



**Diseño de socket de prótesis transfemoral, para disminución de
lesiones causadas por presión en el muñón.**

Karoll Tatiana Puentes Bermúdez

Código 10451711451

José Malagón Pirazan

Código 10451911358

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Mecánica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá D.C., Colombia

Año 2022

**Diseño de socket de prótesis transfemoral, para disminución de
lesiones causadas por presión en el muñón**

Karoll Tatiana Puentes Bermúdez

José Malagón Pirazan

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Mecánico

Director:

MSc. Luis Carlos Parrado Cardozo

Línea de Investigación:

Diseño y optimización

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Mecánica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá D.C., Colombia

Año 2022

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado
Diseño de socket de prótesis transfemoral, para disminución de lesiones causadas por presión
en el muñón, Cumple con los requisitos para optar
Al título de Ingeniero Mecánico.

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

Bogotá D.C., 29 de octubre del 2022.

Agradecimientos

Agradecemos a nuestras familias por su constante apoyo y ánimo, así mismo, a cada una de nuestras mascotas que nos acompañaron en el desarrollo de esta investigación.

Tabla de contenido

1. RESUMEN	12
2. ABSTRACT.....	13
3. INTRODUCCIÓN	14
3.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
3.2 OBJETIVOS	17
3.2.1 <i>Objetivo general</i>	17
3.2.2 <i>Objetivos específicos</i>	17
3.3 JUSTIFICACIÓN	18
4. MARCO TEÓRICO.....	20
4.1 PRÓTESIS TRANSFEMORALES.....	20
4.1.1 <i>Niveles de amputación transfemoral</i>	20
4.1.2 <i>Funciones y tipos de Sockets</i>	22
4.1.3 <i>Materiales</i>	25
4.1.4 <i>Métodos de fabricación de prótesis</i>	26
4.1.5 <i>Problemas presentados por el uso de prótesis</i>	26
4.2 MÉTODO DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS	27
4.2.1 <i>Modelo matemático de elementos finitos</i>	29
4.2.2 <i>Discretización</i>	29
4.2.3 <i>Post- procesamiento</i>	31
4.3 OPTIMIZACIÓN	31
4.3.1 <i>Problemas de optimización</i>	32
4.3.2 <i>Métodos de optimización</i>	33
4.4 BIOMECAÁNICA DE LA MARCHA NORMAL HUMANA.....	37
4.5 MARCHA DE PACIENTE CON PRÓTESIS	38
4.6 OTRAS INVESTIGACIONES	39
5. DISEÑO METODOLÓGICO	41

5.1	PARÁMETROS DE DISEÑO Y MODELIZACIÓN CAD DE LA GEOMETRÍA.....	41
5.2	ANÁLISIS DE CONVERGENCIA	43
5.3	SIMULACIÓN.....	43
5.4	OPTIMIZACIÓN	45
5.5	VALIDACIÓN	45
6.	RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	47
6.1	GEOMETRÍA OBTENIDA.....	47
6.2	ANÁLISIS DE CONVERGENCIA	48
6.3	ANÁLISIS ESTÁTICO.....	49
6.3.1	<i>Deformación total</i>	<i>49</i>
6.3.2	<i>Esfuerzo normal en el socket.....</i>	<i>51</i>
6.3.3	<i>Esfuerzo normal en los puntos de contacto.....</i>	<i>53</i>
6.4	ANÁLISIS DINÁMICO	55
6.4.1	<i>Deformación total</i>	<i>55</i>
6.4.2	<i>Esfuerzo normal en el socket.....</i>	<i>56</i>
6.4.3	<i>Esfuerzo normal en los puntos de contacto.....</i>	<i>58</i>
6.5	OPTIMIZACIÓN	60
6.6	VALIDACIÓN	61
6.6.1	<i>Deformación total</i>	<i>61</i>
6.6.2	<i>Esfuerzo normal en el socket.....</i>	<i>63</i>
6.6.3	<i>Esfuerzo normal en puntos de contacto</i>	<i>65</i>
7.	CONCLUSIONES	67
8.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69

Lista de Figuras

Figura 4-1. <i>Partes de una prótesis transfemoral</i> [19].....	20
Figura 4-2. <i>Niveles de amputación transfemoral</i> [21].....	21
Figura 4-3. <i>Distribución de cargas en el muñón</i> [17].....	22
Figura 4-4. <i>Socket cuadrangular vista delantera y vista en planta</i> [22]	23
Figura 4-5. <i>Socket de contención isquiática</i> [22].....	24
Figura 4-6. <i>Hueso isquion</i> [21]	24
Figura 4-7. <i>Socket con marco transfemoral</i> [22].	24
Figura 4-8. <i>Socket flexible</i> [22].....	25
Figura 4-9. <i>Procedimiento de discretización por elementos finitos</i> [30].....	30
Figura 4-10. <i>Ejemplo de discretización por elementos finitos</i> [30].....	30
Figura 4-11. <i>Fases de apoyo</i> [6]	38
Figura 4-12. <i>Fase de apoyo en el miembro amputado</i> [6].....	39
Figura 4-13. <i>Fase de balanceo en el miembro amputado</i> [6].....	39
Figura 4-14. <i>Finalización del ciclo de marcha en el miembro amputado</i> [6].	39
Figura 5-1. <i>Puntos críticos</i> [38].....	42
Figura 5-2. <i>Árbol de trabajo para la optimización estructural</i>	45
Figura 6-1. <i>Socket obtenido</i>	47
Figura 6-2. <i>Gráfica de convergencia para la determinación del tamaño de la malla</i>	49
Figura 6-3. <i>Fase doble de apoyo</i>	49
Figura 6-4. <i>Fase de soporte simple</i>	50
Figura 6-5. <i>Fase de balanceo</i>	50
Figura 6-6. <i>Fase de contacto inicial</i>	50

Figura 6-7. <i>Fase de soporte simple</i>	51
Figura 6-8. <i>Fase de balanceo</i>	52
Figura 6-9. <i>Fase de contacto inicial</i>	52
Figura 6-10. <i>Fase de soporte simple</i>	53
Figura 6-11. <i>Fase de balanceo</i>	53
Figura 6-12. <i>Fase de contacto inicial</i>	54
Figura 6-13. <i>Fase de soporte simple</i>	55
Figura 6-14. <i>Fase de balanceo</i>	55
Figura 6-15. <i>Fase de contacto inicial</i>	55
Figura 6-16. <i>Fase de soporte simple</i>	56
Figura 6-17. <i>Fase de balanceo</i>	57
Figura 6-18. <i>Fase de contacto inicial</i>	57
Figura 6-19 <i>Fase de soporte simple</i>	58
Figura 6-20. <i>Fase de balanceo (Zona anterior)</i>	58
Figura 6-21 <i>Fase de balanceo (Zona posterior)</i>	58
Figura 6-22. <i>Fase de contacto inicial</i>	59
Figura 6-23. <i>Condiciones de borde para la optimización.</i>	60
Figura 6-24 <i>Resultado de la optimización</i>	60
Figura 6-25. <i>Geometría optimizada</i>	61
Figura 6-26. <i>Fase doble de apoyo</i>	61
Figura 6-27. <i>Fase de soporte simple</i>	62
Figura 6-28. <i>Fase de balanceo</i>	62
Figura 6-29. <i>Fase de contacto inicial</i>	62

Figura 6-30. <i>Fase de soporte simple</i>	63
Figura 6-31. <i>Fase de balanceo</i>	63
Figura 6-32. <i>Contacto inicial</i>	64
Figura 6-33. <i>Fase de soporte simple</i>	65
Figura 6-34. <i>Fase de balanceo</i>	65
Figura 6-35. <i>Fase de contacto inicial</i>	65

Lista de tablas

Tabla 1. Estudios consultados sobre la distribución de cargas en sockets.....	16
Tabla 2. Magnitudes experimentales obtenidas en la investigación.	44
Tabla 3. Características de la geometría	47
Tabla 4. Tabla de iteraciones	48
Tabla 5. Características de la malla	49

Lista de Símbolos y Abreviaturas

Abreviaturas

Abreviatura Término

<i>CAD</i>	Diseño asistido por computadora
<i>CAE</i>	Ingeniería asistida por computadora
<i>DAICMA</i>	Dirección para la Acción Integral contra Minas Antipersonal
<i>FEA</i>	Método de elementos finitos
<i>INMLCF</i>	Instituto Nacional de Medicina Legal y ciencias forenses
<i>ISNY</i>	Sistema sueco islandés de Sistema de encaje flexible de Nueva York
<i>SLM</i>	Fusión laser selectiva
<i>UPP</i>	Úlcera por presión
<i>3D</i>	Tercera dimensión

1. Resumen

La presente investigación expone el diseño de un socket¹ de prótesis transfemoral. El diseño parte de la revisión de estudios preliminares, en los cuales se abordan temas relacionados a la amputación transfemoral y las posibles soluciones de la incompatibilidad de paciente – prótesis. De la revisión de la literatura se extrajeron datos clínicos que permitieron obtener y elaborar la geometría del socket que emplea un paciente amputado, generándolo en situaciones ideales usando el software de diseño SOLIDWORKS.

Igualmente, se consideraron los datos obtenidos para poder determinar una media de dimensiones antropométricas con el fin de delimitar las cargas asociadas a la interacción muñón y socket mediante el software ANSYS, usando la herramienta “método de elementos finitos” (FEA).

Finalmente, se realizó la optimización estructural de la geometría para distribuir las cargas de manera homogénea en él, así posteriormente validar el modelo obtenido generando la comparación de resultados entre el diseño inicial y el diseño resultante de la optimización.

PALABRAS CLAVE: socket, optimización, prótesis, diseño, simulación.

¹ Socket: Palabra anglosajona referida a encaje protésico.

2. Abstract

This research exposes the design of a transfemoral prosthetic socket. The design begins with the review of preliminary studies, in which issues related to transfemoral amputation and possible solutions for patient-prosthesis incompatibility are addressed. From the review of the literature, clinical data were extracted that allowed obtaining and elaborating the geometry of the socket used by an amputee patient, generating it in ideal situations using the SOLIDWORKS design software. Likewise, data obtained were considered to be able to determine an average of anthropometric dimensions in order to delimit the loads associated with the stump and socket interaction through the ANSYS software, using the "finite element method" (FEA) tool. Finally, the structural optimization of the geometry was carried out to distribute the loads homogeneously in it, so later validate the model obtained discovering the comparison of results between the initial design and the design resulting from the optimization.

KEYWORDS: socket, optimization, prosthetic, design, simulation.

3. Introducción

La amputación hace referencia a la ausencia de una parte o la totalidad de la extremidad siendo un acto quirúrgico que se practica desde hace varios siglos [1]. Este procedimiento está ligado a consecuencias tanto físicas como psicológicas para los pacientes por lo cual se demanda una atención integral y la adopción de medidas de recuperación, rehabilitación y dirigidas a disminuir aspectos tales como la falta de adaptación a la prótesis, sensación de dolor, síndrome del miembro fantasma, alteración de la autoimagen, o en algunos casos, ansiedad o depresión [2].

En muchos casos el uso de prótesis supone una serie de dificultades que requieren un proceso de rehabilitación que facilite el proceso de adaptación por parte del paciente [3]; de acuerdo a esto, la adaptación de una prótesis transfemoral debe procurar la compatibilidad con el muñón, evitando lesiones y cesaciones como incomodidad, acentuada principalmente por la fricción generada en la interfaz socket-muñón [4].

En la actualidad distintas áreas del conocimiento, como la ingeniería estructural, y específicamente el método de los elementos finitos ha venido analizando alternativas eficientes y accesibles, que se adapten a las necesidades de estos pacientes, especialmente desde el punto de vista fisiológico. Este se considera una herramienta para la determinación del estado de tensiones y deformaciones de un sólido de geometría arbitraria sometida a acciones externas (momentos, presiones, peso propio, desplazamiento) [5].

Teniendo en cuenta estas características, el modelo de análisis de elementos finitos se ha identificado como un método potencial para la predicción y evaluación de la transferencia de carga entre el muñón y el socket. Este se ha empleado exitosamente en la resolución de problemas prácticos de ingeniería e inclusive en la medicina. Un ejemplo de esta aplicación es el análisis de

las tensiones en todo el muñón, incluyendo la superficie y los tejidos internos con el fin de predecir la transferencia de carga antes de la fabricación del socket [6].

Teniendo en cuenta los planteamientos anteriores, la presente investigación se propone desarrollar un modelo de optimización del diseño de un socket transfemoral con el cual se minimicen las lesiones causadas por este en el muñón de un paciente amputado para de esta manera generar procesos de adaptación más eficientes y menos traumáticos que finalmente desembocen en fortalecimiento de la calidad de vida.

3.1 Planteamiento del problema

La amputación transfemoral viene ligada a una serie de consecuencias, como la discapacidad, cambios físicos, psicológicos y sociales que la acompañan [7]. Uno de los aspectos fundamentales de la rehabilitación integral de pacientes con amputación transfemoral contempla la recuperación de la movilidad, la rutina, la interacción social y la calidad de vida. Por lo anterior para el tratamiento integral de estos individuos el ajuste de una prótesis que realmente le permita adaptarse a su nueva vida, pero sin desencadenar efectos secundarios que pudieran comprometer su comodidad resulta un aspecto de gran importancia, tanto en el aspecto físico como el emocional.

En la actualidad existen pocos avances en lo que respecta al diseño protésico, y esto se debe a que su diseño, la construcción y la colocación de prótesis siguen siendo un arte que depende de la experiencia acumulada por el profesional/protésico [8], lo que implica por supuesto el surgimiento de errores que impactan directamente en el proceso de rehabilitación y adaptación del paciente amputado.

En el caso concreto de la prótesis transfemoral se observan diversas dificultades, como la aparición de úlceras de presión las cuales se clasifican desde grado de evolución I hasta IV en el muñón generando incomodidad a la hora de desplazarse por mala proporción de forma en la prótesis [9]. A pesar de que se trata de un campo de investigación aún en desarrollo, existen algunos acercamientos investigativos en los que se ha profundizado en torno a este tema, en la tabla 1 se presentan algunos estudios en los que se ha enfatizado de manera específica en el impacto de la irregularidad de los muñones y la uniformidad en la distribución de las cargas.

Tabla 1. Estudios consultados sobre la distribución de cargas en sockets

Estudio	Año	Contextura del muñón	Distribución de cargas
<i>Optimización de distribución de carga en encaje de prótesis para amputado a nivel transfemoral [10].</i>	2012	Irregular	Se realiza una distribución simétrica de sensores alrededor del socket buscando cubrir por completo el contacto que tiene con el muñón.
<i>Diseño de un socket ajustable [11]</i>	2021	Irregular	A partir de las características particulares del muñón en estudio, un profesional protésico realiza palpaciones en él para definir las zonas críticas de contacto, aclarando que, para el diseño del socket de contacto total elegido la carga se distribuye uniformemente en toda la superficie.
<i>Influencia de las condiciones de carga en la generación de úlceras por presión internas en amputados transfemorales [12]</i>	2018	Irregular	Se realiza la construcción de un muñón de forma digital, con ello simular el ciclo de marcha de una persona con amputación transfemoral y lograr determinar las zonas críticas donde se generan lesiones en el muñón.
<i>Desarrollo de dispositivo para determinar las fuerzas en la unión socket-muñón en pacientes con amputación transfemoral [5]</i>	2015	Irregular	Para este estudio se analizan tres muñones reales, localizando en ellos sensores en diferentes zonas, así lograr identificar las áreas que presentan mayor carga, teniendo en cuenta las cualidades particulares de cada uno, con el fin de lograr la uniformidad en un solo análisis.

