

DISEÑO CONCEPTUAL DE SOCKET AJUSTABLE PARA PRÓTESIS
TRANSFEMORAL

JUAN DANIEL PACHECO MEJÍA
ISAIAS ENRIQUE HERRERA CIRO

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
MONTERÍA

2021

DISEÑO CONCEPTUAL DE SOCKET AJUSTABLE PARA PRÓTESIS
TRANSFEMORAL

JUAN DANIEL PACHECO MEJÍA
ISAIAS ENRIQUE HERRERA CIRO

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO
DE INGENIERO MECÁNICO

ASESOR

CLAUDIA MARCELA PEREZ MADRID
MsC INGENIERÍA MECÁNICA

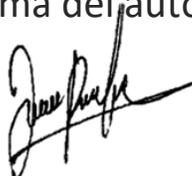
UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
MONTERÍA
2021

16 de Octubre 2021

**JUAN DANIEL PACHECO MEJIA
ISAIAS ENRIQUE HERRERA CIRO**

“Declaramos que este trabajo de grado no ha sido presentado con anterioridad para optar a un título, ya sea en igual forma o con variaciones, en ésta o en cualquiera otra universidad”. Art. 92, párrafo, Régimen Estudiantil de Formación Avanzada.

Firma del autor (es)





CONTENIDO

ABSTRACT	1
RESUMEN	1
1. INTRODUCCIÓN.....	2
1.1. Planteamiento del problema	2
1.2. Justificación.....	4
2. ESTADO DEL ARTE.....	6
3. OBJETIVOS	8
3.1. Objetivo general.....	8
3.2. Objetivos específicos	8
4. METODOLOGÍA.....	9
4.1 Definición de los parámetros de diseño	9
4.2 Generación y selección de alternativas de diseño	10
4.3 Dimensionamiento del socket y análisis por medio de elementos finitos.	10
5. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	11
5.2. Selección de la alternativa final.....	15
5.3. Diseño de detalle	16
6. ANÁLISIS POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS.....	18
6.1. Consideraciones para el análisis.....	19
6.2 Análisis estático del modelo para los materiales propuestos.	24

6.3. Análisis de esfuerzos resultantes y definición del factor de seguridad.....	25
6.4. Análisis de deformación.	29
6.5. Discusión de los resultados.	30
7. CONCLUSIONES.....	31
8. BIBLIOGRAFÍA	33

LISTA DE IMAGENES

Imagen 1. Diseño de socket mediante método de cono con punta truncada	11
Imagen 2. Vista isométrica de los componentes del mecanismo de ajuste.....	12
Imagen 3. Vista frontal del socket.....	13
Imagen 4. Vista lateral del socket.....	13
Imagen 5. Vista superior del socket.....	13
Imagen 6. Vista del modulo	13
Imagen 7. Perspectivas de la perilla de ajuste del mecanismo de correas	14
Imagen 8. Vistas de la alternativa número 3.....	15
Imagen 9. Vista isométrica explosionada del diseño de detalle del socket	17
Imagen 10. BOA Dialed in (2020). Sistema de ajuste boa[imagen]. Recuperado de https://www.boafit.com/es-es/support/spare-parts	18
Imagen 11. Orliman. (2020) válvula de aro. [imagen]. Recuperado de https://www.orliman.com/producto/valvula-aro-succion-manual-silicona-tubo-conexion ...	18
Imagen 12. Carretero, J. (2016). Fase de respuesta de carga. [Imagen]. Recuperado de http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full	19
Imagen 13. Carretero, J. (2016). Fase de contacto inicial. [Imagen]. Recuperado de http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full	19
Imagen 14. Carretero, J. (2016). Fase final de apoyo. [Imagen]. Recuperado de http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full	20
Imagen 15. Carretero, J. (2016). Fase media de apoyo. [Imagen]. Recuperado de http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full	20
Imagen 16. Kennedy. (2013). Componentes de la fuerza de contacto de la articulación y resultante, como múltiplo del peso corporal (BW) para un individuo promedio durante un ciclo de marcha normal. Recuperado de https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/joint-force	21
Imagen 17. Distribución de cargas y restricciones en el socket.....	22

Imagen 18. Henao, Sofia. (2020). Zonas sensibles y tolerantes a la presión. Recuperado de https://www.nature.com/articles/s41598-020-61915-1	23
Imagen 19. Aplicación de la malla.....	25
Imagen 20. Análisis estático-Esfuerzo de Von Mises ABS	26
Imagen 21. Análisis estático-Esfuerzo de Von Mises (PP)	27
Imagen 22. Factor de seguridad (ABS)	28
Imagen 23. Factor de Seguridad (PP)	28
Imagen 24. Análisis de deformación (ABS)	29
Imagen 25. Análisis de deformación (PP).....	30

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Selección del diseño final	15
Tabla 2. Costos por producto	18
Tabla 3. <i>Fuerzas de reacciones verticales (Lenka & Choudhury, 2011)</i>	20
Tabla 4. Material para el análisis del socket	23

ABSTRACT

The following project is focused on the field of biomechanics specifically in prosthetic design, it tries to develop an adjustable socket for a transfemoral prosthesis so that a review of the main works were made during the first stage in order to establish a concept then shape a detail design through SolidWorks® 2016. Lastly static analysis which leads to determine the mechanical properties of the final model were made, besides the effects of dynamic strength associated to human gait as well as correct locating of the pads.

RESUMEN

Este proyecto se adentra en el campo de la biomecánica específicamente en el área de diseño protésico donde se realizará el diseño conceptual y de detalle de un socket ajustable el cual se empleará en una prótesis transfemoral. Se desarrollan tres alternativas de las cuales se escoge una mediante el método de factores ponderados utilizando ciertos parámetros previamente establecidos como criterios de evaluación.

Una vez se escoge la alternativa, inicia la fase de diseño de detalle donde se obtiene el modelo final del socket, de igual forma se realiza la discusión de aspectos importantes como selección del material (donde se evalúan el polipropileno y acrilonitrilo butadieno estireno), posicionamiento adecuado de las almohadillas evitando generar dolor en las zonas críticas del muñón. Por último se evalúa su resistencia mecánica mediante simulaciones en SolidWorks® 2016, en las cuales se tuvo en cuenta la aplicación de cargas dinámicas asociadas a los fenómenos asociados durante el desarrollo de los ciclos de marcha, los cuales fueron consultados en la bibliografía presentada

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Planteamiento del problema

Los estudios realizados por el DANE durante las últimas décadas, han aportado datos estadísticos que permiten identificar la situación de la discapacidad en el país, según el censo realizado en 2004 la población de discapacitados es de aproximadamente el 10% de la población total en Colombia (DANE, 2004). Las afectaciones que están relacionadas con la movilidad del cuerpo ocupan un 20% en la cifra general de discapacidad, siendo la de mayor frecuencia. Además, la población amputada, dentro del marco de los discapacitados ocupa entre un 5 y 10% (Quintero Quiroz, Jaramillo Zapata, De Ossa Jiménez, & Villegas Bolaños, 2015).

Las causas asociadas a la amputación son variadas, sin embargo, se pueden dividir en tres grupos. En primer lugar, existen las malformaciones que se dan durante la gestación en el vientre materno, lo cual converge en un mal desarrollo de la extremidad y posterior amputación del miembro, se le conoce como congénito. En segundo lugar, las traumáticas, se derivan de acontecimientos donde resulte afectada la persona y requiera de amputación como pasa en el caso de los accidentes. Por último, se encuentran las enfermedades vasculares como: Diabetes, cáncer e infecciones (Tavera, 2014).

En el caso de Colombia, el conflicto armado ha aportado significativamente al incremento de amputaciones de miembro inferior y superior, gracias a la siembra de minas antipersonales y a la existencia de municiones sin explotar "MAP" y "MUSP" respectivamente. En lo que comprende entre los años 1998 y 2008, hubo 6.724 víctimas de accidentes con minas antipersonales, de las cuales el 34,3% fueron civiles y el 65,7% militares. (Ocampo, M, Henao, L, & Vásquez, L, 2010).

La recesión completa o parcial de miembro en una persona, no implica directamente la implementación de una prótesis. La persona amputada debe tener buenas condiciones tanto física como mental para utilizarla, además existen alternativas como, la silla de ruedas y las muletas (Constanza Fonseca, 1993). El socket, es el componente de la prótesis que está en contacto en todo momento con el muñón del paciente. Este debe proporcionar un ajuste adecuado, además de comodidad durante el proceso de acondicionamiento a la prótesis.

Los problemas más recurrentes en pacientes con prótesis transfemoral se deben al uso inadecuado de la prótesis, especialmente porque suspenden su uso o no usan la prótesis con suficiente frecuencia. Esto ocurre por un mal ajuste de la unión socket-muñón y genera molestias e incluso lesiones en la extremidad donde se utiliza. El desajuste del socket se produce en su mayoría por los cambios constantes en el volumen, el cual puede variar diariamente si la persona toma diuréticos, consume alcohol o está sometido a diálisis (Mendoza-cruz, Rodríguez, Galvánduque, & Álvarez, 2014). Dado el costo que puede tener una prótesis en el mercado, no es recomendable ni conveniente que exista un abandono por parte de los usuarios. El precio de estos artefactos puede estar oscilando entre los dos a veinte millones de pesos colombianos (Quintero Quiroz et al., 2018).

Los datos estadísticos consultados en el censo realizado por el DANE, muestran una gran parte de la población censada, que está desempleada, buscan trabajo por primera vez, trabajan en oficios relacionados con el hogar y/o están incapacitadas para trabajar (DANE, 2004). Paralelo a esto casi todos los casos relacionados con personas discapacitadas producto de accidentes con minas antipersonal y munición sin explotar, ocurren en zonas rurales donde la población es de escasos recursos (Minas & Con, n.d.).

