

Diseño y modelamiento de pie para prótesis transfemoral con sistema de amortiguación

Oscar Javier Ascencio Sepulveda¹ / Diego Julián Gómez Baquero²
Aidé Mercedes Espejo Mora³ / Pedro Fernando Martín Gómez⁴

RESUMEN

El presente artículo muestra avances del diseño de una prótesis para pie semiactiva, con nuevos materiales para hacerla más funcional, ergonómica y económica que las que existen actualmente en el mercado Colombiano. Se ha desarrollado el diseño y modelamiento de un pie, con control electrónico de lazo abierto, buscando una mejor adaptabilidad para el usuario. Se trabajó en el diseño de un sistema de amortiguación con alambres de nitinol, o materiales con memoria de forma para amortiguar el pie en su movimiento normal al caminar.

Palabras clave: prótesis, nitinol, alambres, diseño de pie, amortiguación.

DESIGN AND MODELING OF FOOT TRANSFEMORAL PROSTHESIS WITH DAMPING SYSTEM

ABSTRACT

This article presents the advances on the design of semi active foot prosthesis, with new materials to make it more functional, ergonomic and economic than those currently existing in the Colombian market. The design and modeling of a foot with electronic control of open knot has been developed looking for a better adaptability for the user. The design of a cushioning system with Nithinol wires, or with memory shape materials was created to damp the foot in its normal movement when walking.

Key words: prosthesis, nithinol, wires, foot design, damping.

1-3 Ingenieros de Diseño y Automatización Electrónica de la Universidad de La Salle.

2 Ingeniero de Soporte AES CHIVOR & CIA

4 Profesor de la Facultad de Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica de la Universidad de La Salle.

Correo electrónico: pmartin@lasalle.edu.co

Fecha de envío: 2 de junio de 2007

Fecha de aceptación: 6 de agosto de 2007

INTRODUCCIÓN

La fabricación de prótesis de miembro inferior ha evolucionado con el tiempo, en función del descubrimiento de nuevos materiales, más resistentes, más livianos y más simples de manipular para la elaboración de la prótesis; esto con el fin de conseguir las mejores cualidades ergonómicas a un bajo precio. Entre los logros obtenidos en esta investigación (Reyes *et al.*, 2005; Martín *et al.*, 2006; Vera *et al.*, 2007) está la creación y desarrollo de un pie con control de lazo abierto y un sistema de amortiguación con alambres de nitinol.

Entre las características de los alambres de nitinol se tiene el cambio de sus propiedades físicas como la conductividad y la resistencia, dependiendo de la corriente aplicada; lo cual es útil para el desarrollo de un circuito de control que mantiene las características requeridas para el comportamiento buscado, como es el caso del sistema de amortiguación para el pie.

MATERIALES Y MÉTODOS

Luego de un estudio antropométrico y biomecánico, se definió un grupo objetivo como usuario potencial de la prótesis; conformado por hombres o mujeres entre 15 y 25 años de edad, con estatura promedio entre 1,60 y 1,75 m y peso promedio del usuario entre 65 y 80 Kg de acuerdo con Estrada (1995). Así mismo, el paciente debe realizar actividad moderada y el medio ambiente de desempeño será un clima templado donde no tenga contacto continuo con elementos como arena, tierra o agua, para una adecuación eléctrica y mecánica favorable (Vera y Arias, 2003).

La fabricación en Colombia de prótesis para pie se limita a una prótesis de comportamiento normal con piezas de caucho o elásticas en el talón que facilitan el amortiguamiento. Así mismo, las prótesis de pie

no han evolucionado fuertemente en el medio colombiano ni han sido trabajadas para competir con prótesis importadas por falta de técnica en el manejo de nuevos materiales, lo cual abre una posibilidad importante en el desarrollo de prótesis nacionales.