En atención a lo anterior, la amputación, y especialmente la rehabilitación y atención integral de estos pacientes constituye un terreno investigativo que se encuentra en desarrollo. Así mismo, se ha observado que aun cuando los pacientes acceden a la prótesis, se presentan efectos secundarios, relacionados en su mayoría con la falta de consideración de las características específicas del socket, lo que dificulta el proceso de adaptación y da lugar a la aparición de efectos secundarios entre los que se destacan las úlceras de presión. [13]

3.2 Objetivos

3.2.1 Objetivo general

Implementar un método basado en el análisis de elementos finitos por medio del software ANSYS que permita diseñar un socket de prótesis transfemoral para lograr la optimización estructural del mismo.

3.2.2 Objetivos específicos

- Determinar los métodos de diseño y fabricación de sockets de prótesis transfemorales.
- Obtener un modelo geométrico de socket que represente las condiciones de análisis necesarias para ser sometido a la simulación.
- Simular en el modelo las cargas dinámicas en la interacción socket-muñón usando el método de elementos finitos.

- Realizar la optimización estructural en la geometría del socket con el fin de reducir las lesiones en la interfaz socket-muñón mejorar el comportamiento del diseño a diferentes fases de marcha.

3.3 Justificación

La atención a pacientes con pérdida de extremidades se ha convertido en un terreno investigativo de interés durante los últimos años. En el caso de Colombia, la pérdida y amputación de miembros obedece a diversas causas, una de ellas la violencia que ha vivido el país debido al conflicto y la presencia de minas antipersonas. Como ejemplo, la dirección para la acción integral contra minas antipersonal (DAICMA), registro 22 de 218 casos de víctimas minas antipersonas con amputación de miembros inferiores en el año 2015 [14].

Por otro lado, otra causa de amputación transfemoral recurrente son los accidentes de tránsito, de acuerdo al Instituto Nacional de Medicina Legal y ciencias forenses (INMLCF), en el año 2014 se registraron 50574 casos, entre ellos 71 casos no fatales que perdieron una extremidad inferior [15]. Sin embargo, la causa más importante de amputación en el país es la diabetes, esta enfermedad crónica no transmisible tiene una alta tasa de incidencia del país, y se considera aún más complejo porque se asocia con otros problemas como la obesidad, según cifras del 2015 de la Organización Mundial de la Salud, uno de cada cien pacientes que padece esta enfermedad sufre amputación [16].

Por lo anterior, el presente estudio se puede considerar un aporte desde el punto de vista sanitario y social, ya que busca generar una alternativa de solución ante un problema de gran alcance. Desde un enfoque investigativo también constituye un aporte, ya que los procesos de diseño y la adaptación protésica han sido un campo de estudio teniendo en cuenta la particularidad en los

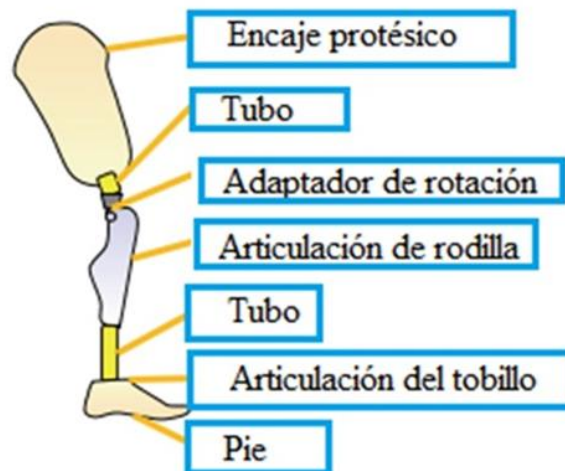
trabajos encontrados, ya que, dependen de un estudio de caso de forma individual [17], presentado dificultad de llegar a una conjetura, dando lugar a vacíos de conocimiento y estancamiento de los avances en la materia. En este contexto, el método de elementos finitos constituye una oportunidad para la generación de nuevas opciones para los pacientes con amputación transfemoral. Se trata de una herramienta utilizada para la obtención de una visualización detallada sobre el punto exacto en el que las estructuras se doblan y tuercen. Este análisis permite evaluar de una manera más efectiva la distribución de los desplazamientos y la presión generada por el impacto y el peso. Si bien este modelo ha sido aprovechado en diversas ramas de la ingeniería, sus usos en el diseño de prótesis están en su etapa inicial debido a que el gasto computacional es relativamente grande generando como consecuencia los pocos profesionales capacitados para realizar dicha tarea, por lo que profundizar en ello supone un gran aporte. Finalmente, el estudio busca sentar un punto de referencia y complementación a investigaciones que se estén realizando, para generar procesos de adaptación menos traumáticos para el paciente, desde el punto de vista físico y emocional.

4. Marco teórico

4.1 Prótesis transfemorales

Desde el punto de vista estructural, la prótesis transfemoral se compone normalmente de: socket, rodilla protésica, tubos, adaptador de rotación, articulaciones, placas de sujeción y el conjunto pie-tobillo como se puede observar en la figura 4-1 [18].

Figura 4-1. *Partes de una prótesis transfemoral* [19]



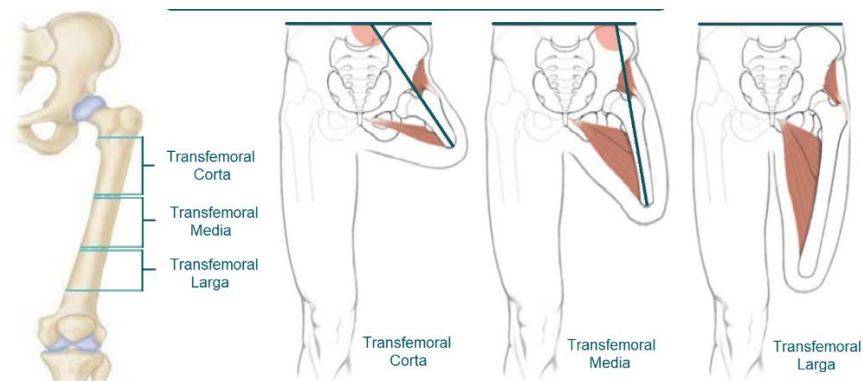
4.1.1 Niveles de amputación transfemoral

La amputación transfemoral, representa uno de los procedimientos realizados con mayor frecuencia, este procedimiento además constituye un desafío, no solo para el paciente, sino para el cirujano, el protésico, los terapeutas y en general todos los profesionales que hacen parte del equipo de rehabilitación [20]. Para muchos especialistas el éxito de la adaptación de una prótesis depende de la forma y la longitud del muñón ya que mientras más largo este sea, resultará más fácil sostener y alinear una prótesis que sea eficiente, funcional y cómoda para el individuo [7].

En todo caso, el nivel de la amputación desempeña un aspecto relevante al momento de adaptar la prótesis, ya que, por ejemplo, aquellos pacientes que conservan la articulación de la rodilla logran una adaptación más satisfactoria, en primer lugar, porque obtienen mejores resultados a nivel de biomecánica, marcha y traslado. Por su parte, los sujetos que ven comprometida esta articulación reportan la pérdida de uniones musculares que alteran la locomoción, esto significa una mayor dificultad para la adaptación de prótesis que realmente sean efectivas, disminuye su eficacia, y aumenta el esfuerzo físico por parte del individuo, quien además de presentar un mayor gasto energético para desplazarse está más expuesto a otras complicaciones, como fricción, dolor e incomodidad [7], debido a esto, el diseño y construcción de estos mecanismos representa un proceso de gran importancia dentro del proceso de rehabilitación.

La amputación transfemoral puede realizarse en tres niveles, como se muestra a continuación (Figura 4-2):

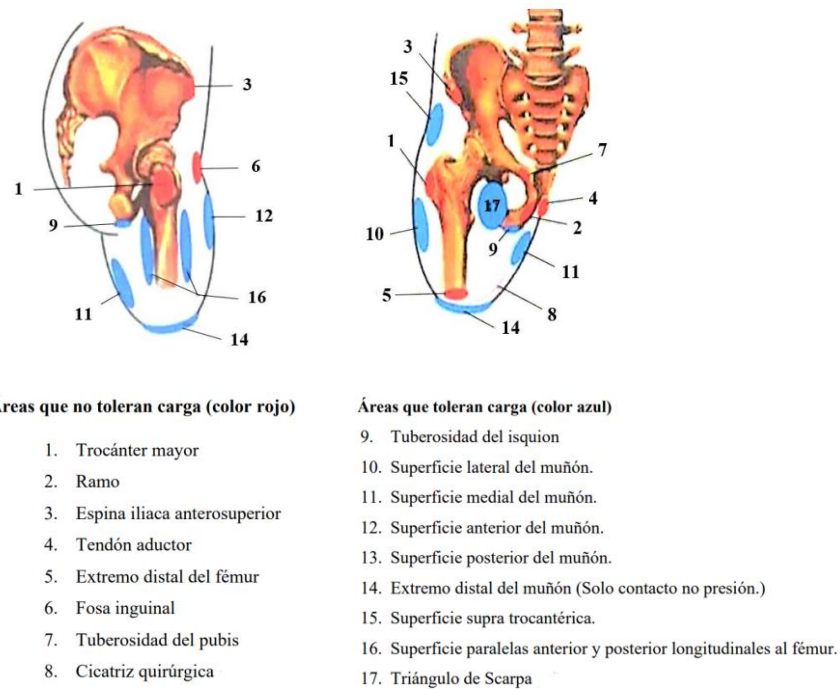
Figura 4-2. Niveles de amputación transfemoral [21]



El nivel de amputación transfemoral largo, empieza en la región posterior a la cadera y termina antes de la rodilla, la amputación transfemoral media, divide el fémur en dos y el nivel de amputación corta no supera los siete centímetros, lo cual entorpece el encaje con el socket y los problemas de marcha son peores [22].

Además de eso, en la figura 4-3 se muestra cómo se distribuyen las áreas de contacto que no toleran carga y las que, en el muñón, lo cual resulta fundamental y se debe tener en cuenta para el desarrollo del socket:

Figura 4-3. *Distribución de cargas en el muñón* [17]



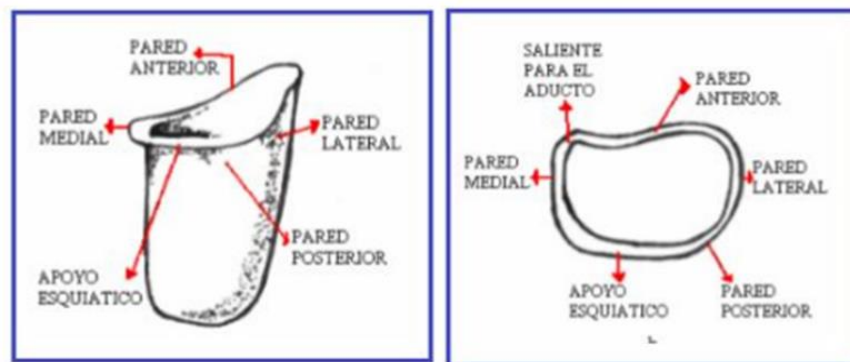
4.1.2 Funciones y tipos de Sockets

Un socket une y fija el muñón de una persona con las demás partes de la prótesis, además de ser el principal soporte para el peso de la persona y contener cualidades como comodidad y aportar protección al muñón. Por otra parte, en cuanto a la marcha humana, ofrecer seguridad y control [23].

Existen diferentes opciones, el primero de ellos el convencional, este diseño tiene una forma cónica lo que produce presiones mayores en muñón, esto quiere decir que se ajusta el socket de una manera homogénea, sin embargo, a pesar de tener un buen agarre las zonas que presentan lesiones son mayor, generando al paciente inestabilidad e incomodidad [24].

En segundo lugar, se encuentra el socket cuadrangular, al tener esta forma su contorno es irregular presentando vértices que ayudan a suavizar presiones en el muñón y ajustar algunas partes del socket para soportar el peso de la persona. Como ejemplo en la figura 4-4 se presenta este tipo de socket evidenciado las partes presentes en él.

Figura 4-4. *Socket cuadrangular vista delantera y vista en planta* [22]

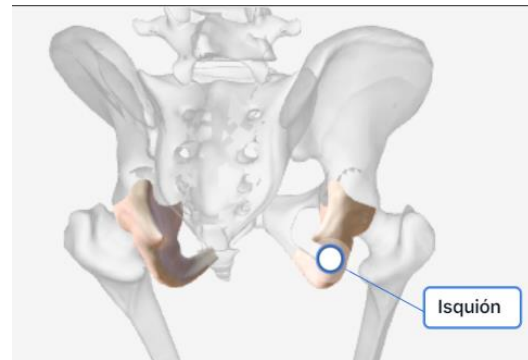


En tercer lugar, se puede mencionar el socket de contacto total, a diferencia de otros presenta beneficios en cuanto a la adecuada circulación sanguínea, pues, mejora la distribución de carga debido al peso de la persona en el socket, generando control en la marcha del paciente amputado [24].

En cuarto lugar, se encuentra el socket de contención isquiática (Figura 4-5), en este, se soporta el peso en el hueso isquion presente en la parte inferior de la cadera (Ver figura 4-6), lo que conlleva que la fabricación de este sea crítica debido a la presión de encaje [25].

Figura 4-5. *Socket de contención isquiática*

[22]

**Figura 4-6.** *Hueso isquion* [21]

El quinto modelo es conocido como socket con marco transfemoral, compuesta de dos partes, la base que sostiene el muñón y el contacto presente es en toda su superficie, esta es fabricada a base de materiales termoplásticos flexibles y su segunda parte el cual es el marco que sostiene la base para darle rigidez, tal como se muestra en la figura 4-7 [25]

Figura 4-7. *Socket con marco transfemoral* [22].

Por último, se encuentra de socket flexible. En este no se cambia la biomecánica, sino que se varía el tipo de material. En este caso se cubre el contorno proximal y las paredes laterales a fin de

mejorar la comodidad del usuario. Este modelo es comúnmente utilizado por deportistas de alto rendimiento, como se muestra en la figura 4-8 [24].

Figura 4-8. *Socket flexible* [22]



4.1.3 Materiales

Los materiales más comunes para la fabricación de sockets es la fibra de carbono y el polipropileno. Para la fibra de carbono es importante mencionar su uso para estructuras que soportan cargas frecuentes debido a su sensibilidad, como también, presenta propiedades de interés, como lo son su densidad que oscila entre 1.6 y 1.7 g/cm^3 siendo inferior comparado con acero, la cual es de 7.85 g/cm^3 , su módulo de elasticidad es de 500 GPa considerado elevado en relación al aluminio que es 71 GPa. [26]. Por otra parte, el polipropileno es un termoplástico, también comúnmente empleado y esto se debe sus cualidades estáticas, a sus propiedades mecánicas y bajo costo [26], es versátil gracias a las diferentes aplicaciones que tiene hoy y se destaca por su ligereza con una densidad de (0,89 – 0,91 g/cm^3) y una cristalinidad de (50 – 60) (24), este material es el más usado para la fabricación de socket.