1.2. Justificación

La principal motivación de este trabajo es la necesidad de buscar alternativas que sean funcionales para reducir el costo de una prótesis transfemoral, por lo que se propone el diseño de un socket que sea ajustable a las condiciones que tiene el muñón durante su proceso de recuperación.

Según el DANE la pobreza monetaria en Colombia para el 2018 fue de un 27% y la pobreza extrema del 7,2% (reciben un ingreso mensual inferior a los 258000). Del 27% de colombianos que viven en situación de pobreza, el 36% pertenece a zona rurales donde se obtiene ingresos mensuales inferiores a 170000 pesos colombianos, es por esto que para la población amputada que cuente con escasos recursos y además vivan en zonas rurales, resulta difícil cambiar la prótesis en caso de que se necesite e incluso adquirirla.

Por otra parte, la cobertura del servicio de salud de aseguramiento promedio se ubica en un 80% (BDUA, febrero 2018), pero en zonas críticas como los municipios de Cumbitara (Nariño) o Medio San Juan (Chocó) solo el 45% y 46% de la población se encuentra afiliada al sistema general de seguridad social en salud (SGSSS), por lo tanto, estas personas se les dificulta un tratamiento protésico adecuado (Ministerio de Salud y Protección Social, 2018) por lo que se hace necesario el diseño de una prótesis económica.

Esta investigación pretende dar continuidad con los avances obtenidos en el proyecto “Diseño óptimo de un mecanismo de cuatro barras para prótesis transfemoral” desarrollado por Jhan González y Alejandro Rosales en su trabajo de grado, como parte de la línea de diseño mecánico de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad Pontificia Bolivariana – Sede Montería.

Este proyecto se desarrolla con el ánimo de contribuir a la investigación que realiza la universidad en cuanto al diseño protésico, que a su vez busca mejorar las dificultades que implica el uso de prótesis en pacientes con amputación transfemoral. Los resultados que se obtengan en esta investigación pueden servir para la posterior fabricación de un prototipo protésico con socket ajustable.

El socket es la parte más importante de una prótesis debido a que es la interfaz donde se une el muñón con la misma, este dispositivo debe cumplir ciertos parámetros para mejorar la calidad de vida del paciente incluyendo su movilidad y su quehacer diario, por lo tanto, el socket debe tener un alto grado de calidad y confort evitando así complicaciones médicas a corto y largo plazo.

El diseño del socket debe considerar las zonas donde se puede ejercer presión, de lo contrario esto tendrá consecuencias en la salud del paciente. Esto depende de la concentración muscular que se da en dichas zonas, aquellas regiones donde halla

poco musculo en ningún momento deben soportar presiones. Es por esto que el diseño del socket debe realizarse de tal manera que los esfuerzos generados por el peso del paciente se distribuyan en el asiento isquiático (pliegue inferior del glúteo) y la cara anterior del muslo. Este proyecto, propone el diseño conceptual y de detalle de un socket para una prótesis transfemoral de bajo costo como una solución para aquellas personas que no puedan adquirir una prótesis hecha a la medida. (Protésica del miembro inferior, Escuela Granada de medicina de la universidad de Nueva york).

2. ESTADO DEL ARTE

El socket de una prótesis transfemoral debe ajustarse a la morfología del muñón, además de tener un nivel de confort aceptable que no genere lesiones y molestias durante su uso, profesionales como (Simón, Garcia, & Dorador, 2006) quienes desarrollaron el diseño de un socket ajustable del cual se obtuvieron buenos resultados, su principal aporte fue compensar los cambios de masa muscular que se presentan a lo largo del tiempo en el muñón, mejorando el área de contacto entre el muñón y el socket permitiendo un agarre superior y al carecer de una superficie rígida permite tener en efecto amortiguador durante la marcha. Además, mejoraron el control y estructura diseñando un socket más ligero lo cual permite a diferencia de los actuales un incremento en la contención isquiática como cuadrilaterales (Utiliza toda la extremidad residual para distribuir uniformemente las fuerzas que soportan el peso).

Un problema recurrente durante el tratamiento protésico radica en el desajuste que se presenta frecuentemente entre el socket y el muñón, lo que genera desuso por parte de quien lo usa. Algunos proyectos importantes como lo es el de (Reyes, Nuñez, Mora, & Gómez, 2007) se centran en el diseño de un mecanismo de ajuste mediante alambre con memoria, los cuales responden a los cambios realizados por estímulos de corriente o temperatura. En esta investigación se desarrolló el diseño de un socket ajustable utilizando alambres con memoria, obteniendo resultados positivos, ya que el diseño resultó ser una solución económica y funcional.

Además, las unidades protésicas son dispositivos que se desarrollan con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas que se encuentran bajo este tratamiento. El diseño y manufactura de la unidad protésica debe realizarse bajo ciertos parámetros que garanticen que quien la usa se sienta cómodo en todo momento. Por eso en investigaciones como la de (Bermúdez Portillo, 2008) se diseña y manufactura una prótesis transfemoral ovo longitudinal modular, donde se muestra detalladamente el proceso seguido y los parámetros que se tuvieron en cuenta para su realización.

El artículo publicado por Iván Díaz, Ulises Peñuelas y Jesús Dorador en (Diaz Iván, Peñuelas Ulises, 2010), cuyo título es diseño de un socket de miembro superior con suspensión ajustable, implementaron un nuevo sistema de suspensión que permite retroalimentar al paciente sobre la carga soportada por la prótesis, ellos propusieron una malla que se ajuste de manera ergonómica a los diferentes tipos de anatomías del muñón la cual puede ajustarse a los cambios de volúmenes que sufre el mismo.

Por otra parte, (Felipe Andrés, 2012) en su trabajo de grado titulado Optimización de las cargas en encaje de prótesis para amputado a nivel transfemoral, determinó que para restringir la presión ocasionada por el extremo distal sobre la pared del

socket el fémur debe ser soportado de forma lateral debido a que este ejerce presión sobre el tejido remanente, además comprobó que aumentando el área de presión a lo largo del contorno se distribuye mejor la carga en todo el socket, corroborando que el mismo sea de contención isquiática y este ensanchamiento del área se lograría recubriendo la zona con espuma de poliuretano de alta densidad.

Estudios como el de Felipe, Gerardo, Carlos, Michelin (2014) presentan un comparativo entre el volumen del miembro sano y el muñón, su investigación contribuyó a la caracterización de los niveles de amputación y el cambio que sufre el miembro afectado, para lograrlo se tomaron tres mediciones de las circunferencias a diferentes longitudes del miembro sano y el muñón, haciendo uso del modelo matemático de cono truncado, evaluaron los volúmenes encontrados se consideraron tres grupos según el caso (tercio proximal, tercio medio y tercio distal) dando como resultado que el tipo de amputación más frecuente es el de tamaño tercio distal con una morfología que toma forma cónica y su tejido es semi-flácido.

Por otra parte, (Juan, 2018) desarrolló un Diseño de socket para prótesis de miembro inferior transfemoral en material compuesto tipo sándwich con núcleo honeycomb de cartón, su principal aporte es la implementación de la estructura honeycomb sumado a la geometría propuesta, logrando transmitir las fuerzas ejercidas sobre la superficie de manera satisfactoria y la eliminación de peso extra generado por materiales utilizados en la interfaz piel-dispositivo y un mecanismo que le permite alinear el mínimo movimiento de ajuste íntimo entre el socket y el muñón brindando mayor estabilidad y control de la misma por un sistema de suspensión por succión generado por el uso de un liner que es más ligero y además permite un mejor proceso de cicatrización debido a que este no tira de la piel afectada.

Jhan Gonzales, Alejandro Rózales (2018) llevaron a cabo el diseño óptimo de un mecanismo de cuatro barras para una prótesis transfemoral, su principal aporte fue la optimización de un modelo por medio del método evolutivo de enseñanza - aprendizaje (TLBO), logrando con precisión que el centro instantáneo recorriera cada uno de los puntos propuestos partiendo de las prótesis comerciales que se tomaron como referencia para esta investigación. Dicho mecanismo fue modelado y analizado por medio de elementos finitos validando los parámetros de resistencia requeridos en el software SolidWorks.

Para este proyecto los aportes de investigaciones anteriores han sentado un precedente que permite el desarrollo del diseño de un mecanismo de ajuste para el socket de una prótesis transfemoral haciendo uso parcial de los métodos y optimizaciones propuestas anteriormente con el propósito de continuar la investigación de Jhan Gonzales, Alejandro Rózales (2018) y de sentar un nuevo precedente para futuros proyectos.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

Diseño conceptual y de detalle de un socket para prótesis transfemoral que sea ajustable a los cambios en el volumen y geometría del muñón y que cumpla con requerimientos de diseño establecidos para un adecuado tratamiento protésico.

3.2. Objetivos específicos

- Determinar los parámetros de diseño para el socket de acuerdo con la caracterización del público objetivo.
- Generar y seleccionar alternativas para el diseño del socket de acuerdo con los parámetros de diseño: relación resistencia/peso, ergonomía, fácil ensamble y economía.
- Dimensionar el socket y seleccionar el material de acuerdo con las cargas aplicadas, los requerimientos de diseño y los diseños preliminares.
- Analizar por medio de elementos finitos el socket para verificar que cumplirá con los parámetros establecidos.

4. METODOLOGÍA

El método científico que se utilizará en esta investigación será el método lógico inductivo, con inducción incompleta, de la cual se escogió el método de inducción científica y a su vez el método de la modelación.

