ecuación 3.15})$$

Donde:  $\sigma$  = Esfuerzo [Pa]

$P$  = Carga [N]

$A_0$  = Área original de la probeta [ $\text{m}^2$ ].

La deformación unitaria normal se calcula a partir de:

$$\epsilon = \frac{l-l_0}{l_0} \quad (\text{Ecuación 3.16})$$

Donde:  $\epsilon$  = Deformación unitaria [Adimensional]

$l$  = Longitud de la barra después de someterla al esfuerzo [m]

$l_0$  = Longitud inicial de la barra [m].

Al finalizar la prueba, o durante ella, se grafican los resultados como un diagrama de esfuerzo-deformación unitaria. En la Figura 62 se muestran diagramas típicos de esfuerzo-deformación unitaria de materiales dúctiles (izquierda) y frágiles (derecha).

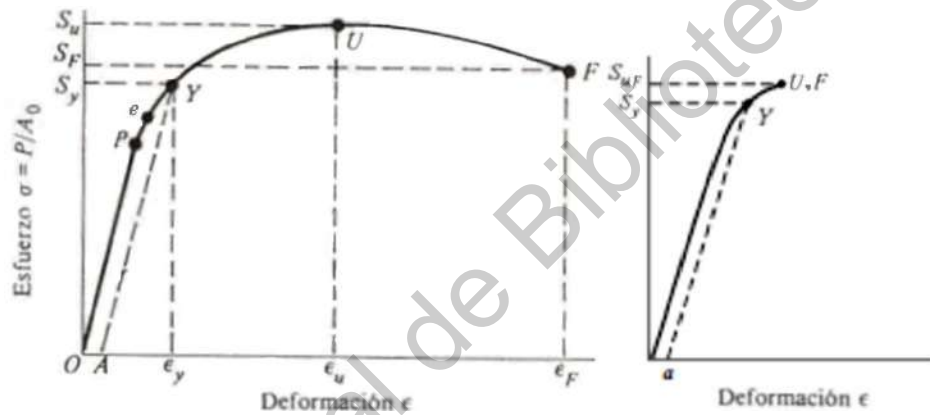


Figura 62. Diagramas de esfuerzo-deformación unitaria que se obtiene de la prueba de tensión estándar. Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018).

El punto 'P' de la Figura 62 se llama límite de proporcionalidad. Este es el punto en que la curva comienza a desviarse de una línea recta. En el rango lineal, la relación uniaxial esfuerzo-deformación unitaria está dado por la ley de Hooke como:

$$\sigma = E \epsilon \quad (\text{Ecuación 3.17})$$

Donde la constante de proporcionalidad 'E', se llama módulo de Young o módulo de elasticidad. 'E' es una medida de la rigidez de cada material, y como la deformación unitaria no tiene dimensión, las unidades de 'E' son las mismas que del esfuerzo (Ocaña Valenzuela, 2018).

El punto 'e' de la Figura 62 es el límite elástico. Si la probeta se carga más allá de este punto, se dice que la deformación es plástica y que el material tomará una deformación

permanente cuando se retire la carga. Entre 'P' y 'e', el diagrama no es una línea recta perfecta, aun cuando la probeta sea elástica (Ocaña Valenzuela, 2018).

Durante la prueba de tensión, muchos materiales llegan a un punto en el que la deformación unitaria comienza a crecer muy rápidamente sin que se observe un incremento correspondiente al esfuerzo. Este se denomina punto de fluencia (Y). El punto 'U', conocido como la resistencia última, es el esfuerzo máximo alcanzado en el diagrama de esfuerzo-deformación y representa el esfuerzo máximo que un material puede soportar antes de fallar o romperse. El punto 'F' es el punto de fractura (Ocaña Valenzuela, 2018).

Dentro de la resistencia de los materiales, también es importante puntualizar la existencia de la resistencia a la fatiga, que se define como la tensión en la que ocurre el fallo por fatiga tras cierto número de ciclos. En este caso, una pieza está sometida a un esfuerzo tolerable, pero de forma repetitiva, provocando un desgaste y una posible falla con el paso de los ciclos.

#### 4.5.2 Teoría de fallas

No existe una teoría universal de falla para un caso general de las propiedades del material y el estado de esfuerzo. En su lugar, a través de los años se han formulado y probado varias hipótesis, las cuales han conducido a prácticas aceptadas en la actualidad. Estas prácticas han sido caracterizadas como teorías (Ocaña Valenzuela, 2018).

El comportamiento de un material estructural se clasifica de manera típica como dúctil o frágil, aunque bajo situaciones especiales un material considerado como dúctil puede fallar de manera frágil. Normalmente, los materiales se clasifican dúctiles cuando tienen una resistencia a la fluencia ( $S_y$ ) identificable que a menudo es la misma en compresión que en torsión ( $S_y = S_{yt} = S_{yc}$ ). Los materiales frágiles no presentan una resistencia a la fluencia identificable y típicamente se clasifican por resistencias últimas a la tensión ( $S_{ut}$ ) y a la compresión ( $S_{uc}$ ) (Ocaña Valenzuela, 2018).

##### 4.5.2.1 Teoría de la Energía de Distorsión para materiales dúctiles

La teoría de la energía de distorsión (ED) está dentro de las teorías generalmente aceptadas para materiales dúctiles. La teoría de la energía de deformación máxima predice

que la falla por fluencia ocurre cuando la energía de deformación total por unidad de volumen alcanza o excede la energía de deformación por unidad de volumen correspondiente a la resistencia a la fluencia en tensión o en compresión del mismo material (Ocaña Valenzuela, 2018).

Se ha demostrado que el método de la teoría ED es el mejor estimador de la falla para materiales dúctiles bajo cargas estáticas o para esfuerzos normales, cortantes o combinados totalmente reversibles. Requiere la definición del nuevo término esfuerzo o tensión de von Mises, representado por el símbolo  $\sigma'$ , que se puede calcular para esfuerzos biaxiales, con los esfuerzos principales máximo y mínimo  $\sigma_1$  y  $\sigma_2$  (Ocaña Valenzuela, 2018):

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1\sigma_2} \quad (\text{Ecuación 3.18})$$

Donde:  $\sigma' =$  Tensión de von Mises [N]

$\sigma_1$  y  $\sigma_2 =$  Esfuerzos principales máximo y mínimo respectivamente [N].

Se predice que existe falla cuando  $\sigma'$  es mayor que  $S_y$ .

La Ecuación 3.18 representa una elipse rotada en el plano  $\sigma_1, \sigma_2$ , como se muestra en la Figura 63 con  $\sigma' = S_y$ . Se predice que las combinaciones de esfuerzos principales que están dentro de la elipse de energía de distorsión son seguras, mientras que las que están afuera podrían causar fallas. Las líneas punteadas en la figura representan la teoría del Esfuerzo Cortante Máximo (ECM), que puede verse más restrictiva y, por ende, más conservadora (Ocaña Valenzuela, 2018).

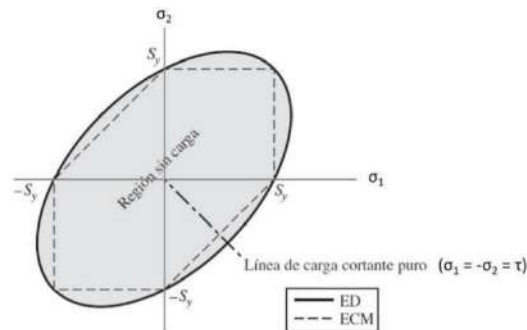


Figura 63. Teoría de la energía de distorsión de estados de esfuerzo plano. Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018).

Muchos programas computacionales de análisis por elementos finitos incluyen en los resultados el esfuerzo de von Mises, que es de particular interés para estimar fallas en materiales dúctiles.

#### 4.5.3 Método del Elemento Finito

El Método de Elemento Finito (MEF) es una técnica numérica para analizar diseños de ingeniería. El MEF está aceptado como el método de análisis estándar debido a su generalidad y compatibilidad para ser implementado en computadoras. El MEF divide el modelo en numerosas piezas pequeñas de formas simples llamadas "elementos", que reemplazan eficazmente un problema complejo por muchos problemas simples que deben ser resueltos de manera simultánea. Los elementos comparten puntos comunes denominados "nodos". El proceso de división del modelo en pequeñas piezas se denomina mallado. En la Figura 64 se puede observar el diseño CAD de una pieza y el mallado del mismo (C. Planchard, 2017).



Figura 64. Modelo CAD de una pieza y modelo mallado o subdividido en pequeñas piezas (elementos). Tomada de (Ocaña Valenzuela, 2018).

El comportamiento de cada elemento es bien conocido bajo todas las situaciones de soporte y carga posibles. El MEF utiliza elementos con formas diferentes para poder mallar las piezas de la mejor manera posible (C. Planchard, 2017).

La respuesta en cualquier punto en un elemento se interpola desde la respuesta en los nodos del elemento. Cada nodo está descrito en detalle por un cierto número de parámetros, según el tipo de análisis o del elemento utilizado. Por ejemplo, la temperatura de un nodo describe por completo su respuesta en el análisis térmico. Para el análisis estructural, la respuesta de un nodo está descrita, por lo general, por tres traslaciones y tres rotaciones. Se denominan grados de libertad. El análisis que utiliza MEF se denomina Análisis de elementos finitos (AEF). En la Figura 65 se puede observar un elemento tetraédrico simple que se analiza por este método (C. Planchard, 2017).

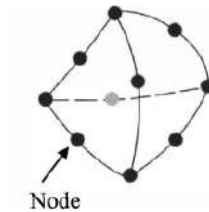


Figura 65. Elemento tetraédrico. Tomada de (C. Planchard, 2017)

Softwares como Solidworks formulan las ecuaciones que rigen el comportamiento de cada elemento teniendo en cuenta su conectividad con los demás elementos. Estas ecuaciones hacen referencia a la respuesta de cargas, restricciones y propiedades del material conocidas. Después, el programa organiza las ecuaciones en un conjunto mayor de ecuaciones algebraicas simultáneas y resuelve las desconocidas. En el análisis de tensión, por ejemplo, el programa encuentra los desplazamientos en cada nodo, posteriormente, calcula las deformaciones unitarias y finalmente las tensiones (C. Planchard, 2017).

#### 4.5.4 Selección de los materiales

La selección de un material para construir un elemento estructural es una de las decisiones más importantes que debe tomar el diseñador. Por lo general, la decisión se toma antes de establecer las dimensiones de la pieza. Después de seleccionar el proceso para crear la geometría deseada y el material (estos no pueden estar separados), se diseña el elemento de manera que se evite la pérdida de funcionalidad o que la probabilidad de dicha pérdida de funcionalidad se mantenga a un nivel de riesgo aceptable (Ocaña Valenzuela, 2018).

La selección de un material se basa generalmente en el esfuerzo, la deflexión (deformación) y el desgaste cíclico o por fatiga, para esto se toman en cuenta las propiedades elásticas (rigidez) del material. Aunque en ocasiones existen excepciones ya que hay piezas que no quedan sometidas a cargas en ningún momento, por ejemplo, elementos de relleno o estéticos. En prótesis, el peso de los materiales es un factor fundamental que se debe tomar muy en cuenta, ya que afecta directamente en la comodidad y el desgaste físico del usuario. Con frecuencia, los elementos deben diseñarse también para resistir la corrosión. Existen muchos otros factores que pueden condicionar el diseño de piezas como los costos, la complejidad de su manejo o manufactura, entre otras (Ocaña Valenzuela, 2018).

La construcción correcta de un diseño y la selección adecuada de los materiales permitirán contrarrestar al máximo las probabilidades de falla, para esto es importante definir el factor de seguridad, que es el cociente resultante entre el valor de la capacidad máxima de esfuerzo de un sistema (Tensión admisible) y el valor del esfuerzo real al que se verá sometido (Tensión actuante). Es el índice de seguridad de un determinado diseño desde un punto de vista referido a su resistencia mecánica. En cualquier estructura o diseño es de esperar que dicho cociente sea igual o mayor a 1, ya que esto indica seguridad ante el fallo, cuanto más elevado sea el valor, mayor índice de seguridad se tiene, mientras un valor inferior a la unidad indica inseguridad o alta probabilidad de fallo. Un factor de seguridad de 2 refiere a que el diseño es capaz de soportar dos veces la carga a la cual está sometido.

#### 4.5.4.1 Polímeros

Los polímeros son moléculas orgánicas que constituyen los materiales plásticos, los cuales son altamente utilizados en cualquier sector industrial. Existe una gran diversidad de estos materiales y algunos son muy usados en prótesis gracias a que permiten al protesista controlar muchos factores como la rigidez, resistencia, y espesor del producto final, de esta forma el socket puede ser diseñado de manera que en algunas áreas específicas sea fuerte y grueso y en otras sea relativamente delgado y liviano. Entre los polímeros más usados en prótesis tenemos (Felpeto Medina, 2013):

#### **Termoplásticos**

Los materiales termoplásticos en especial el polietileno (PE) y polipropileno (PP) son muy utilizados en la protésica para fabricar sockets protésicos y estructuras de soporte. Son materiales rígidos a temperatura ambiente, pero cuando se calientan a altas temperaturas se pueden moldear fácilmente, de esta manera es posible moldear láminas termoplásticas a las dimensiones del muñón (Felpeto Medina, 2013).

El PP es parcialmente cristalino y se obtiene de la polimerización del propileno puro y el copolímero, este se obtiene al añadir entre un 5% y un 30% de etileno en la polimerización; y posee mayor resistencia que el homopolímero. El PE es el polímero más simple, más barato y más común; se obtiene de la polimerización del etileno. Se puede clasificar en: polietileno de baja densidad (PEBD), polietileno de alta (PEAD), polietileno



lineal de baja densidad (PELBD), polietileno de ultra alto peso molecular (UHWPE) por sus siglas en inglés) y polietileno con formación de red (PEX) (Felpeto Medina, 2013).

## **Elastómeros**

Los elastómeros o hules, son polímeros que tienen la capacidad de deformarse de forma elástica. Es decir, que cuando se le aplica una fuerza se deforma, pero cuando esta fuerza se retira vuelve a su forma original. Sus propiedades son ideales para absorber impactos y atenuar las fuerzas de fricción y cizalladura que se generan sobre el miembro residual. Dentro de los diferentes elastómeros que pueden ser utilizados uno de los más importantes es el silicón o silicona. El silicón utilizado se conoce comercialmente como polisiloxano. Las propiedades de este material se obtienen debido a que su estructura molecular presenta enlaces cruzados pequeños que a su vez se deforma a elevadas temperaturas (Felpeto Medina, 2013). También se distinguen materiales TPE (Elastómeros termoplásticos) y el TPU (Poliuretanos termoplásticos) por sus propiedades elásticas de alta resistencia al desgarro y su baja densidad.

## **Fibras**

Las fibras son creadas a base de polímeros que se pueden usar para dar resistencia o fuerza al encaje o para el desarrollo de pies protésicos de respuesta dinámica. Algunos de estos materiales son: la fibra de carbono, la fibra de vidrio, el nylon y el Kevlar (Felpeto Medina, 2013).

Materiales como la fibra de carbono permiten diseñar encajes livianos, delgados y resistentes, sin embargo, es muy difícil cambiar la forma una vez que se realizó la misma, a diferencia de los termoplásticos. Del mismo modo, la fibra de carbono o el Kevlar son usados para diseñar pies protésicos resistentes, livianos y con gran capacidad en el retorno de energía (Felpeto Medina, 2013).

### **4.5.4.2 Fibra de carbono**

Es un material de la familia de los polímeros, compuesto de una matriz de carbón llamada fase de dispersante que da forma al material a base de fibras. Es un material que

generalmente se utiliza con polímeros termoestables como base, por ejemplo, el epoxy, el poliéster o el vinilester. En conjunto resultan en un material compuesto muy ligero, con elevada resistencia mecánica, gran capacidad de aislamiento térmico, gran resistencia a cambios térmicos, pero con un elevado precio de producción (Felpeto Medina, 2013).

#### 4.5.4.3 Metales y aleaciones

Estos materiales estarán normalmente presentes en piezas y mecanismos estructurales de una prótesis. Por ejemplo, en la rodilla protésica, el pie y en las piezas y adaptadores de conexión, como los tubos y los conectores piramidales macho y hembra.

##### **Titanio**

Es el material con las mejores características físicas para la construcción de prótesis debido a que es muy fuerte y muy liviano, sin embargo, es muy caro. Actualmente muchos de los dispositivos de rodilla protésica son de titanio, algunas compañías ofrecen un mismo diseño (mecanismo) en acero o titanio, claramente los mecanismos de titanio tienen mucho mejor rendimiento y desempeño, pero son de mayor precio. El titanio tiene una densidad de 4507 kg/m<sup>3</sup> y una resistencia a la tensión entre 330 y 620 MPa, pero puede ser incrementado a más de 1160 MPa en el caso de estar aleado. El módulo de elasticidad del titanio se encuentra entre 106 y 114 GPa. Otras de sus ventajas es que tiene una excelente estabilidad y resistencia a la corrosión de diferentes agentes corrosivos. El titanio puede alearse con aluminio, vanadio, hierro, molibdeno y otros (Felpeto Medina, 2013).

##### **Acero**

El acero es un material muy fuerte y resistente, sin embargo, es relativamente pesado, por lo que no se recomienda como material predominante en los mecanismos protésicos. Por su resistencia se puede usar para fabricar componentes pequeñas en donde es muy importante la fuerza del material para resistir las cargas y el peso del cuerpo. Hablando específicamente de rodillas protésicas, algunas se fabrican de acero cuando se necesite soportar mucho peso y por lo general son diseños pequeños (Felpeto Medina, 2013).

La aleación de acero más común se comprende de hierro y carbono en donde el porcentaje de carbono está entre 0.2% y 0.3%, comúnmente se le conoce como acero al carbón. En prótesis son muy utilizadas aleaciones de acero inoxidable, estas contienen por lo menos 10.5% de cromo generalmente; otros aceros inoxidables contienen además níquel y molibdeno. Se clasifican de acuerdo con su composición y sus aplicaciones. La aleación de acero inoxidable AISI 304 es la más comercial y presenta buena resistencia a la corrosión y buenas propiedades mecánicas con resistencia a la tensión de 505 MPa aproximadamente, pero hay aleaciones con mejores propiedades mecánicas como la AISI 420, que es una modificación del AISI 410 con alto carbón, que tiene una resistencia a la tensión de 655 MPa o más dependiendo su tratamiento térmico y es usado en estructuras (Felpeto Medina, 2013).

### **Aluminio**

Las características sobresalientes del aluminio y sus aleaciones son su relación resistencia-peso, su resistencia a la corrosión y su alta conductividad térmica y eléctrica. La densidad de este metal es de aproximadamente 2770 kg/m<sup>3</sup>, que se compara con la del acero, de 7750 kg/m<sup>3</sup>. El aluminio puro tiene una resistencia a la tensión de aproximadamente 90 MPa, pero se puede mejorar mucho mediante el trabajo en frío y también al alearlo con otros materiales. Su módulo de elasticidad, así como los de sus aleaciones, es de 71.7 GPa, lo que significa que su rigidez es aproximadamente un tercio de la del acero inoxidable, el cual llega a 210 GPa (Ocaña Valenzuela, 2018).

Si bien es cierto que no es un material muy fuerte, se usa cotidianamente en prótesis de miembro inferior, sobre todo en los tubos y adaptadores, pero también en rodillas protésicas. Desde el punto de vista físico, el aluminio puro posee una resistencia muy baja a la tracción y una dureza escasa, pero al estar en aleación con otros elementos, el aluminio adquiere características mecánicas superiores. A estas aleaciones se las conoce con el nombre genérico de duraluminio, y pueden ser centenares de aleaciones diferentes. El duraluminio contiene pequeñas cantidades de cobre (3 – 5%), magnesio (0.5 -2%), manganeso (0.25-1%) y Zinc (3.5 -5%). Para prótesis podemos distinguir aleaciones como el aluminio 6061 que se caracteriza por tener propiedades mecánicas destacables ya que es de grado estructural, principalmente cuando tiene una condición -T6 (tratamiento térmico y envejecimiento

artificial), también se distingue el aluminio 7075 ya que es más fuerte y resistente que la anterior, aunque por la misma razón es poco más difícil de maquinar (Felpeto Medina, 2013).

El poco costo, la resistencia del aluminio y sus aleaciones los colocan entre los materiales más versátiles desde el punto de vista de la fabricación. El aluminio se procesa mediante la fundición en arena o en matriz, trabajo en caliente o en frío, o extrusión. Sus aleaciones se pueden maquinar, trabajar en prensa, soldar en forma directa, al bronce o al estaño. El aluminio puro se funde a 660°C, lo que lo hace muy deseable para producir fundiciones permanentes (Ocaña Valenzuela, 2018).

#### **4.6 Antropometría y ergonomía**

La antropometría es la disciplina que describe las diferencias cuantitativas de las medidas del cuerpo humano, estudia las dimensiones tomando como referencia distintas estructuras anatómicas, y sirve de herramienta a la ergonomía con objeto de adaptar el entorno a las personas. Es el estudio y medición de las dimensiones físicas y funcionales del cuerpo humano (Felpeto Medina, 2013).

Los principios de la ergonomía describen que un producto debe acoplarse al usuario y no el caso contrario, con el fin de producir confort, que se define como las condiciones que producen bienestar y comodidad y que son necesarias para obtener un diseño completo. Por lo que al diseñar es importante contemplar la postura, la antropometría, la marcha, las capacidades físicas y la actividad de la persona, así como la morfología del miembro residual y los puntos que toleran cargas (González, 2019).

Con respecto al tratamiento protésico, es difícil estandarizar el procedimiento y los dispositivos de manera que resulten funcionales y ergonómicos para todos los usuarios. Por esta razón los módulos protésicos de rodilla y pie, indican para que tipo de usuarios fueron diseñados, de acuerdo a los niveles K y el peso corporal. Los mecanismos diseñados para usuarios de baja actividad como pacientes geriátricos, tienen en común una alta estabilidad y un bajo peso para poder ser controlados, generalmente van de los 360 a los 650 g en rodillas y 310 a 500 g en pies. El socket en cambio se personaliza por completo a la morfología y características del muñón, así como la movilidad de cada usuario (Flores, 2020).