4.1.4 Métodos de fabricación de prótesis

En países menos desarrollados o en vía de desarrollo, para suplir la extremidad amputada se han venido desarrollando prótesis de una manera artesanal usando materiales como madera, sin embargo, esto puede traer inconvenientes; por ejemplo, mayores tiempos de fabricación ya que este dependerá estrictamente de la experiencia del artesano protésico [17]. Por su parte, en países más industrializados su fabricación se puede realizar en máquinas de control numérico por computadora (CNC) o impresoras 3D reduciendo así el tiempo de elaboración [17].

4.1.5 Problemas presentados por el uso de prótesis

Los pacientes sometidos a amputación deben enfrentar diferentes problemáticas, entre ellas las asociadas al proceso de adaptación de la prótesis. La causa primaria de las lesiones en el muñón es la presión que provoca la disminución del flujo sanguíneo en los tejidos, denominadas úlceras de presión (UPP) que generan necrosis en la piel, así mismo, la fricción o el pinzamiento vascular pueden originar en los tejidos falta de oxígeno y muerte del mismo. Adicionalmente, se pueden presentar la formación de eritemas, vesículas y laceraciones en la piel, [28]. Teniendo esto en cuenta, las variables consideradas para efectos de la presente investigación son la isquemia, la fricción y la presión.

A la luz de lo anterior, se esbozan los aspectos conceptuales que respaldan el presente estudio:

Presión:

Es la fuerza que actúa por unidad de área perpendicular a la superficie, provocando el aplastamiento de los tejidos bloqueando el flujo sanguíneo [28].

Pinzamiento vascular:

Es la combinación presión y fricción en el tejido [28].

Fricción:

De forma tangencial actúa la fuerza en la piel paralelamente a ella, lo cual produce el roce entre el tejido y alguna superficie generando la lesión en la piel [28].

Humedad:

Se presenta con el calor del propio de una persona debido a fluidos corporales como el sudor la orina y la materia fecal [28].

4.2 Método de análisis de elementos finitos

El método de elementos finitos es un recurso matemático para originar y tramitar sistemas de ecuaciones diferenciales parciales o integrales, principalmente se usa en la ingeniería para descomponer un sistema o elemento el cual su origen no se puede predecir mediante ecuaciones de forma cerrada en fracciones o elementos pequeños, para los que ya se han encontrado soluciones cercanas o se conoce. Este método se enfoca en la conformación del sólido, el cual, está determinado por un punto en el espacio llamado nodo [29]. Cada nodo presenta incorporado cierta cantidad de grados de libertad, por ejemplo, la temperatura o el tiempo, el cual tiene la versatilidad según los accesos en el sistema. Por lo general, están relacionados con elementos que determinan las interrelaciones matemáticas de grados de libertad (DOF), algunos, como los paquetes, se conoce una solución cerrada [29].

Por otro lado, están los elementos continuos donde la interrelación de los grados de libertad se estima mediante una agregación numérica cubriendo el elemento, los elementos que componen el sólido o la estructura de manera individual se combinan para crear un solo elemento, lo que genera la creación del conjunto de varias ecuaciones que definen por ejemplo una estructura o un sistema, así, se procede a resolverlas y generar el buen funcionamiento de la misma [29].

Se debe tener en cuenta que mientras más grande sea el número de elementos así mismo aumenta el número de ecuaciones que se debe resolver, por ello, el uso de herramientas computacionales que realicen esta labor están completamente ligadas a este método, las cuales permiten que la resolución y la capacidad de análisis, examinen situaciones complejas cuya solución manual consumiría mucho tiempo y sea prohibitivamente costoso [29].

Para llevar a cabo este análisis, se deben seguir algunos parámetros para que sea exitoso, en primer lugar, se encuentra diseñar la estructura o la geometría de estudio, incluyendo los factores y condiciones de diseño como el material, el tamaño de la malla, etc., con esto definido, se procede a realizar el análisis aplicando las fuerzas que actúan en él restringiendo sus grados de libertad, para definir la posible respuesta al problema. Finalmente, los resultados obtenidos se pueden comparar a datos experimentales, ecuaciones o modelos matemáticos definidos previamente y lograr concluir si la solución es válida y concordante a lo que se esperaba [29].

A continuación, se enuncia el proceso para poder aplicar el análisis del método de elementos finitos resumido en 10 pasos:

- Precisar la geometría del modelo sólido
- Seleccionar los tipos de elementos
- Definir las propiedades del material
- Malla
- Definir las condiciones de contorno
- Definir las Cargas
- Establecer las opciones de solución
- Resuelve
- Trazar, ver y exportar los resultados
- Compara y verificar los resultados [29].

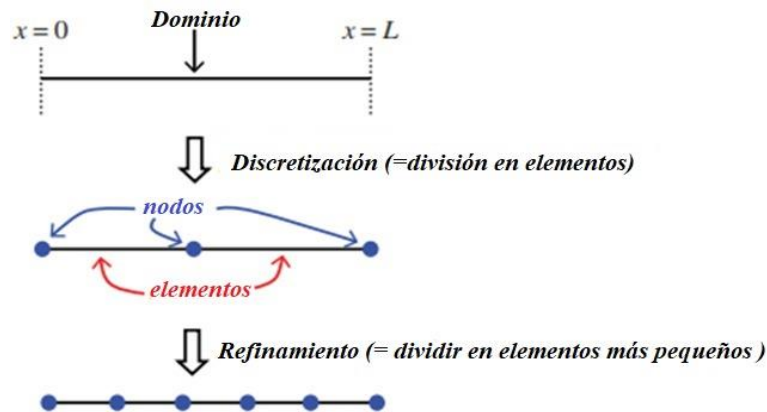
4.2.1 Modelo matemático de elementos finitos

El modelo de los elementos finitos tiene como propósito básico analizar y evaluar problemas de sistemas discretos a partir de la aproximación del comportamiento de un sistema continuo compuesto por ecuaciones diferenciales lineales. Se emplea en el proceso de discretización de un cuerpo que divide su dominio o geometría en un número determinado de elementos cuya distribución es conocida como malla. Estos elementos se conectan entre sí mediante unos puntos llamados nodos que básicamente constituyen la definición de los grados de libertad del dominio. Si bien la solución obtenida a través de este modelo no es exacta, permite realizar una aproximación al llevar a cabo la refinación de la malla. El modelo propone la solución de las ecuaciones diferenciales del dominio transformándolas en un número definido de ecuaciones algebraicas que se relacionan con cada nodo, esto mediante polinomios. Por último, se obtiene un sistema de ecuaciones lineales que se resuelven con la asistencia de softwares especializados que pueden hacer el mallado, la definición de las matrices de las ecuaciones, su conversión en sistemas de ecuaciones lineales y su resolución. [30]

4.2.2 Discretización

En el método de elementos finitos el dominio de interés se divide en subdominios llamados elementos, como se muestra en la figura 4-9, y se aproxima la función de cada elemento por separado. La subdivisión del dominio en elementos se denomina discretización. [30]

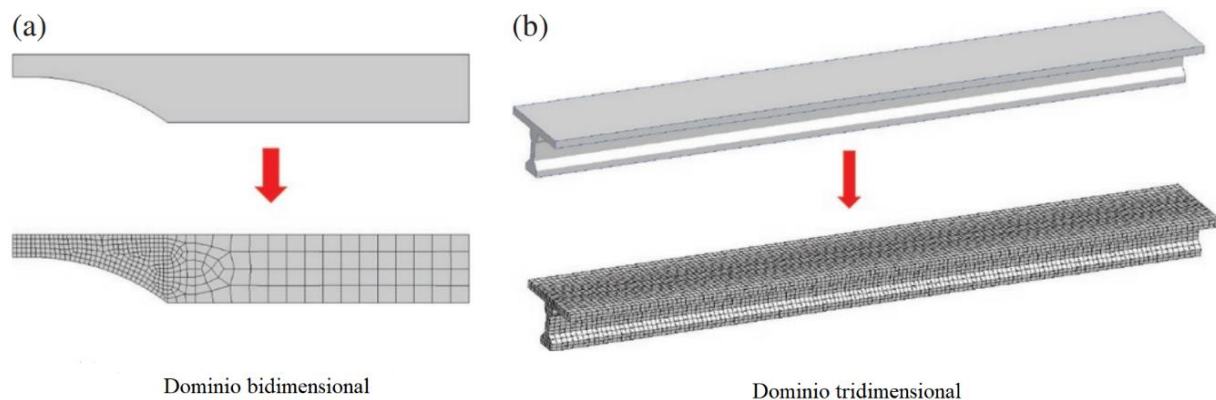
Figura 4-9. Procedimiento de discretización por elementos finitos [30]



La colección de todos los elementos que representan un dominio constituye una malla de elementos finitos, si se quiere obtener una mayor precisión del análisis de elementos finitos, se establece una discretización diferente para el dominio usando un tamaño de elemento más pequeño (y por lo tanto teniendo una mayor cantidad de elementos finitos en el análisis) [30].

El proceso de discretizar nuevamente con elementos más pequeños se llama refinamiento de malla, un ejemplo de esto se evidencia en la figura 4-10, en la cual se puede apreciar que el refinamiento de la malla corresponderá a resultados más precisos. A medida que se refina la malla, la solución aproximada de elementos finitos convergerá a la solución exacta. [30]

Figura 4-10. Ejemplo de discretización por elementos finitos [30]



En la figura 4-10, se evidencia el resultado de la discretización y el refinamiento de malla de dos piezas diferentes en dos y tres dimensiones.

4.2.3 Post-procesamiento

El post - procesamiento se refiere a todas las actividades asociadas con la recuperación, manipulación y visualización de resultados de un modelo de elementos finitos. Este tiene seis pasos básicos [29]:

- Elegir qué resultados recuperar.
- Recuperar esos resultados.
- Almacenar los resultados obtenidos para procesamiento adicional (si es necesario o deseado).
- Mostrar y ver los resultados recuperados.
- Verificar el modelo para que sus resultados puedan ser utilizados.
- Interpretar los resultados para apoyar la práctica de la ingeniería.

El primer y último paso dependen del propósito del modelo. Por ejemplo, los resultados se pueden utilizar para demostrar cómo funcionará un diseño propuesto, para predecir si un diseño propuesto podrá cumplir con sus requisitos, para optimizar un diseño o un conjunto de parámetros de diseño, para analizar el rendimiento de un diseño existente, y para determinar las causas de falla en un dispositivo existente. La elección de los resultados a recuperar, la verificación del modelo y la interpretación de los resultados requieren un buen criterio de ingeniería y son independientes del programa de elementos finitos utilizado [29].

4.3 Optimización

En este campo de la ingeniería lo que se busca es mejorar la conformación de una pieza, estructura o un sistema para mejorar diferentes características de trabajo para su uso definitivo. Para realizar una optimización estructural se pueden implementar métodos empíricos hasta el uso de modelos

matemáticos, pero estos últimos son de mayor importancia y credibilidad. Estos modelos se dividen en tres grupos: optimización paramétrica, optimización de forma y optimización topológica [31].

4.3.1 Problemas de optimización

Los problemas de la optimización se refieren a la búsqueda de una óptima distribución del material de dominio en un diseño que se adapten a las características y restricciones de borde definidas [32]. En todo caso, la resolución de los problemas de optimización tiene como fin último minimizar los costos de la estructura, que normalmente tienen que ver con el peso de la misma y están sujetos a las restricciones sobre el diseño de desplazamiento [33]. Si bien los procesos de optimización hoy pueden ejecutarse con el apoyo de herramientas computacionales y tecnológicas, también es cierto que en la mayoría de los casos se demanda que la participación del diseñador para definir la tipología estructural, esto por supuesto impide la consideración de posibles cambios o modificaciones que puedan mejorar el comportamiento de la estructura. En las siguientes líneas se exponen algunos de los problemas de optimización más comunes:

Inestabilidad tipo tablero de ajedrez: Una de las principales problemáticas que afectan la topología final es la inestabilidad tipo tablero de ajedrez. Es una topología que se caracteriza porque elementos con $\rho=0$ se interpolan con elementos $\rho=1$. Esta interacción de $\rho=0$ y $\rho=1$ tiene lugar debido a la rigidez de los nodos de los elementos finitos Q4 [34].

Formulación del mínimo peso: En esencia el problema de optimización se fundamenta en:

$$\text{Hallar} \quad \rho = \{\rho_i\}, \quad i = 1, \dots, n \quad (1)$$

$$\text{Que minimice} \quad F(\rho) \quad (2)$$

$$\text{Verificando } g_j(r_j^o, \rho) \leq 0, \quad j = 1, \dots, m \quad (3)$$

$$h_l(r_l^o, \rho) = 0, \quad l = 1, \dots, p \quad (4)$$

$$\rho_{min} \leq \rho_i \leq \rho_{max}, \quad i = 1, \dots, n \quad (5)$$

De acuerdo a lo anterior, $\rho = \{\rho_i\}$ representa el vector de variables de diseño, $F(\rho)$ constituye la función objetivo a minimizar, g_j son las restricciones en desigualdad y h_l representan las restricciones de igualdad de la incógnita, n es el número de variables de diseño del problema y m y p el número de restricciones de desigualdad y de igualdad. Es importante mencionar que definir ρ_{min} y ρ_{max} actúan como los límites laterales de las variables de diseño. Esto significa que los problemas de diseño óptimo de estructuras pueden simplificarse ligeramente dado que, generalmente, no disponen de restricciones de igualdad y, por tanto, en el problema de optimización topológica las limitaciones laterales mencionadas toman su valor de límite lateral como uno, ya que, es un sólido y para el límite mínimo tiende a cero, evitando que la estructura se torne particular, para ello la literatura toma este valor en 0.0001 [34].

Restricciones en tensión: Las restricciones en tensión han tenido gran alcance en área de conocimiento como la optimización de formas y dimensiones. En general, esta restricción se refiere a al valor mínimo de rigidez para la estructura, y la tensión relacionada con el material que se va a emplear. Las restricciones de tensión pueden ser de tipo local, o global [34].

4.3.2 Métodos de optimización.

La optimización estructural, constituye un problema de optimización en el que se tienen pocos datos relacionados con las variables que participan [35]. En todo caso, los métodos de optimización se seleccionan de acuerdo a si estas variables son discretas o continuas, tal como se presenta a continuación:

Formulaciones discretas del problema:

Esta consiste en abordar directamente el problema en su formulación, sin embargo, presentan la limitación de que no se pueden utilizar técnicas de programación matemática, que sí se pueden emplear en otras áreas de conocimiento en las que se analizan variables continuas. Entre sus ventajas se puede mencionar que, frente a las formulaciones continuas, las formulaciones discretas presentan soluciones con distribución de material vacío – lleno que facilitan el proceso de fabricación posterior. Otra de las fortalezas de este modelo es que se eliminan las piezas que no son necesarios disminuyendo algunos problemas numéricos, como las restricciones de tipo tensional que son habituales en las formulaciones continuas [33]. Los principales métodos de optimización utilizados cuando se trata de una formulación discreta del problema son las siguientes:

Criterios de optimalidad: Es un modelo de optimización ampliamente utilizado en diversas ramas de la optimización estructural. De acuerdo al modelo de estos criterios se establece una suposición inicial para desempeñar un rol decisivo en la caracterización y desarrollar la optimización. Por supuesto este modelo presenta una debilidad y es que el resultado del producto dependerá del criterio de aceptación definido para cada problema en particular [33].

Optimización estructural evolutiva: Este modelo se caracteriza por la eliminación progresiva de material del dominio de diseño de acuerdo a criterios estructurales predeterminados. Se eliminan las fracciones del modelo que no cumplan con los criterios de tensión previamente definidos, estos criterios se irán ampliando hasta obtener una solución efectiva que corresponda a aquellas partes que superen la tensión establecida. Este criterio no permite que una fracción eliminada pueda restablecerse en un paso siguiente debido a una redistribución de esfuerzos en la estructura [33].

