





Modelo de Prótesis Transtibial Funcional: Aquiles Functional Transtibial Prosthesis Model: Achilles

Robles, H. V.¹, Areiza, R. M.², Almanza, M. I.², Gaviria, K.^{2,3}, Hernández, A.F.⁴, Escobar N.J.⁵

¹Grupo de Investigación GNOCIX, Universidad del Sinú, Montería, Colombia,
horderlinrobles@unisnu.edu.co

²Facultad de Ciencias de la Salud, Fisioterapia, Universidad del Sinú, Montería, Colombia.
mariaalmanza@unisnu.edu.co, rosaareiza@unisnu.edu.co

³Grupo de Investigación ENFISINS, Universidad del Sinú, Montería, Colombia.
kathelyngaviria@unisnu.edu.co

⁴GIMSC, Universidad de San Buenaventura, Medellín, Colombia,
andres.hernandez@usbmed.edu.co

⁵ Grupo de Bioingeniería Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia.
nelson.escobar@upb.edu.co

Recibido: 22 diciembre de 2022 / **Aprobado:** 9 mayo de 2023

Cómo citar: Robles, H. V., Areiza, R. M., Almanza, M. I., Gaviria, K., Hernández, A.F., Escobar N.J. Modelo de Prótesis Transtibial Funcional: Aquiles. *Ingeniería y Competitividad*, 2023;25(2): e-21112705. Doi: <https://doi.org/10.25100/iyc.v25i2.12705>

Resumen

El presente artículo se expone el diseño de un nuevo modelo de prótesis transtibial, basado en la necesidad de crear un mecanismo que simule el comportamiento anatómico de la articulación tibioperoneo-astragalina, ya que las prótesis existentes siguen presentado inconformidades en su diseño, funcionalidad, confort y estética. El diseño metodológico está fundamentado en los lineamientos de los niveles de madurez de la tecnología o Technology readiness levels (TRL's), con el fin de hacer un estudio analítico y a escala, donde se tomaron los niveles TRL 1, TRL 2, hasta la TRL 3. Como resultado se obtuvo una propuesta de un nuevo diseño que aporta una articulación tibioperoneo-astragalina, estabilizadores activos y pasivos y una articulación de los dedos del pie, que aporta una mejor biomecánica en las fases estática y dinámica de la marcha. La propuesta presenta un



modelo novedoso para el mercado, que asemeja la anatomía y respeta la biomecánica de la articulación, generando un menor impacto en el muñón y alteraciones de la marcha.

Palabras clave: Diseño, prótesis, miembro inferior, articulación

Abstract

This article presents the design of a novel transtibial prosthesis model aimed at simulating the anatomical behavior of the tibiofibular-talar joint. Existing prostheses have exhibited shortcomings in terms of design, functionality, comfort, and aesthetics. The methodological design of the proposed model is based on the Technology Readiness Levels (TRLs) guidelines, enabling an analytical and scaled study encompassing TRL 1, TRL 2, up to TRL 3. The outcome is a proposal for a new design that incorporates a tibiofibular-talar joint, active and passive stabilizers, and a toe joint, thereby enhancing the biomechanics during both static and dynamic phases of gait. This innovative proposal introduces a model to the market that closely resembles the anatomy and respects the biomechanics of the joint, resulting in reduced impact on the residual limb and mitigating gait abnormalities.

Keywords: Design, lower limb, prosthesis, articulation.

1. Introducción

Una prótesis es dispositivo de aplicación externa que se usa para remplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente. [1]. Cuando se habla de prótesis transtibial hace referencia a un dispositivo médico diseñado y adaptado para brindar soporte y las funciones que necesite al paciente que sufrió una amputación de su miembro inferior al nivel de la tibia y el peroné, perdiendo totalmente el tobillo y el pie, pero conservando la rodilla y todo el resto de la pierna. [2]. Se conoce como amputación procedimiento quirúrgico que comprende la extirpación de una extremidad/miembro (brazo o pierna) o parte de un miembro (como un dedo del pie, de la mano, un pie o una mano) [3]. La amputación puede ser causada por: problemas vasculares 70%, Traumas (minas, accidente de tránsito, accidente de trabajo) 22%, tumores 5%. [4].