Se iniciará con una revisión bibliográfica con el fin de definir los parámetros de diseño para el socket de acuerdo con investigaciones previas y modelos comerciales. Se definieron tres etapas de diseño las cuales se describirán a continuación:

4.1 Definición de los parámetros de diseño

Los parámetros de diseño se establecieron mediante una revisión bibliográfica de los diferentes trabajos relacionados con el diseño de prótesis transfemoral y la consulta de prototipos comerciales. De acuerdo con las fuentes consultadas se establecen 4 criterios principales para garantizar un nivel de confort aceptable para el paciente y la funcionalidad de la prótesis. A cada parámetro se le asignó un peso con el fin de evaluar su nivel de importancia en el diseño de acuerdo con las características deseable para la prótesis.

- **Relación resistencia peso (20%):** Es importante evaluar la relación resistencia peso en los diseños elaborados, porque afecta directamente en la forma como se desarrolle la marcha durante su uso. Si los diseños son muy pesados el sujeto deberá realizar un mayor esfuerzo para moverse, de modo que puede adoptar posiciones inadecuadas.
- **Brindar comodidad y ajuste adecuado para la persona que lo utiliza (ergonomía) (30%):** Se debe realizar un diseño ergonómico del socket, debido a que influirá directamente en aspectos como: La comodidad que sienta la persona que lo usa, la estabilidad que se tenga a la hora de movilizarse, además de garantizar que las cargas soportadas por el socket se distribuyan correctamente. Es por esto que se considera el parámetro de mayor importancia.
- **Fácil ajuste y ensamble (25%):** El socket y el mecanismo de ajuste deben ser fáciles de utilizar o de lo contrario no habrá un cuidado adecuado por parte de quien lo use. Los diseños pertinentes deben enfocarse en generar alternativas en las que el socket pueda colocarse de manera fácil y que el mecanismo de ajuste (ya sea fijo o desmontable) sea sencillo.

- **Diseño económico para una fácil adquisición (25%):** Se requiere realizar un diseño económico del conjunto socket-mecanismo de ajuste, el cual represente una solución para aquellas personas que no puedan costear una prótesis convencional.

4.2 Generación y selección de alternativas de diseño

La generación de alternativas se establece a partir de una geometría básica del muñón. Existen diferentes métodos estudiados en la literatura que permiten estimar sus características morfológicas. En primer lugar, se puede aproximar la anatomía del muñón a un sólido con forma de pirámide con punta truncada como modelo base (Mendoza-cruz, Rodríguez, Galván-duque, & Álvarez, 2014). Por otra parte, se pueden obtener resultados más acertados, realizando mediciones directas de un sujeto de prueba preseleccionado, con el fin de elaborar un modelo digital de este (Guerrero Vargas & Pataquiva Wilches, 2015). Se diseñará conforme a los criterios de diseño mencionados con anterioridad obteniendo así los diferentes diseños preliminares.

Para evaluar los diseños generados, se establecerá el siguiente sistema de calificación: Se evaluará cada criterio de diseño en los modelos de 0 a 5 y las calificaciones obtenidas se multiplicarán por el porcentaje que se le asignó a cada criterio (este porcentaje es una medida de la importancia que posee el criterio en la investigación). Finalmente, para cada diseño se sumarán los resultados obtenidos y se escogerá el de mayor valor.

4.3 Dimensionamiento del socket y análisis por medio de elementos finitos.

Para el diseño de detalle se realizará un estudio básico de la morfología del muñón, a partir de la literatura consultada, para dimensionar su estructura de acuerdo con las características reales de un paciente con amputación transfemoral.

Mediante el análisis de elementos finitos, se determinará si el socket tiene las características mecánicas adecuadas para soportar las cargas que se le aplican, de igual forma evaluar un material conveniente para que su fabricación y venta sean de bajo costo.

5. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

De acuerdo a la metodología establecida previamente se analizarán 3 alternativas diferentes que serán presentadas a continuación:

5.1. DISEÑO CONCEPTUAL

Alternativa 1: Socket ajustable mediante mecanismo de sin fin corona

Esta alternativa propone el diseño de un socket ajustable mediante un mecanismo de sin fin corona el cual será operado de forma manual por la persona que los use. El diseño del socket se realizó teniendo en cuenta la geometría de un cono, de manera que permita una distribución uniforme de las cargas en su estructura., además permitirá situar el mecanismo de ajuste sobre esta, de manera que permita su fácil acople. Se realizó una abertura en el extremo derecho del socket con el propósito de permitir un ajuste gradual del socket en caso de desajuste durante su uso. Adicionalmente se extrajeron unos terminales roscados al otro extremo de la abertura realizada en el socket, que permitan el funcionamiento del mecanismo de ajuste ver **imagen 1**.



Imagen 1. *Diseño de socket mediante método de cono con punta truncada*

El mecanismo de ajuste estará compuesto por dos coronas acoplado a un tornillo sin fin las que a su vez moverán dos pines con extremos roscados de modo que se incorporan en los terminales del socket. Una de las ventajas de este modelo es que su ensamble resulta fácil, permitiendo el cuidado de los componentes por parte del usuario, adicionalmente la naturaleza del mecanismo lo hace irreversible, es decir, el tornillo puede mover las coronas, pero no al revés. Finalmente, el diseño y

posterior manufactura del mecanismo puede realizarse mediante procesos convencionales, lo que facilita su obtención.

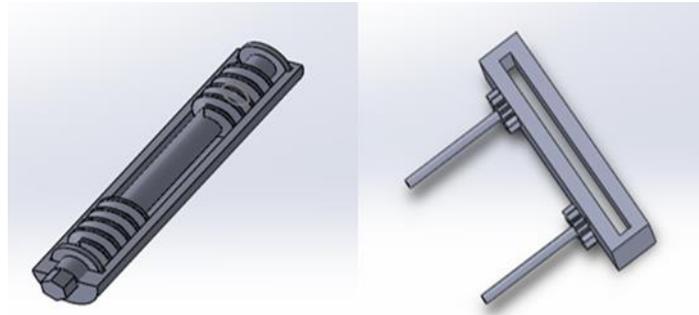


Imagen 2. Vista isométrica de los componentes del mecanismo de ajuste.

Alternativa 2: Socket ajustable mediante mecanismo de correas de sujeción, reguladas por un mecanismo de ajuste circular de perilla.

Se propone un socket ajustable pensado para el caso de un muñón largo, construido con seis módulos individuales que al ensamblarse conforman el socket como se muestra en la imagen 4. Cada módulo cuenta con dos guías en sus laterales en forma de riel y cuatro entradas que le permitirán al usuario disminuir el juego generado por la reducción del volumen de su muñón.

Para determinar la geometría del socket se tomaron cuatro circunferencias a lo largo del muñón desde la base de isquion hasta la zona distal del muñón y las medidas corresponden a las circunferencias del miembro inferior derecho del sujeto de prueba.

El sistema de ajuste será similar al sistema de contención subisquiático (GARO SL, 2018) que utiliza un vacío dinámico para garantizar el contacto permanente de la interfaz socket muñón. La diferencia con este diseño es que propone un sistema de ajuste por correas con una perilla que permitirá cambiar las dimensiones del socket lo que garantiza maximizar el control femoral. Este tipo de contención femoral se caracteriza por la distribución uniforme de las fuerzas que soportan el peso en toda la extremidad residual y se hará uso de un liner para mayor efectividad y ergonomía (2018 - Ortopedia GARO SL).

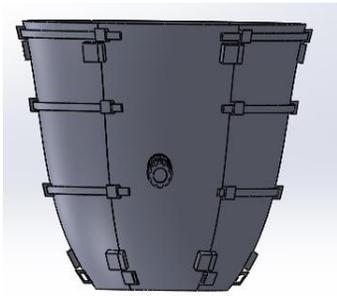


Imagen 3. Vista frontal del socket



Imagen 4. Vista lateral del socket

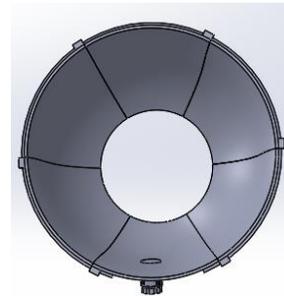


Imagen 5. Vista superior del socket

En la imagen 3 se ilustra el ensamble total del socket en la vista frontal con su sistema de ajuste cumpliendo con las especificaciones dadas en la metodología. La imagen muestra además la posición de las correas de ajuste, la perilla y una geometría básica para el posterior análisis de la estructura.

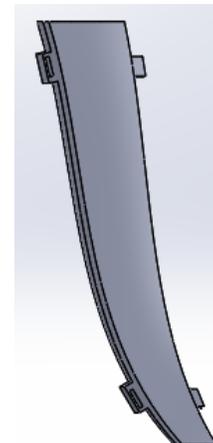
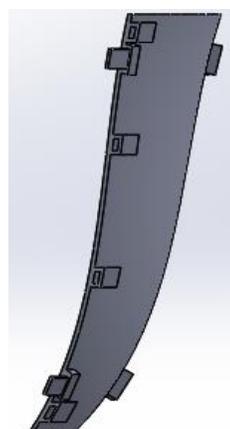
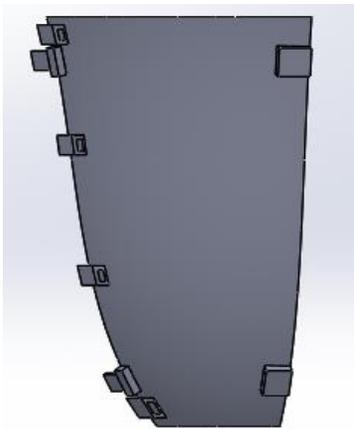


Imagen 6. Vista del modulo

En la **imagen 6** se muestra el módulo diseñado, este consta de una superficie cóncava con cuatro salientes que actuarán como poleas para las correas y dos salientes laterales que actuarán como guía para el ajuste del socket. En la cara interior se posicionará almohadillas para una mejor distribución de las cargas y las presiones generadas en la marcha a través de un ensanchamiento en áreas críticas como el extremo distal.