# CAPÍTULO V.

## 5. Metodología

En este capítulo se describe la metodología utilizada para el diseño digital de una prótesis transfemoral, basada en las medidas y características de un paciente geriátrico hipotético con amputación a causa de complicaciones por diabetes y con nivel de movilidad K2. Dicha metodología consistió en una serie de pasos, los cuales se mencionan en el siguiente diagrama de flujo y serán descritos posteriormente:

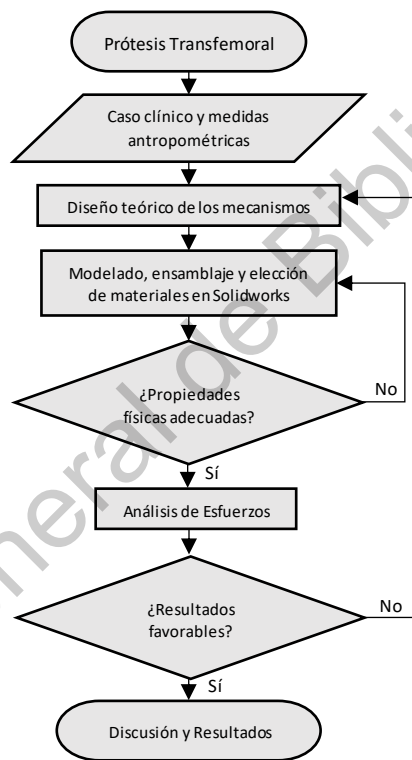


Figura 66. Diagrama de flujo de la metodología. De autoría propia.

### 5.1 Descripción del caso clínico y de las medidas antropométricas.

El trabajo se enfoca en un paciente de 65 años de edad con amputación a nivel transfemoral en la extremidad pélvica derecha derivada de una diabetes de tipo 2 mal controlada y un nivel de movilidad K2, o que tiene la capacidad de deambular en superficies niveladas (espacios internos) y limitadamente en espacios exteriores. No se tuvo contacto directo con el paciente para no generar falsas ilusiones en el caso de que el proyecto no tuviera el éxito esperado, por lo cual no se tienen las medidas exactas. Es por eso que las

medidas antropométricas utilizadas en el presente trabajo se basan en las medidas promedio mexicanas de personas de la tercera edad. Cabe destacar que las componentes modulares de rodilla y pie protésicos pueden ser indicados para diferentes pacientes con características de movilidad y peso similares a las aquí propuestas, asumiendo las variaciones en su alineación y en la longitud de las conexiones. Por otra parte, el socket debe ser totalmente personalizado a las características del muñón de cada individuo.

Con el fin de determinar la longitud de los segmentos muñón – rodilla y rodilla – pie, se usaron las dimensiones antropométricas de individuos mexicanos de edad avanzada (60 años en adelante) presentados en la Figura 67, según Avila, Prado, & González (2007).

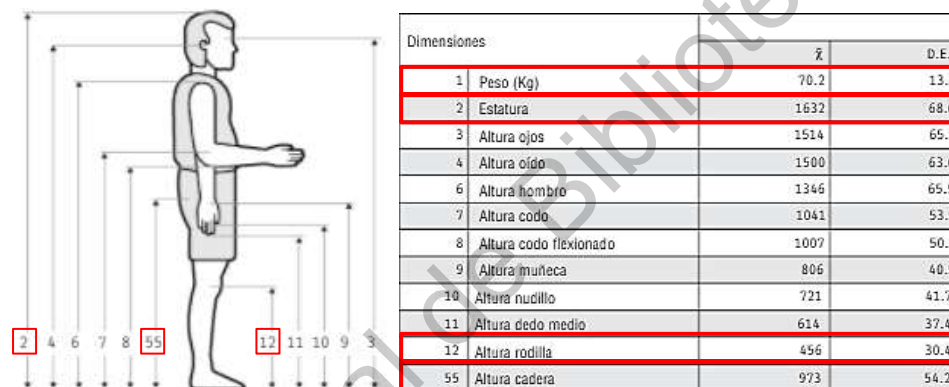


Figura 67. Dimensiones antropométricas en ancianos mexicanos de sexo masculino de 60 a 90 años. Tomada de (Avila, Prado, & González, 2007).

En la Figura 67 se resaltan en color rojo las dimensiones de mayor interés, que es el peso, la estatura, la altura de la rodilla y la altura de la cadera. A la derecha, se muestra la media aritmética ( $\bar{x}$ ) y la desviación estándar (D.E). Se toma en cuenta la media aritmética de estas dimensiones para delimitar las medidas de las prótesis en el presente trabajo. Con relación a estas, se incluyen los rangos en los cuales se espera que la prótesis sea capaz de desempeñarse adecuadamente con los ajustes pertinentes (ver Tabla 3).

Se asume una amputación quirúrgica media transfemoral (en el segundo tercio del fémur), una amputación cerrada, un muñón funcional con correcta cicatrización y libre de infección. La longitud del muñón se asumirá como la mitad del segmento entre cadera y rodilla (muslo). A continuación, se especifican las dimensiones y características del paciente, las cuales rigen el diseño de la prótesis (Tabla 3).

Tabla 3. Dimensiones antropométricas y nivel de movilidad.

Dimensiones	Medidas a usar	Rango de funcionalidad
Estatura	1.632 m	>1.580 m
Peso	70.2 kg	<100kg
Altura de rodilla (miembro sano)	456 mm	-
Altura de cadera	973 mm	-
Longitud de cadera a parte distal del muñón	258.5 mm	-
Altura del piso al muñón	714.5 mm	-
Nivel de movilidad	K2	K2

## 5.2 Diseño teórico de los mecanismos de la prótesis transfemoral.

Lo repasado en los capítulos anteriores recae directamente en el diseño de la prótesis. La historia nos permite tener en cuenta los avances que se han logrado en todos los aspectos relacionados con la protésica, como es el avance en la medicina, en los materiales y en las prótesis en sí. La biomecánica de las articulaciones de miembro inferior y de la marcha son indispensables para conocer los movimientos primordiales que deben realizar las articulaciones protésicas, así como los grados de movimiento y en qué momento de las fases de la marcha ocurren dichos movimientos. Conocer y analizar los tipos de mecanismos protésicos y los sistemas de suspensión, así como sus atributos y limitantes, permiten distinguir entre una variedad de opciones la más conveniente o funcional para el paciente en cuestión.

### 5.2.1 Diseño de socket y determinación del sistema de suspensión.

En este trabajo se optó por un socket de interior flexible con marco rígido fenestrado que constará en un diseño subisquiático de contacto total para tener una distribución adecuada de las cargas, este diseño es parecido a los de contención isquiática, pero más cómodo en la parte proximal del miembro por el hecho de que los bordes del marco rígido del socket son más bajos ya que no encapsulan el isquion sino solo lo soportan. El socket contará con una suspensión subatmosférica, específicamente con un sistema de succión pasiva ajustada a un liner o calceta protésica. La fundamentación que rige la elección de las características del socket son las vistas en el capítulo III en el tema correspondiente al socket protésico.

Un socket con interior flexible no solo ofrece al usuario mayor comodidad y amortiguación de las fuerzas de cizalladura, sino también permite una mayor retroalimentación propioceptiva, una mejor acomodación tanto volumétrica como localizada del miembro residual y tiene mayor rango de fluctuación en el volumen del miembro residual y más aún, con el uso de un liner o de una calceta protésica. Con el marco rígido fenestrado se permitirá que la musculatura del muñón se expanda y se acomode de mejor manera durante la deambulación, además de que el individuo podrá sentir a través de la membrada flexible las superficies al estar sentado.

El sistema de suspensión por succión ajustado al liner tiene ventajas a lado de la succión ajustada a la piel, principalmente por la facilidad de ensamble con el muñón, la protección añadida contra las fuerzas de cizalladura y que permite una mayor fluctuación en el volumen del miembro residual sin sacrificar el ajuste. Este sistema al combinar presión negativa y tensión superficial (entre el liner y el socket) tiende a tener una suspensión más sólida, disminuyendo pistoneo distal y rotación del muñón, que la producida por los sistemas de liner con mecanismos de bloqueo distal. En contra parte, la presión negativa ejercida por un sistema de válvula de vacío asistida establece todavía una suspensión más fuerte y continua que el sistema pasivo, pero el método asistido implica procesos de fabricación y colocación complicados, además de elevar los costos. Estos sistemas se recomiendan principalmente cuando la inercia y las fuerzas que intentan apartar la prótesis del muñón son muy elevadas, y esto ocurre principalmente con usuarios jóvenes muy activos o atletas que manejan cadencias rápidas de marcha o que inclusive desempeñan actividades físicas demandantes. El sistema de succión pasiva con liner será suficiente para mantener un ajuste adecuado en paciente geriátrico con un nivel de movilidad K2.

En un miembro residual a nivel transfemoral hay puntos localizados con gran sensibilidad, sobre todo donde existen estructuras óseas superficiales, y que no pueden soportar grandes cargas o presiones, pero hay otros puntos que sí pueden soportar mayores cargas como lo es la tuberosidad isquiática. Cada individuo es diferente, así como su muñón, por lo que es importante que el protesista establezca los principales puntos de apoyo de acuerdo con las peculiaridades individuales. Generalmente la tuberosidad isquiática soporta gran parte del peso del paciente para liberar algo de carga sobre el resto del muñón y se



soporta en la parte medial de la pared posterior del socket, la cual pretende simular una especie pequeña de asiento. Lo más similar que cualquier persona pudiera comparar con el apoyo isquiático es el que otorga un asiento de una bicicleta.

### 5.2.2 Diseño del mecanismo de rodilla

El presente trabajo se inclina hacia los mecanismos policéntricos ya que cuentan con una variedad de ventajas sobre los de eje sencillo, estas radican en que el CIR permite a los usuarios un menor esfuerzo para mantener estable el mecanismo durante la estancia (extensión) y durante la marcha en general, incrementa el brazo de palanca del muñón reduciendo el momento necesario para lograr la flexión, acorta la longitud de la prótesis durante el balanceo (evita tropiezos) y permite una flexión más anatómica. El diseño se inclina específicamente en un mecanismo de 4 barras, puesto que otros mecanismos como el de 6 barras implica una estructura más compleja que se puede relacionar con mayores costos de producción y mantenimiento.

Anteriormente se vio que hay diferentes tipos de mecanismos de 4 barras, los cuales se desempeñan de manera diferente, cada uno presenta peculiaridades funcionales que determinan su indicación de acuerdo al nivel de movilidad y necesidades del paciente. Por lo visto anteriormente el mecanismo de 'control voluntario' es el que mejor se acopla a las características del paciente de la presente investigación. Se sabe que este mecanismo se caracteriza por tener el eslabón posterior más largo que el anterior, pero es necesario dimensionar de manera crítica cada uno de los eslabones en orden de conseguir un óptimo desempeño. Para esto nos basamos en el trabajo propuesto por T. Amador & et al (2012).

La rodilla de 4 barras es una clase específica de mecanismos policéntricos. La cual se caracteriza por tener cuatro elementos o eslabones: el socket representa el eslabón superior 'b', el tubo de la pierna inferior representa 'd' y los dos eslabones de unión anterior 'c' y posterior 'a'; articulados entre sí por cuatro puntos diferentes: el punto A, une 'a' con 'b', el punto B une 'b' con 'c', el punto  $O_B$  une 'c' con 'd' y el punto  $O_A$  une 'd' con 'a', tal como se muestra en la Figura 68, C. Para analizar la estabilidad del mecanismo se considera como elemento estacionario el eslabón 'd' (tubo extensor de la prótesis hasta el pie), mientras que el eslabón 'b' (encaje de la prótesis) se considera la entrada de movimiento al mecanismo,

específicamente debido a la variación angular en la flexión de rodilla (T. Amador & et al., 2012).

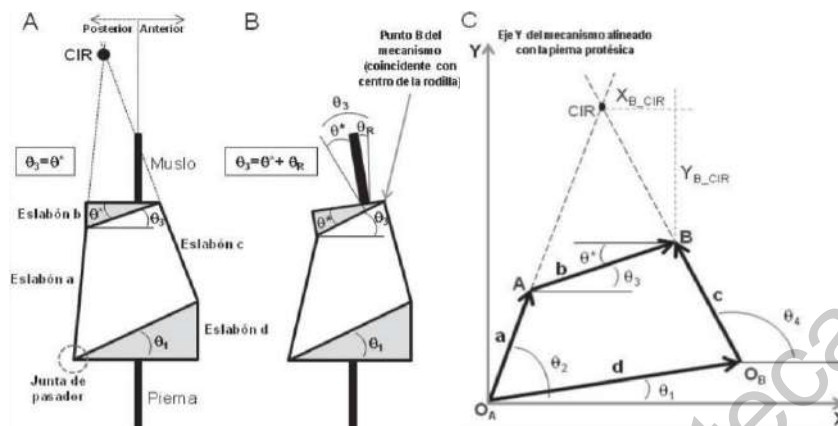


Figura 68. Configuración general del mecanismo y representación geométrica. Tomada de (T. Amador & et al., 2012).

El mecanismo de cuatro barras se puede representar por 6 parámetros (las longitudes y los ángulos correspondientes a las barras inferior y superior). El ángulo  $\theta^*$  es un ángulo de diseño del eslabón superior 'b' y es medido partiendo del punto articulado B. El ángulo  $\theta_1$  es un ángulo de diseño del eslabón inferior 'd', el cual es medido partiendo del punto articulado  $O_A$ . El CIR se ubica en la intersección de las prolongaciones de los eslabones posterior y anterior, 'a' y 'c', respectivamente, y su ubicación varía en función del ángulo de flexo-extensión de la rodilla. Así mismo, en la Figura 68 se observa el ángulo  $\theta_3$ , que es una variable independiente debido a que está asociada al eslabón 'b' y es la entrada del movimiento. Finalmente, conociendo las longitudes de los cuatro eslabones 'a', 'b', 'c' y 'd', el ángulo de entrada  $\theta_3$  y los ángulos  $\theta_1$  y  $\theta^*$ , se puede obtener los ángulos desconocidos de los eslabones  $\theta_2$  y  $\theta_4$  a través de la representación de cada eslabón del mecanismo como vectores de posición expresados en números complejos, de forma polar y con su respectiva resolución matemática. En este caso el origen del sistema de coordenadas se ubica en la articulación inferior-posterior del mecanismo (punto  $O_A$ ). Los ángulos  $\theta_2$  y  $\theta_4$  son los que forman respectivamente los eslabones 'a' y 'c' con la línea de referencia horizontal, ambos medidos en sentido antihorario (ver Figura 68, C) y se obtienen a través de las Ecuaciones 3.7 y 3.8, respectivamente (T. Amador & et al., 2012).

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \left[ \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right] \quad (\text{Ecuación 3.7})$$

Donde:

$$A = (a^2 + b^2 - c^2 + d^2)/(2ab) - d(\cos \theta_1 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_3)/a - \cos \theta_3 \\ + d \cos \theta_1 / b$$

$$B = 2(\sin \theta_3 - d \sin \theta_1 / b)$$

$$C = (a^2 + b^2 - c^2 + d^2)/(2ab) - d(\cos \theta_1 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_3)/a + \cos \theta_3 \\ - d \cos \theta_1 / b$$

$$\theta_4 = 2 \tan^{-1} \left[ \frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right] \quad (\text{Ecuación 3.8})$$

Donde:

$$D = (b^2 - a^2 + c^2 + d^2)/(2bc) - d(\cos \theta_1 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_3)/c - d \cos \theta_1 / b \\ + \cos \theta_3$$

$$E = 2(d \sin \theta_1 / b - \sin \theta_3)$$

$$F = (b^2 - a^2 + c^2 + d^2)/(2bc) - d(\cos \theta_1 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_3)/c + d \cos \theta_1 / b \\ - \cos \theta_3$$

Con relación al ángulo de entrada del mecanismo  $\theta_3$ , es importante señalar que es igual a la suma del ángulo de flexión de rodilla  $\theta_R$  y el ángulo  $\theta^*$  (ver Figura 68, B). Conociendo  $\theta_2$  y  $\theta_4$ , se obtienen las coordenadas 'x' y 'y' de cada punto articulado del mecanismo (T. Amador & et al., 2012):

$$X_{O_A} = 0; Y_{O_A} = 0 \quad (\text{Ecuación 3.9})$$

$$X_{O_B} = d \cos \theta_1; Y_{O_B} = d \sin \theta_1 \quad (\text{Ecuación 3.10})$$

$$X_A = a \cos \theta_2; Y_A = a \sin \theta_2 \quad (\text{Ecuación 3.11})$$

$$X_B = X_{O_B} + c \cos \theta_4; Y_B = Y_{O_B} + c \sin \theta_4 \quad (\text{Ecuación 3.12})$$

En publicaciones previas a cerca del dimensionamiento de mecanismos de rodilla de 4 barras, se puede observar el uso de métodos analíticos y métodos gráficos para obtener las características mecánicas deseadas, ambos métodos son válidos, pero resulta muy complicado obtener buenos resultados de manera analítica, puesto que las variables de diseño se pueden complicar en muchos de los casos. El método gráfico permite representar el mecanismo en el plano sagital y observar el comportamiento, en caso de no tener éxito se pueden cambiar los parámetros fácilmente hasta llegar a lo deseado, así como lo plantea Ocaña Valenzuela (2018). En el caso de T. Amador & et al (2012), quienes con el objetivo de dimensionar eficientemente un mecanismo de cuatro barras de ‘control voluntario’ propusieron el uso de los algoritmos genéticos como técnica de inteligencia artificial, para superar la complejidad de trabajar tomando en cuenta muchas posibles combinaciones de los parámetros de entrada del mecanismo (longitud de los 4 eslabones, los ángulos  $\theta_1$  y  $\theta^*$ , y el ángulo de entrada  $\theta_R$  asociado a la flexión de rodilla), la posición deseada de la línea de carga y las coordenadas ideales del CIR ( $X_{B\_CIR}$  y  $Y_{B\_CIR}$ ). Los autores partieron del sistema de coordenadas y la configuración del mecanismo mostrado en la Figura 68 C y establecieron las ecuaciones que rigen el problema, específicamente las asociadas a la ubicación del CIR en relación al punto B del mecanismo. Esto es, la distancia en dirección ‘x’ desde el punto B hasta el CIR ( $X_{B\_CIR}$ ), dada por la ecuación 3.13, y la distancia en dirección ‘y’ desde el punto B hasta el CIR ( $Y_{B\_CIR}$ ), dada por la ecuación 3.14 (T. Amador & et al., 2012).

$$X_{B\_CIR} = \frac{(X_{OB} \tan \theta_4 - Y_{OB})}{(\tan \theta_4 - \tan \theta_2)} - d \cos \theta_1 - c \cos \theta_4 \quad (\text{Ecuación 3.13})$$

$$Y_{B\_CIR} = \frac{(X_{OB} \tan \theta_4 - Y_{OB}) \tan \theta_2}{(\tan \theta_4 - \tan \theta_2)} - d \sin \theta_1 - c \sin \theta_4 \quad (\text{Ecuación 3.14})$$

Además de lo anterior, es importante considerar que el mecanismo de ‘control voluntario’ debe contar con el eslabón ‘a’ (eslabón posterior) más largo que el eslabón ‘c’ (eslabón anterior) y que la suma de las longitudes del eslabón más corto y el más largo debe ser menor que la suma de las otras dos longitudes, para garantizar el movimiento continuo del mecanismo, según la condición de eslabonamiento de Grashof (T. Amador & et al., 2012).

Las dimensiones de los seis parámetros que definen el mecanismo obtenidas se muestran a continuación en la Tabla 4.

Tabla 4. Dimensionamiento de los parámetros del mecanismo de 'control voluntario' obtenidos por (T. Amador & et al., 2012).

Parámetros	Dimenciones
a	79.77 mm
b	34.22 mm
c	61.02 mm
d	56.72 mm
$\theta^*$	30.08°
$\theta_1$	44.82°

Usar estos parámetros como referencia para el diseño de la rodilla protésica tiene la ventaja de que este eslabonamiento cuenta con un respaldo cinemático representado a través de coordenadas (método gráfico), por T. Amador & et al (2012), en donde se cumplen de manera aceptable los objetivos de un mecanismo de 'control voluntario', como es el proporcionar estabilidad con respecto al posicionamiento deseado del CIR y la línea de carga o la fuerza de reacción al piso (FRP) durante el contacto del talón, el apoyo medio y el despegue de los dedos, permitir la flexión voluntaria del mecanismo al trasladar la línea FRP por detrás del CIR y este se mantiene dentro de la zona de 'control voluntario' tanto en extensión como en los primeros 4° de flexión (Figura 69). Además, la trayectoria de la poloide en el incremento sucesivo del ángulo de flexión es constante y suave hacia abajo, evitando movimientos bruscos.

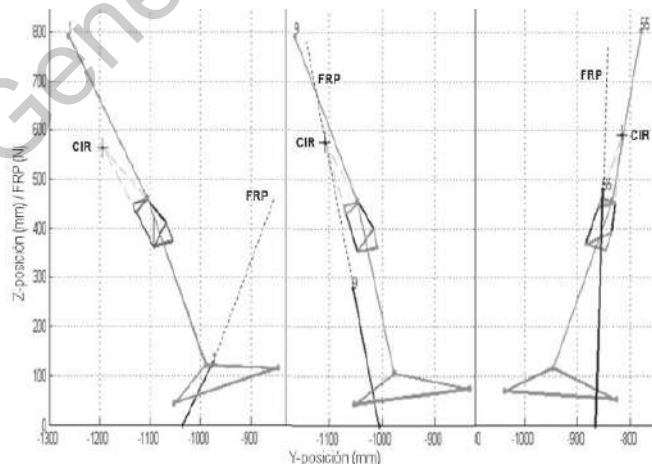


Figura 69. Representación del mecanismo de T. Amador & et al (2012) durante el contacto inicial, la respuesta de carga y justo antes de iniciar la flexión voluntaria hacia el despegue de la punta. Tomada de (T. Amador & et al., 2012).