Los materiales utilizados para el desarrollo de esta investigación fueron considerados con base en su resistencia y propiedades mecánicas, su disponibilidad en el mercado colombiano y su bajo peso principalmente. Estos materiales utilizados son: resina plástica de poliéster y fibra de carbono reforzadas para la fabricación de las partes sólidas del pie, junto con piezas de acople con la tibia de la prótesis en aleación de aluminio y el uso preliminar de alambres de nitinol (aleación titanio-níquel); conformando resortes encargados de llevar a cabo la amortiguación del pie en la articulación, a la altura del astrágalo y como medio de conexión con el sistema de control electrónico; encargado de cambiar el comportamiento del resorte, de acuerdo con las condiciones funcionales exigidas por el usuario (Ascencio y Gómez, 2004).

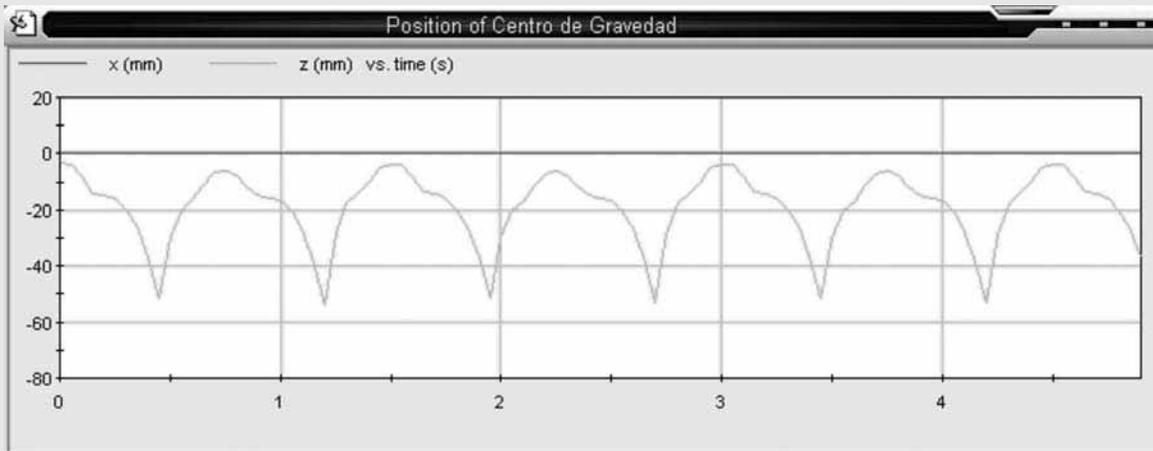
Para el análisis de marcha, se realizó un estudio por medio de una caminadora, se filmó el proceso de la marcha normal, luego se simuló en *software* Visual Nastran para ser estudiado y analizado. El movimiento del centro de gravedad que arrojó Visual Nastran se puede apreciar en la Figura 1a. Luego se simuló en Visual Nastran la marcha patológica (Figura 1b) y se compararon los resultados de la trayectoria de los centros de masa para poder ver cómo se afectaba la marcha y tratar de reducir al mínimo la diferencia entre la marcha normal y la patológica.

Para una mejor claridad en el entendimiento del proceso de la marcha, en la Figura 2 se puede ver tanto la adquisición de la imagen filmada en la caminadora, como la de la simulación de la marcha por computador, para la fase de contacto de talón con el suelo.

Una vez desarrollado el estudio de la marcha y basados en las medidas promedio para individuos colombianos, derivadas de estudios fisiológicos y antropométricos para un percentil 95 (Estrada, 1995);