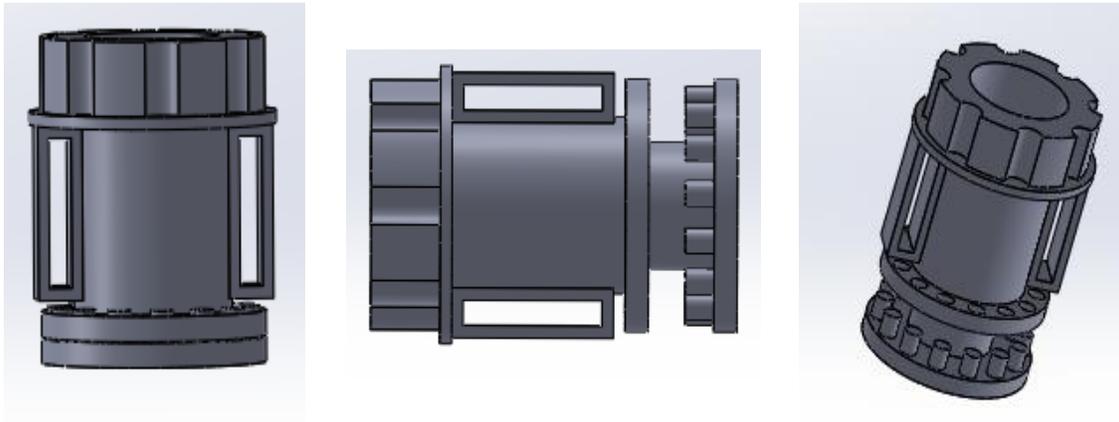


Imagen 7. *Perspectivas de la perilla de ajuste del mecanismo de correas*

En la imagen anterior se visualiza la perilla de ajuste, la cual se compone de un sistema de anclaje conformado por una rueda con pequeños dientes sobresalientes. Dicha rueda va fija en el socket, en su centro se encuentra un eje que permite el desplazamiento de la misma en dos direcciones. Encima de ella se encuentra la perilla que consta de un disco con agujeros que encajan en la rueda dentada, permitiendo variar el nivel de ajuste y en su centro se encuentra el punto de anclaje.

Alternativa 3: Socket ajustable mediante mecanismo de cojines tirados por cordones, reguladas por un mecanismo de ajuste circular de perilla.

Este diseño se inspiró en la prótesis Revofit (Protésica, 2015) consta de un socket entero para un muñón largo con cinco almohadillas que permitirán aumentar el ajuste ejercido sobre el muñón como se muestra en la imagen 8. Para determinar la geometría básica se tomaron 7 medidas circunferenciales a lo largo del muñón desde la zona del isquion hasta el extremo distal con una diferencia en altura vertical de 4.6 centímetros entre cada medición.

El diseño de este socket al igual que en la opción dos será de contención subisquiático para una distribución de cargas a través de toda la estructura y permitirá el uso de un liner para mejorar el agarre y confort. Su configuración permite un mayor control femoral y estabilidad al caminar, debido al incremento de la presión en las áreas donde se encuentran localizadas las almohadillas.

Mecanismo de ajuste

El mecanismo de ajuste consta de cinco almohadillas, un cordón de nailon y la perilla de ajuste. Su funcionamiento consiste en que el cordón pasa a través de unos agujeros en las almohadillas y por unos conductos dentro de la estructura principal del socket que llegan hasta la perilla. Esta perilla de ajuste tiene el mismo funcionamiento descrito anteriormente para el diseño conceptual dos. El diseño permite que, al girar la perilla, el cordón presione los cojines contra la superficie de muñón, aumentando el grado de agarre y presión proporcionada por el socket.

Almohadillas

Las almohadillas serán semi rectangulares con geometría simétrica a la curvatura circunferencial de las medidas tomadas durante el diseño del socket, distribuidas en línea recta en la parte frontal y posterior del mismo ver la **imagen 8** en la vista lateral.

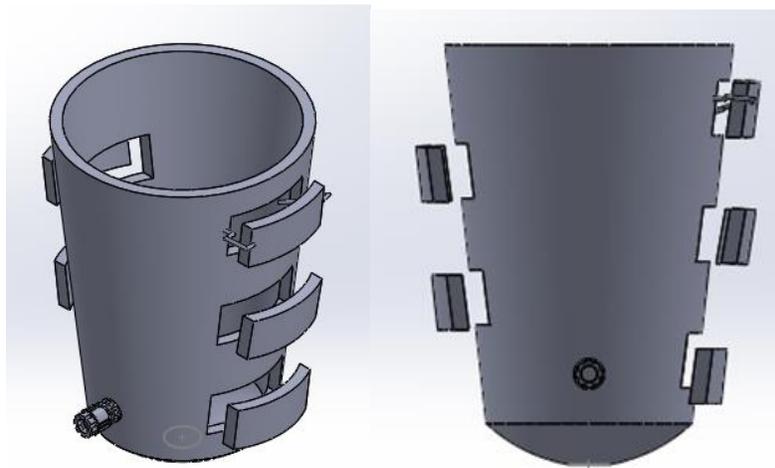


Imagen 8. Vistas de la alternativa número 3

5.2. Selección de la alternativa final.

La evaluación de las alternativas se realiza mediante la Tabla 1, donde se muestran los resultados obtenidos y se comenta por qué se escogió ese diseño. El procedimiento realizado para la selección del diseño final se describió anteriormente en la Metodología (Ver sección 5.2).

Tabla 1. Selección del diseño final

Alternativa	Alternativa - 1	Alternativa - 2	Alternativa - 3
-------------	-----------------	-----------------	-----------------

Relación resistencia peso (20%)	3.8	3.5	3.8
Ergonomía (30%)	3.5	3.3	3.3
Fácil ajuste y ensamble (25%)	4	3.7	3.8
Diseño económico para una fácil adquisición (25%)	4	3.3	4.5
Resultados	3.81	3.44	3.825

El diseño final seleccionado fue la alternativa número 3, ya que mostró una calificación más alta (Ver Tabla 2). Sin embargo, mostró calificaciones similares a la alternativa número uno, el aspecto decisivo para la selección estuvo en el costo que pueda tener el diseño. Realizar el mecanismo de sin fin corona puede resultar muy costoso en comparación al mecanismo de ajuste por cordones y perilla.

Por su parte la opción número dos obtuvo la calificación más baja, debido a los aspectos relacionados con la ergonomía y el costo del diseño. La elaboración de un socket a partir de varios módulos no es una solución común en el mercado, debido a que pueden presentarse problemas durante la marcha, además la implementación de las correas puede resultar una solución muy costosa.

5.3. Diseño de detalle

Se ofrece una vista isométrica del modelo realizado en la **imagen 9**. En primer lugar, se tuvieron en cuenta los sistemas de contención sub- isquiática para su realización, por lo general estos son empleados para longitudes de muñón largas y medias. Se adoptaron alternativas con mayor aproximación a la forma anatómica del muñón, tales como sección transversal cuadrilateral. Las almohadillas múltiples fueron remplazadas por una sola almohadilla tipo lengüeta, inspirada en la función que cumple este elemento en los zapatos. La disposición de las guías conductoras del cordón se puede apreciar en la imagen9.

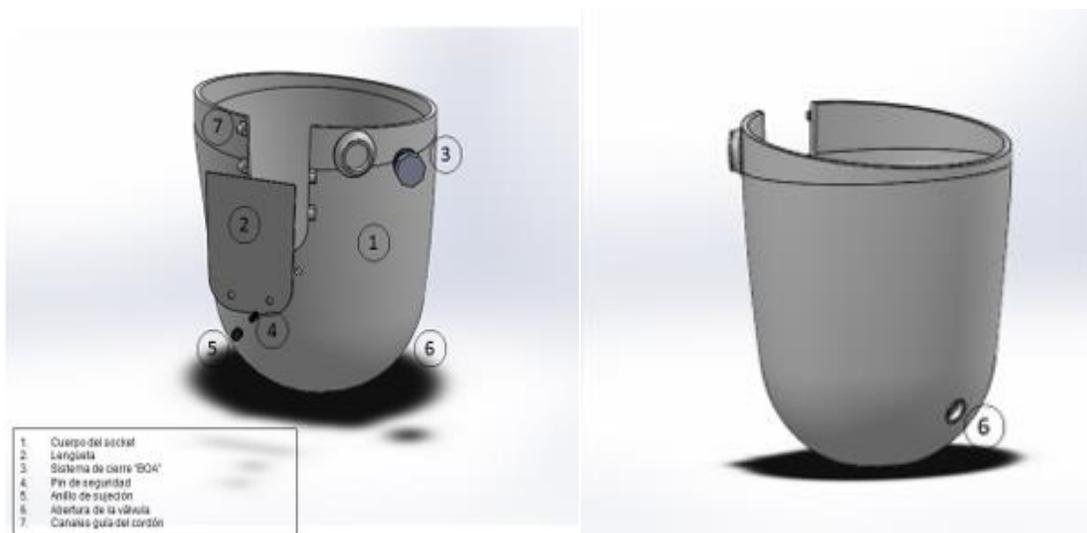


Imagen 9. Vista isométrica explosionada del diseño de detalle del socket

El ensamble del socket y sus componentes se realizará de la siguiente forma:

Cuerpo del socket: Al ser el elemento base, se le asignó el número uno en la representación gráfica.