Hierarchical Neighborhood Optimization Method: Se le conoce como modelo de optimización jerárquica de búsqueda por proximidad, este método propone una técnica que permite optimizar mediante la reducción del peso de la pieza, buscando la distribución óptima del material modificando el diseño en cada interacción dando cumplimiento a las restricciones establecidas, posteriormente se realiza un refinamiento y comenzar de nuevo el diseño de la malla tomando como referencia el diseño anterior. Entre sus desventajas se mencionan los costos y la inversión del tiempo [33].

Curvas de nivel: Se fundamenta en que el resultado otorgado este definido mediante la curva de nivel cero de la piza, a través de la distribución del material de la estructura [33].

Método de la burbuja: Su funcionamiento se desarrolla en dos fases diferenciadas entre sí. Durante la primera etapa se busca distribuir homogéneamente el material de acuerdo a los contornos de la pieza para definir el exterior, así después, se busca el punto de dominio más apropiado para introducir un agujero infinitesimal o “burbuja” [33].

Algoritmos genéticos o evolutivos: Se fundamenta en un proceso de selección numérica en el que participa una población de individuos que debe considerarse representativa del fenómeno, y se les considera como candidatos a la solución del problema. Basado en esta premisa de las estrategias evolutivas surgen los algoritmos genéticos, que funcionan bajo el principio de supervivencia del más fuerte, que pueden ser la recombinación, mutación o selección [33].

Formulaciones continuas del problema:

Para la formulación continua del problema se requiere definir la ecuación propia del material y así poder calcular los valores de las variables de diseño, conforme a esto principios, los modelos de optimización fundamentados en formulaciones continuas que buscan la obtención de modelos

proprios de materiales con valores oscilantes entre 0 y 1, conocido como densidades relativas y se consideran el volumen material sólido frente al volumen total, de tal manera que indique la ausencia de material, en tanto que el valor unitario sugiere que el material es sólido. En general, los principales modelos de optimización relacionados con formulaciones continuas buscan definir una microestructura resistente que al mismo tiempo incluya el efecto de las variables de diseño, obteniendo con esto una matriz de rigidez basada en la configuración del material a nivel microscópico y técnicas matemáticas de homogenización. El fin de esta matriz de rigidez es determinar la estructura de las variables de diseño por medio de valores intermedios, sin embargo, además de las ya mencionadas, dentro de la formulación continua del problema adquieren importancia otros elementos, como las tensiones, que si bien exhiben una interpretación sencilla desde el punto de vista de la física cuando los elementos son llenos, se comportan de un modo más complejo cuando sus variables de diseño tienen valores intermedios [33]. A continuación, se exponen las principales técnicas de optimización empleadas en las formulaciones continuas del problema:

Modelo de material: Según este modelo, en elemento se incluye un agujero cuadrado de diferentes tamaños que puede dirigirse hacia la dirección en el plano que más se adapte. En la actualidad se utilizan agujeros de forma rectangular que resultan más complejo, de esta manera la microestructura queda fundamentada en tres parámetros básicos que a saber son: las variables μ_1 y μ_2 y el ángulo de orientación θ . [33].

Modelos de microestructuras formadas por capas: Se plantean modelos de rango 1 formados por una única capa de material que direccionan hacia un punto determinado, y modelos de rango 2 formados por 2 capas de material que se posicionan en dos direcciones diferentes, y finalmente por modelos de microestructura de rango 3 con tres capas de material que se orientan a

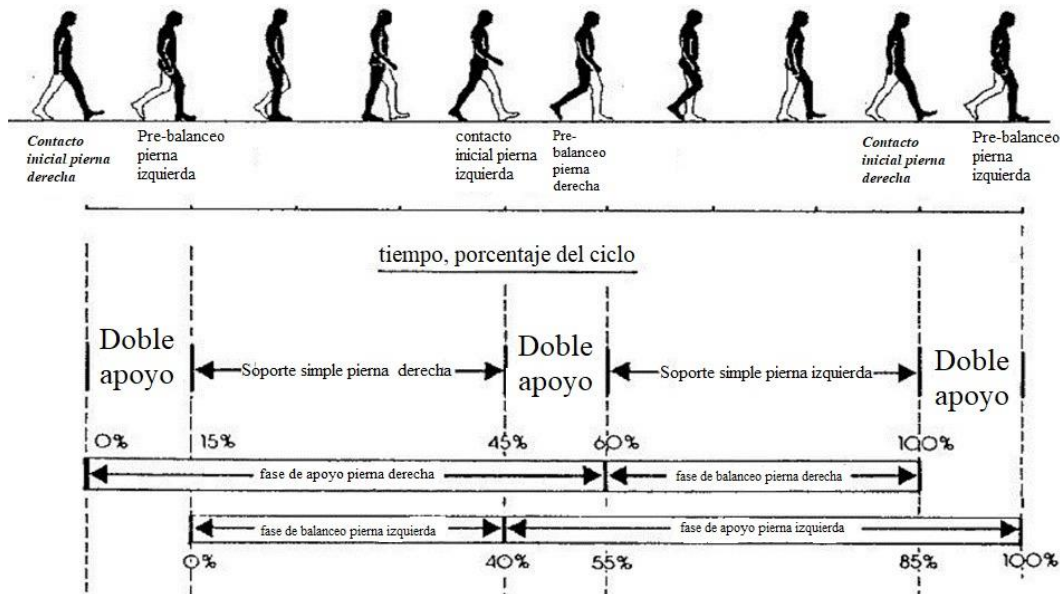
conveniencia. Este modelo presenta como desventaja, el número elevado de condiciones necesarias frente a la microestructura del material, limitando así su aplicación en la realidad [33].

Material sólido isotrópico con penalización: Este modelo se basa en el principio de grosor variable, que significa el material tiene densidades relativas intermedias, para ello se debe definir el tensor de elasticidad del mismo, obtenido de la siguiente manera: $E_{ijkl} = \rho^p E_0 ijkl$, $p > 1$, $0 < \rho_{min} \leq \rho \leq 1$ (2.4). Aquí E_{ijkl} constituye el tensor de elasticidad del material, ρ para la densidad relativa intermedia, y por su parte $E_0 ijkl$ representa en cuanto al sólido el tensor de elasticidad, p se usa como penalidad cuando tienden a ser menores que 1 la densidad, así obtener un sólido con menor volumen y mayor rigidez. Este modelo presenta ventajas tales como la facilidad de su aplicación de su formulación y en cuanto a la posibilidad de penalizar descubrimientos con densidades medias, para poder acercarse a reparticiones binarias [33].

4.4 Biomecánica de la marcha normal humana

El ciclo de la marcha describe la marcha humana abarca los movimientos del paso de una persona, desde el que el pie se levanta del piso hasta que regresa tocarlo. Este ciclo está dividido principalmente en dos fases, como se evidencia en la figura 4-11. La primera es la fase de apoyo, que representa el 60% del ciclo donde con cualquier superficie del pie está en contacto con el suelo y la fase de balanceo, que representa el 40% del ciclo la cual es lo contrario donde el pie se encuentra en el aire [6].

Figura 4-11. Fases de apoyo [6]



Es de importancia aclarar que los porcentajes de las fases relacionadas pueden variar de acuerdo a la velocidad de la marcha, por ejemplo, si la persona suele dar un paso largo manteniendo el pie en el aire más tiempo que apoyada en el suelo el tiempo de la fase de apoyo disminuye generando disminución en el porcentaje del ciclo en cuanto a esta fase, lo que concluye, que el tiempo de marcha de una persona varía en cada una [6].

4.5 Marcha de paciente con prótesis

El proceso de amputación, y por supuesto, la adaptación de prótesis genera modificaciones en la marcha del sujeto, entre los más notables se encuentra la distribución del peso, lo cual puede impactar en la postura y dar lugar a efectos como dolor de cadera, rodilla, pies, lesiones en los ligamentos e incluso inestabilidad en las articulaciones [22]. A continuación, se presenta el proceso de localización de las cargas durante la marcha de un paciente con prótesis transfemoral [6]:

- En su fase de apoyo, la carga se refleja en el lado lateral del socket al iniciar el ciclo de la marcha:

Figura 4-12. *Fase de apoyo en el miembro amputado* [6]



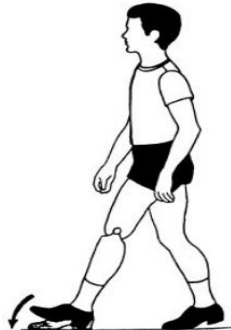
- En la fase de balanceo, la carga se refleja en puntos posterior y anterior del socket:

Figura 4-13. *Fase de balanceo en el miembro amputado* [6]



- Al finalizar el ciclo de marcha, la carga estará localizada en el lado anterior del socket:

Figura 4-14. *Finalización del ciclo de marcha en el miembro amputado* [6].



4.6 Otras investigaciones

En el artículo “*The Modeling and Effect of FEM on Prosthetic limb*” [36], presenta un estudio tridimensional de todo el conjunto de la prótesis transfemoral, donde se realizan simulaciones por medio de elementos finitos de manera estática cuando el paciente está en reposo y dinámica cuando este da saltos, para determinar la deformación de toda la prótesis y lograr su mejora. La presente

investigación busca simular de la misma manera similar el paso de una persona, con la diferencia que se pretende evaluar la distribución de cargas en la interacción socket-muñón. Otro artículo encontrado es “*Design and additive manufacturing of lower limb prosthetic socket*” [37], el cual presenta la digitalización de un muñón de nivel corto, para validar la distribución de cargas por medio de elementos finitos, enfocándose en verificar el método de fabricación del socket. Con ello se presenta el método de fabricación aditiva, el cual puede ser punto de continuidad para la presente investigación.

5. Diseño metodológico

5.1 Parámetros de diseño y modelización CAD de la geometría.

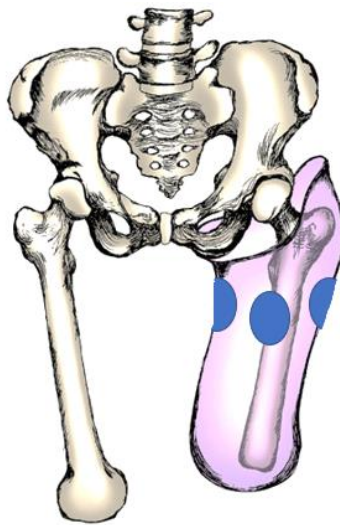
Para efectos de la presente propuesta se ha tomado como referencia un paciente promedio de entre 70 kg y 80 kg, con una estatura de 1.80 m, igualmente es importante tener en cuenta que para efectos del presente estudio se consideró que la pierna amputada es la derecha. Ahora bien, teniendo en cuenta los datos expuestos en las líneas precedentes se estimó la fuerza aplicada en la fase de apoyo de la marcha, la cual se distribuye en partes iguales proporcionando una unidad de 375 N para la carga estática. En cuanto al diseño del socket se realizó el ensamble muñón – socket verificando su compatibilidad hasta obtener un resultado favorable. Bajo estas premisas se diseñó un socket de tipo contacto total, realizando la modelización CAD por medio de SOLIDWORKS, que entre sus cualidades permite evaluar el comportamiento de contacto en distintas partes del muñón.

Para el material se escogió el polipropileno, esto debido a las características del socket modelizado. El polipropileno, además de compatibilidad con el socket muestra características de interés para efectos de esta propuesta, como el bajo costo, sus propiedades mecánicas y ligereza. Este material presenta su esfuerzo de cedencia en 26 MPa, sin embargo, no presenta valores puntuales de módulo de Young ni de coeficiente de poisson; en ese sentido se promediaron los valores de cada una de estas propiedades con el fin de obtener los valores definitivos e ingresar estos datos al software ANSYS WORKBENCH, desplegando la interfaz “Datos de ingeniería” (Engineering data). Con esto se determinó el material a simular.

Frente a estos hallazgos y tras revisar la distribución de cargas en el muñón se determinaron los siguientes las superficies relacionadas a los puntos críticos tal como se indica en la figura 4-3 referenciada en el marco teórico, por lo que, en la figura 5.1 a continuación se evidencian:

- Lateral del muñón
- Medial del muñón
- Anterior del muñón
- Posterior del muñón

Figura 5-1. *Puntos críticos* [38]



Se considero un área de contacto de 7 cm^2 para cada uno de estos puntos asemejando un escenario de estudio de caso real donde se usan sensores como fuente de obtención de datos, algunos de ellos se relacionan en la Tabla 1, es importante aclarar que si las áreas asumidas de contacto son muy grandes el esfuerzo presente es tiende a ser menor, además, es importante tener en cuenta que para efectos de esta propuesta no se tomaron en cuenta parámetros geométricos específicos ya que el muñón tiene rasgos únicos, distintivos y particulares en cada sujeto.

5.2 Análisis de convergencia

Se realizan iteraciones variando el número de unidades del tamaño del elemento para encontrar el valor mínimo de este refinando la malla y obtener el estudio de convergencia, con el fin de que el resultado no dependa del valor de la malla, según la gráfica resultante se determina el tamaño de la malla, con el objeto de que el tiempo de simulación computacional no sea extenso.

5.3 Simulación

Teniendo en cuenta los parámetros de diseño descritos en las páginas precedentes se procedió a implementar el proceso de simulación, esto tras la definición del tamaño de la malla y del material de socket. Se determinó una simulación estática y dinámica en el socket debido al ciclo de marcha. Seguidamente se definieron las condiciones de borde que están sujetas al sólido las cuales fueron tipo de soporte y tipos de carga. Para este análisis se optó por usar el soporte fijo (definido por el software ANSYS) a fin de restringir los grados de libertad determinando de esta manera la parte inferior del socket en condición estática.

De acuerdo a los puntos de tolerancia de carga, se procedió a ubicar las magnitudes de carga y esfuerzo en cada punto definido en la primera fase, para ello se partió de los hallazgos encontrados en la literatura especializada presentados en la tabla 2, vinculado con el análisis de las lesiones por presión y se relacionaron de acuerdo a su similitud en datos antropométricos, descritos a continuación:

Tabla 2. *Magnitudes experimentales obtenidas en la investigación.*

Puntos de contacto	Diseño y fabricación de Socket transtibial para prótesis de extremidad inferior [35]		Diseño de un socket ajustable [39]	
	Puntos de contacto según referencia	Esfuerzo por presión (kPa)	Puntos de contacto según referencia	Fuerza por compresión (N)
B Superficie anterior del muñón	Anterior proximal (B)	70	Zona anterior	137,5
C Superficie posterior del muñón	Posterior proximal (H)	100	Zona posterior	113,9
D Superficie lateral del muñón	Medial proximal (D)	78	Zona medial	158,5
E Superficie medial del muñón	Lateral proximal (F)	65	Zona lateral	96,5

Para efectos del presente estudio, es importante tener en cuenta que la simulación se realiza bajo la hipótesis de que la persona con amputación transfemoral demorará un segundo en realizar la primera oscilación de la fase de marcha, teniendo en cuenta la figura 10 relacionada con el porcentaje de tiempo empleado en el ciclo, dando como resultado en la fase doble de apoyo de la marcha un tiempo de cero segundos, lo que define el análisis estático.