Según el Dr. Carlos Argel Gonzáles, la amputación Transtibial con un 53,6%, es la

de mayor frecuencia en el cuerpo humano [5], Colombia es el segundo país con mayores índices de discapacidad después de Brasil. En Colombia por cada 100 habitantes, 6,3 tienen una limitación permanente [6]. Para las personas con amputación de miembro inferior, la actividad más influyente en la recuperación de su autonomía y calidad de vida es el poder caminar y desplazarse, aunque el uso de prótesis lo ha posibilitado en gran medida, se siguen presentando inconformidades en la comodidad (52%), función (38%), estética (7%) y costo (4%), lo que demuestra que aún se debe investigar en este campo [7]. Los pacientes con amputaciones transtibial pueden llegar a tener un gasto energético del 20% a 30% más que las personas con un pie natural a la misma velocidad [8].

La mala alineación de una prótesis puede causar alteraciones funcionales: a corto plazo se puede forzar la articulación de la rodilla, de la cadera o del tobillo del miembro sano porque todo el peso corporal se coloca en el lado contralateral, aumentando la carga

soportada. A mediano plazo se pueden desarrollar complicaciones como dolor y úlceras por presión e infecciones; a largo plazo, colocar el tobillo en eversión o predisponer a las articulaciones para sufrir artrosis, entre otros [9]. En el mercado se encuentran prótesis con base a la articulación tibio-astragalina, que brinda los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión, dejando a un lado los movimientos laterales (inversión, eversión, pronosupinación), como los provee la articulación tibioperoneo-astragalina fisiológica. El pie protésico SACH al ser pionero de innovación, presenta una gran desventaja, falta de movimiento lateral y almacenamiento de energía muy restringida, limitando a los usuarios en las actividades de la vida diaria [8].

La mayoría de los pies protésicos son estructuras sin articulaciones en los dedos de los pies y al estar fijos al resto de la prótesis, el consumo de energía del tobillo en un ciclo de la marcha es casi 1,2 veces mayor que la de un pie humano a la misma velocidad. [10]. Una buena articulación ayuda de gran manera a la eficiencia de la marcha y la eficiencia, relacionado al movimiento del tobillo y la absorción de shock, evitando el aspecto crítico para evitar sobrecargas sobre el muñón. Un ejemplo de lo anterior es un talón compresible, que emula la compresión de los músculos dorsiflexores, al tocar el talón en el suelo; A esto se le llama flexión plantar simulada o relativa. Otro aspecto es el uso de una “máscara” que emula la apariencia de un pie natural que también protege a los componentes importantes de cualquier desgaste innecesario [11].

Debido a lo anterior, se evidencia que los usuarios de prótesis transtibial siguen presentando inconformidades durante su uso, por lo tanto, a través del presente artículo se propone el nuevo diseño de una prótesis

transtibial, que cuente con los requerimientos del funcionamiento del cuerpo humano, coadyuvando a las necesidades de desplazamiento del paciente amputado, en la disminución del impacto negativo en el uso de un aparato externo sobre la biomecánica corporal. A continuación, se hará una breve descripción del proceso que se llevó a cabo para la elaboración del prototipo de pie protésico transtibial, posteriormente se plantea una herramienta que toma desde las referencias bibliográficas hasta la creación del nuevo diseño.

2. Metodología

Esta investigación se desarrolla siguiendo los lineamientos de los niveles de madurez de la tecnología o Technology readiness levels (TRL's), con el fin de hacer un estudio analítico y a escala, donde se tomaron los niveles TRL 1, TRL 2, hasta la TRL 3; [12, 13,14,15]

A continuación, se describirá con más detalles cada una de las etapas:

TRL 1: Principios básicos, observados y reportados: se realizó una revisión bibliográfica del estado del arte de las prótesis transtibiales más relevantes de la literatura, así mismo las ventajas y desventajas en su diseño, confort, estética y gasto energético, sin olvidar la importancia de los lineamientos adecuados.