Almohadilla: La almohadilla tipo lengüeta será ensamblada en la parte interior del socket.

Pin de seguridad: Es el elemento número 4 (se necesitarán dos pines) ver imagen 9, su objetivo es asegurar la almohadilla al socket, de modo que se debe posicionar detrás de esta.

Anillo de sujeción (elemento 5): Se inserta en los orificios debajo de la ranura del socket (se necesitará dos anillos para el ensamble), su función es aprisionar el pin de seguridad para sujetar la almohadilla.

Se implementaron las siguientes piezas comerciales durante el diseño del socket.

Sistema de ajuste BOA Fit: Es un sistema de cierre que es utilizado para máxima fijación y distribuye de manera eficiente la presión está compuesto por un cordón de acero inoxidable, una guía de nylon y un carrete.

Válvula Otto bock: La válvula unidireccional en silicona 15H01 es un sistema de succión que se consiste en el uso de presión atmosférica, al introducir el muñón en el socket esta permite la salida de aire residual creando el efecto de presión negativa con succión constante.



Imagen 10. BOA Dialed in (2020). Sistema de ajuste boa[imagen]. Recuperado de <https://www.boafit.com/es-es/support/spare-parts>.



Imagen 11. Orliman. (2020) válvula de aro. [imagen]. Recuperado de <https://www.orliman.com/producto/valvula-aro-succion-manual-silicona-tubo-conexion>

Los costos representativos, correspondientes al material del socket y la almohadilla, así como demás accesorios se muestran en la **tabla 2**.

Tabla 2. Costos por producto

Item	Cantidad	Unidades	Costo por unidad	Costo en COP/Kg	Costo
Válvula	1	COP	270000	0	270000
Sistema de cierre "BOA"	1	COP	80000		80000
Socket	0,18544	Kg		7500	1390,8
Almohadilla	0,00537	Kg		7500	40,275
Pin de seguridad	2	COP	7000	0	14000
Anillo de sujeción	2	COP	7000	0	14000

6. ANÁLISIS POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS

El análisis por medio de elementos finitos (FEA) permite encontrar soluciones factibles a problemas complejos en ingeniería, esta técnica estima el comportamiento mecánico, dinámico o térmico del objeto de estudio y para efectos de este trabajo se utilizará el complemento de SolidWorks llamado "SolidWorks simulation", mediante el cual se ejecutará un análisis estático mediante FEA. Se espera obtener los datos correspondientes a los máximos esfuerzos soportados, la deformación unitaria y calcular un factor de seguridad adecuado para el socket, La referencia utilizada para verificar los resultados obtenidos pertenecen a Carretero

Jacinto, (2016) quien obtuvo un factor de seguridad de 1.45 utilizando ABS como material de diseño.

6.1. Consideraciones para el análisis

Determinación de las cargas aplicadas y condiciones de frontera.

Los análisis de la marcha sirven para determinar las condiciones que soporta una persona cuando se desplaza, a partir de esto es se estiman ciertos esfuerzos conforme aumenta el ángulo de inclinación de las extremidades. La marcha se puede dividir en tres fenómenos los cuales son: desaceleración, transmisión de peso y aceleración. Además, durante el desarrollo de dichos fenómenos se pueden apreciar cuatro fases como se muestra en las **imágenes 12,13,14 y 15** (Carretero Jacinto, 2016), en la desaceleración tienen lugar las dos primeras empezando por el contacto inicial y terminando con la de respuesta de carga.

En la fase de contacto inicial el talón toca el suelo provocando una fuerza de reacción que se trasmite por toda la prótesis hasta el miembro residual donde se absorbe la fuerza de impacto. Luego la carga pasa al ante pie, de esta manera todo el peso del paciente descansa sobre el pie el cual está completamente en contacto con el piso, permitiendo una distribución de la carga por toda su extensión, todas estas etapas se observan durante el fenómeno de transmisión de peso y la fase de respuesta de carga.

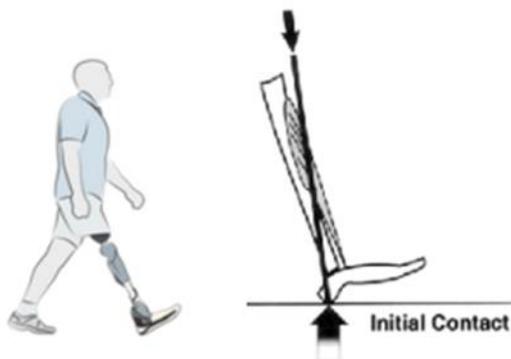


Imagen 12. Carretero, J. (2016). Fase de contacto inicial. [Imagen]. Recuperado de <http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full>

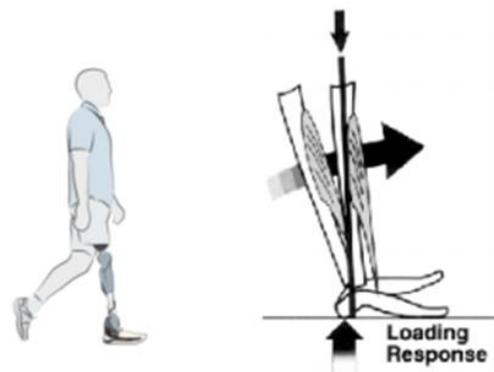


Imagen 13. Carretero, J. (2016). Fase de respuesta carga. [Imagen]. Recuperado de <http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full>

Consecuentemente durante la aceleración, ocurren las dos últimas fases (fase media de apoyo y fase final de apoyo). Se produce el levantamiento del talón

permitiendo el movimiento de la masa corporal que permanece sobre el pie, quedando solo el peso de la extremidad y generando un efecto de balanceo cuando se mueve un talón del suelo y el opuesto al piso.

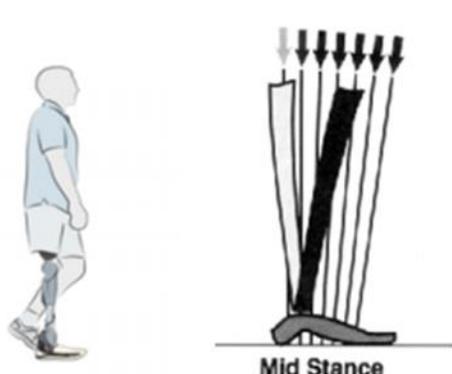


Imagen 14. Carretero, J. (2016). Fase media de apoyo. [Imagen]. Recuperado de <http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full>

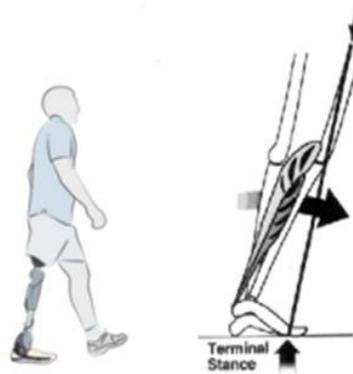


Imagen 15. Carretero, J. (2016). Fase final de apoyo. [Imagen]. Recuperado de <http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/10203?show=full>

De acuerdo a los resultados obtenidos por *Lenka & Choudhury* (mostrados en la Tabla 3), se quiso estimar las fuerzas de reacción para cada fase del ciclo de marcha tomando como referencia el análisis de cargas verticales de un paciente de 71kg y 156cm de altura con amputación tras tibial. Se determinó que la fuerza de respuesta máxima ocurre durante la fase de respuesta, esto se debe a que todo el peso del cuerpo es apoyado sobre la extremidad. Los resultados obtenidos pueden ser utilizados para el caso de un paciente con amputación transfemoral, ya que en general dichas cargas deben ser soportadas por el conjunto protésico.

Tabla 3. Fuerzas de reacciones verticales (*Lenka & Choudhury, 2011*)

Fase del ciclo de la marcha	Máxima fuerza vertical de reacción [N]
Contacto inicial	590
Respuesta a la carga	970
Fase media de apoyo	677
Fase final de apoyo	780

Discusión del análisis de distribución de cargas aplicadas.

Los resultados mostrados anteriormente, se obtienen mediante análisis cinemáticos de la marcha. Sin embargo, los estudios consultados, sugieren que dichas condiciones pueden ser consideradas estáticas en un instante determinado (Carretero Jacinto, 2016). Las condiciones superficiales afectarán la marcha del paciente, debido a que aumentan o disminuyen su velocidad, esto modifica las componentes de fuerza y momento que actúan sobre el socket. Los estudios realizados en cuanto a fuerzas de contacto en la articulación de la rodilla proporcionan un método de solución que tiene en cuenta estos factores (Bergman, 2001). Consiste en analizar las componentes, inmediatamente después de darse el contacto del pie con el suelo, donde se determinó que la componente vertical tiene mayor relevancia (se muestra en la **imagen 16**) y se puede calcular multiplicando el peso corporal por un factor. Para la evaluación del socket, se tomará el criterio establecido por Paul (1976) donde al caminar nivelado se produce una fuerza de impacto en la rodilla de 2.5 por BW (Body weight) y al descender las escaleras de 4.9 (BW) (Kennedy, 2013). Por último, se probará restringiendo el socket en su parte interior, tal como se muestra en la **imagen 17**.