El alcance de T. Amador & et al (2012) llega al desarrollo del algoritmo genético y la evaluación gráfica de lo obtenido con el mismo, consiguiendo resultados aceptables, pero

no definitivos ya que buscan ampliar el rango de estabilidad a  $10^\circ$  de flexión. En su trabajo el mecanismo queda conceptualizado tan solo en un sistema de coordenadas de dos dimensiones (plano sagital). Por lo que es de nuestro interés analizar el comportamiento del dimensionamiento en un ambiente más apegado a la realidad, como lo es en un software de tres dimensiones, en donde se contemplan no solo la configuración del eslabonamiento sino del diseño general de la prótesis de rodilla, los materiales que la conforman, su alineación y comportamiento con el resto de las componentes, y la simulación de cargas.

Adicional al dimensionamiento y diseño del mecanismo de cuatro barras, se incluirá la asistencia de un amortiguador que tendrá como principal función ayudar a extender la rodilla en la fase de balanceo, minimizando el momento de flexión de cadera por parte del usuario para lograrlo. Al adicionar esta componente disminuirá también el momento de extensión de cadera requerido para mantener la rodilla extendida en la estancia y aumentará ligeramente el momento de flexión de cadera requerido para flexionar la rodilla al finalizar el apoyo, ya que se opone a dicha flexión, pero con el traslado posterior de la línea de carga al CIR el peso del usuario se encarga de conseguir dicha flexión e incluso el amortiguador ayudará a evitar una flexión brusca.

La velocidad con la que se extienda la prótesis en la fase de balanceo dependerá de la fuerza del amortiguador, por lo que un amortiguador con brío ajustable permitirá que el módulo de rodilla protésica se pueda adaptar a diferentes ritmos o cadencias de marcha.

### 5.2.3 Diseño del mecanismo de pie protésico

Las opciones de pies protésicos que cuentan con lo necesario para ser utilizados por pacientes geriátricos con nivel de movilidad K2 son variadas, pero el pie de respuesta dinámica es el de mayor interés en este trabajo puesto que tiene más puntos a favor que los otros pies. Gracias a su versatilidad de diseño pueden usarse en casi todo tipo de pacientes, su funcionamiento de tipo resorte otorga una sensación más natural en la marcha y permite amortiguar el impacto del talón con el suelo y empujar la prótesis hacia adelante durante el despegue de los dedos, disminuyendo el esfuerzo requerido por el usuario para desplazar la pierna protésica durante el balanceo. Además, son muy estables, ligeros y capaces de responder a superficies irregulares compensando no solo en el plano sagital (dorsiflexión y

flexión plantar), sino también sobre el plano coronal (inversión y eversión). Un pie biónico tiene todavía más ventajas que uno de respuesta dinámica para usuarios con movilidad K2, el problema recae en costos muy elevados.

Con un pie protésico de respuesta dinámica diseñado específicamente para individuos con movilidad K2 se logrará una transferencia de fuerzas adecuada del suelo a la prótesis y de la prótesis al suelo, es decir, amortiguará los impactos en el apoyo y al mismo tiempo impulsará la prótesis hacia la fase de balanceo. El retorno de energía que debe otorgar el pie protésico debe ser moderado, es decir, no puede ser muy alto como los diseñados para personas muy activas, ni muy bajo para poder aprovechar el impulso y facilitar el despegue de los dedos. El diseño y la longitud de la placa determinan la sensibilidad de dicho retorno, por lo general los diseños con múltiples zonas que almacenan energía y con placas largas se dirigen a individuos con niveles de actividad alta (ver Figura 70).



Figura 70. Pies de respuesta dinámica por niveles de actividad. Tomada de (Össur, 2013).

El diseño del pie protésico que se presenta en este trabajo, tiene como principales referentes el pie 1C30 Trias de Ottobock y el Flex-Foot Assure de Össur, ambos para usuarios con movilidad K2. Se tiene que tomar en cuenta que la longitud de cada diseño debe variar de acuerdo al peso del paciente, ya que un usuario con más peso necesitará mayor absorción de impacto y también mayor retorno de energía para ayudar al despegue. Según los pies de referencia que se mencionaron, 21 a 22 cm de largo bastarán en el presente diseño.

La incorporación de una división entre dedos permitirá al usuario responder y controlar mayormente movimientos de inversión y eversión causados por irregularidades en el terreno. En pies de baja a moderada actividad esta división no es muy prolongada o no existe para no comprometer la estabilidad, para usuarios con niveles más altos de actividad y control

voluntario la división es más larga y tiene la capacidad de tener mayor respuesta en estos movimientos. En el presente diseño de pie protésico se presenta una división parecida al pie Talux de la Figura 70.

### **5.3 Diseño digital de las componentes de la prótesis y su ensamble.**

El diseño asistido por computadora (CAD) o el modelado de las componentes de la prótesis se llevó a cabo en Solidworks debido a las amplias capacidades del software y a su baja complejidad de uso, además de que este software permite simular la resistencia y funcionamiento de los modelos gracias a las herramientas de Solidworks Simulation. El software es muy usado en el área de la mecánica y ha sido aplicado exitosamente en numerosos trabajos relacionados con la biomecánica. Se hizo una excepción en el modelado del socket protésico ya que éste en particular se caracteriza por tener una estructura asimétrica, en tal caso Solidworks presenta algunas restricciones de diseño, por lo que aquí se usó Autodesk Fusion 360 que permite trabajar fácilmente con estructuras irregulares.

#### **5.3.1 Modelado del socket protésico**

Como se mencionó anteriormente, el socket protésico es una componente que debe ser creada a la forma y medidas particulares de cada muñón. Actualmente la creación de los encajes se lleva a cabo principalmente de forma manual, aunque poco a poco se ha visto más el uso de softwares CAD en este rubro. Se usan herramientas como escáneres 3D para digitalizar en forma de malla el miembro residual o el molde positivo del mismo (hecho con yeso) y sobre esta malla se trabaja el diseño a computadora del socket. A falta de lo anterior, el primer paso para el diseño del socket fue crear una silueta tridimensional anatómica en Fusion 360 del miembro residual o lo que vendría siendo el molde positivo, para esto se tiene en cuenta la longitud que va de la cadera a la parte distal del muñón.



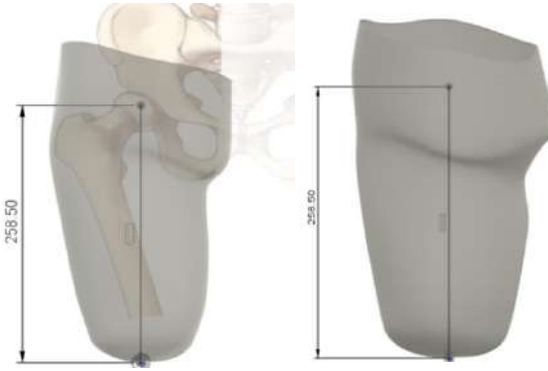


Figura 71. Molde positivo del miembro residual. Vista anterior y vista antero-medial respectivamente.

El diseño del socket se basó a partir del molde positivo del muñón, comenzando por la membrana flexible (pared interna del socket). Es importante mencionar que se contempló una distancia de 3 mm entre las paredes del socket y del muñón para la implementación de una calceta protésica o, en el mejor de los casos, un liner de dicho espesor. El modelado del interior flexible consta en una membrana de silicona (ver Figura 72), en la cual, el muñón cubierto con la calceta protésica de 3 mm embona íntimamente con su pared interna puesto que se busca el contacto total, su pared externa estará en contacto con el interior del marco rígido del socket. Tanto la membrana de silicona como el socket rígido son estructuras irregulares y sus espesores son variables a lo largo de sus superficies, el espesor de la membrana es de 4.5 mm a 6 mm, mientras que el espesor del socket rígido ronda los 9 mm.



Figura 72. Modelo del interior flexible del socket.

El socket exterior consta de una estructura rígida de fibra de carbono con resina epóxica, este fue diseñado con base al modelo de la membrana flexible. El marco rígido fue fenestrado en la cara anterior y posterior para permitir una mejor distribución del miembro residual dentro del socket y para quitar peso (ver Figura 73). El socket tiene las características de un diseño subisquiático, no pretende contener la tuberosidad isquiática sino solo

soportarla. En la parte inferior del socket rígido se encuentra una extrusión cuadrada con 4 barrenos con rosca para tornillos M6, esto permitirá el ensamble con su respectivo adaptador o conexión y a su vez, con las demás componentes modulares de la prótesis.



*Figura 73. Diferentes vistas del modelo de socket rígido y socket flexible*

El diseño del socket es parecido al diseño de un socket cuadrangular, con la diferencia de que éste integra un contacto total con el miembro residual. La pared lateral es la más alta de todas para evitar un balanceo medio-lateral del socket durante la marcha, la misma se inclina hacia adentro pasando la protuberancia del trocánter mayor para ayudar a estabilizar el fémur en aducción. La pared posterior está delimitada bajo la tuberosidad isquiática, la cual se apoya sobre el borde de esta pared y es uno de los principales puntos de soporte de peso, permitiendo una mejor distribución de cargas a lo largo de la superficie del muñón. La pared medial es la más baja y su borde transcurre horizontal, evitando interferir con el periné. Por último, la pared anterior es más alta que la medial y evita que el muñón se desplace hacia adelante para mantener el apoyo del isquion.

Una vez terminado el socket, se realizó la incorporación del sistema de suspensión. Para esto se barrenó distalmente el socket, específicamente en la parte antero medial para poder colocar una válvula de vacío pasiva (ver Figura 74). A partir de aquí se trabajó en el software Solidworks, por lo que se exportó el archivo del socket de Fusion 360 en formato STEP, el cual es compatible con ambos softwares. Cabe mencionar que las ilustraciones del socket que se presentan a continuación varían en apariencia a causa del cambio de software y sus respectivos gráficos, pero el modelado y los materiales siguen siendo los mismos. Se usarán las herramientas de renderizado de Solidworks para ilustrar de una manera más realista los modelos ensamblados finales (ver Figura 75).



Figura 74. Socket barrenado para el sistema de suspensión.

La válvula de vacío diseñada consta de un ensamble de 7 piezas en total, 2 de ellas que permiten su anclaje con el socket y el resto permiten en conjunto la creación de vacío dentro del socket al colocar el peso del miembro residual. Es decir, la válvula permite la salida pasiva de aire, pero no la entrada. La presión negativa generada dentro del socket y la tensión superficial entre el liner y el socket son las fuerzas que se encargaran de la suspensión y de evitar el desprendimiento de la prótesis durante su uso.



Figura 75. Modelos renderizados: vista explosionada de la válvula y ensamble del socket con la misma.

Los materiales de las componentes de la válvula son en su mayoría de plástico ABS, nylon en el empaque, acero inoxidable en el resorte y aluminio en la pieza que permite el anclaje con el socket. Todos estos materiales, así como los del socket, fueron elegidos porque sus propiedades se adecúan al fin de cada parte y porque son comúnmente usados en este rubro de la prótesis.

### 5.3.2 Modelado de la rodilla protésica

El punto de partida para el modelado de la rodilla protésica se definió de acuerdo al mecanismo de cuatro barras de control voluntario cuyos parámetros de los eslabones ('a',

'b', 'c', y 'd') y de los ángulos ( $\theta^*$  y  $\theta_1$ ) fueron previamente establecidos, pero el diseño general de la rodilla protésica que lleva consigo el mecanismo preestablecido se basó en cuestiones como: las medidas totales que abarcará la rodilla, el espacio para la incorporación funcional del amortiguador, el peso, la estética, los materiales, etc. No está demás mencionar que gran parte de su desarrollo queda ligado a la creatividad y habilidades del diseñador, así como ocurre en el desarrollo de cualquier producto.

Lo primero que se realizó para modelar la rodilla fue un croquis muy simple de los parámetros que definen al mecanismo (ver Figura 76). El eslabón superior ('b') será una pieza que además de ser parte del mecanismo, tendrá que permitir el anclaje del socket con la rodilla, y el eslabón inferior ('d') permitirá lo mismo, pero con el pie protésico.

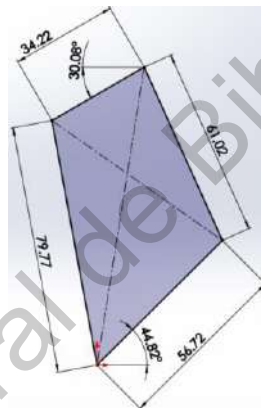


Figura 76. Croquis del mecanismo de control voluntario.

Los eslabones o piezas superior e inferior fueron las primeras dos que se modelaron y las más complicadas. Estas piezas sufrieron modificaciones a lo largo del modelado completo de la rodilla, comenzaron siendo bosquejos simples los cuales fueron cambiando para evitar situaciones como el exceso de dimensiones, exceso de peso, colisiones entre los eslabones posterior ('a') y anterior ('c'), y para poder añadir componentes como el tope o límite de extensión y el amortiguador, además de las cuestiones estéticas. A continuación, se muestran ambos modelos en etapa preliminar.

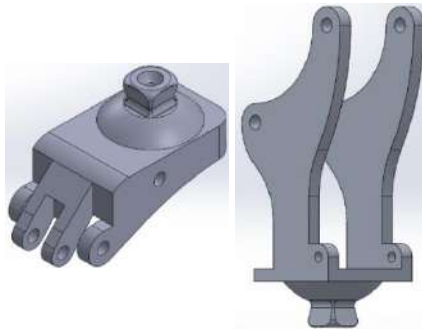


Figura 77. Modelos preliminares de 'a' y 'c'.

La componente superior de la rodilla tiene dos barrenos cuyos centros están separados a la distancia y a la angulación correspondiente del eslabón superior. En su parte superior tiene su respectivo conector piramidal, el cual fue ubicado de tal manera que, al ensamblar la prótesis el eje longitudinal del fémur pase anterior al centro de masa de la rodilla protésica, ya que las recomendaciones para la alineación en el plano sagital indican que el eje longitudinal del fémur debe quedar de 1.5 a 3 mm por delante, según las necesidades del usuario. La primera modificación que se le hizo a esta pieza fue para evitar colisiones entre los eslabones 'a' y 'c' que se conectan a esta pieza.

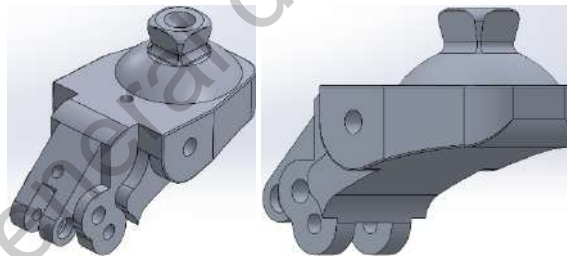


Figura 78. Diseño final de la componente superior de la rodilla (eslabón 'b').

El diseño final de la componente superior (Figura 78) cuenta con dos extrusiones barrenadas, extra a la que corresponde con el eslabonamiento, una posterior que permitirá el ensamblaje superior del amortiguador, y una inferior que servirá como sistema de bloqueo en extensión de rodilla para pacientes con menor nivel de movilidad (K1) o que apenas estén iniciando con su rehabilitación protésica. Adicionalmente, cuenta con una extrusión en ambos lados entre los orificios del eslabonamiento, que será el tope o límite de extensión (180° entre muslo y pierna) del mecanismo.

En la parte superior de la componente inferior de la rodilla se encuentran barrenos cuya separación y posición corresponden a las del eslabón 'd'. Esta pieza se prolonga hacia

abajo con la intención de dar espacio para alojar el cuerpo del amortiguador entre sus dos paredes, el cual se ensamblará en la parte inferior de esta pieza. Por último, cuenta con su respectivo conector piramidal. Las modificaciones que se le hicieron a esta componente fueron sobre todo enfocadas en ajustar la distancia adecuada para el amortiguador. Evitar un sobredimensionamiento es importante, por lo que se tuvieron presentes medidas de rodillas protésicas que existen en el mercado, como la Total Knee ® 2000 que mide 173 mm de largo y 55 mm de ancho (más adelante se verán las medidas de la rodilla ensamblada).

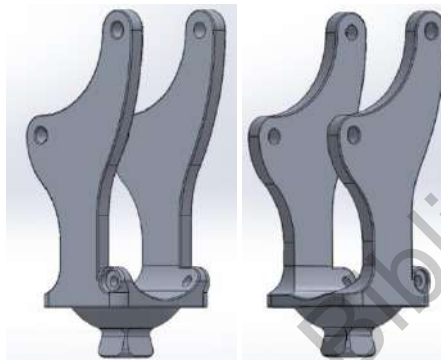


Figura 79. Diseño final de la componente inferior de la rodilla (eslabón 'd').

El diseño de los eslabones 'a' y 'c' fueron muy simples puesto que estos únicamente tienen que cumplir con la longitud determinada, respectivamente. Estos eslabones no necesitaron de un diseño complejo gracias al diseño de las anteriores dos componentes. Sin embargo, durante el proceso se hicieron algunos eslabones preliminares con recorrido curvo, pero no fue necesario utilizarlos.



Figura 80. Diseño final de los eslabones 'a' y 'c', respectivamente.

En el eslabón 'a' se destaca la presencia de un tercer barreno que se encuentra bajo el barreno del extremo superior, el cual hará posible el funcionamiento del sistema de bloqueo en extensión de rodilla que se mencionó previamente en la componente superior de la rodilla.

Muchas de las modificaciones que se realizaron en las componentes se hicieron de la mano con el ensamblaje de la rodilla, puesto que de esta manera era fácil observar incongruencias o si existían colisiones entre las piezas. Durante este proceso se creó un amortiguador muy simple que solo constaba de un émbolo que se unía a 'b' y su cuerpo se conectaba a 'd'. Observar la trayectoria del émbolo (con una vista de sección) al flexionar y extender la rodilla sirvió para determinar gran parte del diseño y de las medidas de las componentes 'b' y 'd'.



*Figura 81. Vista de sección del amortiguador prueba.*

Durante el ensamblaje también se realizaron las piezas restantes como los pernos o pines de rotación con sus respectivos bujes, que en conjunto permitirán la rotación del eslabonamiento. También, se incorporaron los respectivos tornillos y tuercas de seguridad sacadas del *Toolbox* de Solidworks, en los que se destacan opresores, tornillos de cabeza Allen M3 y M4, y un tornillo guía.

Ya con la rodilla ensamblada se realizó un amortiguador final, el cual cuenta con una propuesta de diseño que permite modificar la tensión del amortiguador, esto se logra presionando o liberando el amortiguador manualmente unos cuantos milímetros con un segundo émbolo. La ventaja de este sistema es que dicho amortiguador podrá ser regulado a diferentes cadencias de marcha, según las necesidades de los usuarios. El mecanismo cuenta con un tornillo inferior que controla la posición del segundo émbolo, al apretar el tornillo el émbolo sube presionando el resorte del amortiguador y al aflojar el tornillo el émbolo baja liberando presión. El diseño está pensado para poder realizar el ajuste del brío del resorte con facilidad y rapidez. En la Figura 82 se puede observar el amortiguador de brío ajustable.



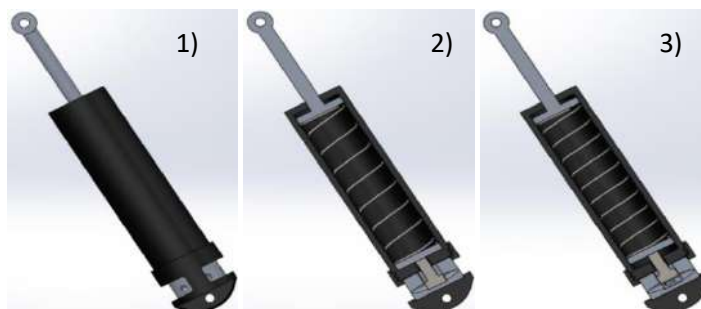


Figura 82. 1) Ensamble del amortiguador final. 2) y 3) Vistas de sección del amortiguador que varían entre sí por la diferente presión que genera el émbolo inferior en el resorte.

Después de tener el modelo final del amortiguador ensamblado, este se incorporó en el ensamble de la rodilla protésica. Cabe destacar que aún en este punto se realizaron modificaciones en algunas componentes que aportaran efectos positivos al sistema protésico en general o que simplemente evitaran problemáticas en el mecanismo. Aun así, siempre será importante contemplar la etapa de prototipado para asegurar un correcto funcionamiento.

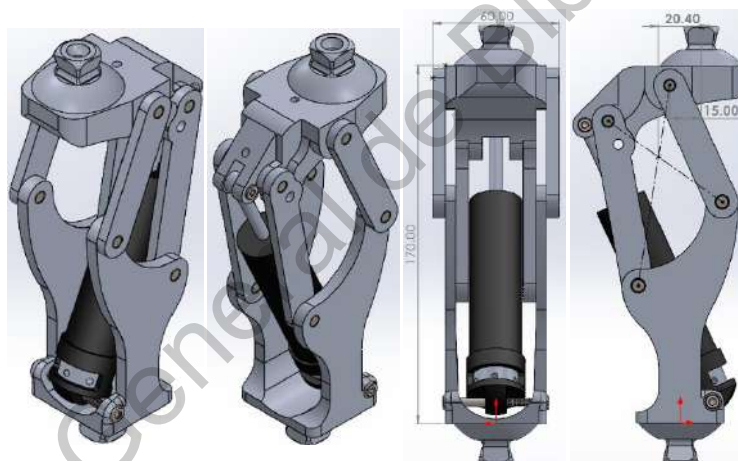


Figura 83. Ensamble final de la rodilla protésica.

En la vista frontal del ensamble (Figura 83) se muestra la dimensión longitudinal y la transversal que comprende el ensamble, 170 mm sin contemplar los conectores piramidales, y 60 mm, correspondientemente. Para la alineación sagital del eje longitudinal del fémur con respecto al eslabonamiento, se utiliza como referencia el eje de rotación anterosuperior (anteriormente definido como B) y el conector piramidal superior, donde se tiene un desplazamiento de 15 mm. Algunos protesistas utilizan el centro de masa de la rodilla como referencia, este se puede aproximar con la intersección entre las dos líneas que se trazan uniendo los ejes del eslabonamiento, como se muestra en la vista lateral de la Figura 83 y se aprecia un desplazamiento de 20.4mm



El material que se usará en la mayoría de las componentes de la rodilla, por su bajo peso y sus propiedades mecánicas, será la aleación de aluminio 6061, a excepción del resorte del amortiguador, los tornillos y tuercas que serán de acero inoxidable AISI 304, los bujes serán de latón (aleación de cobre y zinc), y, por último, los pernos serán de acero inoxidable AISI 420. A través de un renderizado se pueden apreciar de manera más realista los materiales del ensamble de rodilla, como se muestra en la Figura 84. Estos materiales podrán ser modificados dependiendo de los resultados de los análisis de esfuerzos.