TRL 2: Formulación de la prueba de concepto: En esta etapa se inició con el concepto previo de un pie protésico, se formula un nuevo mecanismo de absorción de la energía mecánica para reducir el impacto en la articulación tibioperoneo-astragalina y así mismo se plantea un nuevo modelo conceptual de pie protésico que simule los estabilizadores pasivos y activos de la articulación tibioperoneo-astragalina.

Se elaboraron varios bosquejos que fueron simulados en el Software Solidworks ® CAD ((diseño asistido por computadora)) [16]. Es una herramienta de diseño de modelado sólido y paramétrico, basado en operaciones que aprovecha la facilidad de aprendizaje de la interfaz gráfica de usuario de Windows™. Puede crear modelos sólidos en 3D totalmente asociativos con o sin restricciones mientras utiliza al mismo tiempo las relaciones automáticas o definidas por el usuario para capturar la intención del diseño; haciendo posible las pruebas de conceptos; [17, 15], en el Software Solidworks ®, se simula la actividad anatómica de la articulación tibioperoneo-astragalina, representando las funciones que deben cumplir las prótesis transtibial.

TRL 3: Prueba de concepto: En esta etapa se realizó el proceso de modelación en el Software Solidworks ® CAD ((diseño asistido por computadora)), del nuevo modelo de prótesis transtibial, supliendo las necesidades presentes en las prótesis existentes:

- Articulación tibioperoneo-astragalina
- Estabilizadores activos y pasivos
- Articulación de los dedos del pie.

3. Resultados

De acuerdo con el estudio se detectaron falencias en las prótesis existentes, como:

Ausencia de la articulación tibioperoneo-astragalina, que permite realizar los seis movimientos de la biomecánica del pie: flexión dorsal, flexión plantar, inversión, eversión, pronación y supinación. Estas solo manejan los movimientos de la articulación tibio-astragalina que permite movimientos de dorsiflexión y plantiflexión, dejando un lado

los movimientos laterales como inversión, eversión, pronación y supinación.

- Ausencia de estabilizadores pasivos y activos en un conjunto.
- Ausencia de articulación de los dedos del pie.
- Contiene inexactitudes en el mecanismo para la absorción de impactos.

Desde la creación del pie SACH, se evidencio, que este no proporciona el movimiento lateral, atenuación de choque limitada y almacenamiento de energía muy limitada, normalmente, los usuarios se limitan en interior o al aire libre [8].

El avance de la tecnología ha permitido el uso de motores en la articulación del tobillo del pie protésico, mejorando el diseño de prótesis pasiva, con el fin de optimizar las prótesis activas; en este mismo complejo articular se presenta limitación en la fase apoyo medio de la marcha, donde el usuario no logra hacerlo; otra restricción de este diseño es el alto requerimiento de capacidad de batería debido a la utilización de estos motores; También se encuentra el pie protésico mixto, los amputados con este dispositivo protésico todavía tienen que gastar entre el 20% y 30% más, de la energía que las personas con tobillos naturales en la misma velocidad [8].

Todas estas falencias conducen a plantear un nuevo concepto de prótesis transtibial que se compara con las bondades del pie anatómico:

Pie anatómico (figura 1)

1. Articulación tibioperoneo-astragalina
2. Tendón de Aquiles y talón
3. Estabilizadores pasivos y activos
4. Arco plantar
5. Articulación de los dedos del pie



Figura 1.1 Pie anatómico [26]

Pie protésico (figura 2)

1. Placa superior
2. Sistema cóncavo (el tendón de Aquiles y talón)
3. Actuadores
4. Arco plantar
5. Sistema de resorte.

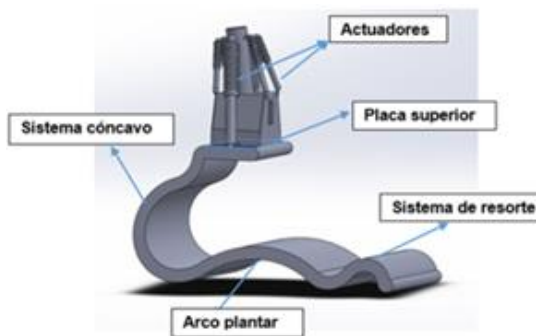


Figura 2 Pie protésico

Con respecto al diseño del nuevo modelo de prótesis transtibial, se inicia con el proceso de la **teoría elemento finito**, el cual permite un diseño más eficiente de emulación del pie humano; [17].