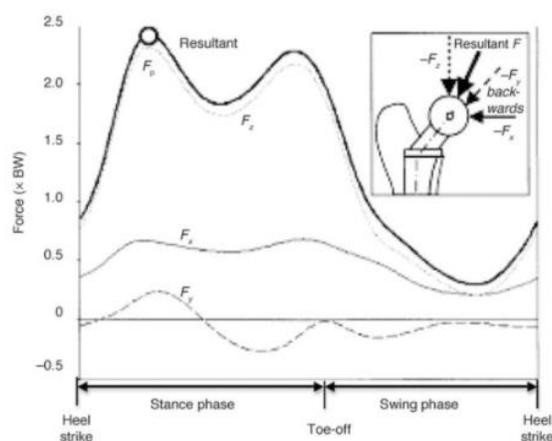


Imagen 16. Kennedy. (2013). Componentes de la fuerza de contacto de la articulación y resultante, como múltiplo del peso corporal (BW) para un individuo promedio durante un ciclo de marcha normal. Recuperado de <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/joint-force>

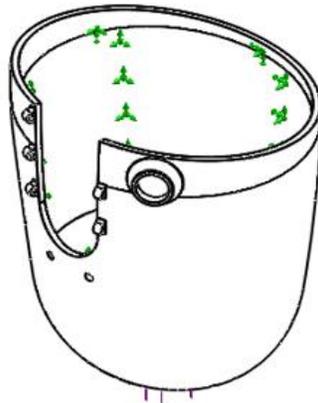


Imagen 17. Distribución de cargas y restricciones en el socket

Discusión de la ubicación de la almohadilla en el socket.

Entre las consideraciones más importantes para el diseño del socket esta la localización de las áreas sensibles a la presión y las áreas tolerantes debido a que una adecuada distribución de las cargas garantiza la comodidad del paciente y evita complicaciones médicas. Según Henao, Orozco, & Ramírez, (2020) luego de comparar los valores máximos de tensión entre el muñón y el socket tanto en la carga dinámica como en carga estática entre las zonas más tolerantes al dolor está en azul la zona lateral de los aductores grandes y sobre el fémur, desde el glúteo hasta los isquiotibiales laterales y en rojo y rosa las zonas más sensibles son cicatriz, zonas contiguas, zonas distales del fémur residual y zona proximal media cercana al isquion (ver la **imagen 18**). Estos datos permiten determinar la localización del área del muñón más adecuada para la almohadilla y su dimensión la cual se encuentra sobre gran parte de los músculos aductores.

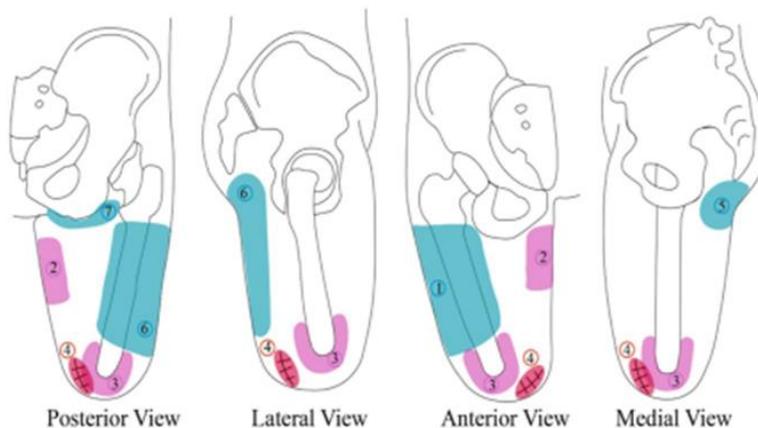


Imagen 18. Henao, Sofía. (2020). Zonas sensibles y tolerantes a la presión. Recuperado de <https://www.nature.com/articles/s41598-020-61915-1>

Discusión de los materiales de diseño escogidos.

Actualmente, existe una gran cantidad de materiales disponible para la manufactura de sockets, de modo que la selección adecuada dependerá de factores como resistencia, costo, durabilidad, capacidad térmica soportada. Luego de revisar los diferentes trabajos relacionados con el diseño de prótesis, se escogió el polipropileno(PP) y el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) como las principales alternativas. Con respecto a dichos materiales se pueden resaltar sus propiedades mecánicas, su resistencia hasta cierto grado elevado de temperaturas, su disponibilidad en el mercado, además son de bajo costo.

De igual forma las técnicas de manufactura empleadas en ambos elementos abarcan desde las técnicas de manufactura por remoción hasta las aditivas. Las propiedades mecánicas consultadas en la literatura para cada material ver la **tabla 4.**

Tabla 4. Material para el análisis del socket

Propiedades mecánicas	Polipropileno (PP)	Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)
Módulo de Young GPa	1,6	2,18
Relación de Poisson	0,3	0,394
Densidad kg/m³	910	1050
Límite elástico @ Temp. Ambiente (Mpa)	37	34,96
Límite de tracción (Mpa)	25	31,55

6.2 Análisis estático del modelo para los materiales propuestos.

Se realizarán los análisis estáticos pertinentes al modelo de socket elaborado y el procedimiento se desarrollará conforme a los parámetros establecidos anteriormente, los cuales permiten estimar las cargas y las restricciones. Finalmente, se presentarán los resultados obtenidos durante el análisis.

Parámetros de malla adaptativa.

El método de mallado juega un papel importante durante la ejecución del análisis, ya que determinará la precisión de los resultados finales. En este caso, se aprovechará las soluciones adaptativas que ofrece SolidWorks, utilizando el método H que consiste en asignar unos parámetros iniciales de mallado (número de bucles y tamaño de los elementos). A medida que se corra el análisis, el programa disminuirá el tamaño de los elementos en los puntos críticos, hasta concretar el número de bucles especificado.

Los parámetros de mallados asignados tanto para acrílico-nitrilo butadieno estireno (ABS), como para el polipropileno (PP) se discuten en esta sección:

- En ambos casos se aplicó una malla sólida, la cual contó con 21639 elementos para el ABS y 22376 para el PP.
- El número de nodos obtenido para el ABS fue de 35330 y el PP obtuvo 36591 nodos.
- Para el ABS el tamaño mínimo de cada elemento fue de 0,3 y un máximo de 1,5. al igual que el modelo con PP obtuvo un tamaño mínimo para cada elemento de 0,3 y un máximo de 1,5.
- También se calcularon los datos de peso (N) y masa (Kg) para del modelo para ambos materiales. Para el ABS se obtuvo un peso de 4.64 N y una masa de 0.474 Kg, por su parte para el PP pesó 4.024 N y su masa fue de 0.41 Kg

La **imagen 19** ofrece una vista de la distribución de los elementos a lo largo de la malla, donde se evidencia una concentración y reducción en el tamaño de dichos elementos en los puntos críticos encontrados durante el análisis.

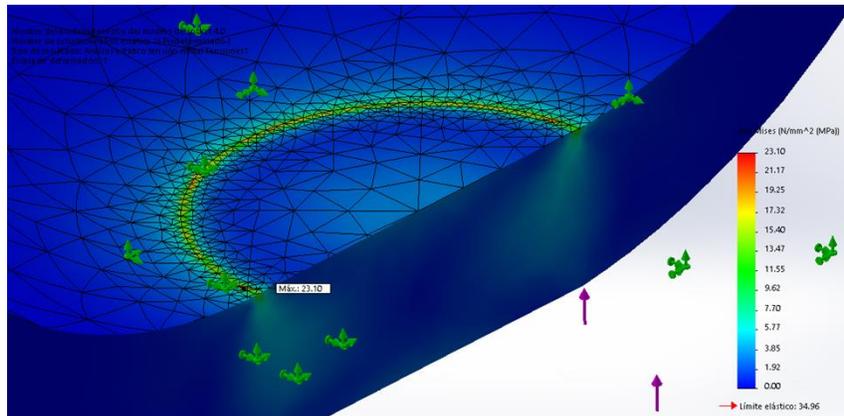


Imagen 19. Aplicación de la malla

Parámetros de carga y restricciones considerados en el análisis.

Las condiciones de carga establecidas para el análisis, se calcularon teniendo en cuenta el criterio establecido por Paul (1976), donde se considera que la fuerza vertical resultante en la articulación de rodilla es igual a multiplicar el peso corporal de la persona por un factor de 4,9 cuando el desplazamiento ocurre en planos inclinados.

Para este análisis se estimará la carga ejercida por un individuo de aproximadamente 80 Kg y 1,76 m de estatura, obteniendo un valor de 3845.52 N. Considerando la conexión entre el socket y la rodilla, dicha reacción puede ser tomada como una fuerza que actúa en la base del socket en sentido ascendente.

De acuerdo a la discusión realizada anteriormente, se acordó restringir el socket en la parte interior con el fin de verificar como afecta este procedimiento en los resultados obtenidos a partir del análisis.

6.3. Análisis de esfuerzos resultantes y definición del factor de seguridad.

Las imágenes 20 y 21, muestran los resultados de los esfuerzos obtenidos mediante el análisis estático para ambos materiales. Se observa que los esfuerzos se distribuyen uniformemente en la mayoría de las estructuras, pero presentan concentraciones en la base donde se aplica la carga. Los valores máximos correspondientes al esfuerzo de Von Mises para el ABS y el PP fueron de 23.8 MPa y 27.13 MPa respectivamente.