En consecuencia, para poder llevar a cabo el análisis dinámico se plantean los siguientes tiempos para cada fase restante y así completar un paso con la pierna que soporta el socket, sin embargo, se aclara que, cuando se cumple el segundo el paciente regresa a la fase doble de apoyo:

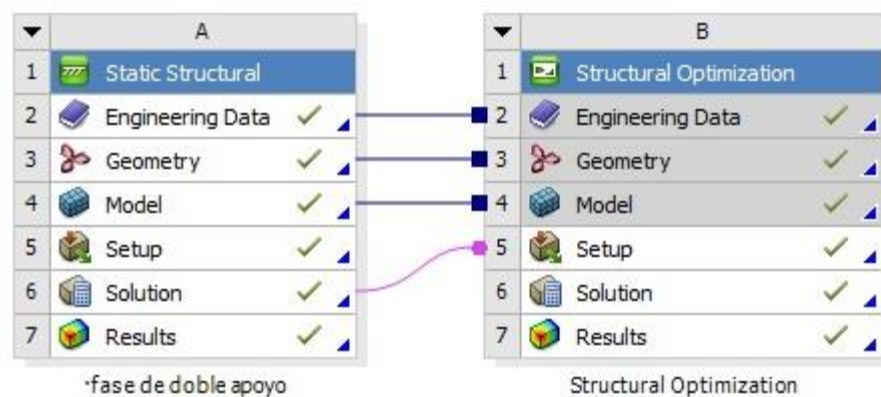
- Fase soporte simple – Pierna derecha = Tiempo de 0.15 segundos.
- Fase de balanceo pierna derecha = Tiempo de 0.3 segundos.
- Fase de contacto inicial – Pierna derecha = Tiempo de 0.45 segundos.

Una vez realizada la simulación se continuó con el desarrollo en el software solicitando la solución de los resultados para iniciar el post-procesamiento de los datos, esto a fin de obtener los resultados de optimización estructural.

5.4 Optimización

Al obtener los resultados provenientes de la simulación, se realiza un entrelazo con la operación de optimización estructural presente en el software ANSYS tal como se muestra en la figura 16, el cual, distribuye la densidad del sólido con el fin de reducir la masa de este. Es importante mencionar que ANSYS solamente permite realizar la optimización de alguna pieza a partir de las simulaciones de fuerzas, como anteriormente se realizó, en consecuencia, se definen las condiciones de borde para que el sistema pueda operar y arrojar los resultados de la optimización mencionada, para esta investigación se establece conservar un 90% de la masa del sólido. Como resultado, el software expone una pieza con disminución de material en las zonas donde lo considera innecesario modificando el modelo inicial.

Figura 5-2. *Árbol de trabajo para la optimización estructural*



5.5 Validación

A partir de la geometría optimizada, se somete a simulación estática bajo las mismas condiciones iniciales, con ello observar los cambios presentes en cuanto a la estructura, esfuerzos y deformaciones, así, determinar si el nuevo diseño cumple con el sentido propio de esta investigación. Es importante mencionar que la selección de la simulación estática se debe a un

análisis de costo computacional y a la existencia de similitudes entre la simulación estática y dinámica para algunas fases.

6. Resultados y análisis de resultados

6.1 Geometría obtenida

A partir de los parámetros establecidos, a continuación, se muestra el socket obtenido por medio de SOLIDWORKS sobre el cual se realiza el estudio planteado y sus respectivas características:

Figura 6-1. *Socket obtenido*

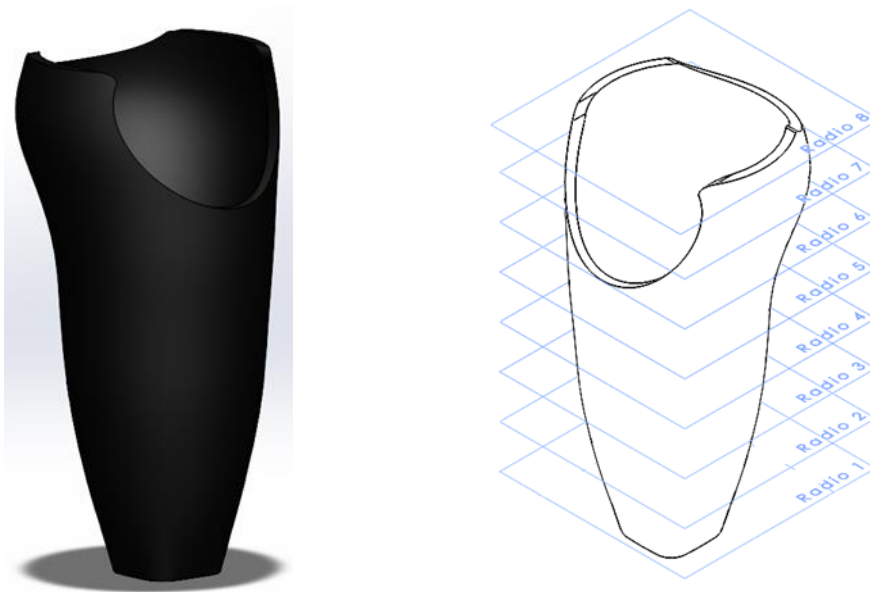


Tabla 3. *Características de la geometría*

Característica	Medida
Radio 1	440 mm
Radio 2	470 mm
Radio 3	500 mm
Radio 4	500 mm
Radio 5	520 mm
Radio 6	540 mm
Radio 7	560 mm
Radio 8	600 mm
Largo	290 mm

Peso	0.28 kg
Material	Polipropileno

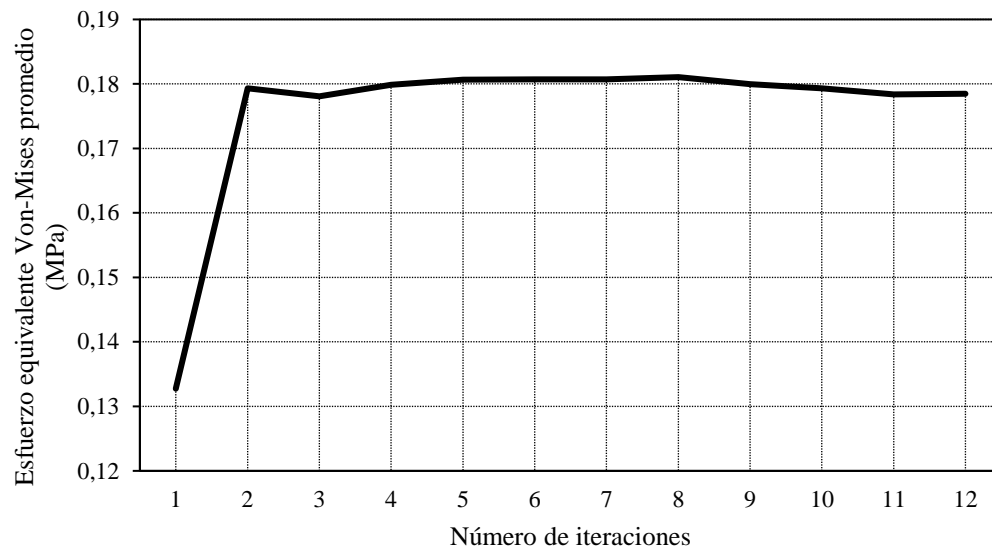
6.2 Análisis de convergencia

Como restricción del número posible de 128.000 nodos/elementos como máximo para el análisis estructural del socket, se obtuvo la siguiente tabla de iteraciones:

Tabla 4. *Tabla de iteraciones*

Iteración	Malla (mm)	Esfuerzo equivalente Von-Mises promedio (M Pa)	No de nodos
1	Default	0,13275	3146
2	5	0,17933	19466
3	4,5	0,17807	24592
4	4	0,17989	32447
5	3,5	0,18068	50563
6	3	0,18071	74069
7	2,8	0,18071	84450
8	2,6	0,18106	97727
9	2,4	0,17999	113123
10	2,3	0,179333	123910
11	2,26	0,17839	127606
12	2,259	0,17847	127480

A partir de la tabla anterior, se obtiene la gráfica de convergencia (Figura 27) para determinar el tamaño de la malla:

Figura 6-2. Gráfica de convergencia para la determinación del tamaño de la malla

Por lo anterior, se obtienen las siguientes características de la malla a implementar:

Tabla 5. Características de la malla

Estructura	Tamaño del elemento	Numero de nodos	Número de elementos
Tipo tetraedro	3 mm	74,069	41,517

6.3 Análisis estático

Considerado los parámetros establecidos para el análisis estático, se solicitan resultados en el software de deformación total del socket, esfuerzo normal en el socket y esfuerzo normal en los puntos de interés, ya que, se asemeja el uso real de este de una forma estacionaria.

6.3.1 Deformación total

En las figuras 6-3, 6-4, 6-5 y 6-6 se observa la deformación del material seleccionado para el socket, sometido a la carga establecida.

Figura 6-3. Fase doble de apoyo

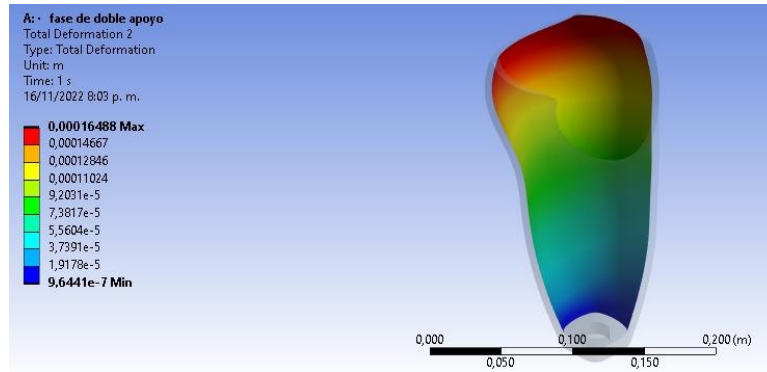


Figura 6-4. Fase de soporte simple

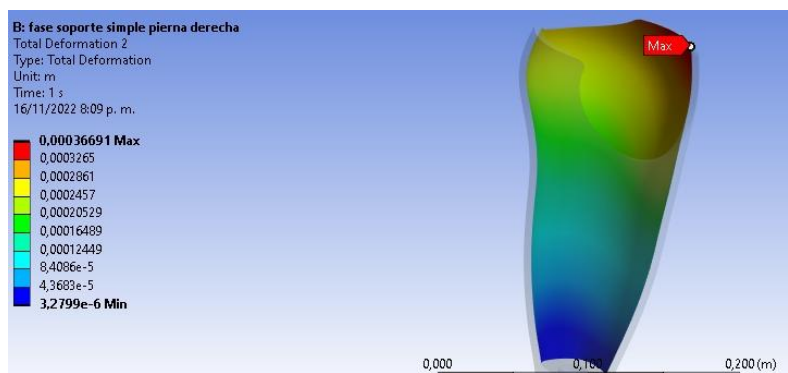
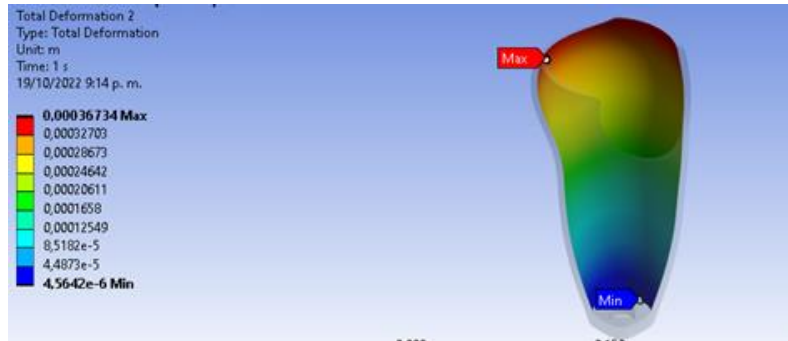


Figura 6-5. Fase de balanceo



Figura 6-6. Fase de contacto inicial



Analizando las figuras obtenidas, se determina que la fuerza se transfiere paulatinamente a lo largo del socket de acuerdo a la tabla de colores obtenida en cada figura esto teniendo en cuenta que el socket es de contacto total con el muñón, sin embargo, pese a que están definidas las áreas de contacto la mayor deformación se encuentra en la parte superior anterior del socket con un máximo de 0.37 mm en la fase de contacto inicial (Figura 6-6), debido a que soporta por completo el peso del paciente. En cuanto a la fase de balanceo (Figura 6-5) se resaltan las zonas de contacto seleccionadas en el socket, ya que en esta fase de la marcha se empieza a levantar la pierna generando la proyección de los puntos de contacto considerados críticos en esta investigación.

6.3.2 Esfuerzo normal en el socket

En las figuras 6-7, 6-8 y 6-9 se observa el comportamiento del socket debido a una carga normal a lo largo del mismo en su cara interna.

Figura 6-7. Fase de soporte simple

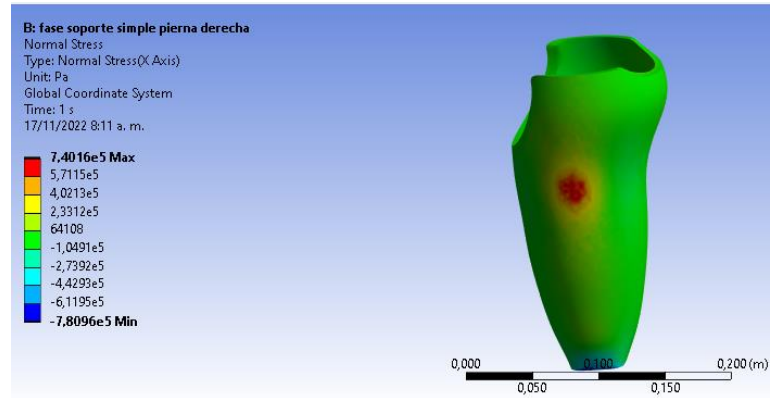


Figura 6-8. Fase de balanceo

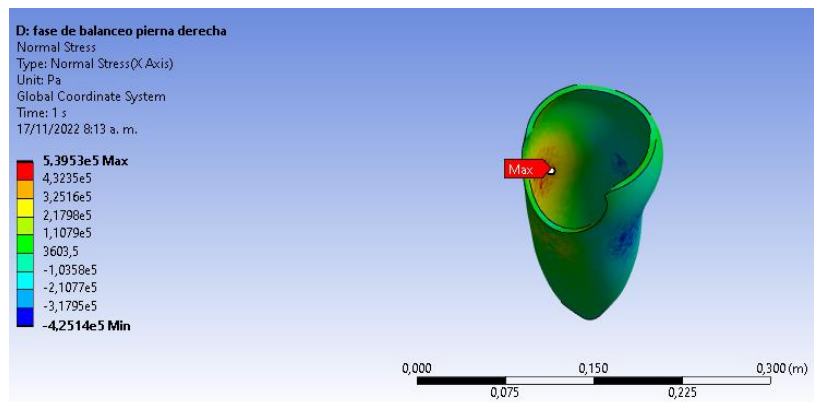
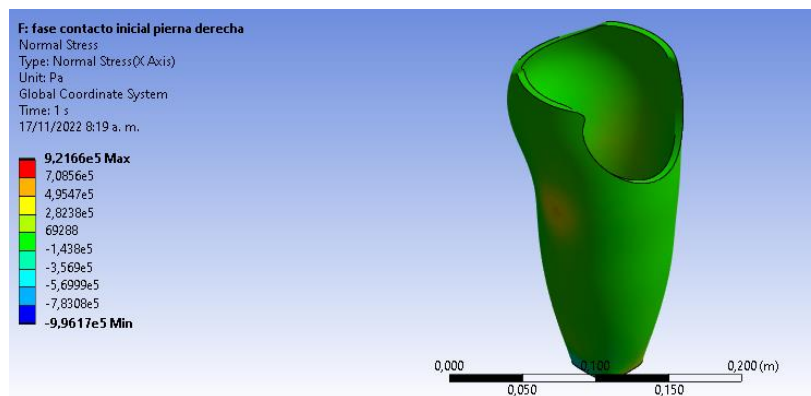


Figura 6-9. Fase de contacto inicial



Analizando los resultados obtenidos, la deformación en cada fase es similar pues, se mantiene localizada en las áreas de contacto presentes en cada fase mencionadas anteriormente y muestran un esfuerzo máximo de 0.92 MPa en la fase de contacto inicial, por ejemplo, en la fase de balanceo

(Figura 6-8) el esfuerzo máximo es de 0.54 MPa presente en la superficie medial del muñón mientras las otras zonas seleccionadas se presenta el esfuerzo mínimo de 0.43 MPa, es decir, que se validan las condiciones iniciales en cuanto a las zonas de contacto definidas en cada fase. Es de señalar que el contacto del socket con el muñón se mantiene a lo largo de la marcha en color verde, ya que, es un socket de contacto total, pero no sé general esfuerzos críticos en estas zonas, así mismo la deformación que se presenta en el material bajo esta simulación no supera el esfuerzo de cedencia del material de 26 MPa, presentando un factor de seguridad de 28 veces por debajo del límite.