La prótesis estuvo sometida a una fuerza de 500N, al aplicar esta fuerza descendente (A) (Figura 3), en la placa superior, se logra distribuir y desplazar las cargas en todo el pie protésico (B) (Figura 3), haciendo énfasis en

dos puntos **sistema cóncavo y arco plantar** que equivale a los apoyos antero interno y externo; esto describe el esfuerzo normal que llega a soportar el material sin sufrir deformaciones.

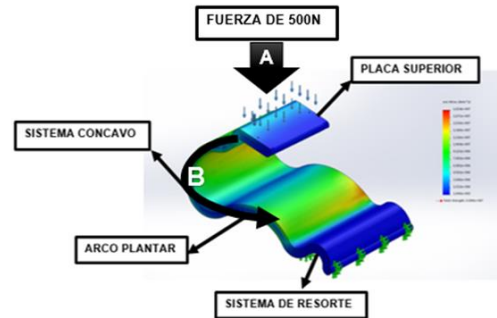


Figura 3 Análisis de tensión del pie protésico

Este análisis se realizó a partir de la teoría de Von Mises; quien expone que un material dúctil comienza a ceder en una ubicación cuando la tensión de Von Mises es igual al límite de tensión en la mayoría de los casos, el límite elástico se utiliza como el límite de tensión [18].

Se evidencia la **absorción del impacto (B)** (Figura 3), al que fue sometido el tendón de Aquiles, emulada por el sistema cóncavo, al ser sometido a una fuerza de 500N es capaz de deformarse sin sufrir daños la prótesis, (Figura 4) con el paso de la energía en 1.8 N/m² de 6 N/m² máximo según el modelo de Young, módulo de elasticidad longitudinal es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza [19].

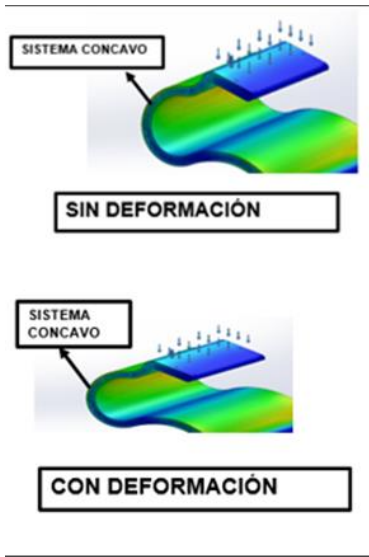


Figura 4 Tendón de Aquiles en su función de absorción de impacto

Una vez distribuidas las cargas en el arco plantar, esta energía llega a la estructura denominada **Sistema De Resorte**, la cual con su estructura de semiflexión simula la articulación de los dedos del pie, gracias a este comportamiento elástico, el sistema de resorte se elonga (**B**), (**Fig.**, 2.3) para poder desplazar la energía y permitir que se cumpla el ciclo de la marcha; aplicando el modelo de Young. Este modelo de Young, describe el principio de elasticidad física del material [20].

Debido al comportamiento elástico, el sistema de resorte se elonga (**B**) (**Figura 5**) para poder desplazar la energía, llegando a una etapa de máxima elongación (**B1**). (**Figura 5**), permitiendo el ciclo de la marcha. La energía es desplazada por el sistema de resorte, esta es transferida al arco plantar (**A**) (**Figura 6**) posteriormente se dirige al sistema cóncavo (**B**). (**Figura 6**). La energía sigue subiendo hasta llegar a la placa superior (**C**) (**Figura 7**), en este segundo momento el arco plantar y el sistema de resorte dejó de estar sometido a tensión, como se puede observar en la coloración de la imagen, esto

permite generar el arranque para el siguiente paso de la marcha.