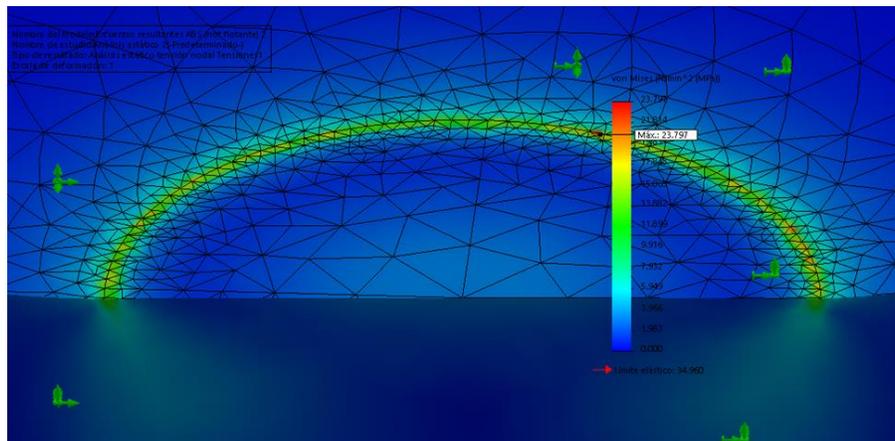
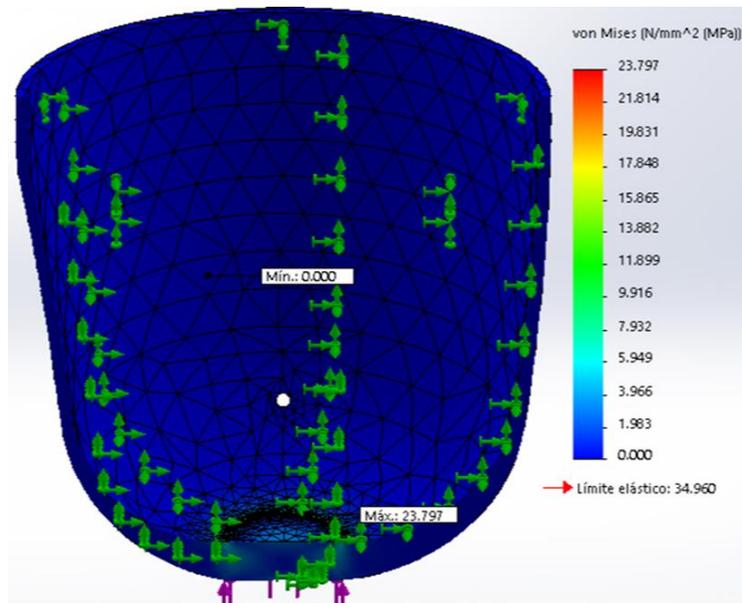


Imagen 20. Análisis estático-Esfuerzo de Von Mises ABS

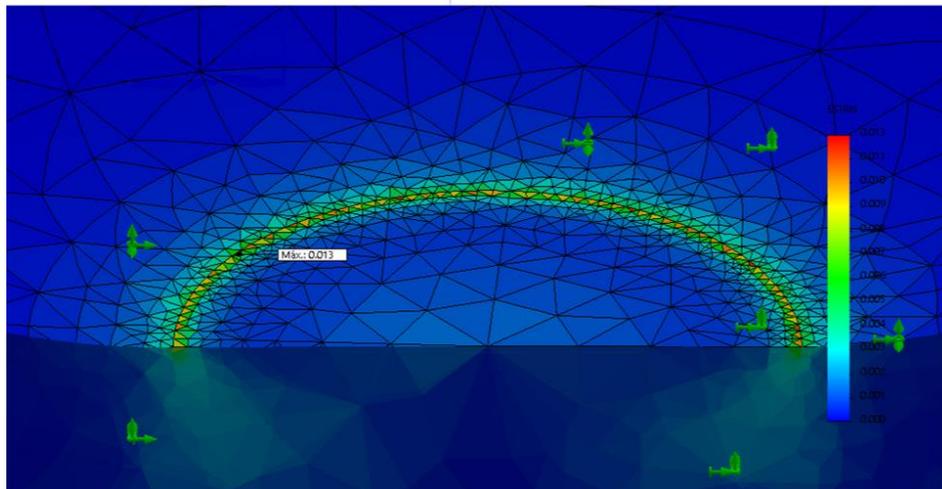
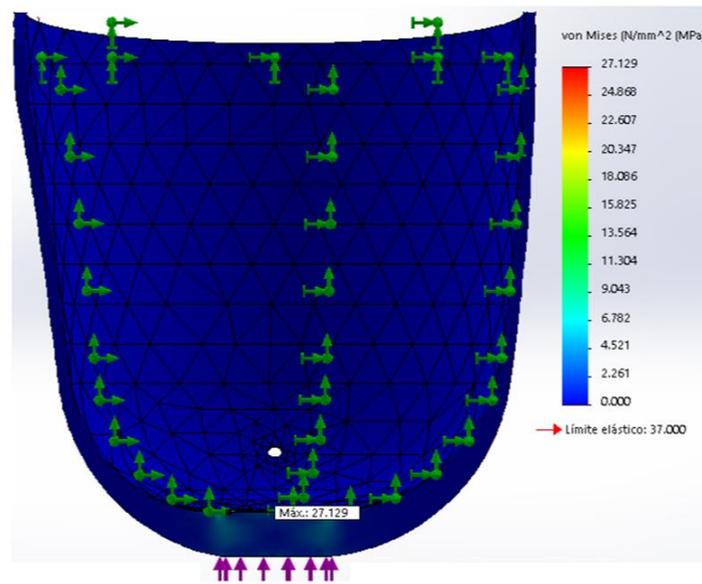


Imagen 21. Análisis estático-Esfuerzo de Von Mises (PP)

Las imágenes 22 y 23 muestran los factores de seguridad (F.S) calculados en ambos materiales. En el caso del ABS, este obtuvo un F.S de 1.469, por su parte el valor de F.S para el PP fue de 1.364.

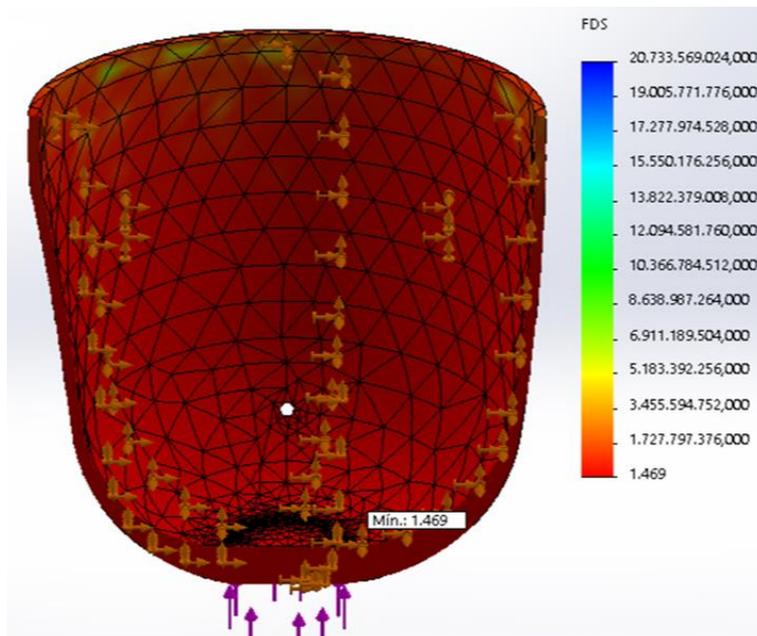


Imagen 22. Factor de seguridad (ABS)

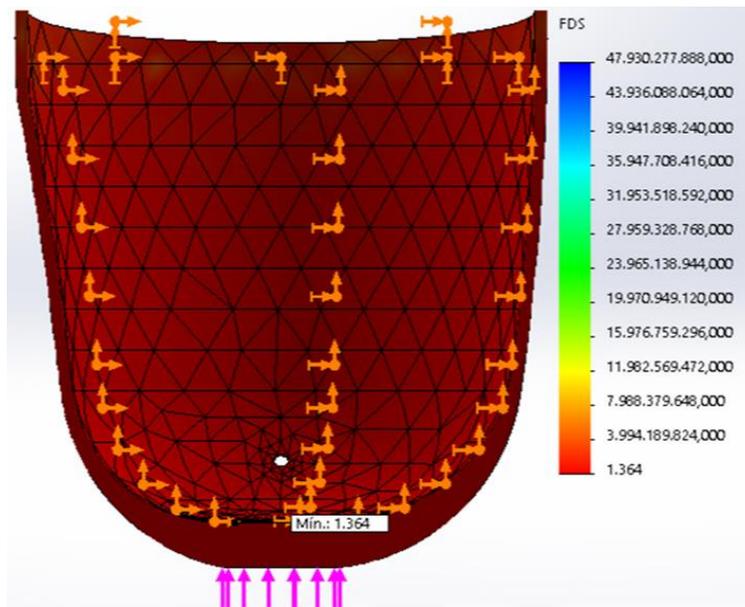


Imagen 23. Factor de Seguridad (PP)

Para ambos casos se comparó el máximo esfuerzo obtenido mediante el análisis con sus respectivos límites elásticos, validando su resistencia ante las condiciones de carga descritas. Por otro lado, al comparar los factores de seguridad se evidencia que el socket elaborado con ABS puede llegar a soportar unas condiciones de carga mayor que con PP.

6.4. Análisis de deformación.

Los resultados de las deformaciones para ambos materiales se muestran en las **imágenes 24** (resultados de deformación obtenida para ABS) y **25** (resultados de deformaciones obtenidas para PP). La deformación máxima en el ABS fue de 0.009 y para el PP de 0.013, esto indica que hubo una mayor deformación en el PP. Por otro lado, al igual que en los resultados de los esfuerzos obtenidos, se evidencia una distribución uniforme de las deformaciones a lo largo de la estructura, presentándose picos en la base donde se ubica la carga.