6.3.3 Esfuerzo normal en los puntos de contacto

En las figuras 6-10, 6-11 y 6-12 se observa el comportamiento de la interacción del socket y el muñón.

Figura 6-10. Fase de soporte simple

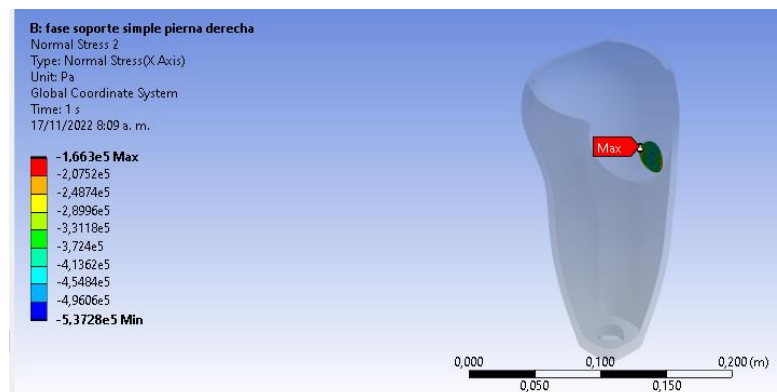


Figura 6-11. Fase de balanceo

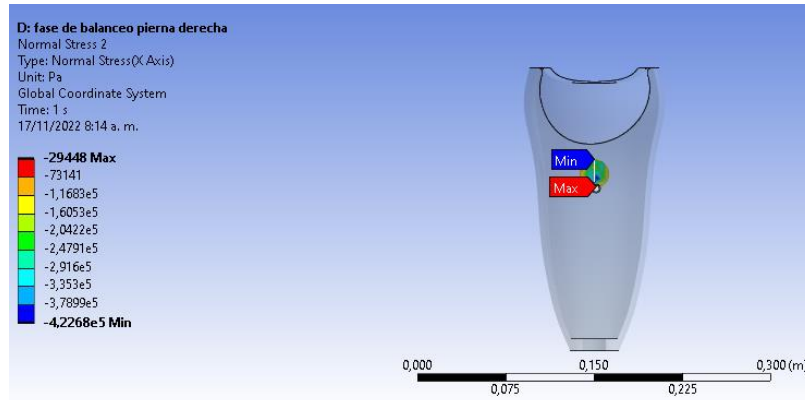
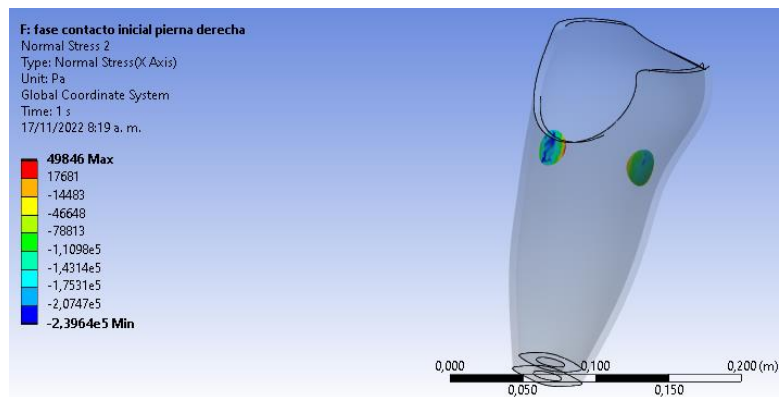


Figura 6-12. Fase de contacto inicial



En este análisis se evidencian solamente los puntos de contacto para proyectar lesiones generadas por el socket en el muñón, como por ejemplo el pinzamiento vascular citada anteriormente, por esta razón, aunque es de contacto total el socket no se presenta toda la superficie en la escala de colores. En la fase de soporte simple (Figura 6-10) se presenta un esfuerzo representativo en la zona de contacto de 0.37 MPa, en la fase de balanceo (Figura 6-11) se presenta el fuerza máximo se concentra en el perímetro y va disminuyendo hacia el centro del punto crítico, por otro lado, se presenta la laceración más crítica en la fase de contacto inicial (Figura 6-12), en la zona posterior del socket con magnitud de 49.84 kPa, lo cual tiene sentido, pues en esta se concentra la mayor carga y continúa estando por debajo del esfuerzo de cedencia del material.

6.4 Análisis dinámico

Considerado los parámetros establecidos para el análisis dinámico, se solicitan resultados en el software de deformación total del socket, esfuerzo normal en el socket y esfuerzo normal en los puntos de interés, ya que, se asemeja la marcha de una persona en las fases determinadas.

6.4.1 Deformación total

En las figuras 6-13, 6-14 y 6-15 se evidencia la deformación consecuente a las cargas aplicadas en el socket en los intervalos de tiempo.

Figura 6-13. Fase de soporte simple

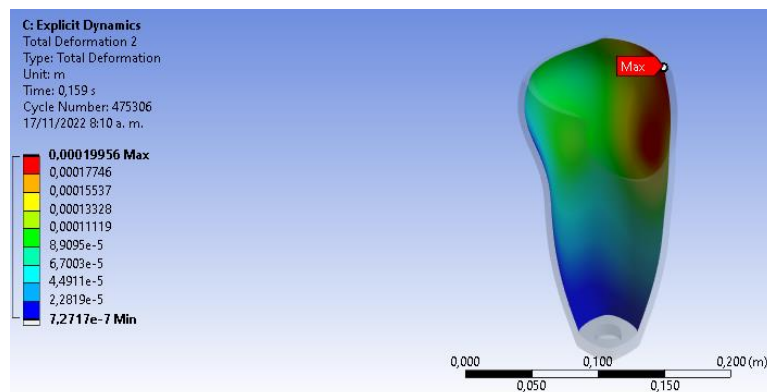


Figura 6-14. Fase de balanceo

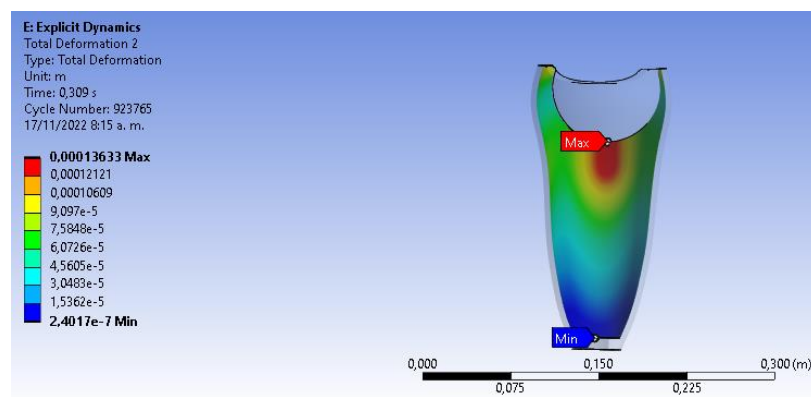
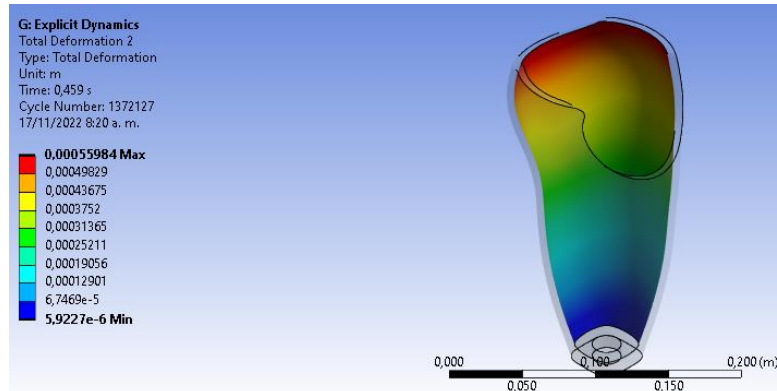


Figura 6-15. Fase de contacto inicial



Con base a estos resultados, los valores máximos de deformación representados en las fases de soporte simple (Figura 6-13) 0.20 mm y fase de balanceo (Figura 6-14) 0.14 mm se proyectan en las áreas de contacto definidas y presentes en estas fases como máxima deformación presente en el socket de una manera concéntrica en el área con un valor máximo de 0.56 mm, que se va disminuyendo a lo largo del socket. Por otra parte, en cuanto al contacto inicial (Figura 6-15) se presenta el mismo comportamiento del análisis estático, porque, se inicia de nuevo el ciclo de marcha.

6.4.2 Esfuerzo normal en el socket

En las figuras 6-16, 6-17 y 6-18 se evidencia el comportamiento del socket debido a una carga normal a lo largo del todo socket en su cara interna, en los determinados intervalos de tiempo.

Figura 6-16. Fase de soporte simple

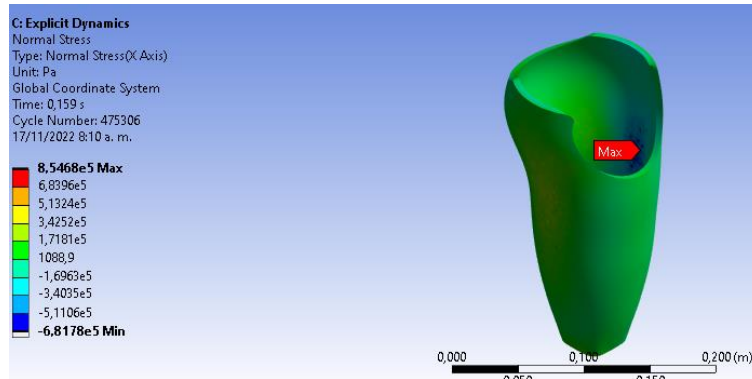


Figura 6-17. *Fase de balanceo*

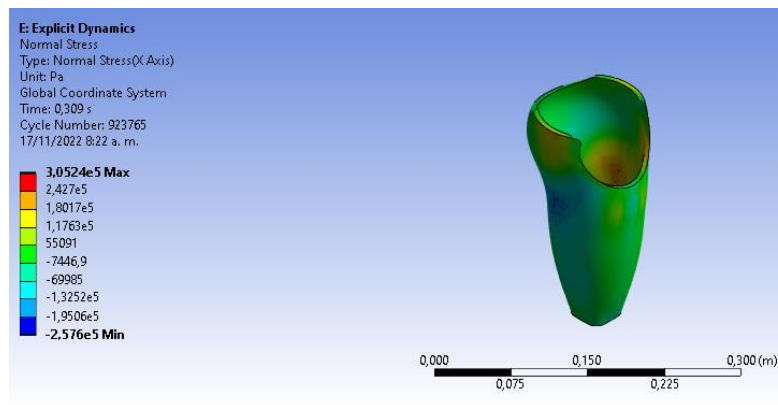
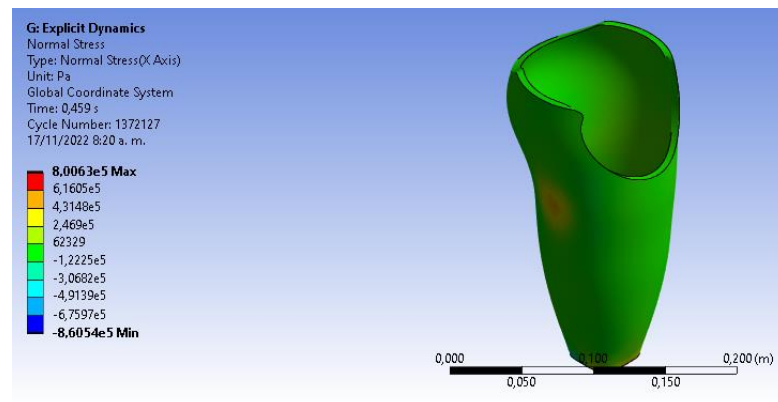


Figura 6-18. *Fase de contacto inicial*



En cada fase se evidencia el esfuerzo medio a lo largo de toda la superficie en color verde, tomando en consideración que a pesar de tener puntos definidos el muñón que interactúa con todo el socket, en cuanto a la fase de soporte simple (Figura 6-16), el esfuerzo normal no tiene valores críticos en

las zonas de contacto con relación al tiempo definido, sin embargo, se presentó el valor máximo de esfuerzo de 0.85 MPa en la fase de soporte simple (Figura 6-16), ya que, es la zona más crítica de contacto, esto se encuentra similar al esfuerzo máximo de 0.80 MPa evidenciado en la fase de contacto inicial (Figura 6-18), proyecta la continuidad del paso.