Figura 84. Diferentes vistas del modelo renderizado de rodilla protésica de control voluntario.

### 5.3.3 Modelado del pie protésico

El modelado del pie protésico se comenzó con el adaptador piramidal, el cual permitirá la adaptación de éste con la rodilla protésica, a través de un conector hembra y un pilón. Este adaptador cuenta con dos barrenos con rosca para tornillos M6, ya que de esta manera se ensamblará a las placas de respuesta dinámica.

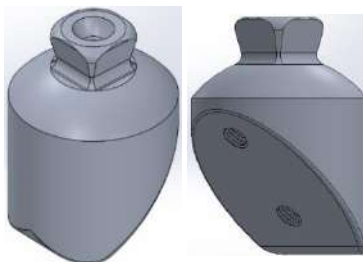


Figura 85. Modelado del conector piramidal del pie protésico.

Teniendo en cuenta que la longitud máxima del pie protésico es de 22 cm (previamente establecido) se hicieron las placas o resortes de respuesta dinámica. Para esto se utilizaron las herramientas de Superficies de Solidwoks, ya que éstas permiten crear

fácilmente geometrías que son difíciles o imposibles con las herramientas u operaciones comunes de Solidworks.

Primero se modelaron dos placas de 5 mm de espesor, una anterior y una posterior, y después se hizo una tercera de 4 mm de espesor la cual corresponde a la zona plantar del pie. La placa posterior será la encargada de absorber el impacto en el contacto del talón, la anterior permitirá la dorsiflexión de la fase de apoyo y hará el retorno de energía al finalizar esta fase. La placa plantar estará unida a las anteriores dos para reforzarlas y para unificar el pie protésico. El material de las tres placas es de fibra de carbono con resina epóxica.



Figura 86. Modelado de las placas de respuesta dinámica.

Posteriormente, se realizaron 3 piezas que ayudarán a unir las placas de respuesta dinámica y al mismo tiempo servirán como separadores de las mismas para evitar fricción y desgaste. Estas piezas serán de Polipropileno copolímero por sus propiedades mecánicas y por sus propiedades favorables para adherirse a la fibra de carbono. Por último, se hizo una ranura recta con 2 barrenos que ayudará al ensamble de las placas con el adaptador piramidal. Durante el ensamblaje se usaron dos tornillos M6 de cabeza Allen con sus respectivas rondanas, sacadas del *Toolbox* de Solidworks y su material será acero inoxidable AISI 304.



Figura 87. Vista lateral del ensamble del pie protésico.

Como se mencionó antes, el diseño está basado en el pie 1C30 Trias de Ottobock, pero tomando en cuenta la simplicidad de otros ejemplares como el *Flex-Foot Assure* de

Össur. El pie 1C30 Trias cuenta con un total de 5 delgadas placas de fibra de carbono, en cambio el *Flex-Foot Assure* cuenta únicamente con 2 placas, pero de mayor grosor. El pie protésico aquí modelado tiene una longitud de 220 mm y tiene una altura de 130 mm (desde la planta a la cima del conector piramidal).



Figura 88. Renderizado del modelado de pie protésico.

#### 5.3.4 Modelado de las componentes restantes y ensamblaje de la prótesis.

Las componentes al que este apartado se refiere son las que hacen posible el ensamble final de la prótesis, los adaptadores (conectores) y tubos. Se comenzó modelando un conector piramidal macho de cuatro orificios para el socket protésico.

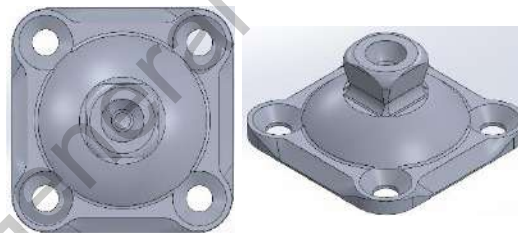


Figura 89. Conector piramidal macho de cuatro orificios.

Posteriormente se modeló el adaptador hembra con abrazadera de tubo. El cual en un extremo se adapta al conector piramidal macho, y en su otro extremo se fija al tubo o pilón protésico, que se modeló posteriormente.

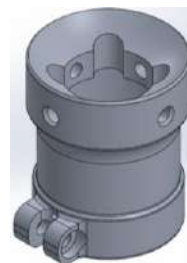


Figura 90. Adaptador hembra con abrazadera de tubo.

Estas componentes permiten adaptar la prótesis a la alineación que requiera el paciente, se colocan estratégicamente ya sea en el socket o en los otros módulos para otorgar angulaciones o desplazamientos entre los mismos. De igual manera se pueden usar diferentes diseños derivados de los adaptadores que otorguen estos desplazamientos o angulaciones. En el presente trabajo se usarán únicamente adaptadores simples para ensamblar la prótesis, teniendo en cuenta la mayoría de las recomendaciones de alineación en banco de una prótesis transfemoral.

El modelo de los tubos protésicos, tanto el del segmento del muslo como el de la pierna, son muy simples. Lo importante a considerar son las longitudes que deben tener respecto a las dimensiones del miembro amputado y las del miembro contralateral. La prótesis puede ser un tanto más corta (alrededor de 5 mm) que el miembro sano para incluir un recubrimiento cosmético de pie y prevenir tropiezos al balancear la prótesis en la marcha, aunque sabemos por la teoría que los mecanismos policéntricos logran un acortamiento extra de la misma en la flexión. Según con las medidas establecidas en el capítulo anterior, 714.5 mm es la distancia de piso a muñón, por lo tanto 709.5 mm es la longitud total que debe abarcar la prótesis en extensión, contemplando desde la calceta protésica (liner), socket interno y externo, conexiones, etc.

Para la alineación protésica primero se definió la altura de la rodilla sobre el plano sagital, trazando la línea TKA. En rodillas policéntricas se toma como referencia el eje anterosuperior del eslabonamiento, el cual se recomienda estar 20 mm por arriba de la meseta tibial del miembro contralateral. Después, se alinearon las componentes sobre el plano coronal, el diseño del socket se adapta a la ligera aducción del muñón y su conector piramidal pasa bajo la línea vertical imaginaria que parte desde la articulación de cadera, bajo esta misma línea se coloca la rodilla y el pie protésico. Sobre el plano sagital, el diseño del socket establece 5° de flexión inicial, la rodilla cuenta con el desplazamiento anterior de 15 mm (previamente señalados) del eje de referencia al eje longitudinal del fémur, y el talón del pie queda 5 mm elevado (Figura 91, 2). De acuerdo con la teoría se tiene una alineación involuntaria ya que el eje de referencia de la rodilla pasa posteriormente a la línea TKA. Por último, sobre el plano transversal se rotó lateralmente 5° la rodilla y pie, ya que se recomienda

una rotación de  $5^\circ$  y de  $5$  a  $7^\circ$ , respectivamente. Esto se aprecia en la vista frontal de la prótesis, el pie y la rodilla no apuntan directamente hacia el frente (ver Figura 91, 1).



Figura 91. Prótesis ensamblada y alineada: 1. Vista frontal, 2. Vista Lateral y 3. Vista isométrica.

La alineación en banco de una prótesis transfemoral es muy importante para que el usuario tenga estabilidad en su introducción a la prótesis o en sus primeros intentos de marcha, pero se podrán llevar a cabo modificaciones en dicha alineación durante este proceso de entrenamiento (alineación dinámica) de manera que se logre una alineación personalizada al usuario y conseguir un mejor desempeño de las componentes. Una correcta alineación podrá otorgar un mejor control voluntario y estabilidad de la rodilla protésica y de la prótesis en general.

#### 5.4 Análisis de Esfuerzos de los modelos diseñados.

Para el análisis de esfuerzos es importante tener en cuenta la actuación y magnitud de las cargas, así como la fase más crítica en las que se presentan. Durante la bipedestación (carga estática) el peso del usuario se distribuye entre el miembro sano y el miembro con prótesis, por lo que no es una etapa crítica con relación al esfuerzo, y mucho menos la fase de balanceo de la marcha, puesto que la prótesis se encuentra suspendida oscilando como un péndulo. La fase de apoyo de la marcha es la etapa crítica, y aunque la fuerza de reacción con el suelo varía a lo largo de esta fase, para diseñar basta con utilizar como referencia la

mayor carga que se presenta. Se estima que en el apoyo se multiplica hasta 3 veces el peso del paciente al caminar, y hasta 5 veces al correr por la inercia presente y por el impacto o la fuerza de reacción con el suelo.

Las fuerzas generadas en la fase de balanceo la definen como la etapa de carga mínima para la prótesis, ya que solamente son las que se presentan entre las piezas que la conforman. Dicha carga depende del peso de los materiales; que como ya vimos son materiales ligeros y con buenas propiedades mecánicas, por lo que en este trabajo no se evaluarán los esfuerzos ejercidos durante esta fase.

Para un paciente K2 bastará con una prótesis suficientemente resistente para la marcha, no obstante, es importante que exista un amplio factor o rango de seguridad. Esto mantendrá la prótesis íntegra durante las cargas estáticas, dinámicas e incluso en el desgaste por fatiga, alargando su vida útil y manteniendo al usuario seguro, sin dejar a un lado el mantenimiento preventivo que cualquier prótesis debe tener.

En el presente caso clínico se tiene un paciente de 70.2 kg y un rango de funcionalidad hasta 100 kg, dicho esto, para la marcha la prótesis debe ser capaz de tolerar mínimo el triple, en unidades de fuerza 2,943 Newtons (N). Pero para establecer un amplio rango de seguridad se pretende que las componentes de la prótesis sean capaces de soportar hasta 5,000 N, por lo que esta será la magnitud de fuerza que se aplique en el estudio.

El análisis de esfuerzos puede ser aplicado a cada una de las piezas de la prótesis de manera individual, también puede ser aplicado al ensamble completo de la misma o bien, a subensambles. Un análisis individualizado es sencillo y constituye una carga computacional relativamente baja si se compara con los ensambles, pero en algunas piezas resultaría un tanto difícil adecuar las interacciones, las cargas y el ambiente en general en el que estarían sometidas dentro de la prótesis, además de que se tendría que realizar un alto número análisis. Por otro lado, un análisis de esfuerzos para toda la prótesis resultaría una carga computacional muy elevada, ya que la cantidad de elementos finitos en los que se descompondría todo el ensamble sería enorme y los numerosos cálculos que se realizarían serían insostenibles para la computadora. Por lo anterior, los análisis de esfuerzos se llevarán a cabo por partes, se

realizarán separadamente en los mecanismos o subensambles de socket, rodilla y pie, y de manera individualizada en las piezas conectoras.

Los resultados de un análisis de esfuerzos siempre dependerán de que tan bueno sea el diseño y los materiales de cada pieza, de las interacciones entre las piezas de los mecanismos, de las características del fenómeno a analizar como la dirección y magnitud de las cargas presentes y de una correcta descomposición por elementos (mallado) de las piezas. Además de las capacidades del equipo de cómputo.

#### 5.4.1 Análisis de esfuerzos del socket

Para el análisis estático del socket se retiró el interior de silicón, puesto que la funcionalidad de esta membrana es para dar comodidad al muñón y atenuar las fuerzas de cizalladura que lleguen al muñón. También se retiró la válvula de vacío porque no tiene participación en el soporte de cargas. Únicamente quedará el socket de fibra de carbono (socket rígido) que se encarga de distribuir las cargas del peso del paciente hacia el resto de la prótesis y de recibir las fuerzas de reacción del suelo.

De acuerdo con lo visto anteriormente, el principal punto de apoyo en un socket transfemoral se ejerce en la zona donde se recarga la tuberosidad isquiática para liberar presión sobre el fémur y el resto del muñón, esto es importante para el acomodo de las cargas sobre el socket en el análisis estático de esfuerzos.

Lo primero que se realiza en un análisis de esfuerzos de una sola pieza es la fijación de la pieza a analizar, en este caso el socket se fija por la parte de abajo para aparentar su contacto con el conector piramidal macho de cuatro orificios (flechas verdes en la Figura 92). Después se colocan las cargas externas que actuarán sobre nuestra pieza, en este caso se colocan 2 fuerzas diferentes; las flechas de color morado en la Figura 92 muestran la carga de 5,000 N en sentido vertical sobre el borde del socket en el que se presenta la mayor carga (soporte del isquion), y de color azul se muestra una carga en sentido normal a las paredes internas del socket que simulan las fuerzas que ejerce el muñón sobre el socket, la magnitud de dichas fuerzas son muy por debajo de las fuerzas ejercidas por el peso del paciente en sentido vertical, se utilizará una magnitud de 2,000 N para poner a prueba las capacidades mecánicas del socket.



Figura 92. Acomodo de las cargas y fijación del Socket

Posteriormente se realiza el mallado. Para esto es importante adecuar las características de mallado para que tenga un aspecto lo más parecido posible a la pieza, en Solidworks Simulaciones a esto se le conoce como “relación de aspecto”. En simulaciones con fines de investigación es necesario un porcentaje de relación de aspecto por arriba de 95% para obtener resultados lo más apegados a la realidad posible. Solidworks permite adecuar el mallado a diferentes tamaños de elementos con el fin de mejorar dicha relación. El mallado del socket que se muestra en la Figura 93 se realizó con una configuración de mallado estándar de alta calidad, y se obtuvo una relación de aspecto de 96.4%. El socket se dividió un total de 66,055 elementos y 106,071 nodos.

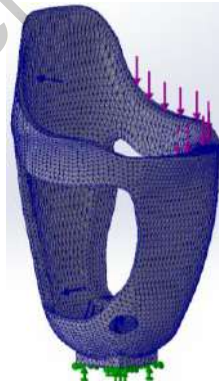


Figura 93. Mallado del Socket.

Una vez teniendo el mallado y las cargas, se corre el estudio estático. Al terminar el proceso computacional de la simulación se tiene acceso a los resultados que se abordarán más adelante.



#### 5.4.2 Análisis de esfuerzos de la rodilla protésica

El análisis de esfuerzos de la rodilla se realizará en extensión ya que de esta forma se encuentra al momento de experimentar las cargas críticas, durante el contacto de talón y el apoyo medio.

Con el fin de disminuir la carga computacional y conseguir buenos resultados en el análisis de esfuerzos de la rodilla se removerán todas aquellas piezas no estructurales que no estén involucradas en el soporte de cargas, como todas las que conforman al amortiguador. Este entra en función como controlador de la flexión durante el apoyo final y como facilitador de la extensión de rodilla en el balanceo, pero no es una componente que soporte el peso del paciente y menos en extensión.

En el análisis de esfuerzos de la rodilla antes de establecer una fijación y las cargas externas, primero se tienen que establecer las interacciones y las conexiones que existen entre las piezas de la rodilla, ya que se trata de un ensamble. Se establecieron conexiones de tipo pin en el eslabonamiento (pernos) y se colocó una interacción global de tipo contacto, que indica que las componentes de la rodilla no se encuentran soldadas entre sí, sino que pueden moverse individualmente y chocar entre ellas. Los pines de conexión se pueden adecuar a los materiales establecidos en los pernos y en adición cuentan con un anillo de retención para impedir la traslación de los pernos en el mecanismo (ver Figura 94).

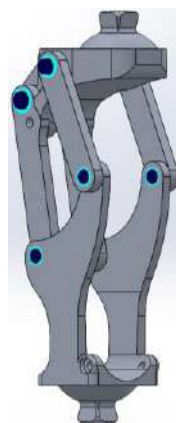


Figura 94. Conexiones e interacciones del ensamble de rodilla.

Posteriormente se procedió de la misma forma que con el socket. En este caso la fijación de la rodilla (flechas verdes) se realizó en la cara redonda del conector piramidal

inferior, simulando su contacto con el respectivo conector hembra y el pilón del segmento de pierna o tibial. Las cargas externas de 5,000 N (flechas moradas) se dirigen en sentido vertical hacia la cara redonda del conector superior, donde se presenta la conexión y la transferencia de fuerzas con el conector hembra y el segmento de muslo (ver Figura 95).

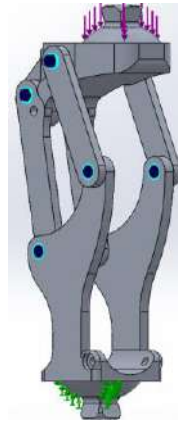


Figura 95. Fijación y fuerzas externas.

Por último, para ejecutar la simulación del estudio se hace el mallado, en este caso se usó una configuración de mallado basado en curvatura de alta calidad para obtener una mejor relación de aspecto (98%), ya que el mallado estándar no superaba el 95% deseado. El ensamble de rodilla se dividió en 41,716 elementos y 67,721 nodos (Figura 96).

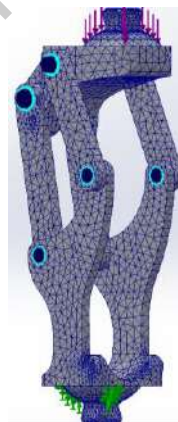


Figura 96. Mallado de la rodilla.

#### 5.4.3 Análisis de esfuerzos del pie protésico

Para el análisis de esfuerzos del pie es importante distinguir que la actuación de las cargas sobre este no es la misma en toda la fase de apoyo, por lo que la respuesta o resistencia a las cargas es diferente a lo largo de la fase. Por esta razón, el estudio del pie en esta fase

dinámica de apoyo se descompondrá en 3 subanálisis estáticos: el contacto de talón, el apoyo medio y el momento previo al despegue de los dedos para el impulso final.

Para los 3 subanálisis de esfuerzos se realiza el mismo procedimiento, lo único que cambia es la dirección de las cargas y la fijación de la planta del pie, que simulan el contacto con el suelo. Primero se establecen las conexiones e interacciones entre las piezas que conforman al ensamble del pie. En este caso se usan dos conexiones de tipo tornillo en su respectivo lugar para unir a las placas posterior y anterior con el conector piramidal. Después se establecieron interacciones locales de unión rígida entre las placas de fibra de carbono y sus respectivos conectores de polipropileno, simulando su íntima adherencia entre sí. Y, al igual que en la rodilla, se estableció una interacción global de tipo contacto en el ensamble.



*Figura 97. Interacciones y conexiones del ensamble de pie.*

Como se mencionó, las fijaciones y direcciones de las cargas son distintas en cada subanálisis. Las fijaciones de cada uno se basan en la interacción momentánea que tiene el pie con el suelo, según con la biomecánica de la marcha. En cuanto a las fuerzas, la dirección en cada subanálisis se coloca de manera distinta de acuerdo con la línea de carga que se presenta en cada momento del apoyo. La magnitud de la carga que experimenta un pie protésico tampoco es la misma en toda la fase, por lo general las etapas de contacto del talón y el apoyo medio son más críticas que la del momento antes del despegue de los dedos, ya que se amortigua el impacto con el suelo, así como las fuerzas inerciales. Pero a manera de poner a prueba el mecanismo de pie protésico y para estandarizar el estudio, en los tres subanálisis se aplicarán los 5,000 N de fuerza externa. En la Figura 98 se muestran las 3 diferentes configuraciones de las fijaciones y fuerzas, en el apoyo medio además de la fijación se creó una interacción de pared virtual que simula el suelo.

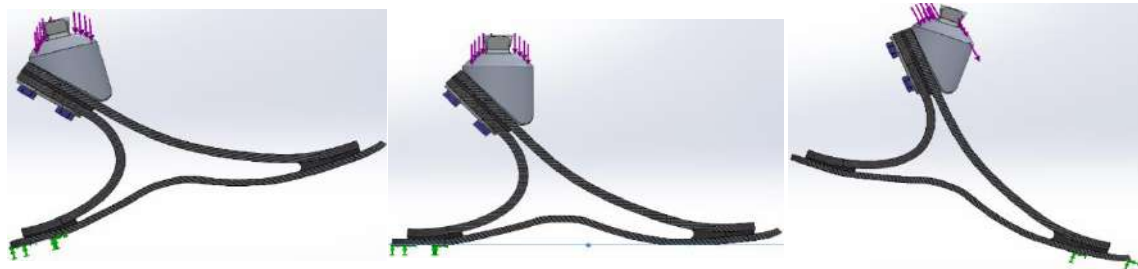


Figura 98. Fijaciones y fuerzas en el contacto de talón, apoyo medio y antes del despegue de los dedos.

En el mallado de los 3 subanálisis se obtuvo la misma relación de aspecto, ya que se trata del mismo ensamble y se utilizó la misma configuración de mallado. Al igual que en la rodilla se utilizó una malla basada en curvatura de alta calidad y se obtuvo una relación de aspecto del 95.2%, un total de 36,964 elementos y 62,945 nodos.

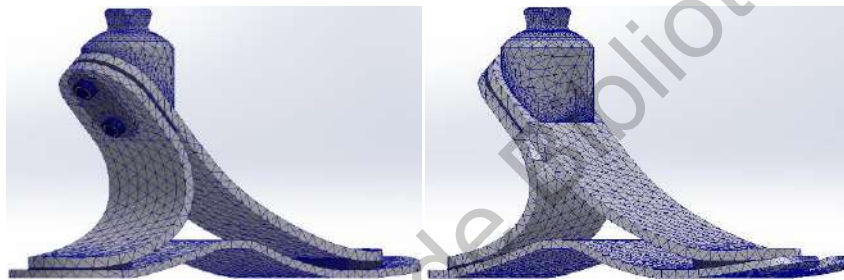


Figura 99. Mallado del pie.

### **Análisis de esfuerzos de las piezas de conexión**

En los conectores piramidales y los tubos de conexión de la prótesis se realizó el mismo proceso que en el socket, ya que se evaluarán individualmente y no se necesitan establecer conexiones. Bastará con colocar la fijación del modelo y la carga (5,000 N) de manera que se simule la interacción con las demás piezas de la prótesis. Se realizará el estudio en un conector piramidal macho, un hembra y un tubo o pilón. La configuración de la malla fue la misma en los tres, estándar de alta calidad, y se obtuvo una relación de aspecto mayor a 97% en las tres componentes. Dicho mallado, junto con la colocación de la fijación y las cargas se muestran a continuación en la Figura 100.