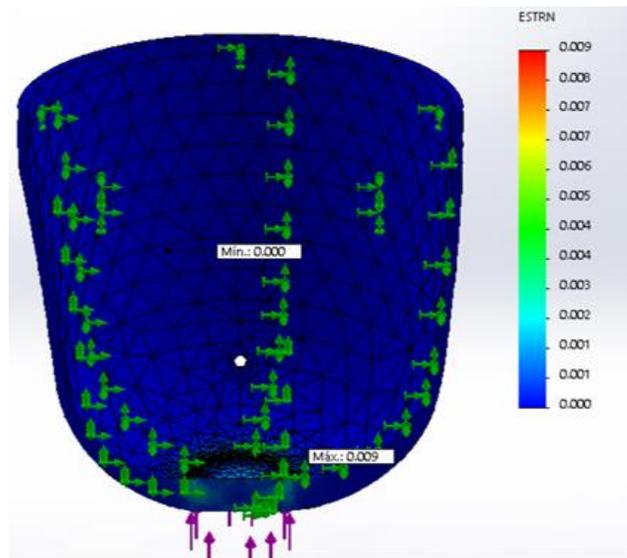


Imagen 24. Análisis de deformación (ABS)

Imagen 24.

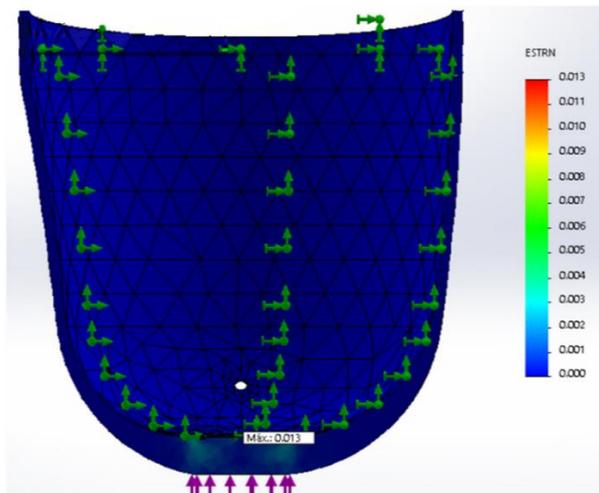


Imagen 25. Análisis de deformación (PP)

6.5. Discusión de los resultados.

En primer lugar, se reconoce la eficacia de ambos materiales a la hora de soportar las condiciones a las cuales sea sometido el socket, es posible realizar esta afirmación con base en los resultados mostrados por el análisis, permitiendo al usuario desplazarse por superficies inclinadas o subidas de escaleras y brindar unas mínimas condiciones de seguridad.

Por otra parte, se considera en esta investigación la utilización de ABS sobre PP. A pesar de que el peso total del polipropileno es levemente menor, la magnitud de los picos de esfuerzo presentada fue mayor y el factor de seguridad evaluado fue menor, además las condiciones de deformación también fueron mayores para dicho material, esto permite sacrificar esa disminución en del peso del socket, en busca de mejores condiciones de resistencia.

Teniendo en cuenta los resultados expuestos por Carretero Jacinto (2016) donde se obtuvo un esfuerzo máximo de 24.18 MPa, con punto crítico en la base del socket y un F.S de 1.5. Se puede establecer una similitud en cuanto a los datos arrojados por el análisis para el ABS, lo cual permite verificar la validez de las condiciones establecidas inicialmente (Parámetros de mallado, parámetros de cargas y restricciones).

7. CONCLUSIONES

Inicialmente se consideraron los resultados ofrecidos por Mendoza-cruz, Rodríguez, Galván-duque, & Álvarez (2014) para modelar el socket como una estructura cónica con punta truncada (se muestra en la **imagen 1**), sin embargo otras técnicas de modelado empleadas en la literatura consultada mostraron que esta técnica resulta poco efectiva debido a que no se toman en cuenta las curvaturas propias del muñón y los pliegues ubicados en la parte inferior al asiento isquiático. Por otro lado, se obtuvo mejores resultados al diseñar el socket con base en las referencias de tipo cuadrilateral de contención sub isquiática existentes en el mercado (el resultado final se muestra en la **imagen 9**).

Durante la selección de alternativa se descartó el diseño de socket tipo modular debido a que su ensamble puede resultar complejo para quien lo usa. De igual forma los costos de manufactura del mecanismo de sin fin corona pueden aumentarse considerablemente en la alternativa 1, por lo que también se descartó. Por otra parte, se escogió la alternativa 3 como diseño final y se simplificó mediante el uso de una almohadilla, la implementación de partes comerciales y la utilización de ABS o PP para su manufactura. El resultado final fue un socket de tipo cuadrilateral aproximado a una sección transversal elíptica, de contención sub isquiática, con un mecanismo de ajuste inspirado en la función que cumplen los cordones en los zapatos.

Con respecto a la relación resistencia peso, se pudo comprobar del análisis que el modelo final cuenta con unas características de resistencia adecuadas para ambos materiales analizados, además en ambos casos la masa del socket fue inferior a 1 Kg y el peso inferior a 5N. Como se comentó con anterioridad esto es importante ya que influye directamente en el desarrollo de la marcha, evitando que los pacientes adopten posturas o movimientos fuera de lo normal.

De igual forma dichos análisis mostraron que los puntos críticos del socket se encuentran en la base, debido a que existe una concentración de esfuerzos y deformaciones en esta zona. Por último se estableció que tanto el ABS como el PP pueden ser materiales adecuados para la manufactura del socket, sin embargo se resaltan las condiciones mostradas por el ABS ya que la concentración de esfuerzos mostrada en la base fue menor y obtuvo un factor de seguridad mayor.

En conclusión, se puede establecer un cumplimiento de los parámetros de diseño definidos al inicio de la investigación dado que el diseño final se ajusta a la forma anatómica del muñón brindando ergonomía al usuario y evitando que se produzcan

roces que puedan causar algún tipo de afectación a su bienestar. La simplificación de los modelos propuestos inicialmente, permitió obtener como resultado final la integración de un socket fácil de ajustar, un mecanismo de ajuste simple y la incorporación de piezas comerciales, las cuales pueden ser repuestas en caso de que se presente una falla, por lo que resulta una alternativa económica y de fácil ensamble y ajuste.

De igual forma se puede afirmar que el diseño final, cuenta con unas propiedades mecánicas y de peso, que le permiten un desempeño adecuado en condiciones difíciles como cuando el individuo se desplaza en planos inclinados o suba escaleras.

Por último, se sugiere el uso de ABS como material adecuado para la manufactura del socket con base en los resultados mostrados anteriormente, además que resulta fácil de manufacturar por medio de procesos de remoción y de adición.

8. BIBLIOGRAFÍA

- Bermúdez Portillo, O. A. (universidad don bosco). (2008). Proceso de Elaboración de dispositivos ortoprotésicos para la marcha. *Applied Microbiology and Biotechnology*, 85(1), 2071–2079. <https://doi.org/10.1016/j.bbapap.2013.06.007>
- Carretero Jacinto, I. (2016). *Fabricación, validación y rediseño de un socket autoajustable a nivel transfemoral*.
- Constanza Fonseca, G. (1993). Manejo del paciente amputado. *Revista de La Facultad de Medicina*, 41, 230–232.
- Díaz Iván, Peñuelas Ulises, D. M. (Universidad N. A. de M.). (2010). *Diseño de un socket de miembro superior con suspensión ajustable*.
- Felipe Andrés, O. E. (2012). *Optimización de distribución de carga en encaje de prótesis para amputado a nivel transfemoral facultad de ingeniería departamento de automática y electrónica programa de ingeniería biomédica santiago de cali 2012*.
- GARO SL, O. (2018). Sistema de Contención Femoral. Retrieved from <https://garotecnica.com/protesica/miembro-inferior/sistemas-de-contencion-femoral/>
- Guerrero Vargas, J. A., & Pataquiva Wilches, D. (2015). Modelado del comportamiento mecánico de unión socket – muñón, en amputados de miembro inferior. *Elementos*, 4(4). <https://doi.org/10.15765/e.v4i4.516>
- Juan, U. (2018). *UNIVERSIDAD EIA INGENIERIA BIOMEDICA ENVIGADO 2018* 2. Envigado.
- Mendoza-cruz, F., Rodríguez, G., Galván-duque, C., & Álvarez, M. (2014). *Estudio comparativo de la diferencia del volumen del muñón vs . el miembro sano , descripción morfológica y poblacional en pacientes con amputación transfemoral*. 66, 85–94.
- Ministerio de Salud y Protección Social. (2018). *Plan Nacional de Salud Rural* Ministerio de Salud y Protección Social. 1–37.
- Protésica, S. A. . (2015). Socket Ajustable Revofit. Retrieved from <https://protesica.com.co/portfolio-item/socket-ajustable-revofit/>
- Quintero Quiroz, C., Jaramillo Zapata, A., De Ossa Jiménez, M. T., & Villegas Bolaños, P. A. (2015). Estudio descriptivo de condiciones del muñón en personas usuarias de prótesis de miembros inferiores. *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 25(2), 94–103. <https://doi.org/10.28957/rcmfr.v25n2a1>

- Reyes, K. B. V., Nuñez, C. A. A., Mora, A. M. E., & Gómez, P. F. M. (2007). Diseño de un encaje para prótesis de miembro inferior con amputación por encima de la rodilla. *Revista Épsilon*, 19–28.
- Simón, L., Garcia, H., & Dorador, J. (2006). *Diseño de un Socket Ajustable para Prótesis de Miembro Inferior*.
- Tavera, J. (2014). Amputación: Más Allá de un Cambio Físico, un Cambio Mental
Amputation: Beyond a Physical Change, a Change Of Mind. *Revista El Dolor*, 62(2013), 20–22.