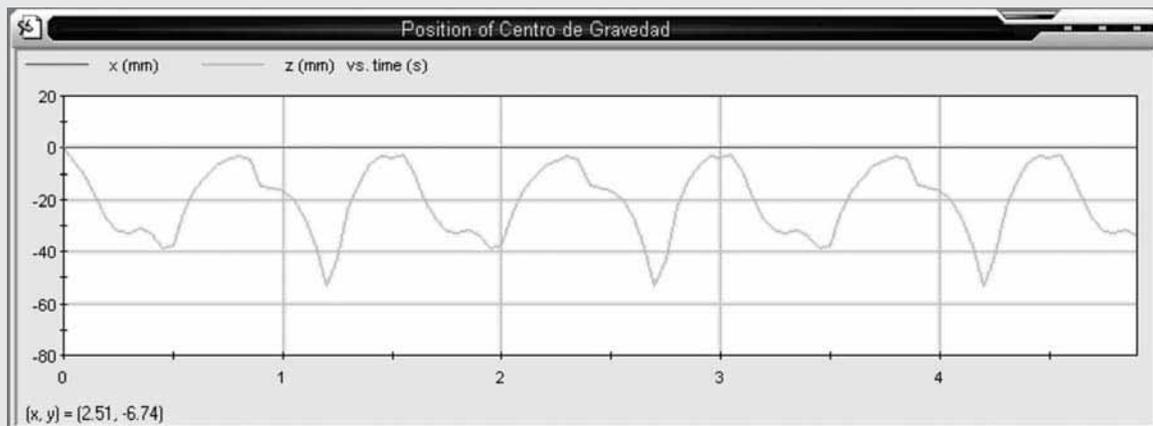
se llevó a cabo el diseño y modelamiento del pie por computador en Solid Edge v.14 y el análisis de Ingeniería por computador en Visual Nastran 2002.

FIGURA 1. MOVIMIENTO DEL CENTRO DE GRAVEDAD EN LA MARCHA.



a. Marcha normal

FIGURA 1. MOVIMIENTO DEL CENTRO DE GRAVEDAD EN LA MARCHA.



b. Marcha patológica

FIGURA 2. CONTACTO DEL TALÓN CON EL SUELO EN MARCHA FILMADA (a) Y SIMULADA POR COMPUTADOR (b).



Antes de seleccionar un diseño final se realizaron una serie de bocetos con el fin de elegir el más conveniente; teniendo en cuenta todos los parámetros de diseño, ergonomía, funcionalidad y comodidad para el usuario final. Además, fue necesario analizar cuál se adaptaba más a las necesidades para el acople e implementación de los alambres con memoria de forma (NiTi).

Se realizó un primer boceto y basados en éste se empezaron a realizar modificaciones, para que fuera más ergonómica y funcional. A partir del diseño básico (Figura 3) se empezaron a analizar las dimensiones pertinentes teniendo en cuenta los parámetros de antropometría del pie, según las dimensiones del grupo objetivo y la forma de los huesos del pie de acuerdo con el esqueleto humano.

Este primer boceto basado en dos sistemas:

1. Un mecanismo de amortiguación en el empeine y otro en el talón, desarrollados por resortes de nitinol.
2. Un espacio vacío entre el resorte de la parte superior del empeine, con un caucho que ayudaría al resorte de nitinol en su función de amortiguación.

A partir de este boceto se empezaron a realizar cambios sustanciales en el diseño, para poder suplir las necesidades y, de igual manera, cumplir con los objetivos planteados.

Para el segundo boceto se redujo la abertura de la planta y se quitó el doble sistema de amortiguación dejando solamente el resorte de nitinol con una sola articulación a nivel del tobillo (Figura 4).

FIGURA 3. PRIMER BOCETO DE PIE.