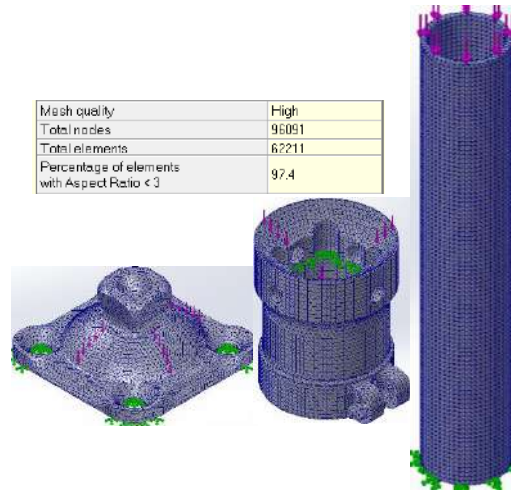


Figura 100. Mallado de las piezas de conexión.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## CAPÍTULO VI.

### 6. Análisis y discusión de los resultados.

En este capítulo se describen los resultados de los valores de tensión, deformación y factor de seguridad de cada uno de los mecanismos y componentes de la prótesis transfemoral que fueron sometidos a una carga de 5,000 N a través de un análisis de simulación de esfuerzos estáticos. Se mencionan las modificaciones que se tuvieron que realizar en las componentes que mostraron fallas o malos resultados y se discuten los resultados. También se abordan las características biomecánicas finales de la prótesis.

#### 6.1 Resultados del socket

##### Tensión de von Mises

El primer resultado de un análisis de esfuerzos que nos permite ver Solidworks Simulaciones son las tensiones, que como se mencionó en el marco teórico, en este trabajo particularmente es de interés la tensión de von Mises y se representa a través de la siguiente gráfica (Figura 101).

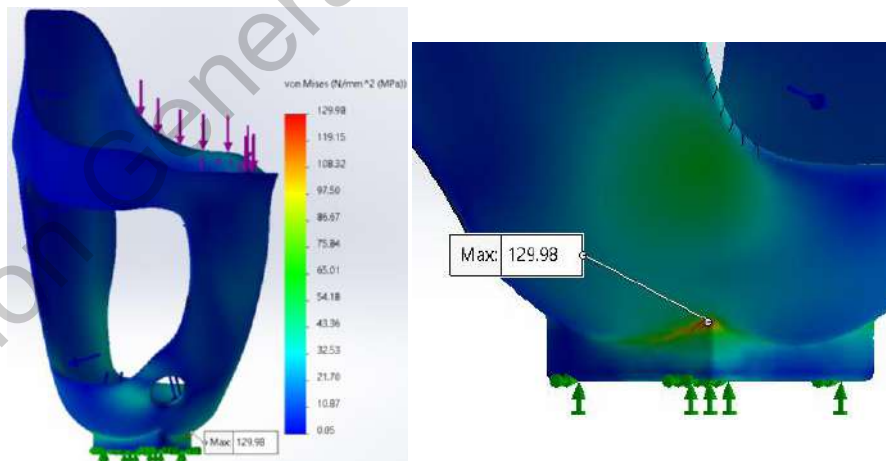


Figura 101. Tensión de von Mises del socket.

La gráfica nos indica las tensiones en Mega Pascales (MPa) que se presentan a lo largo del socket por la interacción con las cargas establecidas en la simulación. La coloración de las diferentes zonas del socket concuerda con los valores de la gráfica, siendo las de color azul las que presentan una menor tensión. En la Figura 100 del lado derecho se muestra la

zona donde se presenta la tensión máxima en el socket, de 129.98 MPa, esta zona corresponde a la parte inferior de la pared postero-medial del socket, justo por debajo de donde se aplica la mayor carga en el socket (en donde se recarga el isquion).

## Deformación

Los resultados de deformación permiten observar el desplazamiento que se genera en el modelo a causa de las cargas externas que se aplican en el mismo.

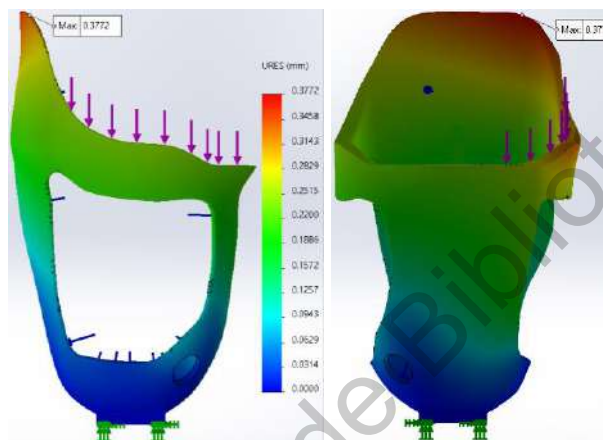


Figura 102. Deformación del socket.

En la Figura 102, se observa que el desplazamiento máximo en la simulación del socket es de 0.3772 mm, el cual se produce en el borde superior de la cara lateral del socket. De acuerdo con la gráfica y la vista lateral, podemos ver que la deformación es ligeramente mayor en la parte posterior, donde se ejerce la mayor carga.

## Factor de seguridad

El factor de seguridad es el resultado que mejor nos permite interpretar el desempeño de los modelos en una simulación estática, este resultado es calculado de acuerdo con la Tensión de von Mises Máxima Admisible del modelo y la Tensión Actante en la simulación, buscando que la Tensión Admisible siempre sea mayor para lograr como resultado un valor mayor a 1. Lo recomendable es obtener un factor de seguridad mayor a 1.5, debido a que en la vida real es difícil tener materiales totalmente homogéneos, y generalmente presentan pequeños poros, inconsistencias o defectos. Además de que de esta manera se prevé un desgaste por fatiga prematuro. En los resultados de factor de seguridad es de particular interés

la zona donde cada modelo presenta el mínimo valor y se entenderá como falla cuando este no supere o iguale 1.5.

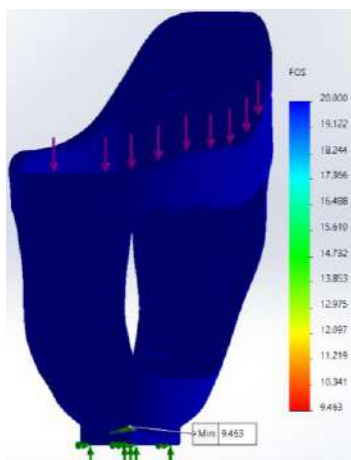


Figura 103. Factor de Seguridad del socket.

En el socket (Figura 103) la zona con el mínimo factor de seguridad es donde se presentó la mayor tensión y es de 9.463. Esto nos dice que la tensión admisible del socket es muy superior a la actuante en la simulación. Con estos resultados podemos afirmar que el socket tolera las cargas presentes en la simulación y que inclusive el diseño de este pudiera hacerse más delgado en sus paredes para quitarle peso a la prótesis, sin afectar el desempeño.

## 6.2 Resultados de la rodilla

Antes de abordar los resultados del análisis de esfuerzos de la rodilla, es importante mencionar que se tuvieron que realizar algunas modificaciones en el diseño y en los materiales de algunas componentes, ya que se detectaron fallas en las primeras iteraciones del análisis de esfuerzos. Inicialmente el material de los eslabones 'a', 'b', 'c' y 'd' era aluminio 6061-T6, pero este no cumplía con las propiedades mecánicas para soportar las tensiones actuantes, sobre todo en los eslabones posteriores ('a') y en la pieza superior o eslabón 'b', por lo que se prefirió utilizar aluminio 7075-T6 y se reforzaron los eslabones posteriores en la zona de riesgo a fallar. También se hicieron modificaciones en los pines de rotación que se abordan a detalle más adelante.

La pieza inferior (eslabón 'd') no mostró fallas en la simulación, pero su factor de seguridad era por muy poco mayor a la unidad por lo que también se cambió su material a aluminio 7075. Los eslabones anteriores del mecanismo ('c') no se modificaron ya que el



aluminio 6061 es ligeramente más liviano que el 7075 y no presentan tensiones tan altas como los demás eslabones.

### Tensión de von Mises

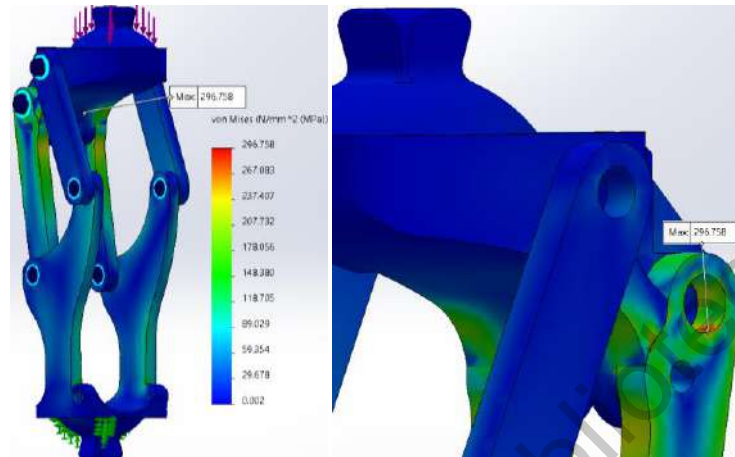


Figura 104. Tensión de von Mises de la rodilla.

Las tensiones presentes en la simulación del ensamble de rodilla sometido a una carga de 5,000 N se muestran en la Figura 104. La mayor tensión se presenta en los eslabones posteriores ‘a’ y es de 296.758 MPa, específicamente proviene del barreno superior por donde pasa el pin de rotación.

### Deformación

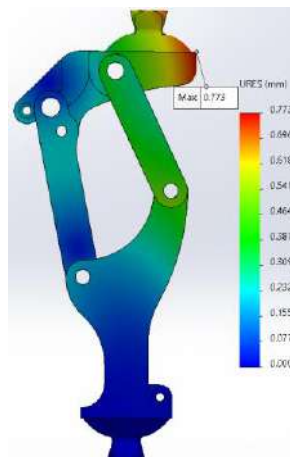


Figura 105. Deformación de la rodilla.

La deformación que se presenta en la rodilla es mayor frontalmente por la localización en sentido anterior del conector piramidal superior. En la Figura 105 se puede ver que la parte

fontal del eslabón 'b' presenta el mayor desplazamiento (0.773 mm) a causa de la deformación que existe en ensamble al soportar la carga simulada.

### Factor de seguridad

En ensambles, Solidworks nos da dos opciones para ver los resultados de factor de seguridad, ya sea de manera general (ensamble) o por piezas. Ambas formas son útiles, la general nos permite conocer a grandes rasgos el desempeño de todo el mecanismo, pero si se requiere un acercamiento individualizado de cada una de las piezas, sobre todo cuando se presentan fallas, es necesario desplegar los resultados de cada pieza. A continuación, en la Figura 106 se muestra una comparativa en el factor de seguridad del eslabón 'd' antes y después del cambio de material. Con aluminio 6061 se obtuvo un factor de seguridad de 1.332 en la zona sometida a mayor tensión, que quiere decir que la componente soporta dicho esfuerzo, pero como se mencionó antes, en el software a diferencia de la vida real se tienen condiciones ideales de un material homogéneo y sin defectos, por lo que se optó por el cambio a aluminio 7075 y se consiguió un factor de 2.435.

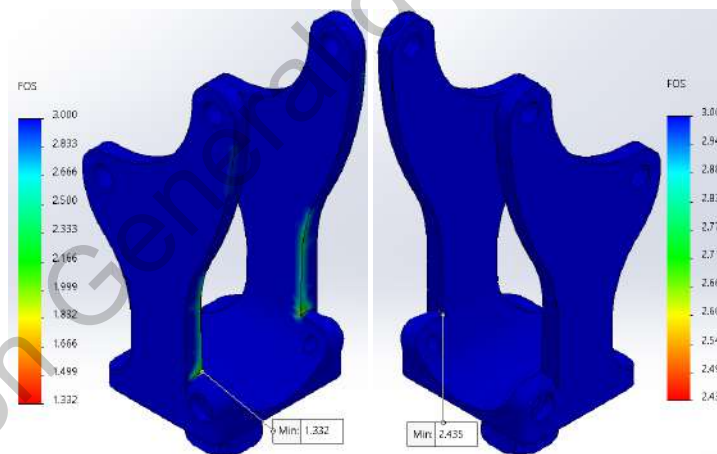


Figura 106. Factor de seguridad; Aluminio 6061-T6 vs Aluminio 7075-T6 en el eslabón 'd'.

Los resultados poco favorables del factor de seguridad en los eslabones 'a' y 'b' en las primeras iteraciones de la simulación nos llevaron a modificar su material a aluminio 7075, al igual que nos permitieron identificar zonas que necesitaban un refuerzo extra en el diseño de 'a'. Finalmente se consiguió un factor de seguridad de 1.702 y 1.954, en su zona de mayor tensión respectivamente. En los eslabones 'c' que permanecieron de aluminio 6061

se obtuvo un factor de seguridad mayor a 5 en casi toda su superficie, su valor más bajo fue de 3.466 (ver Figura 107).

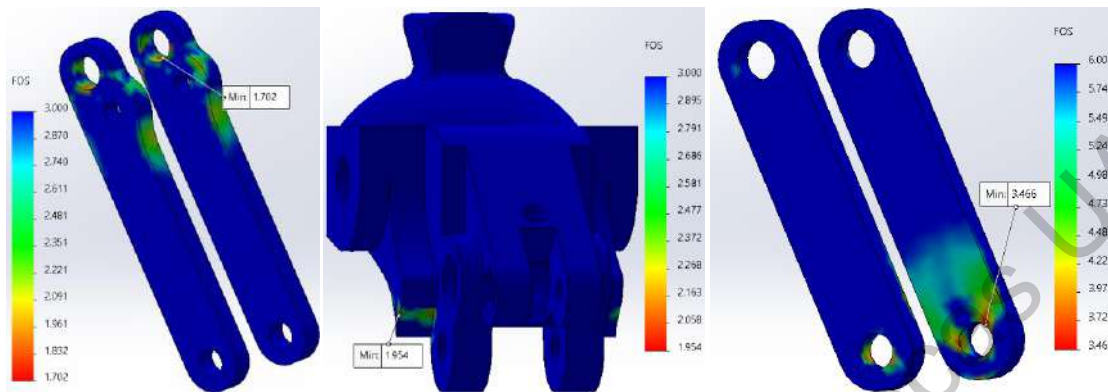


Figura 107. Factor de seguridad eslabones 'a', 'b' y 'c', respectivamente.

Los resultados de los pernos son mostrados de forma independiente en Solidworks Simulaciones, ya que se insertaron como conexiones independientes para ayudar a definir correctamente el ensamble. Al inicio, los pines de rotación tenían un diámetro de 5 mm y eran de acero AISI 420. Al observar fallas, se les agregó 1 mm de diámetro a todos los pines, con lo que se obtuvo un factor de seguridad mayor a 1.5 en los 4 pines inferiores, pero no en los 2 superiores. Tras observar detalladamente los resultados poco favorables en estos dos pines, nos percatamos que las fuerzas resultantes ejercidas en dichos pines eran muy grandes, sobre todo en el pin que une a 'a' con 'b', y que la distribución de las fuerzas sobre estos dos pines no era suficiente, en comparación con la distribución entre los 4 pines inferiores. Por lo que se optó por cambiar el material de estos dos pines a una aleación de titanio con mejores propiedades mecánicas (Titanio Grado 19 o Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr), y se incrementó su diámetro a 7 mm en el pin anterior y a 8 mm en el posterior.

En la Figura 108 se comparan los resultados no satisfactorios en los pines con los que sí, Solidworks despliega los resultados de las conexiones de tipo pines y tornillos de manera muy simple; de color rojo los pines que no cumplen con el factor de seguridad deseado (1.5) y de color verde las que sí.

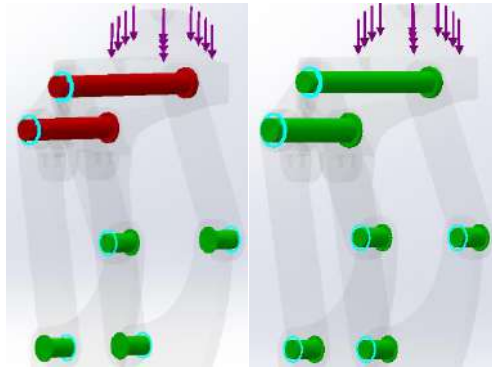


Figura 108. Chequeo del factor de seguridad de los pine.

Por último, en la Figura 109 se grafica el factor de seguridad del ensamble final de rodilla ya con todos los ajustes previamente descritos.

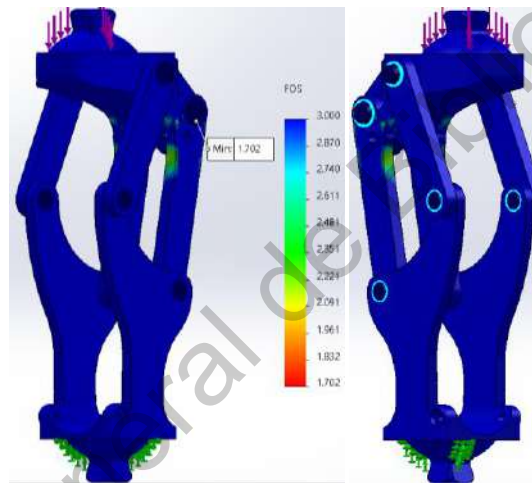


Figura 109. Factor de seguridad del ensamble de rodilla.

### 6.3 Resultados del pie

En el análisis estático del pie protésico también se detectaron piezas que no superaban el factor de seguridad deseado en alguna de las tres etapas o subanálisis, aunque esto ocurrió en pocas piezas y los cambios requeridos fueron mínimos. Se cambió el material de los tornillos y de la ranura de AISI 304 a AISI 420, y se realizó una ligera modificación en la pieza de polipropileno que une la placa de fibra de carbono frontal con la plantar. Con estos cambios se obtuvieron buenos resultados en cada subanálisis, y se muestran a continuación.

#### Tensión de von Mises

En la Figura 110 se ilustran las tensiones resultantes en los subanálisis de contacto de talón y apoyo medio. La mayor tensión presente en las placas o resortes de fibra de carbono a causa de la amortiguación de la carga se presenta en el subanálisis que simula el contacto de talón, específicamente en la placa posterior y es de 772.752 MPa. En el apoyo medio la tensión máxima también se presenta en la placa posterior, pero esta disminuye a 443.552 MPa gracias a la dirección y distribución de la carga, ya que el pie se sustenta no solo sobre el talón sino también en la zona plantar que está delante del arco del pie.

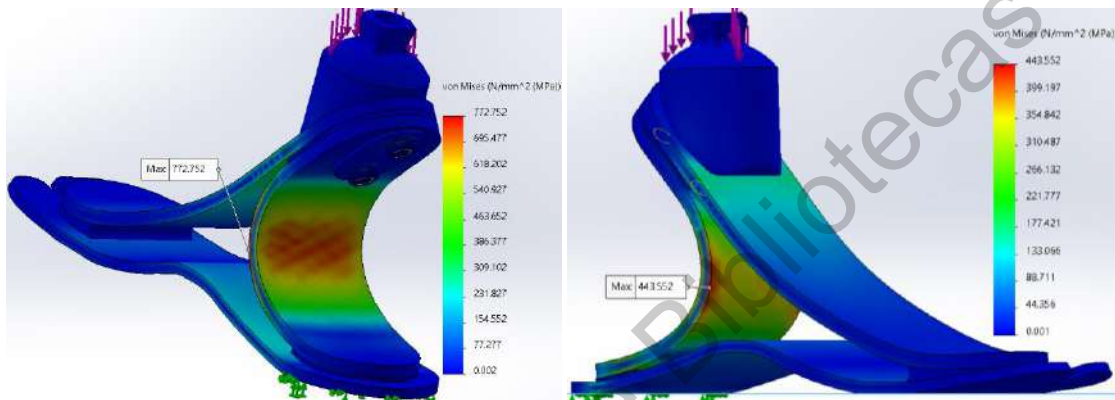


Figura 110. Tensión de von Mises en el contacto de talón y apoyo medio del pie.

En la simulación de la fase antes del despegue de los dedos, la mayor tensión se presenta en el resorte frontal con un valor de 487.46 MPa, en esta posición dicho resorte es el principal encargado de amortiguar la carga, por lo que se genera una ligera dorsiflexión en el pie. En la Figura 111 se puede observar la gráfica de tensión en esta fase.

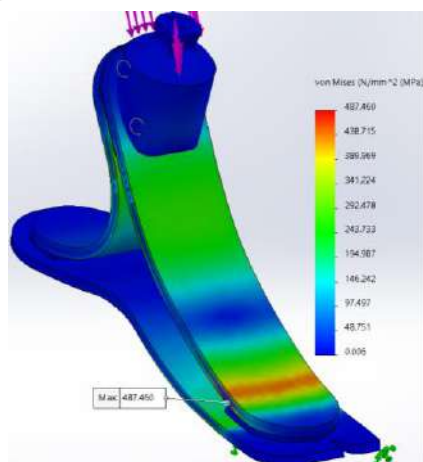


Figura 111. Tensión de von Mises antes del despegue de los dedos del pie.

## Deformación

Como es de esperarse, las deformaciones del pie son diferentes en cada fase de estudio. En el contacto de talón ocurre el mayor desplazamiento a causa de la amortiguación de la carga por parte del resorte posterior, se observa en la Figura 112 que el máximo desplazamiento es de 13.408 mm, donde el conector piramidal se dirige hacia abajo y posterior. En el apoyo medio el desplazamiento máximo es mucho menor (3.438 mm) ya que la carga es amortiguada por todos los resortes en conjunto. Por último, antes del despegue de los dedos el máximo desplazamiento se presenta en el talón (8.34 mm) derivado de la ligera dorsiflexión que se genera en la parte anterior del pie.