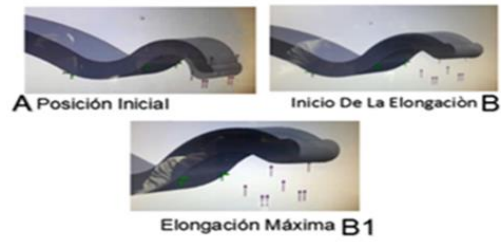


Figura 5. Sistema de resorte

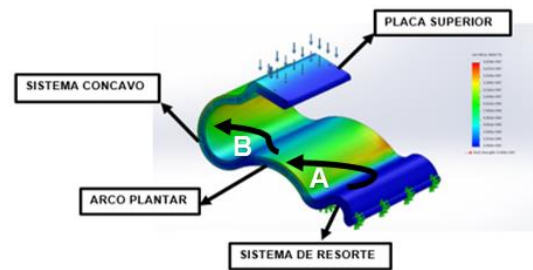


Figura 6 Análisis del desplazamiento y retorno de la energía durante la fase del despegue de los dedos

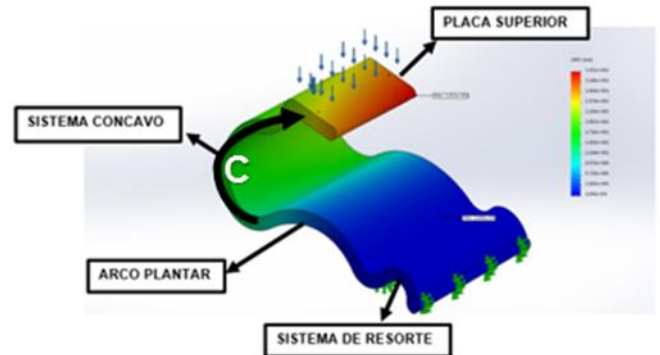


Figura 7 Análisis del desplazamiento y retorno de la energía en la fase del despegue de los dedos

El pie protésico cuenta con un sistema de actuación compuesto básicamente por los elementos encargados de producir la potencia mecánica del sistema, estos elementos son comúnmente llamados Actuadores, dispositivos capaces de generar una fuerza a partir de líquido, energía eléctrica o gaseosa. De acuerdo con esta definición podemos

distinguir tres tipos de actuadores: hidráulicos, neumáticos y eléctricos. (21) Los actuadores se encuentran ubicados en 3 posiciones: anterior, medial y posterior, a cada lado del tobillo. (Figura 8) Recreando las veces de los ligamentos como estabilizadores pasivos, tendones y músculos estabilizadores activos.

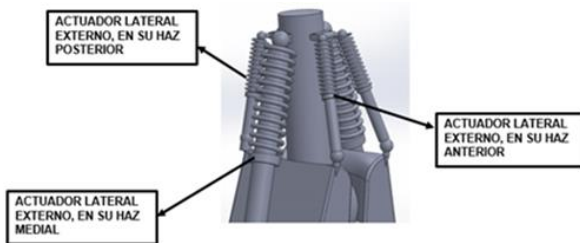


Figura 8. Posición de los actuadores

Estabilización pasiva: a cargo del vástago, limitando los movimientos excesivos de esta articulación. (Figura 9)

Estabilización activa: a cargo del embolo y el muelle, permitiendo los movimientos de la articulación tibioperoneo-astragalina. (Figura 9)

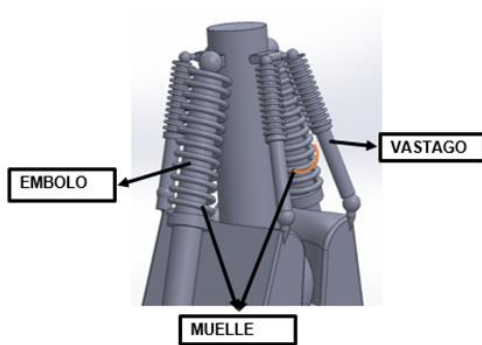


Figura 9. Análisis de la estabilización pasiva y activa.

La anterior propuesta de prótesis transtibial, estima que su diseño provee un sistema de equilibrio, el cual se expone a continuación:

Equilibrio arquitectural del pie protésico (figura 10)

En nuestro dispositivo el equilibrio arquitectural del pie lo conforman:

Una parte superior: Actuadores.