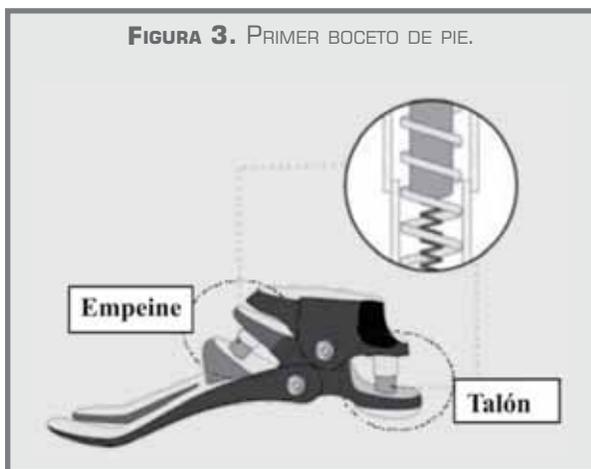
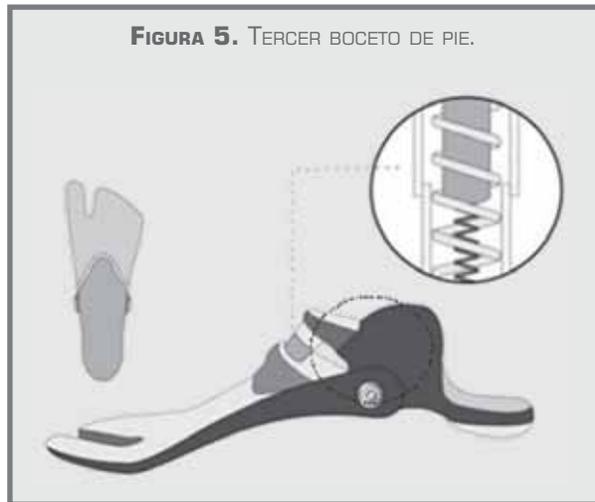


FIGURA 4. SEGUNDO BOCETO DE PIE.



El tercer boceto es mucho más sencillo, sólo se considera la articulación plantar con un punto de amortiguación simple en el empeine (Figura 5).



A partir de los prediseños se seleccionó el que se acomodó siendo el más parecido a la estructura de un pie real, favoreciendo de esta manera los movimientos naturales que tiene el pie de una persona normal y de las cuales carece la mayoría de prótesis de pie. Paralelamente con el diseño se hizo la selección de los materiales para el posterior análisis de ingeniería.

El material seleccionado es el polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP Carbon Fiber Reinforced Plastic); el cual representa una nueva clase de materiales dinámicos. Es un material diseñado originalmente para aplicaciones aeroespaciales y de defensa, y ahora es un material que se encuentra en numerosas industrias y aplicaciones de Ingeniería (Tabla 1).

TABLA 1. PROPIEDADES DEL CFRP (CARBON FIBER REINFORCED PLASTIC)

PROPIEDADES	UNIDADES	VALOR
Densidad de masa aproximada	Kg./dm ³	1.6
Módulo de elasticidad	MPa	165000
Relación de poisson	-	0.22
Resistencia a la tracción	Mpa	2800
Esfuerzo último de tensión	Mpa	230000
Calor específico	°C	-180 a 500
Conductividad térmica	W/m-K	0.01 a 2
Coefficiente térmico de expansión	m/m -°C	-0.7 * 10E-6

Fuente: Ascencio y Gómez, 2004.

Entre sus características se tienen:

- Buena rigidez
- Alta resistencia mecánica
- Baja densidad
- Resistencia a la vibración
- Resistencia a la corrosión

El diseño final tiene como ventaja un análisis de ingeniería en cuanto a sus características físicas y

mecánicas para darle mayor comodidad al usuario y poder garantizar su adecuado funcionamiento. Se escogió la fibra de carbono con recubrimiento de resina plástica para darle comodidad, seguridad y bajo peso en el momento de usar la prótesis.

Después de analizar los prediseños se llegó a la conclusión de que el tercer prediseño es el mejor, porque tiene la adaptabilidad estándar de fijación ya sea a la

parte de la prótesis directamente o a un sistema de tobillo. Por otro lado, se tomaron todas las medidas necesarias para hacer que cumpla con unos criterios de ergonomía y funcionalidad, además de su sencillez de construcción. La Figura 6 muestra el modelo hecho en computador.