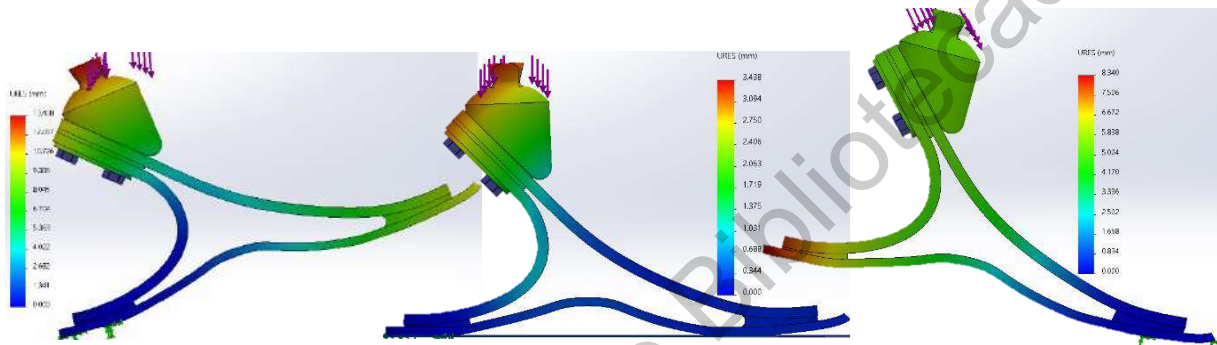


Figura 112. Deformaciones del pie protésico.

### Factor de seguridad

Describir detenidamente el factor de seguridad de cada componente en cada uno de los 3 subanálisis extendería mucho este apartado, por lo que se abordarán únicamente de forma general y se ilustrarán únicamente las gráficas generales resultantes de cada subanálisis del ensamble de pie, incluyendo los resultados de los tornillos.

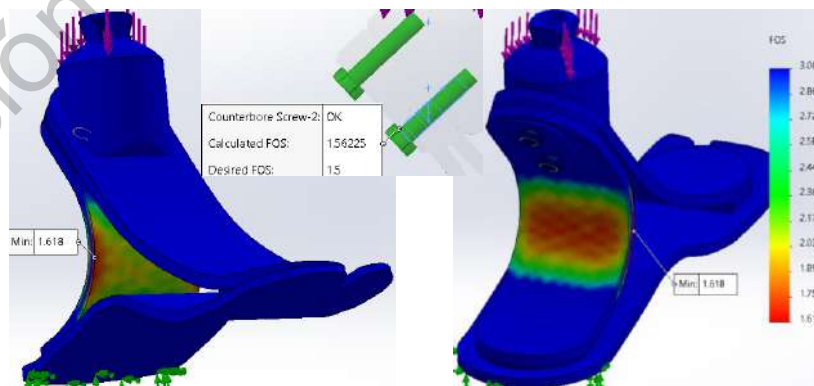


Figura 113. Factor de seguridad del pie al contacto de talón.



En la Figura 113 se muestran los resultados del contacto de talón, donde las componentes que presentan el menor factor de seguridad son los tornillos, pero ambos por arriba del valor mínimo deseado. El resorte posterior es la componente que les sigue a los tornillos, cuenta con un valor mínimo de 1.618. El resto de las componentes cuentan con valores superiores, por lo que se puede afirmar que no se generan fallas en el ensamble y que se desempeña adecuadamente.

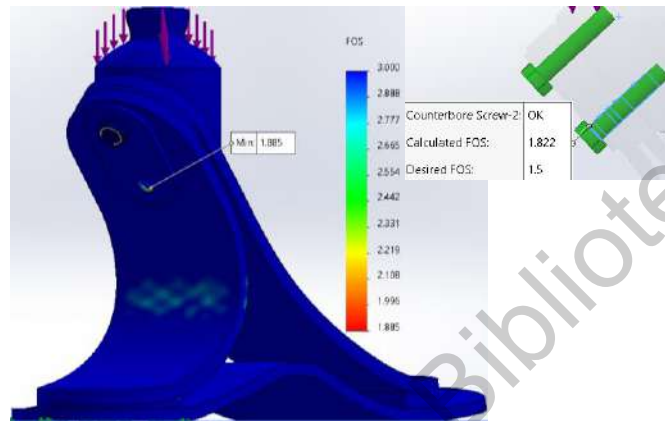


Figura 114. Factor de seguridad del pie en el apoyo medio

En el apoyo medio (Figura 114) el factor de seguridad mínimo se presenta también en los tornillos (1.822), seguido inmediatamente por la ranura de acero inoxidable AISI 420 (1.885) justo en el barreno por donde pasa el tornillo inferior del ensamble. En general, son pocas las zonas del ensamble donde el factor de seguridad es menor a 3 unidades.

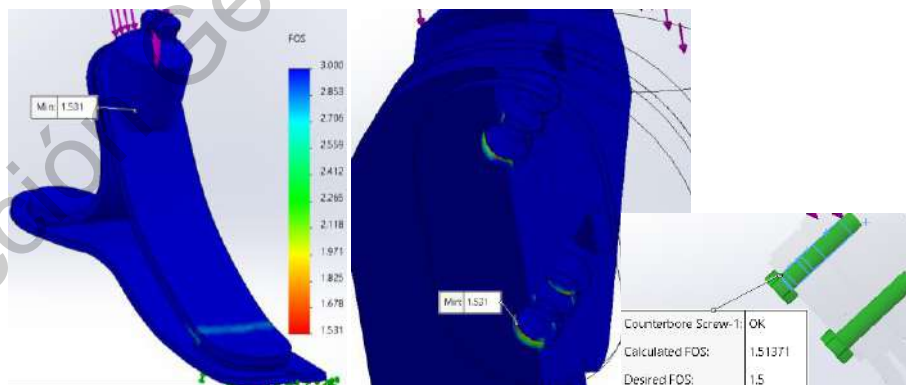


Figura 115. Factor de seguridad en el momento antes del despegue de los dedos.

Por último, en el momento antes del despegue de los dedos (Figura 115) el factor de seguridad mínimo también se presenta en uno de los tornillos y en el barreno inferior de la ranura, de 1.513 y 1.531, respectivamente. Las componentes por donde pasan los tornillos,

en especial la ranura y el conector piramidal, están sometidas a la tensión generada por su contacto que impide la separación del ensamblaje. En la vista de sección de la Figura 115 al ocultar los tornillos se pueden observar los colores de la gráfica de factor de seguridad en dicha zona. El simple hecho de cambiar el material en los tornillos y la ranura ayudó a contrarrestar las fallas en todos los subanálisis.

#### 6.4 Resultados de las piezas de conexión

Es importante mencionar que el material elegido en todas las piezas de conexión es Aluminio 6061-T6, ya que es un material usado típicamente en el mercado en este tipo de componentes. En este apartado no se tuvieron que realizar cambios de diseño o materiales ya que los resultados fueron satisfactorios, y se muestran a continuación.

#### Tensión de von Mises

En los conectores piramidales macho y hembra se tiene una tensión máxima de 29.225 MPa y 24.792 MPa, respectivamente. En el pilón la tensión máxima es mayor y se genera en la parte distal, cerca del borde, con un valor de 34.25 MPa (ver Figura 116).

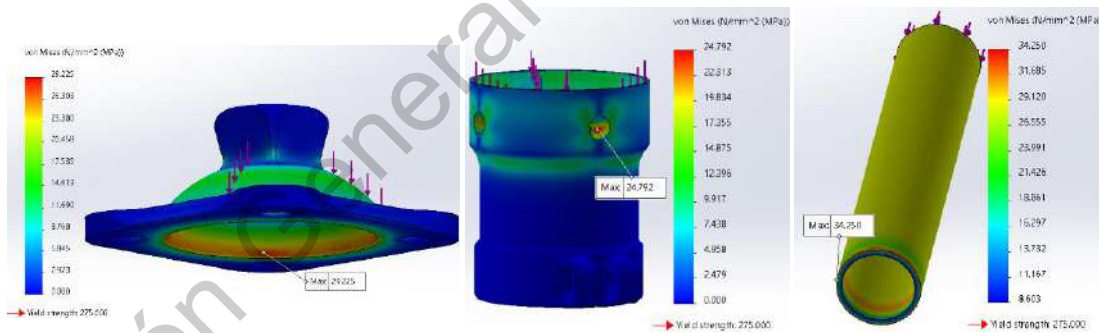


Figura 116. Tensión de von Mises de las componentes de conexión.

#### Deformación

Las deformaciones (Figura 117) que causa la carga de 5,000 N en las piezas de conexión son mínimas; 0.004 mm de máximo desplazamiento en el conector macho, 0.003 mm en el hembra y 0.069 mm en el pilón.



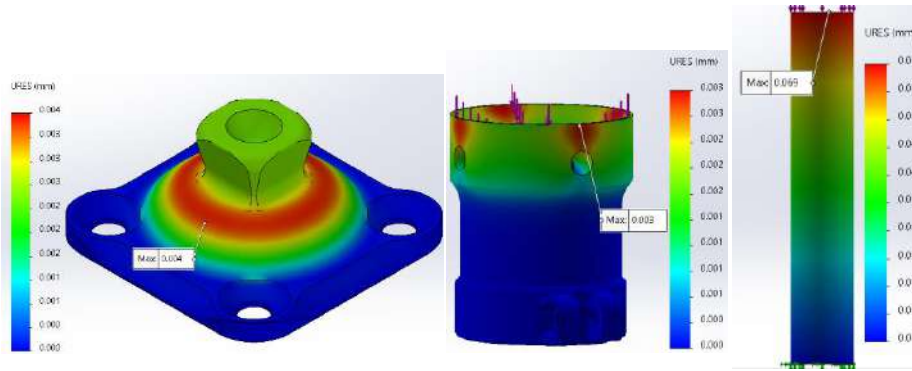


Figura 117. Deformaciones de las componentes de conexión.

## Factor de seguridad

Como podemos ver en la Figura 118, el factor de seguridad de las piezas conectoras es elevado y satisfactorio, el valor mínimo es de 8.029 y se presenta en el pilón.



Figura 118. Factor de seguridad de las componentes de conexión.

## 6.5 Discusión de los resultados

### 6.5.1 Discusión de resultados de los análisis de esfuerzos

Gracias a los análisis de esfuerzos de las componentes de la prótesis transfemoral, se llevaron a cabo los cambios de diseño o material necesarios para que estas soportaran las cargas establecidas en la simulación. Algunas piezas apenas superaron el factor de seguridad deseado de 1.5, pero como sabemos, se establecieron cargas muy por arriba de las que se presentarían cotidianamente por usuarios con un nivel de movilidad K2 y con un peso menor a 100 kg para lograr un amplio rango de seguridad y prevenir fallas estructurales en los mecanismos, evitando accidentes a causa de esto. Es importante que todo equipo ortopédico, especialmente al hablar de prótesis de miembro inferior, tengan un amplio rango de

prevención contra posibles fallas y por esta razón deben delimitarse a una población con un peso y nivel de movilidad específico.

Desde un inicio en el modelado de cada componente, la elección de sus materiales se basó en lo que hoy en día se utiliza en el mercado para cada uno de estos módulos protésicos, particularmente en aquellos que presentan un mejor costo-beneficio para el tipo de paciente del presente trabajo, un ejemplo es el uso mayoritario de las aleaciones de aluminio sobre las de titanio, ya que son más económicas en general, y en las de acero porque son menos pesadas. Un usuario con limitada movilidad genera una menor exigencia para las componentes, pero de igual manera, requiere componentes ligeras para poder controlarlas, en cambio, usuarios jóvenes con gran movilidad exigen componentes con mayor resistencia y tienen la capacidad de adaptarse a componentes más pesadas.

La mayoría de los materiales utilizados en los modelos, son materiales cuyas propiedades físicas y mecánicas estaban precargadas en el catálogo de materiales de Solidworks, sin embargo, las propiedades de la fibra de carbono con resina epóxica y el polipropileno copolímero fueron añadidos a este catálogo de manera manual y se obtuvieron de la base de datos de materiales de MatWeb (2021).

Al terminar los modelos con sus materiales y ensamblarlos, antes de pasar a los análisis de esfuerzos, se checaron las propiedades físicas, entre ellas la masa para ver que cumplieran las recomendaciones para pacientes geriátricos o se asemejara a los mecanismos de este mercado. Dicha masa cambió ligeramente en algunas componentes tras las modificaciones requeridas en los análisis de esfuerzos, estos valores los podemos saber gracias a las herramientas de evaluación de propiedades físicas de Solidworks y se describen a continuación:

- El ensamble final de rodilla tiene una masa total de 533.12 g, alrededor de 20 g más que la versión original. La masa es adecuada para una rodilla protésica, ya que está dentro del rango del peso de las rodillas que hay en el mercado, que van desde 360 a 900 g. Donde los modelos diseñados para usuarios de baja movilidad o geriátricos tienden a ser los más ligeros, generalmente no pasan los 650 g.

- En el caso del pie final, se obtuvo una masa total de 321.97 g, muy similar a la masa que se tenía antes de las modificaciones de material en los tornillos y ranura. Su peso está dentro del rango adecuado para estas componentes.

- En el socket se presenta una masa total de 1,731.15 g. Este peso no es el mejor, pero al ser el módulo más proximal de la prótesis su peso no es muy alarmante. Es de mayor inquietud que los módulos de rodilla y pie sean ligeros, puesto que, al estar más alejados del muñón, el brazo de palanca es mayor, y de lo contrario el usuario requeriría de mucho esfuerzo para levantarlos. Además, gracias a lo obtenido en los resultados del análisis de esfuerzos del socket se puede optar por realizar el mismo diseño, pero con menor grosor en sus paredes para quitarle peso.

- El ensamble final de la prótesis transfemoral tiene un peso total de 3,029.58 g, ya con las componentes de conexión que son muy ligeras en realidad. A continuación, se muestra el renderizado del ensamble final de la prótesis transfemoral, para tener un acercamiento semejante al de la apariencia que tendría en la vida real.



Figura 119. Prótesis Transfemoral Renderizada.

### 6.5.2 Discusión de las cuestiones biomecánicas

En este apartado se discuten las cuestiones biomecánicas de la prótesis y sus módulos, aunque se enfoca primordialmente en la rodilla y el pie protésico. No se pretende aminorar la importancia del socket y su sistema de suspensión, de hecho, se sabe que al ser la componente que conecta al usuario con la prótesis tiene una especial importancia y requiere de una mayor personalización, pero es difícil analizar su desempeño biomecánico si no se hace de forma experimental o directamente con el usuario.

Para el modelado del socket se tomaron en cuenta diferentes opciones de diseños y sistemas de suspensión que se presentan en la literatura, la elección se basó en los requerimientos generales de usuarios geriátricos. Sin embargo, no es posible afirmar que la elección del socket de apoyo isquiático de contacto total es ideal, puesto que estos, como los sockets CI pueden ser prescritos y ambos cuentan con sus ventajas, el apoyo isquiático logra mayor comodidad siempre y cuando el paciente cuente con un buen brazo de palanca y estabilidad, en contraste el socket CI puede ser más molesto, pero ayuda a dar estabilidad medio-lateral y es sugerible en muñones cortos. Todo dependerá de las particularidades de cada individuo, pero sin importar el diseño, todos los sockets se deben acatar a la morfología del muñón, aprovechar el apoyo isquiático y respetar las prominencias óseas que puedan generar malestar por exceso de presión. El socket interno de silicón puede ser usado en cualquiera de los diseños como coadyuvante de comodidad.

Más allá de las particularidades que se deben tomar en cuenta en el socket, todos los mecanismos de la prótesis fueron seleccionados y diseñados para cumplir con los requerimientos biomecánicos en usuarios de nivel de movilidad K2. El sistema de suspensión por succión pasiva ajustado al liner es muy usado en estos casos al igual que los sistemas de bloqueo distal con carraca, estos últimos tienen puntos a favor en muñones cortos y permiten al usuario una fácil colocación de la prótesis, pero el sistema por succión logra un mejor ajuste e impide mayormente desplazamientos no deseados, como la rotación y el pistoneo del muñón dentro del socket. En sistemas por succión ajustado a liner, los usuarios deben roscar con alcohol isopropílico el liner para poder introducir el muñón dentro del socket, una vez colocado se establece una especie de sello atmosférico y de forma pasiva se crea el vacío a través de la válvula, pero para que esto ocurra es fundamental un correcto diseño del socket

de manera que embone adecuadamente. El método con el que se modeló el socket, simuló lo que se hace de manera práctica para la creación de encajes protésicos, que es laminar el diseño a partir de un molde positivo del muñón. En la vista de sección sagital del socket (Figura 120) se puede observar el ajuste íntimo entre el socket y el molde positivo con liner.



Figura 120. Vista de sección sagital del socket y el molde positivo.

Fue necesario el uso de un segundo software CAD para lograr el diseño del socket, ya que esta tarea resultó muy difícil en Solidworks, inclusive con sus herramientas de Superficies, ya que la figura del socket debía contar con una simetría muy irregular para poder adaptarse al molde positivo. No obstante, al tener el diseño general del socket se trasladó a Solidworks para establecer su material y para adaptar la válvula de vacío.

Para determinar el funcionamiento de la válvula diseñada, desde un punto de vista virtual, se tendría que realizar un análisis de fluidos para poder observar si es capaz de bloquear la entrada de aire hacia el socket y de permitir la salida, con el objetivo de lograr la suspensión por succión del muñón, aunque este análisis resultaría hasta cierto punto retador, porque la salida de aire del socket se logra al comprimir el pequeño resorte presente en la válvula, y probablemente sea más fácil prototiparla con impresión 3D y evaluarla físicamente.

Con el fin de analizar biomecánicamente la prótesis, por el momento se asumirá una buena adaptación del socket y un correcto funcionamiento del sistema de suspensión, ya que esto es importante para un óptimo desempeño del resto de las componentes.

### **Biomecánica de la rodilla protésica**

Un mecanismo de rodilla de cuatro barras de ‘control voluntario’, específicamente con las medidas y especificaciones del eslabonamiento del presente trabajo, es adecuado para pacientes con un nivel de actividad media baja o K2. Es un mecanismo que de acuerdo con la investigación de T. Amador & et al (2012) permite una marcha cosmética o similar a la marcha sin amputación, claro que esto dependerá también de la rehabilitación, de una buena alineación protésica y del entrenamiento del usuario con la prótesis. La extensión y flexión de estos mecanismos son controlados por el usuario a través de los momentos de flexo-extensión de la cadera y el traslado voluntario de la línea de carga o la línea FRP por delante o detrás del CIR. Estos mecanismos no solo permiten el control de la estabilidad en la extensión y al inicio de la flexión de rodilla, sino también, extienden dicho control durante los primeros grados de flexión. Es decir, el usuario podría regresar con estabilidad la rodilla a extensión en los primeros grados de flexión, siempre y cuando la proyección del CIR siga en la llamada ‘zona de control voluntario’.

Recordemos que en los mecanismos de ‘control voluntario’ el CIR no inicia extremadamente elevado en extensión, y la trayectoria de la poloide es suave hacia abajo, a diferencia de los mecanismos con elevado CIR o hiper-estabilizados, esto mantiene el CIR dentro de la zona de control durante los primeros grados de flexión de rodilla. En la Figura 121 se muestra la curva poloide del presente mecanismo correspondiente al ángulo de flexión entre el socket y la parte inferior de la rodilla. La trayectoria de la poloide se apega al comportamiento que se describe teóricamente en este tipo de mecanismos, aunque con sus particularidades a causa de la configuración del eslabonamiento. En extensión ( $0^\circ$ ) el CIR se proyecta hacia posterior por los ángulos del eslabonamiento y su trayectoria en los primeros  $5^\circ$  es ascendente, a partir de este punto desciende suavemente como lo indica la teoría.

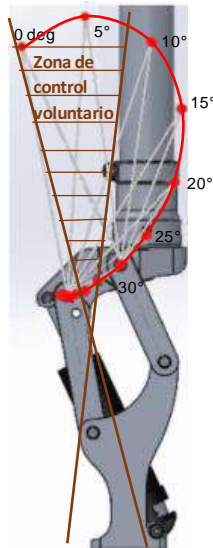


Figura 121. Curva poloide de la rodilla protésica.

Para que el CIR esté proyectado en la zona de control voluntario desde extensión hasta el mayor rango posible de flexión, es de crucial importancia la alineación de la prótesis. Según con el estudio de T. Amador & et al (2012), el mecanismo permite un control voluntario desde los 0° hasta los 4° de flexión, lo cual es aceptable y concuerda con el propósito del tipo de mecanismo, aunque se cree que este rango se puede ampliar con una alineación adecuada. En su estudio se analizó la biomecánica del mecanismo a través de gráficas que carecen de la consideración de factores como el ajuste del socket, el tipo de pie protésico, la alineación entre los módulos, la fuerza del muñón, entre otros. En sus gráficas (vista sagital) el eje longitudinal del segmento de fémur está alineado verticalmente con el eje de referencia de la rodilla (eje anterosuperior), no existe un desplazamiento frontal del eje longitudinal del fémur, como se indica usualmente en la alineación de rodillas protésicas y como se hizo en la alineación en banco de la presente prótesis. Al adelantar el eje longitudinal del fémur, la línea de carga del usuario se recorre en la misma dirección, esto permite mantener la rodilla en extensión con mayor facilidad durante la bipedestación y podría ampliar significativamente el rango de control voluntario, tal como se grafica en la Figura 121. Cabe mencionar que la zona de control voluntario también varía de acuerdo con la actividad y fuerza del usuario, primordialmente en la flexo-extensión de cadera. Entre mayor fuerza, la zona de control se extiende. La Figura 122 ejemplifica el diagrama de estabilidad de la prótesis en el apoyo desde la extensión hasta 10° de flexión, se observa el



traslado voluntario de la línea de carga a través de los momentos de cadera para lograr la flexión.



Figura 122. Diagrama de estabilidad de la prótesis transfemoral.

De la Figura 122 se puede decir que la articulación de rodilla se mantiene extendida en el contacto de talón, apoyo medio, y al inicio del despegue de talón. La tercera imagen ilustra el punto en donde la rodilla podrá ser flexionada voluntariamente por el usuario al trasladar la línea de carga posterior al CIR, inmediatamente después al iniciar la flexión, el CIR se mantendrá en la zona de control voluntario en los primeros grados, y en la cuarta imagen podemos decir que el CIR ya no está dentro de esta zona, por lo que la flexión necesaria restante para finalizar el apoyo, se logra gracias a la inercia que se tiene hasta este punto de la locomoción.