6.4.3 Esfuerzo normal en los puntos de contacto

En las figuras 6,19, 6-20, 6-21 y 6-22 se observa el comportamiento de la interacción del socket y el muñón, en los determinados intervalos de tiempo

Figura 6-19 Fase de soporte simple

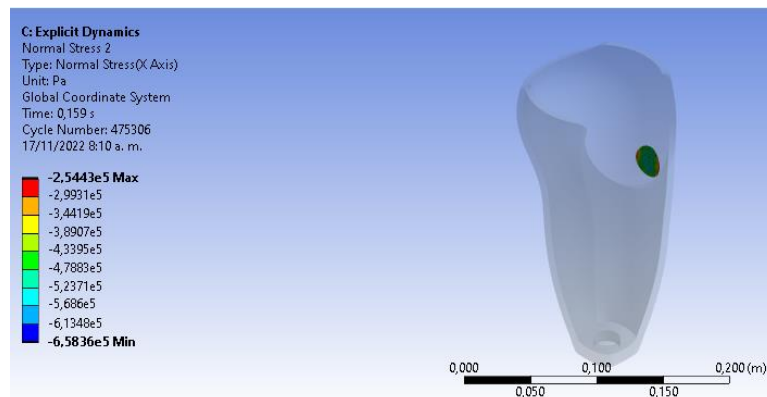


Figura 6-20. Fase de balanceo (Zona anterior)

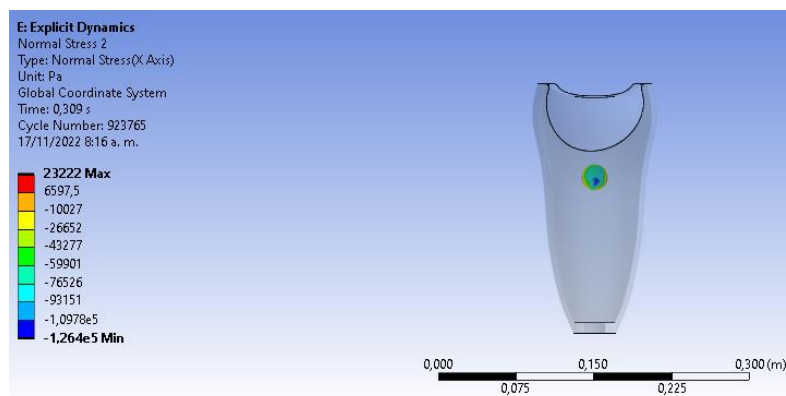


Figura 6-21 Fase de balanceo (Zona posterior)

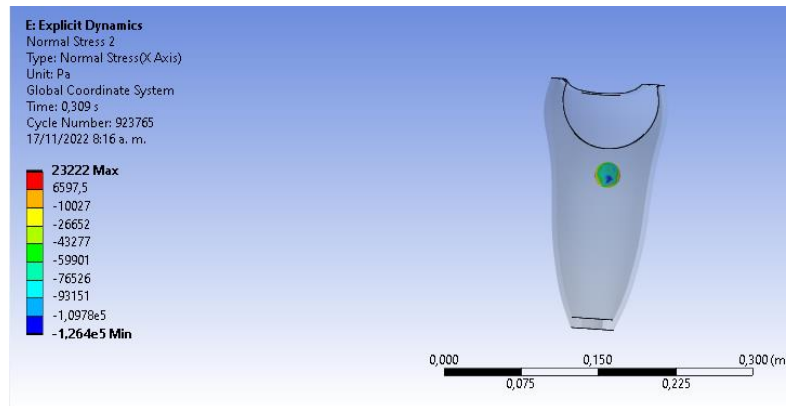
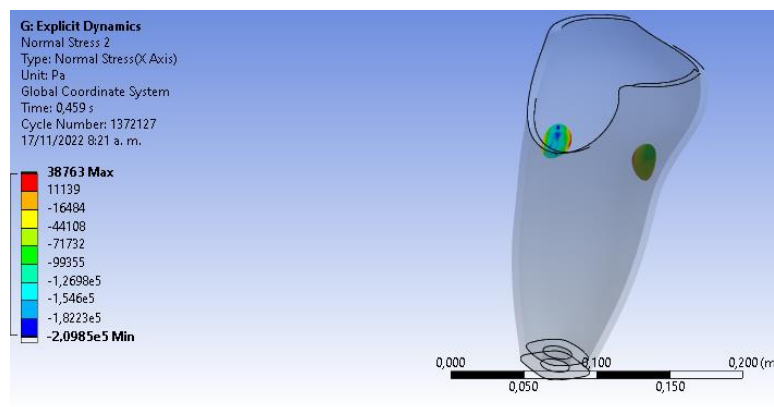


Figura 6-22. Fase de contacto inicial

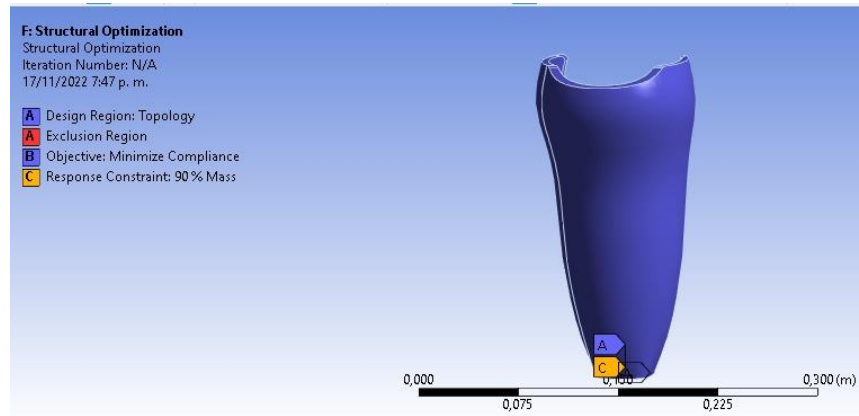


En este análisis se evidencian solamente los puntos de contacto para proyectar lesiones generadas por el socket en el muñón en cada fase de la marcha durante un paso. En la fase de soporte simple (Figura 6-19) se presenta un esfuerzo representativo en la zona de contacto de 0.25 MPa el cuál es menor que en el análisis estático, en la fase de balanceo (Figura 6-20 y Figura 6-21) a diferencia del análisis estático se presentan esfuerzos en dos zonas de contacto debido al movimiento presentando magnitudes de máximas de esfuerzo de 2.32 kPa presentando una diferencia de 0.32 kPa comparado con el análisis estático, sin embargo, el mayor esfuerzo se sigue concentrando en la fase contacto inicial comparado con la simulación estática.

6.5 Optimización

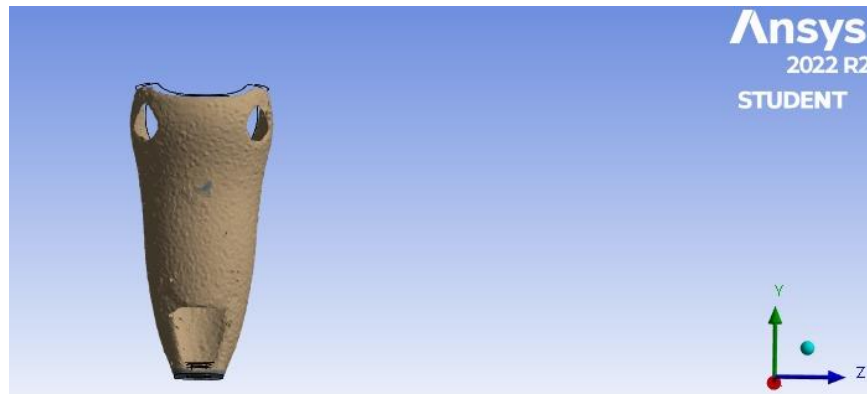
A continuación, se valida que la condición de borde esté definida y la que conservación de la masa sea de un 90%, tal como se estableció anteriormente, esto se observa en la figura 6-23:

Figura 6-23. *Condiciones de borde para la optimización.*



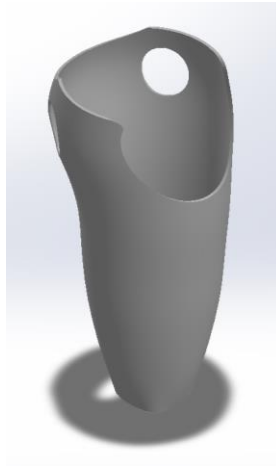
Después de realizar la optimización estructural del socket modelado, se obtiene la geometría presentada mediante la figura 6-24, del mismo modo, se comprueba la operación ejecutada logró disminuir material en la pieza, pues la geometría inicial tenía una masa de 0.28 kg y la resultante pasa a tener una masa de 0.25 kg.

Figura 6-24 *Resultado de la optimización*



A continuación, se presenta el modelo de acuerdo a las modificaciones sugeridas realizado por medio de SOLIDWORKS:

Figura 6-25. *Geometría optimizada*



6.6 Validación

A continuación, se presenta la simulación estática completa en el modelo optimizado en cuanto a la deformación total del socket, esfuerzo normal en el socket y esfuerzo normal en los puntos de interés.

6.6.1 Deformación total

En las figuras 6-26, 6-27, 6-28 y 6-29 se observa el comportamiento del material seleccionado para el socket, sometido a la carga establecida.

Figura 6-26. *Fase doble de apoyo*

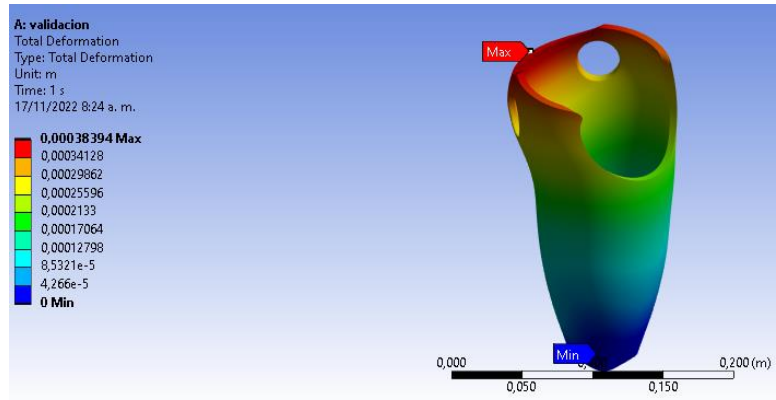


Figura 6-27. *Fase de soporte simple*

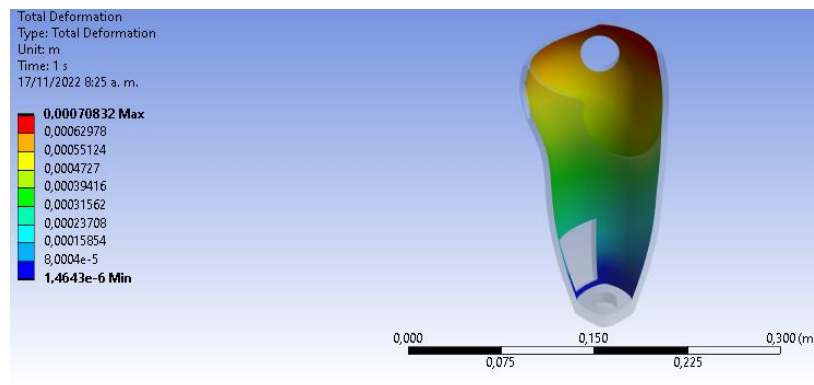


Figura 6-28. *Fase de balanceo*

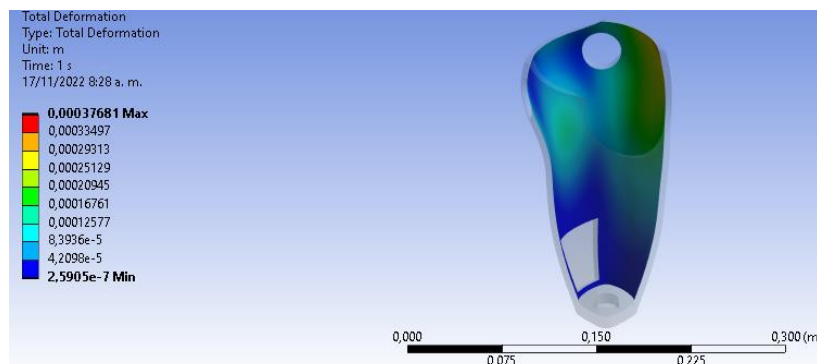
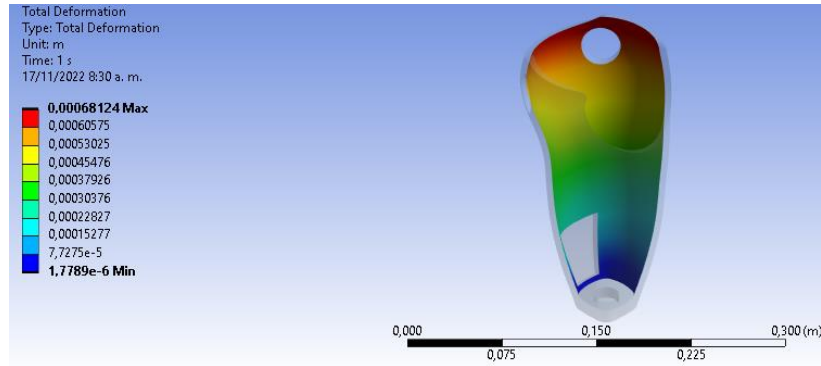


Figura 6-29. *Fase de contacto inicial*



El comportamiento del diseño optimizado, la deformación máxima es 0.71 mm presentada en la fase de soporte simple la cual se transfiere paulatinamente a lo largo del socket de acuerdo a la tabla de colores obtenida en cada figura, sin embargo, pese a que están definidas las áreas de contacto esta deformación se encuentra en la parte superior del socket, debido a que soporta el peso del paciente, sin embargo, en la fase de balanceo de la marcha (Figura 6-28) se proyecta una leve deformación en las áreas de contacto.

6.6.2 Esfuerzo normal en el socket

En las figuras 6-30, 6-31 y 6-32 se observa el comportamiento del socket debido a una carga normal a lo largo del todo socket en su cara interna.

Figura 6-30. Fase de soporte simple

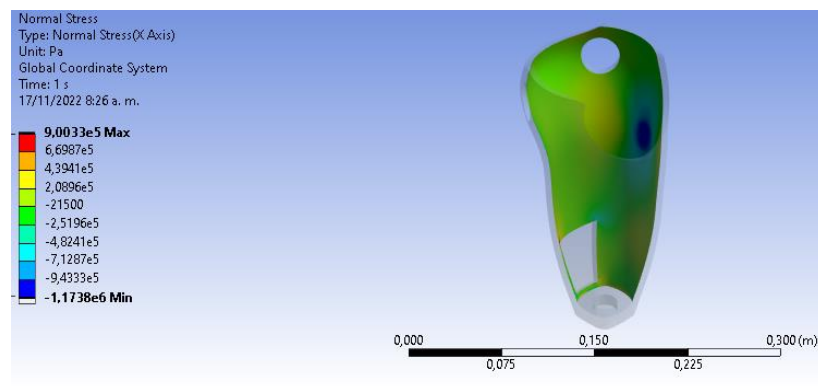


Figura 6-31. Fase de balanceo

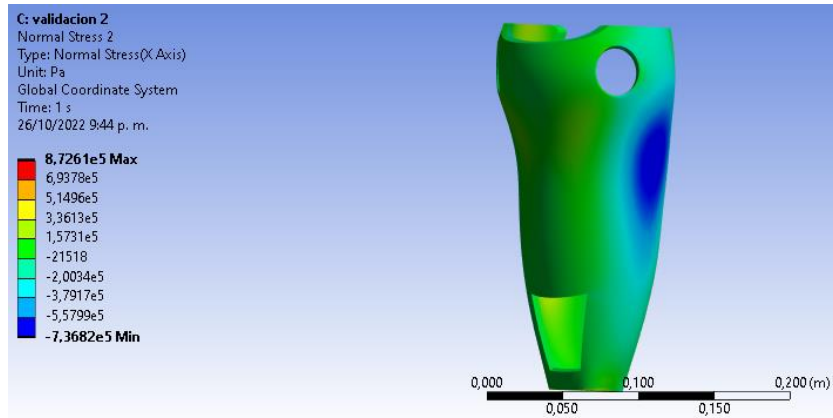
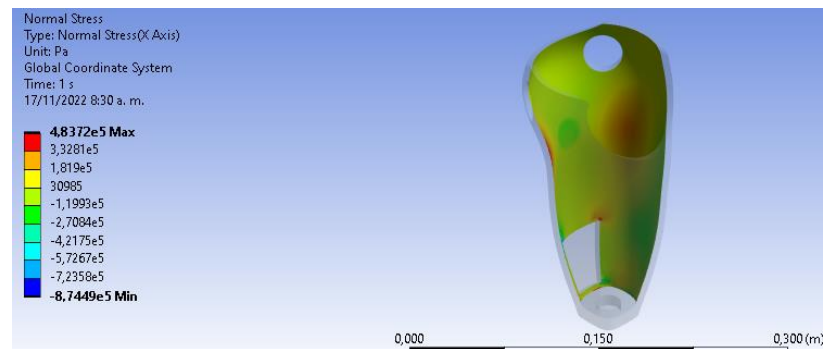


Figura 6-32. *Contacto inicial*



Con base a los resultados anteriores, se proyectan zonas por debajo del punto máximo de esfuerzo el cual se toma como referencia la fase de balanceo (Figura 6-31) resultante de 0.87 MPa en las áreas de contacto seleccionadas, lo que se encuentra por debajo de 26 MPa relacionado al esfuerzo de cedencia del material, presentando un factor de seguridad de 30 veces por debajo del límite, como también, las demás zonas del socket se encuentran de acuerdo a la escala de colores por debajo del esfuerzo media obtenido, también como referencia la fase de balanceo (Figura 6-31) en 21.52 kPa.