Una parte inferior: Sistema cóncavo.

Una parte media: Arco plantar

Una parte anterior: Sistema de resorte.

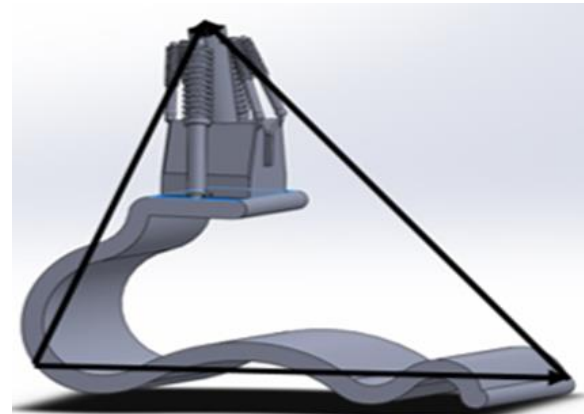


Figura 10. Equilibrio arquitectural del pie protésico

En el pie anatómico el equilibrio arquitectural del pie tiene una estructura triangular [20]

Equilibrio arquitectural del pie anatómico (figura 11)

Un lado inferior: la base o bóveda, subtendidas por los músculos y los ligamentos plantares

Un lado anterosuperior: donde se localizan los flexores del tobillo y los extensores de los dedos.

Un lado posterior: que comprende los extensores del tobillo y los flexores de los dedos.

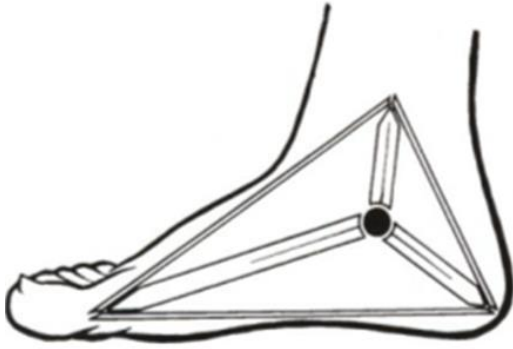


Figura 11. Equilibrio arquitectural del pie anatómico.

Una forma normal de la planta del pie, que condiciona su correcta adaptación al suelo, es el resultado de un equilibrio entre las fuerzas propias a cada uno de esos tres lados [22].

4. Discusión

Con respecto a la creación de un pie protésico que simule la articulación del tobillo los autores presentaron gran similitud con las tesis expuestas por **Phil Anderson** en el año 2020, [23] y Zeng en el año 2013, los cuales quisieron emular la articulación del tobillo y sus mecanismos de estabilidad utilizando la red de resortes. Así mismo, Brno university of technology, propone el sistema FOOT MODEL I en el año 2013 [24], el cual menciona que por el principio de acción y reacción el usuario al momento de estar en caminata acumula energía del talón cumpliendo la función de amortiguación para el pie protésico. En discrepancia a esto, Ossur en el año 2016 propone el sistema THE FLEX-FOOT, (25) el cual presenta a la hora de la caminata (contacto talón – suelo), el área de amortiguación es generada en la tibia y el talón, basado en el principio de acción y reacción, que genera una fuerza de respuesta al impulso descrita como progresión tibial y de talón. Martínez en el año 2015, también

que el soporte estructural de las cargas está basado en la tibia durante la caminata normal.

Con respecto al punto de absorción y distribución de la energía, los autores presentaron gran similitud con la tesis expuesta por Ossur en el año 2016 y Brno university of technology en el año 2013, [25] los cuales en sus modelos de pie protésico “THE FLEX-FOOT y FOOT MODEL I, almacena la energía durante la caminata y la transforma en un impulso que va desde el talón hasta la punta del pie disminuyendo el esfuerzo y las cargas sobre el muñón y la pierna del paciente. Así mismo, Zeng en el año 2013, utiliza una red de resortes que almacena la energía durante la flexión dorsal y la libera hasta la punta del pie durante la flexión plantar antes del despegue de los dedos. En disidencia a lo evidenciado por los anteriores autores Martínez en el año 2015 resalta que la distribución de las cargas está basada en la tibia durante la caminata normal.