En usuarios de baja movilidad o K1, la zona de control será muy angosta por la falta de fuerza y podría comprometer el bienestar de este tipo de pacientes. No obstante, al mecanismo se le incluyó un sistema de bloqueo para mantener la rodilla en extensión (ver Figura 123), estos sistemas son comúnmente usados para pacientes de baja movilidad o que recién empiezan el entrenamiento protésico. Tras una buena rehabilitación y el dominio de la prótesis en extensión estos usuarios podrán desbloquear la rodilla para empezar a practicar



una marcha asistida (barras paralelas, andadera, etc.) con cadencias progresivas, hasta lograr la movilidad necesaria para el uso sin asistencia.

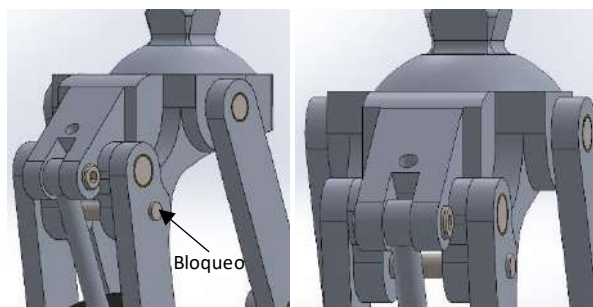


Figura 123. Rodilla bloqueada en extensión a través de un pin de bloqueo.

Este simple sistema de bloqueo en extensión de rodilla extiende la indicación de este mecanismo para usuarios menos activos, o bien se puede decir que es una articulación de rodilla protésica para usuarios K1 y K2.

Durante la fase de oscilación es importante que la prótesis se balancee libremente y que no exista la posibilidad de impactar con el suelo previamente al siguiente contacto de talón, puesto que esto afectaría en su desempeño biomecánico e implicaría riesgo para el usuario. El mecanismo policéntrico de rodilla previene por sí mismo esta situación a través de la generación de un acortamiento de la prótesis, ya que en su flexión se combina un movimiento de desplazamiento y rodadura simultáneo que lo logran. De cualquier modo, en el diseño de los tubos de conexión se contempló un acortamiento de 5 mm en el segmento tibial, lo que permitirá la incorporación de un recubrimiento cosmético de pie.

El uso de amortiguadores en rodillas protésicas puede ayudar a evitar flexiones bruscas al oponerse ligeramente a la flexión de la articulación, pero su principal función es asistir y asegurar la extensión de la articulación en tiempo y forma para evitar tropiezos. El amortiguador de brío variable permite que la rodilla sea ajustada a diferentes cadencias de marcha, según la necesidad de los usuarios. Las especificaciones del resorte dependerán de la fuerza que se necesite para extender la prótesis a una velocidad específica, conforme con los rangos de cadencia de marcha de pacientes geriátricos. Recapitulando el apartado de Fases del ciclo de la marcha normal del marco teórico, tenemos que el rango de cadencia, velocidad y tiempo de cada ciclo de la marcha en sujetos masculinos mayores a 65 años sanos, es de 81 a 125 pasos/min, 0.81 a 1.61 m/s y de 0.96 a 1.48 s, respectivamente. La

literatura menciona que en circunstancias ideales la velocidad en usuarios con amputación transfemoral merma a 40 m/min (0.6667 m/s) y consigo disminuye la cadencia. Tomando estos valores como referencia, se puede deducir el rango aproximado de velocidad que se requiere del amortiguador para extender la rodilla y adecuarse a las cadencias de usuarios amputados de la tercera edad o con nivel de movilidad K2.

En este trabajo no se profundiza en los tipos y diseños de resortes que existen en el mercado puesto que es una componente que en caso de prototipar la rodilla protésica se debe conseguir con algún fabricante o proveedor de resortes, pero a la hora de elegirlo sería prudente considerar que el rango de cadencia de marcha empiece desde un bajo límite inferior, y de aquí, si las capacidades de cada usuario lo permiten, ajustar dicha cadencia ascendentemente a través del embolo inferior. Se considera que una velocidad de 0.4 m/s es un buen punto de partida, esta se reflejaría en una cadencia de alrededor de 35 pasos/min y un tiempo de 3.43 s por ciclo. Estos datos son aproximados ya que pueden variar dependiendo de la longitud de zancada, pero son los que se toman en cuenta para ejemplificar la fijación del mencionado límite inferior del rango de cadencia. Ahora, sabiendo que el ciclo de marcha se divide en 60% fase de apoyo y 40% fase de oscilación, el amortiguador debe de extender la rodilla desde el máximo ángulo de flexión de la marcha (60 a 65°) en un tiempo igual o ligeramente menor a 1.372 s durante el balanceo, para adaptarse a la menor cadencia. Si la rodilla se extiende en menor tiempo sigue siendo funcional, aunque la cosmética de la marcha se vería afectada levemente. En contraste, si la extensión demora el usuario peligraría al iniciar el apoyo con la rodilla en cierto grado de flexión. En el caso de usuarios con cadencias más rápidas, se deberá comprimir previamente el resorte con el émbolo inferior para decrementar o agilizar el tiempo de extensión.

Otra consideración importante para la selección del resorte es el límite de compresión y la compresión a la cual se verá sometido, que viene dada por el recorrido del émbolo superior durante la flexión y la posición del émbolo inferior, cabe mencionar que esto se tomó en cuenta desde un inicio para el diseño de la rodilla y el amortiguador. El cilindro del amortiguador de la rodilla en extensión cuenta con una distancia de 76 mm entre émbolos (resorte no comprimido) y el recorrido máximo del émbolo superior se presenta a los 65° de flexión y es de 33.84 mm, esto representaría en el resorte una compresión de 44.52% de su

longitud (ver Figura 124). Si el émbolo inferior se aprieta aumenta el brío del resorte, ya que se ‘pre- comprime’. Lo máximo que el mecanismo de brío ajustable permite pre- comprimir el resorte es 4.05 mm, por lo que el resorte debe ser capaz de comprimirse hasta un 49.85% de su longitud, de lo contrario podría romperse.

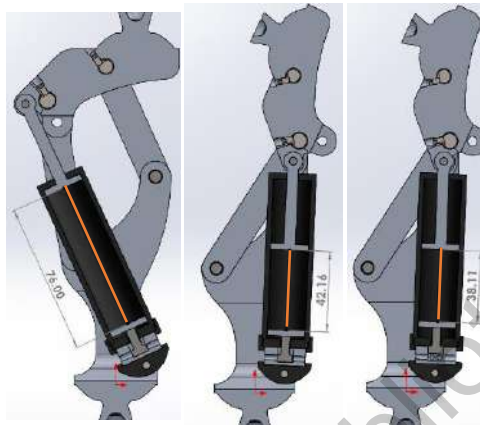


Figura 124. Longitud entre émbolos en extensión, 65° de flexión y 65° de flexión con máximo ajuste de brío.

### **Biomecánica del pie protésico.**

Aunque se cree que una buena selección de rodilla es de principal importancia en prótesis transfemorales, el pie protésico también es fundamental para la adaptación y manejo del amputado. De manera más significativa en el amputado transtibial, ya que es el único mecanismo (extra al socket y su suspensión) que repercute en el éxito del tratamiento, pero también juega un papel sumamente importante a nivel transfemoral al trabajar en conjunto con la rodilla. Ambos mecanismos, así como el diseño y ajuste del socket, desempeñan tareas cruciales y podríamos decir que la mala selección de uno solo de estos afectaría al óptimo desempeño de los demás.

Es difícil decir que el diseño presentado es el ideal para usuarios geriátricos K2 con amputación transfemoral, ya que hay muchos diseños y opciones en el mercado de pies protésicos que podrían adecuarse a las necesidades de este tipo de paciente, y no solo otros diseños de pies de respuesta dinámica, sino también, pies de eje sencillo, algunos multiaxiales e incluso pies convencionales tipo SACH. Esta decisión tiene un fuerte peso en el presupuesto del usuario, ya que en países en desarrollo el pie SACH sigue siendo una opción viable y hasta cierto punto funcional por su bajo costo.

En la selección de las componentes para una prótesis de miembro inferior, además de estética, se debe considerar sobre todo un dinamismo adecuado a la movilidad del usuario y una función cosmética que logre una marcha considerablemente normal. Hablando específicamente del pie protésico de respuesta dinámica del presente trabajo, se considera que es un diseño adecuado para usuarios K2 con amputación transfemoral e inclusive para usuarios K3, es un pie un tanto alto a comparación de otros diseños por lo que sería difícil adaptarlo en amputaciones por debajo de rodilla por la poca distancia del muñón al suelo, lo cual no pasa en transfemorales.

Al igual que en el módulo de rodilla, la alineación del pie con respecto a las demás componentes es muy importante para un correcto desempeño biomecánico de toda la prótesis, concretamente para obtener buena sinergia con la rodilla protésica. La alineación en banco es un buen punto de partida, aunque de ser requerido pueden existir modificaciones en la alineación dinámica, sobre todo en la alineación del plano sagital para obtener una buena absorción de energía al contacto de talón y un buen retorno de la misma en el empuje de los dedos, así como una suave transición entre ambas etapas.

Por lo visto teóricamente en los pies de respuesta dinámica y el presente estudio de esfuerzos estáticos del pie (dividido en 3 etapas), se puede realizar una interpretación dinámica de dicho estudio. En el contacto de talón con el suelo, el resorte de fibra de carbono posterior amortigua y absorbe la energía del impacto, generando una ligera flexión plantar. Mientras la inercia de la marcha continua hacia adelante, parte de esta energía absorbida en el talón retornaría al alcanzar el apoyo medio. El resorte plantar, al unir el talón con el antepié, permite una transición continua y suave de talón a punta, a través de un traslado de la progresión de carga uniforme. En la transición hacia el antepié, durante la dorsiflexión y antes de empezar con el despegue de los dedos hacia la fase de oscilación, sigue existiendo una absorción valiosa de energía en el resorte frontal por la inercia y el peso del paciente, a la que se le suma parte de la energía almacenada desde el talón con el traslado hacia delante de los mismos resortes. Gran cantidad de esta energía se libera por los resortes (principalmente por el frontal) para impulsar el pie en el despegue de los dedos, facilitando significativamente el inicio del balanceo de la prótesis. En la Figura 125 se grafica lo anterior de manera muy simple.

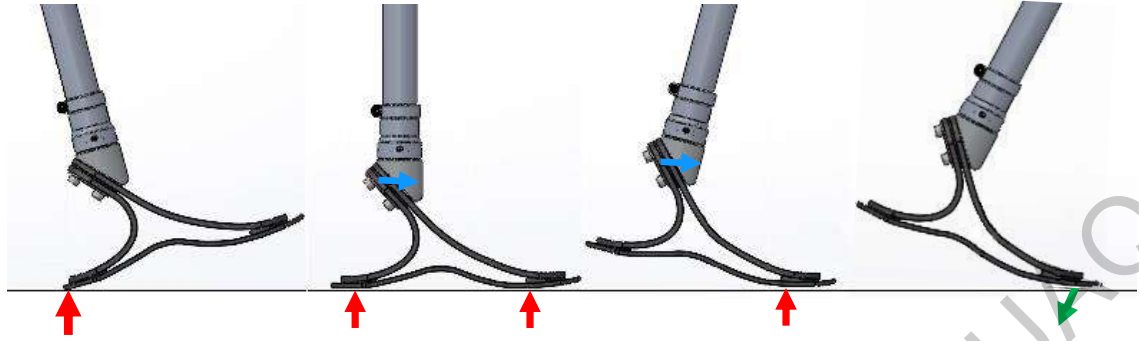


Figura 125. Absorción de energía (flechas rojas), traslado de energía (azules) y liberación final de energía (verde).

Otra de las ventajas del pie protésico y que es característica de los pies de respuesta dinámica es su capacidad de adaptarse a terrenos irregulares, dando estabilidad medio-lateral. Esto ocurre principalmente con pies dinámicos con dedo dividido. El presente diseño presenta una mínima división, ya que se dirige a usuarios K2. Una división más prolongada pudiera ayudar a adaptarse a terrenos con mayor irregularidad, pero se indica en usuarios más activos ya que requiere de más fuerza para ser controlado.

## CAPÍTULO VII.

### 7. Conclusiones y Recomendaciones.

Por medio de este trabajo de tesis se ha presentado una vasta investigación sobre las prótesis de miembro inferior, sobre todo de las llamadas prótesis transfemorales, así como de la biomecánica de la marcha y de las articulaciones pélvicas, también se exponen diferentes diseños y mecanismos de las componentes que se usan actualmente en el tratamiento protésico de pacientes con amputación transfemoral; con la finalidad de sustentar un diseño de prótesis transfemoral dirigido a usuarios geriátricos.

En México la principal causa de amputaciones es por complicaciones de diabetes mellitus y afecta principalmente a personas de la tercera edad. En el tratamiento protésico estos usuarios generalmente se catalogan como de actividad baja (K1) o media-baja (K2), distinguiendo a los K2 como los de mayor presencia en Latinoamérica.

Los diseños de las componentes de la prótesis del presente trabajo fueron modelados virtualmente a través de un software CAD, en su mayoría Solidworks, y muestran una orientación clara para requerimientos de pacientes geriátricos con un nivel de movilidad K2 y un peso máximo de 100 Kg, desde el diseño de socket y su tipo de suspensión, la configuración del mecanismo policéntrico de rodilla, hasta el pie de respuesta dinámica. Pero también se distingue que estos mecanismos no son universales para este tipo de pacientes, ya que es importante tener en cuenta las singularidades de cada individuo, tal sería el caso en usuarios con muñón corto o con limitado brazo de palanca, donde sería recomendable usar un diseño distinto de socket. Cabe mencionar que el alcance de indicación de la rodilla también puede ser para usuarios con nivel de movilidad K1 usando el sistema de bloqueo en extensión, y el pie protésico hasta en usuarios K3.

El software Solidworks también nos permitió utilizar las herramientas de CAE para realizar un estudio de esfuerzos de las componentes modeladas, a través de simulaciones basadas en el método del elemento finito. Donde fue posible apreciar el desempeño mecánico de cada una de las piezas de la prótesis con su respectivo material, al ser sometidas a una carga elevada. De esta manera, en el mismo software, se llevaron a cabo ajustes pertinentes

de diseño en zonas específicas o de material en las piezas que lo requerían, para obtener un buen desempeño y sin la necesidad de realizar los modelados desde cero. Demostrando que el proceso de diseño e ingeniería asistidas por computadora (CAD/CAE) es ideal en la industria protésica y en muchos otros sectores para el desarrollo de nuevos productos y mecanismos, ya que facilita la elección de materiales y la corrección de diseños, y evidencia la reducción de tiempo y costos en la fabricación y desarrollo de prototipos, al aminorar la construcción, prueba y destrucción innecesaria de los mismos.

El análisis de esfuerzos de la prótesis transfemoral se realizó por módulos (socket, rodilla, pie y piezas de conexión). Es posible realizar el análisis en el ensamble completo de la prótesis, pero esto implica la necesidad de un equipo de cómputo más potente y con mayor capacidad de memoria RAM. Las cargas utilizadas en las simulaciones son relativamente elevadas a las que se presentarían cotidianamente en una prótesis para usuarios de movilidad K2 y con un peso menor a 100 Kg, con la finalidad de obtener diseños y materiales resistentes, que prevengan en la mayor medida posible cualquier riesgo. El factor de seguridad mínimo aceptado en los resultados del análisis de esfuerzos fue de 1.5 y no de 1, ya que en las circunstancias de los materiales en el software son ideales y en la vida real se pueden presentar pequeños defectos.

Gracias a la interfaz de Solidworks también fue posible ensamblar adecuadamente las partes de la prótesis y realizar una simulación de sus movimientos para analizar a grandes rasgos la biomecánica de la prótesis y su comportamiento de acuerdo con las fuerzas y momentos que existen en el muñón durante la marcha, si fuera utilizada por un usuario. Lo anterior se enfatiza en la fase de apoyo de la marcha, ya que es donde la estabilidad es de crucial importancia. En la fase de oscilación, al tener el miembro contra lateral apoyado y la prótesis suspendida en el aire, lo importante fue determinar el tiempo en el que el amortiguador de la rodilla debe pasar la prótesis de flexión a extensión para comenzar la siguiente fase de apoyo; al igual que contemplar las medidas correctas de la prótesis para prevenir el choque de la prótesis mientras se balancea, donde también se distingue una de las ventajas de los mecanismos policéntricos de rodilla, que es el acortamiento de la prótesis al flexionarse.

Los materiales establecidos en los mecanismos fueron elegidos porque cumplen con los requerimientos de resistencia mecánica y de peso, además de que otorgan la funcionalidad y movilidad necesaria en cada parte. Específicamente en los materiales de la rodilla protésica, se considera que, por cuestiones mecánicas, el uso de aleaciones de titanio era lo ideal y con esto se incrementaría el rango del peso límite de usuario, pero repercutiría en costos muy elevados. Por otro lado, en los aceros inoxidable el problema radicaría en el aumento de la masa de la rodilla, lo cual no es recomendable en usuarios de baja actividad. Por esta razón los materiales que comprenden la mayoría de sus componentes son aleaciones estructurales de aluminio.

En cuanto al socket y pie protésico, que en su mayoría están formados por fibra de carbono por su alta resistencia mecánica, su bajo peso y sus propiedades que tienen la capacidad de amortiguar impactos y retornar energía (en el caso del pie), la hacen el material ideal para ambos usos y por lo mismo es altamente usado en el mercado. Por desgracia eleva los costos de la prótesis. Como alternativas, en el caso del socket, se utilizan fibras de vidrio y termoplásticos como Polipropileno para aminorar los costos, aunque se sacrifican considerablemente ventajas que otorga la fibra de carbono. En los pies protésicos de respuesta dinámica, la fibra de carbono es el material que se ha usado desde su introducción al mercado, por lo general estos pies protésicos son más caros que los convencionales y los pies articulados, aunque generalmente tienen un mejor desempeño. Actualmente el uso de un tipo fibra de vidrio en pies de respuesta dinámica empieza a emerger y son más baratos que los de carbono y con características de funcionalidad similares.

Las características físicas finales de la prótesis son buenas, se destaca el peso de la rodilla, el pie y las piezas de conexión, en el caso del socket su peso es elevado porque las paredes del modelo resultaron demasiado gruesas, pero de acuerdo con los resultados del análisis de esfuerzos, el socket podrá soportar las mismas cargas aun siendo mucho más delgado. Esto se aborda a detalle en las Recomendaciones.

En general, gracias a los resultados obtenidos y al desempeño visto a través del software se puede decir que la continuación del presente trabajo es llevar a cabo el prototipado de las partes diseñadas, para de esta manera poder evaluar con mayor certeza su viabilidad de uso.



El desarrollo de este proyecto enriquece la investigación en el rubro de la prótesis y se combina con el uso de herramientas de diseño y modelado computacional que se usan cotidianamente en el ámbito ingenieril. Se contribuye al desarrollo de diseños mecánicos en México por medio del modelado digital y se evidencian una vez más los beneficios que trae consigo el manejo de estas herramientas.

## **Recomendaciones**

El peso final de la prótesis puede ser mejorado al corregir el grosor del socket. Este debe ser remodelado con las mismas características de diseño y funcionalidad, pero con paredes más delgadas, inclusive más de la mitad de su grosor actual. Con esto seguirá teniendo suficiente resistencia para soportar las cargas simuladas, pero con menor masa. En el presente trabajo el socket se diseñó en Autodesk Fusion 360 porque permite modelar piezas asimétricas con mayor facilidad que Solidworks, pero posteriormente se observó que para este tipo de tareas hay softwares aún más amigables, como Meshmixer.

La rodilla protésica cumple con los requerimientos biomecánicos del tipo de mecanismo, pero siempre será de mucho valor para el paciente contar con una zona de control voluntario más amplia. Sería ideal abarcar de los  $0^\circ$  (extensión) hasta los  $10^\circ$  de flexión, por lo que el mecanismo podría ser ampliamente mejorado si se propone una configuración del eslabonamiento que asegure dicha ampliación. Una vez establecida la nueva configuración, resultaría muy sencilla la modificación del modelo virtual de la rodilla.

Complementar los análisis de esfuerzos estáticos a través de estudios de fatiga para indicar la vida útil de los mecanismos a lo largo de su uso, sería una buena continuación del presente proyecto. Este tipo de estudio también puede realizarse en softwares CAE, como Solidworks y ANSYS.