6.6.3 Esfuerzo normal en puntos de contacto

En las figuras 6-33, 6-34 y 6-35 se observa el comportamiento de la interacción del socket y el muñón.

Figura 6-33. Fase de soporte simple

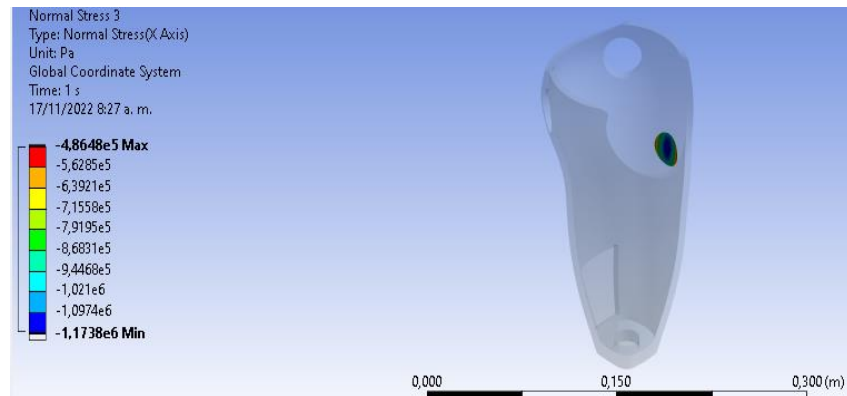


Figura 6-34. Fase de balanceo

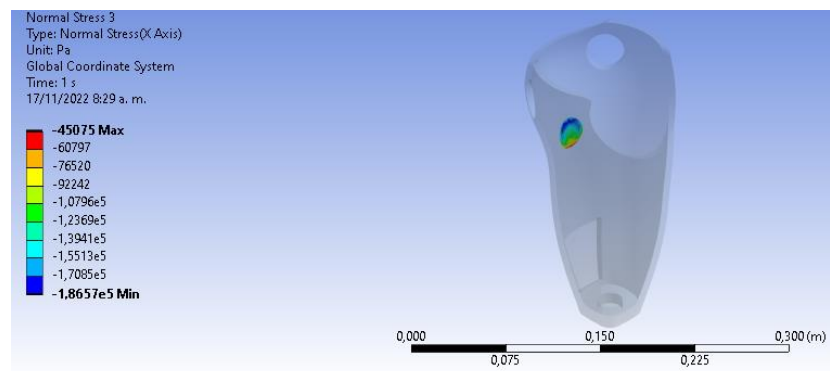
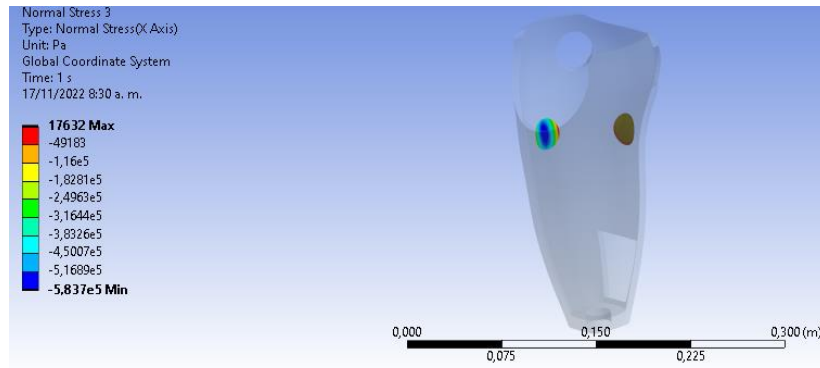


Figura 6-35. Fase de contacto inicial



En comparación a la simulación estática del modelo antes de la optimización de esfuerzo normal en puntos de contacto, se tienden a presentar áreas de contacto deformaciones por debajo del esfuerzo máximo la cual es 0.48 MPa (Figura 6-33), siendo considerablemente mayor frente a la obtenida anteriormente la cual es 49.84 kPa, sin embargo, debido a la escala de colores se considera admisible, ya que, las tonalidades no se centran en los puntos máximo de esfuerzo, si no por el contrario en sus puntos medios y bajos representados en tonalidades verdes y azules. Otro aspecto importante, comparando estos resultados, es la distribución de la escala de colores en los puntos críticos, pues, los mayores esfuerzos se concentraban alrededor de todo el perímetro de la zona, ahora bien, se distribuyen de una manera paulatina en la zona de contacto, generando la disminución del esfuerzo máximo en estos puntos.

7. Conclusiones

Luego de realizar la investigación de los diferentes métodos de diseño que existen para construir un socket, es importante señalar la similitud entre ellos, la cual es, que cada una parte de un muñón en particular, con ello se determina el método de fabricación a emplear de acuerdo a las necesidades particulares de cada persona, no hay un diseño estándar que sirva como referencia, Gracias a esta deducción, se estableció que el punto de partida de este proyecto era la modelización de un muñón y así lograr el encaje entre el muñón y el socket.

Como conclusión, se logró obtener un diseño de socket a partir de las magnitudes antropométricas, zonas de contacto, magnitudes de carga y condiciones de contacto, necesarias para poder llevar a cabo el estudio, consecuente, se consiguió desarrollar una investigación que logra satisfacer diferentes condiciones.

Se alcanzo a partir del diseño obtenido, simular de manera estática y dinámica, pues la geometría resultante presenta un diseño detallado, como también, a la correcta elección del material, ya que, los datos obtenidos en cuanto a el esfuerzo máximo presentado para el análisis estático es de 0.92 MPa y para el análisis dinámico es de 0.80 MPa, lo quiere decir que se está por debajo del esfuerzo de cedencia de 26 MPa del mismo, determinando que el material no presenta falla estática ni dinámica.

Se logró realizar la optimización estructural del socket obtenido, alcanzando en primera instancia la reducción de material y peso del sólido, ya que, inicialmente tenía una masa de 0.28 kg y la geometría resultante pasa a tener una masa de 0.25 kg, seguidamente, identificando en la validación de la optimización que los esfuerzos máximos aumentan en cada fase en comparación de la primera simulación realizada, sin embargo, ya no están localizados en los puntos de contacto si no distribuidos de manera homogénea a lo largo del socket, lo anterior, teniendo en cuenta que

el esfuerzo y el área son inversamente proporcionales. Así mismo, la deformación máxima presentada en la validación es de 0.90 MPa, determinando que se continúa estando por debajo de 26 MPa correspondientes al esfuerzo de cedencia máximo del material, afirmando que el modelo optimizado también se encuentra sin riesgo de falla.

8. Referencias bibliográficas

- [1] G. C. A. A. Govantes Y, «Protocolo de actuación en la rehabilitación de pacientes amputados de miembro inferior,» *Rev Cuba Med Física y Rehabil*, vol. VIII, nº 1, p. 33–43, 2016.
- [2] J. K., «Ajuste psicosocial en pacientes amputados: La psicología en el contexto,» *Rev Cúpula [Internet]*, vol. VIII, nº 2, pp. 8-43, 2017.
- [3] S. F. Ospina J, «El paciente amputado: Complicaciones en su proceso de rehabilitación.,» *Ciencias la salud.*, vol. VII, nº 2, pp. 36-46, 2009.
- [4] F. M. I. A. G. J. G. R. Moreno C, «Tratamiento protésico y funcional en amputados de miembro inferior.,» *Iberoam Fisioter*, vol. VI, nº 1, pp. 7-2, 2003.
- [5] P. O. V. M. Morales M, «Desarrollo de dispositivo para determinar las fuerzas en la unión socket-muñón en pacientes con amputación transfemoral.,» *Invest (Guadalajara)*, vol. VIII, nº 1, pp. 51-65, 2015.
- [6] G. L., *Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla.*, Universidad de las Americas, 2008.
- [7] H. L. V. L. Ocampo ML, *Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física*, Bogotá D.C.: Universidad del Rosario, 2010.
- [8] C. I., *Fabricación, validación y rediseño de un socket autoajustable a nivel transfemoral.*, Ciudad de Mexico : Universidad Nacional Autónoma de México, 2016.
- [9] S. R. O. C. P. A. M. F. Broche L, «Análisis cinemático y dinámico de las prótesis transfemorales.,» *Clinical implications [Internet]*, vol. XIX, nº 3, pp. 7-150, 2016.

- [10] Departamento de Salud de la Marina Baixa., «Úlceras por presión y heridas crónicas,» *Grupo Nacional para el Estudio y Asesoramiento en Úlceras por Presión y Heridas Crónicas*, vol. I, nº 1, 2019.
- [11] E. A., «Optimización de distribución de carga en encaje de prótesis para amputado a nivel transfemoral,» Universidad Autónoma de Occidente, 2012.
- [12] B. L. V. J. Mejía C, «Influencia de las condiciones de carga en la generación de úlceras por presión internas en amputados transfemorales,» *UIS*, vol. XVII, nº 1, pp. 32 -223, 2018.
- [13] B. Christensen, B. Ellegaard, U. Bretler y E. Ostrup, «The effect of prosthetic rehabilitation in lower limb amputees.,» *Prosthet Orthot Int.*, vol. 19, nº 1, pp. 46-52, 1995.
- [14] Datos Abiertos, «Situación Víctimas Minas Antipersonal en Colombia [Internet],» [En línea]. Available: <https://www.datos.gov.co/Inclusi-n-Social-y-Reconciliaci-n/Situaci-n-V-ctimas-Minas- Antipersonal-en-Colombia/yhxn-eqqw/data>.
- [15] Instituto Nacional de Medicina Legal., «Cifras de Accidentes de Tránsito [Internet],» [En línea]. Available: https://www.medicinalegal.gov.co/inicio?p_p_id=com_liferay_portal_search_web_portlet_SearchPortlet&p_p_lifecycle=0&p_p_state=maximized&p_p_mode=view&_com_lifera y_portal_search_web_portlet_SearchPortlet_mvcPath=%2Fview_content.jsp&_com_liferay_portal_sear.
- [16] Organización Mundial de la Salud, «Objetivos de Desarrollo del Milenio a los SDG, Francia,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.who.int/data/gho/publications/mdgs-sdgs>.

- [17] V. S, «Diseño y construcción de un muñón que simule una amputación transfemoral,» Universidad Técnica del Norte, 2021.
- [18] K. Nakamura, «Centro nacional de rehabilitación para personas con discapacidades,» *Manual To Prepare A Brochure For Beginners Of Lower Limb Prosthesis Training*, Noviembre 2015. [En línea]. Available: <http://www.rehab.go.jp/english/pdf/E31.pdf>. [Último acceso: Octubre 2021].
- [19] K. Nakamura, «Centro nacional de rehabilitación para personas con discapacidades,» *Manual 8 To Prepare A Brochure For Beginners Of Lower Limb Prosthesis Training*, p. 25, Noviembre 2015.
- [20] S. D., «La amputación transfemoral. Primera parte.,» vol. XIV, nº 2, 2014.
- [21] F. T. s. f. A. t. [Internet].. [En línea]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/amputacion-femoral-pierna-que-es-causas-sintomasdiagnostico-tratamiento>.
- [22] I. Carretero, FABRICACIÓN, VALIDACIÓN Y REDISEÑO DE UN SOCKET AUTOAJUSTABLE A NIVEL TRANSFEMORAL (tesis), Ciudad de México: UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO, 2016.
- [23] C. Mejía, L. Bustamante y J. Villarraga, «INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE CARGA EN LA GENERACIÓN DE ÚLCERAS POR PRESIÓN INTERNA EN AMPUTADOS TRANSFEMORALES,» *Revista UIS Ingenierías*, vol. XVII, nº 1, pp. 223-232, 2018.
- [24] K. Camelo Ulloa, Construcción de un encaje o socket para prótesis de miembro inferior con amputación transfemoral (tesis), Bogotá D.C.: Universidad de la Salle, 2007.

- [25] N. Araujo, Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral (tesis), Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente, 2012.
- [26] A. Miravete, Materiales compuestos I, Barcelona: Editorial Reverté, 2012.
- [27] C. Riba, Selección de materiales en el diseño de máquinas, Barcelona: Universidad de Barcelona, 2008.
- [28] J. Martín y R. Mejías, Atención de necesidades del paciente: higiene, eliminación y cuidados en las úlceras por presión, Málaga: Editorial ICB, 2015.
- [29] M. Thompson y J. Thompson , ANSYS Mechanical APDL for Finite Element Analysis, Cambridge: Butterworth-Heinemann, 2017.
- [30] K. I., Fundamentals of finite element analysis., India: Wiley, 1982.
- [31] C. A. Meza Valencia, OPTIMIZACION TOPOLOGICA EN EL DISEÑO DE ELEMENTOS ESTRUCTURALES MECANICOS (tesis), Santiago de Cali: Universidad autónoma de occidente, 2012.
- [32] B. O. Millán C, «Solución de problemas de optimización topológica empleando el Algoritmo Simulated Annealing Modificado,» *Int Metod Numer para Calc y Disen en Ing*, vol. XXXVI, nº 2, pp. 9-65, 2016.
- [33] P. J., «Restricciones en tensión y minimización del peso: Una metodología general para la optimización topológica de estructuras,» Universidad de Coruña, 2007.
- [34] T. F. E. F. Mesa C, «Optimización topológica aplicada al diseño de componentes estructurales mecánicos de peso reducido,» *El Hombre y la Máquina*, vol. XLVI, pp. 9-72, 2015.

- [35] G. G. B. P. A. H. R. D. Mroginski JL, «Optimización topológica de sistemas estructurales bidimensionales discretos mediante algoritmos genéticos,» vol. XXVIII, pp. 74-2657, 2009.
- [36] H. Saad, M. Qasim Abdullah y H. Wasmi, «The Modeling and Effect of FEM on Prosthetic limb,» *International Journal of Cell Science and Biotechnology*, vol. 7, n° 3, 2017.
- [37] A. Vitali, D. Regazzoni, C. Rizzi y G. Colombo, «DESIGN AND ADDITIVE MANUFACTURING OF LOWER LIMB,» *International Mechanical Engineering Congress & Exposition IMECE*, 2017.
- [38] I. r. c. -. t. -. s. finder., «Alliancepo.com.,» [En línea]. Available: <https://www.alliancepo.com/patients/socketfinder/>. [Último acceso: 28 Octubre 2022].
- [39] S. Gallardo Riquelme, Diseño y Fabricación de Socket Transtibial para Prótesis de Extremidad Inferior (tesis), Concepcion : Universidad de concepcion, 2018.