Otro aspecto que se resalta, es el concerniente a los movimientos del pie, en el cual se presentó similitud con College park industries en el año 2017 [25] y Zeng en el año 2013, puesto que en este diseño el pie protésico cuenta con un tobillo que simula el movimiento anatómico de un pie humano, es decir, movimiento en cuatro grados de libertad (arriba – abajo – afuera – adentro), mientras que FOOT MODEL I del año 2013 [25], es similar frente a los movimiento que ofrece ya que cuenta con un sistema dinámico de acción y reacción lo que facilita los movimiento en dos grados de libertad (arriba – abajo), pero este sistema es insuficiente en cuanto a la libertad de movimientos ofrecidos respecto a los 6 grados de movimiento que proponerlos autores en el artículo. Esto se puede ver reflejado en la limitación o favorecimiento del nivel de funcionalidad que

tenga la persona amputada al utilizar estos sistemas.

Se espera que a partir de este nuevo modelo de prótesis transtibial, las personas amputadas tenga acceso a un dispositivo que supla las necesidades anteriormente mencionadas; mejorando, comodidad, funcionalidad y estética, gracias a que este prototipo brinda la articulación tibio-peroneo-astragalina, que permite realizar los seis movimientos de la mecánica articular del pie: flexión dorsal, flexión plantar, inversión, eversión, pronación y supinación, de igual forma ofrece estabilizadores pasivos y activos en un conjunto, así mismo una articulación de los dedos de pie y finalizando con un mecanismo para la absorción de impactos, generando un adecuado funcionamiento de la biomecánica del aparato locomotor.

5. Conclusión

Después del análisis de la teoría de elemento finito aplicado al prototipo, se puede concluir que la absorción de energía en el modelo conceptual propuesto mejora la distribución de las cargas generadas durante el impacto, lo cual se evidencia en la función de absorción ejercida por el emulador del tendón de Aquiles, que al ser sometido a una fuerza de 500N solo se deforma en un 30%, evitando lesiones de las articulaciones adyacentes, como rodilla, cadera y columna vertebral.

De igual forma es importante resaltar que el nuevo modelo de prótesis transtibial cuenta con la articulación tibio-peroneo-astragalina, permitiendo emular la estabilidad pasiva, brindando un soporte anterior, medial, lateral y posterior de la articulación, limitando los movimientos excesivos que pueden generar caídas y desgaste del muñón, Así mismo, se emula la estabilidad activa permitiendo los movimientos de dorsiflexión, planti-flexión, eversión, inversión, pronación y supinación

necesarios para una adecuada estabilidad en las diferentes posiciones anatómicas del cuerpo humano y durante la ejecución de las fases de la marcha.

Cabe resaltar que el pie protésico propuesto cuenta con la creación del sistema de resorte, el cual emula la función de la articulación de los dedos del pie humano, generando una valiosa ventaja para este prototipo, esta articulación protésica de los dedos del pie; permite que el consumo de energía sea menor que a diferencia de otros pies protésicos. Con el nuevo diseño de prótesis transtibial se puede dar como conclusión que esta es un modelo innovador para el mercado.

6. Referencias

1. (Who), W. H. (2017). *Normas de ortoprotésica parte 1*. Obtenido de Organización Mundial de la Salud: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259508/9789243512488-part1-spa.pdf?sequence=1>
2. Miprotesis. (2020). <https://miprotesisdepierna.mx>. Obtenido de <https://miprotesisdepierna.mx/protesis-transtibial/#:~:text=Una%20pr%C3%B3tesis%20transtibial%20se%20trata%20el%20tobillo%20y%20el%20pie%20>
3. Carefirst. (2019). *Carefirst.staywellsolutionsonline*. Obtenido de <https://carefirst.staywellsolutionsonline.com/spanish/testsprocedures/92,P09333>
4. Salgado, S. S. (2012). Alineación en prótesis de miembro inferior. 91.