Impulsar proyectos nacionales en la rama de la prótesis es importante para contribuir en la innovación y desarrollo tecnológico que ayude a personas con amputaciones a mejorar su calidad de vida. Proyectos como: el explorar los nuevos métodos de creación de encajes protésicos a través de un escaneo del muñón e impresión 3D, que ya es utilizado en algunas empresas en países desarrollados y que cuentan con sus ventajas sobre los métodos

convencionales; la creación de un pie protésico de bajo costo dirigido para usuarios mexicanos; la creación de prótesis inteligentes nacionales, sobre todo de miembro inferior (rodilla y pie), que sean capaces de leer e interpretar señales musculares del usuario para controlar los mecanismos a través de actuadores hidráulicos o neumáticos; entre otros proyectos.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

## Referencias

1. Academia Nacional de Medicina de México. (2016). *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado* (Primera edición ed.). (E. Vela Sánchez, Ed.) México, México: Intersistemas S.A. de C.V. Recuperado el 20 de 08 de 2020, de [https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas\\_publicaciones/Rehabilitacion.pdf](https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf)
2. American Academy of Orthopedic Surgeons. (2002). Chapter 1: History of Amputation Surgery and Prosthetics. En A. A. Surgeons, *Atlas of Limb Prosthetics* (2 ed.). Ann Arbor, Michigan: Mosby Year Book. Recuperado el 21 de 08 de 2020, de <http://www.oandplibrary.org/alp/chap01-01.asp>
3. Arellano Longinos, S. A., Godínez Tamay, E. D., & Hernández Miranda, M. B. (2017). Prevalencia de neuropatía diabética en pacientes con diabetes mellitus tipo 2 en una clínica regional del Estado de México. *Atención Familiar*, 8-9.
4. Avila, R., Prado, L., & González, E. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana*. Guadalajara, México: Universidad de Guadalajara. Recuperado el 21 de 03 de 2021, de [https://www.researchgate.net/publication/31722433\\_Dimensiones\\_antropometricas\\_de\\_la\\_poblacion\\_latinoamericana\\_Mexico\\_Cuba\\_Colombia\\_Chile\\_R\\_Avila\\_Chaurand\\_LR\\_Prado\\_Leon\\_EL\\_Gonzalez\\_Munoz](https://www.researchgate.net/publication/31722433_Dimensiones_antropometricas_de_la_poblacion_latinoamericana_Mexico_Cuba_Colombia_Chile_R_Avila_Chaurand_LR_Prado_Leon_EL_Gonzalez_Munoz)
5. Balk EM, G. A. (2018). *Lower Limb Prostheses: Measurement Instruments, Comparison of Component Effects by Subgroups, and Long-Term Outcomes*. Agency for Healthcare Research and Quality, Rockville. Recuperado el 2020 de 11 de 12, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK531517/>
6. Barbosa M., A. D., & et. al. (2018). Asociación entre hospitalización por diabetes mellitus y amputación. *Revista electrónica trimestral de Enfermería*, 239.
7. C. Planchard, D. (2017). Certified SOLIDWORKS Simulation Associate - Finite Element Analysis. En *Official Guide to Certified SOLIDWORKS Associate Exams*. Missions, Kansas: SDC Publications. Recuperado el 15 de 02 de 2021
8. Camino González, J. C. (2017). *SINTESIS DE UNA PROTESIS DE RODILLA PARA GARANTIZAR LA ESTABILIDAD DE UNA PERSONA AL CAMINAR USANDO LA*

*CURVA DE CENTROS INSTANTANEOS DE ROTACIÓN*. Tesis de pregrado, Universidad Nacional de Trujillo, Facultad de Ingeniería, Trujillo-Peru. Recuperado el 20 de 11 de 2020, de <http://dspace.unitru.edu.pe/bitstream/handle/UNITRU/9489/CAMINO%20GONZ%20C3%81LEZ%20Jos%20C3%A9%20Carlos.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

9. Carretero Jacinto, I. (2016). *FABRICACIÓN, VALIDACIÓN Y REDISEÑO DE UN SOCKET AUTOAJUSTABLE A NIVEL TRANSFEMORAL*. Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería, México. Recuperado el 05 de 10 de 2020, de <https://docplayer.es/117561780-Universidad-nacional-autonoma-de-mexico.html>
10. Castro Valladares, L. (2012). *Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla (Tesis de Pregrado)*. Escuela Superior Politécnica del Litoral, Guayaquil. Recuperado el 18 de 05 de 2020
11. Cherelle, P., Mathijssen, G., Wang, Q., Vanderborght, B., & Lefeber, D. (2014). Advances in Propulsive Bionic Feet and Their Actuation Principles. *Advances in Mechanical Engineering*, 1-21. Recuperado el 26 de 10 de 2020, de <http://dx.doi.org/10.1155/2014/984046>
12. Código73, P. (17 de 09 de 2019). *Aplicaciones de la Biónica | Biomimética | Programa Código73*. Obtenido de Archivo de video: Recuperado de: <https://www.youtube.com/watch?v=CIn-WNPeAg8>
13. College Park Industries. (20 de 05 de 2020). *TRUSTEP*. Recuperado el 21 de 10 de 2020, de College Park: <https://www.college-park.com/trustep>
14. Contini, R. (1954). Prosthetics Research and the Engineering Profession. En A. C. Limbs, *Artificial Limbs* (págs. 47-76). Washington.
15. Dávila Cervantes, C. A. (2019). Tendencia e impacto de la mortalidad por enfermedades cardiovasculares en México, 1990-2015. *SciELO*. Recuperado el 25 de 09 de 2020, de <https://www.scielo.org/article/rcsp/2019.v45n4/e1081/>

16. de la Torre Puente, C., & et. al. (2017;18). Enfermedades vasculares periféricas y niveles de calidad de vida en el municipio Diez de Octubre. *Revista Cubana de Angiología*, 55-70. Recuperado el 25 de 09 de 2020, de <http://scielo.sld.cu/pdf/ang/v18n1/ang06117.pdf>
17. Domínguez Carrillo, L. G. (2016). Niveles de amputación. En A. N. México, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el estado* (págs. 77-84). México: Intersistemas, S.A. de C.V.
18. Dorador González, J. M., Ríos Murillo, P., Flores Luna, I., & Juárez Mendoza, A. (2005). ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES. *Revista Digital Universitaria UNAM*, 6(1), 1-15. Recuperado el 21 de 08 de 2020, de <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/int01.htm>
19. Draycott, J. (2017). Severed limbs and wooden feet: how the ancients invented prosthetics. *The Conversation*. Recuperado el 21 de 08 de 2020, de <https://theconversation.com/severed-limbs-and-wooden-feet-how-the-ancients-invented-prosthetics-77741>
20. Eastern Cranial Affiliates. (2017). *Prótesis de pierna por encima de la rodilla*. Recuperado el 16 de 10 de 2020, de Infinite Technologies: <https://www.infinitetech.org/above-knee-leg-prosthetics/>
21. Felpeto Medina, M. (2013). *Diseño de prótesis externa de rodilla. (Trabajo de diploma)*. Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Santa Clara. Recuperado el 25 de 08 de 2020, de <https://dspace.uclv.edu.cu/bitstream/handle/123456789/1683/Michael%20Felpeto%20Medina.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
22. Finch, J., Heath, G., David, A., & Kulkarni, J. (2012). Biomechanical Assessment of Two Artificial Big Toe Restorations From Ancient Egypt and Their Significance to the History of Prosthetics. *Journal of Prosthetics and orthotics*, 181-191.
23. FISIOINNO. (2011). *ORTOPROTÉSICA*. Programa educativo, VNIVERSITAT DE VALENCIA, Valencia. Recuperado el 10 de 2 de 2020

24. Flores, F. (2020). *Programa Modular de Protésica del Miembro Inferior*. [Material del aula], Escuela Superior de Ortésica y Protésica de México.
25. Galli, K., & Pelozo, S. (2017). *Órtesis y prótesis*. Curso Anual de Auditoría Médica.
26. García, V., García, M., & Hernández, K. (2004). *Diseño de Prótesis Mioeléctrica*. Instituto Politécnico Nacional, México D.F.
27. Gómez, J., & Montero, L. (2013). *Diseño de pie protésico de reacción dinámica elaborado con materiales compuestos*. Universidad Pedagógica Nacional, Facultad de Tecnología, Bogotá. Recuperado el 15 de 01 de 2021, de <http://repository.pedagogica.edu.co/bitstream/handle/20.500.12209/1917/TE-16537.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
28. González, A. (2019). *Diseño de encaje para desarticulación de cadera*. Tesis de posgrado, Universidad Autónoma de Querétaro, Querétaro. Recuperado el 02 de 10 de 2021, de [http://ri-ng.uaq.mx/bitstream/123456789/1469/1/Febrero2019\\_Tesis\\_Disen%CC%83o%20de%20encaje\\_Ana%20Gonza%CC%81lez.pdf](http://ri-ng.uaq.mx/bitstream/123456789/1469/1/Febrero2019_Tesis_Disen%CC%83o%20de%20encaje_Ana%20Gonza%CC%81lez.pdf)
29. Grupo de innovación educativa: FISISOINNO. (S/r). Ortoprotésica. *Desarrollo de una metodología educativa online en el máster oficial de fisioterapia de los procesos de envejecimiento: estrategias sociosanitarias*. Valencia. Obtenido de <https://www.uv.es/mpisea/index.html>
30. Hernández Stengele, F. (2008). *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana (Tesis de pregrado)*. Universidad de las Américas Puebla, Cholula.
31. Híjar Medina, M. (2016). Epidemiología de las amputaciones. En A. N. México, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el estado* (págs. 5-10). México: Intersistemas, S.A. de C.V. Recuperado el 26 de 11 de 2019
32. Hinojosa, C. A., & Anaya-Ayala, J. E. (2016). Amputaciones por padecimientos vasculares. En A. N. México, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado* (págs. 15-21). México: Intersistemas, S.A. de C.V.

33. *Historia y Evolución de la Prótesis*. (s.f.). Obtenido de Timetoast: <https://www.timetoast.com/timelines/historia-y-evolucion-de-la-protesis-5bfc7d2a-4913-46bd-b03f-fffcc6ba00f7>
34. Hobara, H. (2014). Running-specific prostheses: The history, mechanics, and controversy. *バイオメカニズム学会誌 (Revista de la sociedad de biomecanismos)*, 105-110. Recuperado el 30 de 08 de 2020, de [https://www.jstage.jst.go.jp/article/sobim/38/2/38\\_105/\\_pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/sobim/38/2/38_105/_pdf)
35. le Roux, P., & Laubscher, R. (2019). A parametric design and optimization approach to enhance the fatigue life of a male pyramid socket adapter. *R&D Journal*, 35, 47-54. Recuperado el 01 de 11 de 2020, de <http://www.scielo.org.za/pdf/rd/v35/05.pdf>
36. Leonardo Girard, L. (2008). *Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla (Tesis de Pregrado)*. Univeridad de las Américas Puebla, Cholula. Recuperado el 12 de 05 de 2020, de [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/de\\_1\\_lm/](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_1_lm/)
37. López Martín, B., & et al. (s.f.). Amputación. En *Cuidados avanzados en enfermería traumatológica* (págs. 174-195). Recuperado el 19 de 04 de 2020, de <https://aprenderly.com/doc/1825036/-cuidados-avanzados-en-enfermer%C3%ADa-traumatol%C3%B3gica-.?page=1>
38. MatWeb. (2021). *MatWeb Material Property Data*. Recuperado el 14 de 05 de 2021, de <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=39e40851fc164b6c9bda29d798bf3726&ckck=1>
39. Mediprax. (26 de 02 de 2020). *¿Qué tipos de sockets existen para la elaboración de una prótesis de miembro inferior?* Recuperado el 02 de 10 de 2020, de Mediprax: <https://aparatosortopedicos.com/que-tipos-de-sockets-existen-para-la-elaboracion-de-una-protesis-de-miembro-inferior/>
40. Mittal, A. (19 de 10 de 2017). *Amputation*. Obtenido de Slideshare: <https://www.slideshare.net/AnuragMittal11/amputation-80778146>

41. Molina Rueda, F. (2015). Prótesis de miembro inferior. En M. Panamericana, *CURSO ORTOPEDIA Y PRODUCTOS DE APOYO EN LAS PATOLOGÍAS MÁS COMUNES DIRIGIDO A FISIOTERAPEUTAS* (págs. 1-12). Editorial Médica Panamericana. Recuperado el 07 de 09 de 2020, de [http://aula.campuspanamericana.com/\\_Cursos/Curso01417/Temario/Curso\\_Ortopedia\\_Productos\\_Apoyo/3.1.%20Curso%20Ortopedia.pdf](http://aula.campuspanamericana.com/_Cursos/Curso01417/Temario/Curso_Ortopedia_Productos_Apoyo/3.1.%20Curso%20Ortopedia.pdf)
42. Morton, E. (2015). Objeto de intriga: la mano de hierro protésica de un caballero del siglo XVI. *Atlas Obscura*. Recuperado el 22 de 08 de 2020, de <https://www.atlasobscura.com/articles/object-of-intrigue-the-prosthetic-iron-hand-of-a-16thcentury-knight>
43. Muller, M. D. (2016). Transfemoral Amputation: Prosthetic Management. En A. A. Surgeons, *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies* (4ta ed., págs. 537-554). Recuperado el 10 de 10 de 2020
44. Ocaña Valenzuela, E. A. (2018). *DISEÑO Y ANÁLISIS DE ESFUERZOS DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL PASIVA BASADA EN MECANISMO DE CUATRO BARRAS (Tesis de posgrado)*. CIATEQ, Villahermosa. Recuperado el 02 de 11 de 2020, de <https://ciateq.repositorioinstitucional.mx/jspui/bitstream/1020/258/1/Oca%C3%B1aValenzuelaErnestoA%20MMANAV.pdf>
45. Organización Mundial de la Salud. (2017). *NORMAS DE ORTOPROTÉSICA. Parte I. NORMAS*. Villars-sous-Yens, Suiza: USAID. Recuperado el 28 de 9 de 2020, de <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259508/9789243512488-part1-spa.pdf;jsessionid=0AE8F616D30DDAB7A98B5497DBD4E661?sequence=1>
46. Orthoremedy Private Limited. (09 de 2014). *Lower Limb Prosthesis*. Recuperado el 05 de 10 de 2020, de Indiamart: <https://www.indiamart.com/proddetail/lower-limb-prosthesis-9019824055.html>
47. OrtoPed. (2020). *Single Axis Foot*. Recuperado el 21 de 10 de 2020, de OrtoPed: <https://www.ortoped.ca/en/single-axis-foot.html>



48. Ortopedia Nacional. (2020). *Sistema de liner con pin y Shuttle lock*. Obtenido de Ortopedia Nacional: <http://ortopedianacional.cl/index.php/product/sistema-de-liner-con-pin-y-lanzadera/>
49. Össur. (2013). *Flex-Foot*. Madrid. Recuperado el 09 de 04 de 2021
50. Össur. (2020). *PROPRIO FOOT®*. Recuperado el 26 de 10 de 2020, de Össur: <https://www.ossur.com/es-mx/prosthetics/feet/proprio-foot>
51. Össur South-Africa. (2020). *Standard Adapters*. Recuperado el 01 de 11 de 2020, de Össur: <https://www.ossur.co.za/prosthetic-solutions/products/all-products/standard-adapters>
52. Ottobock. (2014). *MOBIS*. Duderstadt, Alemania: Otto Bock HealthCare GmbH. Recuperado el 20 de 09 de 2020
53. Ottobock. (2015). *Transfemoral prosthesis system with 3R60 EBS knee joint*. Recuperado el 21 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://www.ottobock.com.au/prosthetics/lower-limb/lower-limb-overview/3r60-polycentric-knee-joint-system/>
54. Ottobock. (1 de 04 de 2017). *1C30 Trias Brochure*. Recuperado el 24 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet---Mechanical/Trias/p/1C30>
55. Ottobock. (1 de Abril de 2017). *Triton Family Brochure*. Recuperado el 24 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet---Mechanical/1C60-Triton/p/1C60>
56. Ottobock. (2019). *3R33, 3R17*. Recuperado el 16 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Knees---Mechanical/Single-Axis-Knee-Joint%2C-Lock%2C-Titan-/p/3R33#product-specification-section>
57. Ottobock. (2019). *SACH Foot Men 18mm Toes*. Recuperado el 21 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet---Mechanical/SACH-Foot-Men-18mm-Toes/p/1S66>

58. Ottobock. (2020). *100 years of mobility for people*. Recuperado el 28 de 08 de 2020, de ottobock.: <https://www.ottobock.com/en/company/history/>
59. Ottobock. (3 de Agosto de 2020). *3R15, 3R45*. Recuperado el 16 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Knees---Mechanical/Single-Axis-Knee-Joint%2C-Brake-Titan-/p/3R49>
60. Ottobock. (04 de Agosto de 2020). *3R80*. Recuperado el 17 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Knees---Mechanical/Modular-Knee-Joint-with-Rotary-Hydraulic/p/3R80>
61. Ottobock. (05 de 11 de 2020). *Finding the best foot for you*. Recuperado el 22 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/finding-the-best-foot-for-you/>
62. Ottobock. (2020). *Genium. Reclaim your strength*. Recuperado el 19 de 10 de 2020, de Ottobock: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/genium-above-knee-system/>
63. Ottobock. (s.f.). *Alignment Recommendations for TF Modular Lower Limb Prostheses*. Obtenido de [https://pe.ottobock.com/en/downloads/646f219\\_alignment-recommendations-for-tf-modular-lower-limb-prostheses.pdf](https://pe.ottobock.com/en/downloads/646f219_alignment-recommendations-for-tf-modular-lower-limb-prostheses.pdf)
64. Ottobock. (S/r). *Prosthetics Lower limbs*. Recuperado el 29 de 09 de 2020, de [https://www.ottobock.es/media/cat%C3%A1logo-de-prot%C3%A9sica-miembro-inferior-\(gb\).pdf](https://www.ottobock.es/media/cat%C3%A1logo-de-prot%C3%A9sica-miembro-inferior-(gb).pdf)
65. Ottobock. (s.f.). *3R78 Polycentric knee joint with pneumatic swing phase control*. Otto Bock HealthCare GmbH. Recuperado el 28 de 09 de 2020, de <https://shop.ottobock.us/media/pdf/646D560-EN-03-1404w.pdf>
66. Páez Chingal, I., & Gaviria López, C. (2017). Prótesis subactuadas de manos humanas: una revisión. *Ingenium- Revista de la facultad de Ingeniería*, 20-34.
67. Pancorbo Hernández, M., & Beatriz López, M. (2013). Amputación. En S-f, *Cuidados avanzados en enfermería traumatológica* (págs. 174-195).

68. Perez, L. (2015). *EVOLUCION SEGUN ETIOLOGIA DE LOS PACIENTES AMPUTADOS DE MMII ENTRE 40 Y 60 AÑOS, Y GRADO DE ADAPTACION Y ADHERENCIA A LA PROTESIS SEGUN INDICE DE BARTHEL*. Universidad Fasta, Facultad de Ciencia Médicas, Mar del Plata. Recuperado el 10 de 09 de 2020, de <http://redi.ufasta.edu.ar:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/891/Perez%20Luciana%20Haydee.pdf?sequence=1>
69. Radcliffe, C. W. (1994). Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria. *Prosthetics and Orthotics International*, 159-173. Recuperado el 15 de 12 de 2020, de <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.3109/03093649409164401>
70. Rojas, X. (2016). Prótesis para la rehabilitación de los amputados de la extremidad pélvica. En A. N. de México, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado* (págs. 83-93). México: Intersistemas, S.A. de C.V. Recuperado el 08 de 10 de 2020
71. Rojas-Martínez, R., & et. al. (2018). Prevalencia de diabetes por diagnóstico médico previo en México. *Salud Pública de México*.
72. Rossaneis, M. A., & et al. (2016). Diferencias entre mujeres y hombres diabéticos en el autocuidado de los pies y Estilo de vida. *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, 1-7.
73. Ruiz Pérez, L., & del Pilar Rodríguez Montiel, M. (2016). Instituciones responsables del manejo integral de los amputados en México. En A. N. México, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado* (págs. 67-72). México: Intersistemas, S.A. de C.V.
74. Serra Añó, P. (S/r). *Tema 6. Prótesis*. Universidad de Valencia, Grupo de innovación educativa: FISIOINNO, Valencia. Recuperado el 29 de 01 de 2020, de <https://www.uv.es/mpisea/5f54656d615f365f5072c3b37465736973.pdf>
75. Söblin. (10 de Junio de 2018). *Soblinmexico*. Recuperado el 5 de 10 de 2020, de Facebook: <https://www.facebook.com/soblinmexico/photos/el-84-de-las->

amputaciones-son-de-miembro-inferior-y-el-80-se-relaciona-a-enferme/2103196033028039/

76. Sociedad Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación, AC. (Marzo de 2005). Síndrome de deficiencia congénita, seguimiento de un caso (14 años). *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 17(1), 11.
77. T. Amador, B., & et al. (2012). Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos. *Revista Ingeniería Biomédica*, 6, 30-45. Recuperado el 08 de 12 de 2020, de <http://www.scielo.org.co/pdf/rinbi/v6n11/v6n11a04.pdf>
78. Texas Heart Institute. (s.f.). *Enfermedad vascular periférica*. Recuperado el 25 de 09 de 2020, de Texas Heart Institute: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/enfermedad-vascular-periferica/>
79. TOTAL KNEE® 2000. (2020). En Össur, *Össur Master Prosthetic Catalog* (págs. 97-99). Recuperado el 16 de 10 de 2020, de [https://res.cloudinary.com/ossur/image/upload/v1589199869/product-documents/es-es/PN20104/catalogs/PN20104\\_Total\\_Knee\\_2000.pdf](https://res.cloudinary.com/ossur/image/upload/v1589199869/product-documents/es-es/PN20104/catalogs/PN20104_Total_Knee_2000.pdf)
80. Uguña, H., & Zhindón, E. (2016). *Diseño, Construcción e Implementación de una Prótesis de Tobillo Mecánica con Tres Grados de Libertad [Tesis de pregrado]*. Universidad Politécnica Salesiana, Ingeniería Mecánica, Cuenca. Recuperado el 15 de 01 de 2021, de <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/12770/1/UPS-CT006626.pdf>
81. Universidad Tecnológica de Pereira. (2013). *Persona con Amputación*. Obtenido de Guía de Rehabilitación: <http://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>
82. Urango Giraldo, J. (2018). *DISEÑO DE SOCKET PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR TRANSFEMORAL EN MATERIAL COMPUESTO TIPO SÁNDWICH CON NÚCLEO HONEYCOMB (Tesis de pregrado)*. UNIVERSIDAD EIA, Ingeniería Biomédica, ENVIGADO. Recuperado el 15 de 10 de 2020, de

[https://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/2253/1/UrangoJuan\\_2018\\_Dise%C3%B1oSocketProtesis.pdf](https://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/2253/1/UrangoJuan_2018_Dise%C3%B1oSocketProtesis.pdf)

83. Vargas Fabián, V., & al., e. (2016). Enfoque diagnóstico de la enfermedad arterial periférica de extremidad inferior. *Morfología*, 8(1), 60-76.
84. Vela Echeverría, Á. (2016). Amputaciones en defectos de origen congénito. En Academia Nacional de Medicina de México, *Los amputados y su rehabilitación*. (págs. 29-34). México: Intersistemas, S.A. de C.V. Recuperado el 20 de 11 de 2019
85. Vela Echeverría, Á. (2016). Amputaciones por padecimientos oncológicos. En A. N. México, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el estado* (págs. 35-42). México: Intersistemas, S.A de C.V. Recuperado el 21 de 11 de 2020
86. Wyss, D. (2012). *Evaluation and Design of a Globally Applicable Rear-locking Prosthetic Knee Mechanism*. University of Toronto, Mechanical & Industrial Engineering , Toronto. Recuperado el 21 de 10 de 2020, de <https://www.semanticscholar.org/paper/Evaluation-and-Design-of-a-Globally-Applicable-Knee-Wyss/cca3e18d568eea37f365dba415fe913b0dfd612e>
87. Zárate Treviño, A., & Saucedo, R. (2016). Amputaciones por padecimientos metabólicos. Diabetes. En A. N. México, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado* (págs. 11-14). México: Intersistemas, S.A. de C.V.