5. Argel, D. C.-F. (2005). *Niveles De Amputacion*. Obtenido de arcesw.com/niveles.htm: <http://www.arcesw.com/niveles.htm>
6. Dane. (2004). Departamento Administrativo Nacional de Estadística. 91.
7. Pitkin, M. (2010). Biomechanics of lower limb prosthetics. *Biomechanics of lower limb prosthetics*, 0.
8. Zeng, Y. (2013). Design And Testing Of A Passive Prosthetic Ankle With Mechanical Performance Similar To That Of A Natural Ankle. *Marquette University e-Publications@Marquette*, 1-86.
9. Lengua Contrera, L. A. (MAYO de 2016). Modelo de alineación estática para prótesis transtibiales. *Tesis doctoral*. Bogota: universidad javeriana.
10. Jinying Zhu, Q. W. (2014). Effects of toe stiffness on ankle kinetics in a robotic transtibial prosthesis during level-ground walking. *ELSEVIER*, 1254–1261.
11. Doberti Martinez, A. J. (13 de 10 de 2015). Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales. *Tesis de pregrado*. Santiago, chile: universidad de chile.
12. Tzinis, I. (2021). Technology Readiness Level.
13. CORPORATION, S. (2006). *Conceptos básicos de SolidWorks Piezas y ensamblajes*. Estados Unidos: Concord, Massachusetts 01742 EE.UU.
14. El ministerio de ciencia, t. E. (2021). *Niveles de madurez tecnológica (trl) y de manufactura (MRL)*. Bogota: Minciencias. Obtenido de https://minciencias.gov.co/sites/default/files/upload/convocatoria/anexo_9_-_niveles_de_madurez_tecnologica_y_de_manufactura-_trl_y_mrl.pdf
15. NASA. (2012). Niveles de madurez de la tecnología. 165-193.
16. Quintana, J. M. (2020). *TRLs o Technology Readiness Levels*,. HORIZON. Obtenido de <https://www.mincotur.gob.es/publicaciones/publicacionesperiodicas/economiaindustria/revistaeconomiaindustria/393/notas.pdf>
17. Solidworks. (2023). *Dassault Systèmes SolidWorks Corporation*. Obtenido de <https://www.solidworks.com/es>
18. Mirlisenna, G. (22 de Enero de 2016). *Esss*. Obtenido de <https://www.esss.co/es/blog/metodo-de-los-elementos-finitos-que-es/>
19. Bassi, G. P. (2010). *DASSAULT SYSTEMES*. Recuperado el 13 de julio de 2017, de DASSAULT SYSTEMES: http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Checking_stresses/prot_vonm.html
20. JR, F. M. (30 de mayo de 2015). *PREZI*. Recuperado el 14 de julio de 2017, de PREZI: <https://prezi.com/o9rc4nxf9l6c/modelo-de-young/>

21. Diaz Montes, J. C. (2009). *Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano*. Recuperado el 18 de julio de 2017, de <https://diccionario.motorgiga.com/diccionario/elasticidad-de-los-materiales-definicion-significado/gmx-niv15-con193952.htm>
22. Sicma21. (28 de Octubre de 2022). *Sicma21*. Obtenido de <https://www.sicma21.com/que-son-los-actuadores-en-la-industria/>
23. Kapandji. (2012). *Fisiología Articular*. Panamerica.
24. Phil Anderson Pontoja-Caicedo, R. E.-B.-M. (30 de Abril de 2020). Diseño axiomático de un mecanismo pie-tobillo de una prótesis transtibial en el contexto colombiano. (U. d. Escuela de Ingeniería Mecánica, Ed.) *Revista UIS Ingenierías*, 14. Obtenido de <https://revistas.uis.edu.co/index.php/revistausingenierias/article/view/10535/10507>
25. Bohórquez Vesga, S. A. (2018). *Fabricación de un prototipo de una prótesis de miembro inferior transtibial mediante tecnologías aditivas de acuerdo con las medidas antropométricas del paciente*. Proyecto para trabajo de grado para la solución de un problema de ingeniería, Universidad Santo Tomás, Cundinamarca , Bogota.
26. pintherest.eu. (2019). <https://pintherest.eu/resultado-de-imagen-de-astr%C3%A1galo-humano-anatom%C3%AD-pierna.html>. Obtenido de