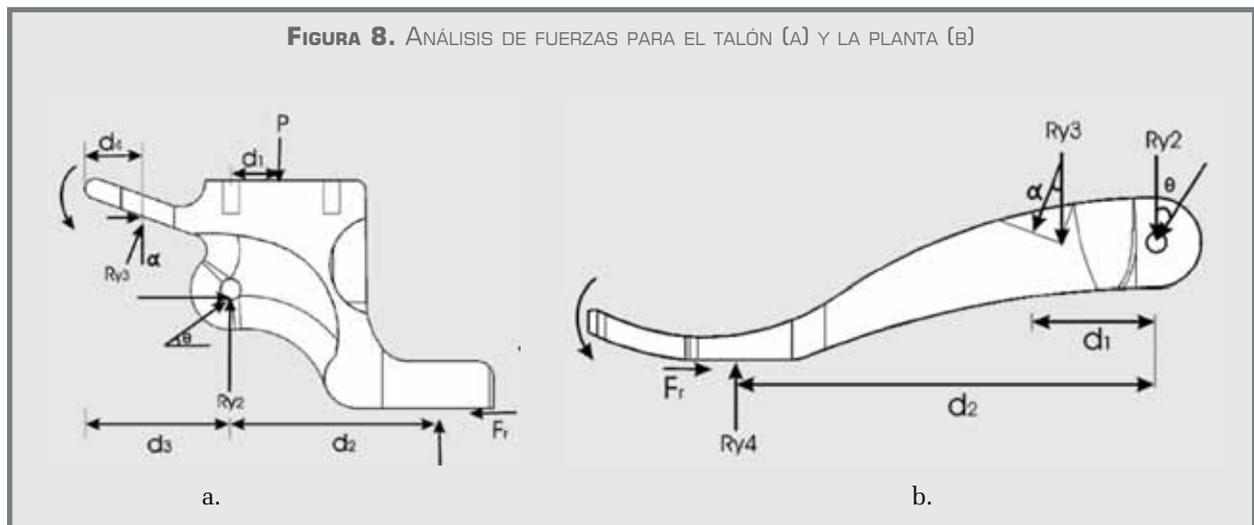


Las técnicas de análisis por elementos finitos (FEA) le permiten al ingeniero predecir con gran precisión y simplicidad, los esfuerzos y deformaciones que puede soportar internamente una pieza o conjunto de piezas al ser sometidas a las cargas funcionales.

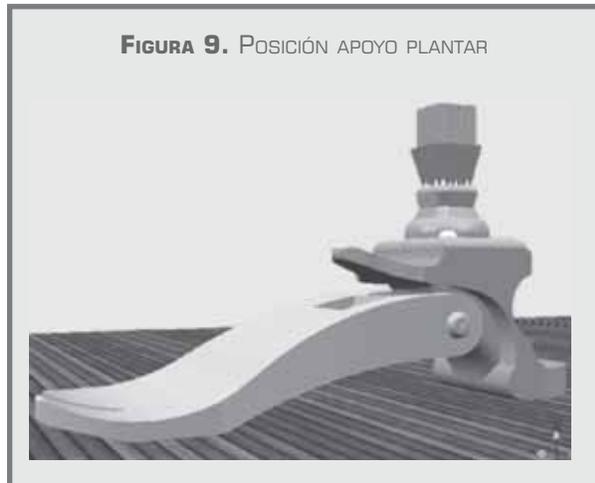
Para el análisis de elementos finitos se tomaron tres posiciones o fases de marcha, despegue del talón,

apoyo plantar y contacto del talón, que son las posiciones más críticas del conjunto donde éste soportará los mayores esfuerzos. La carga aplicada será de tipo distribuido en el acople de la prótesis, ya que aquí es donde llega el peso transmitido del acople universal soportando el peso del cuerpo al caminar, en la fase de apoyo simple (Figura 7).

Se realizaron análisis en *software* Visual Nastran para cada una de las partes que conforman la prótesis, luego de haber realizado un análisis de fuerzas en equilibrio como se puede apreciar en la Figura 8.



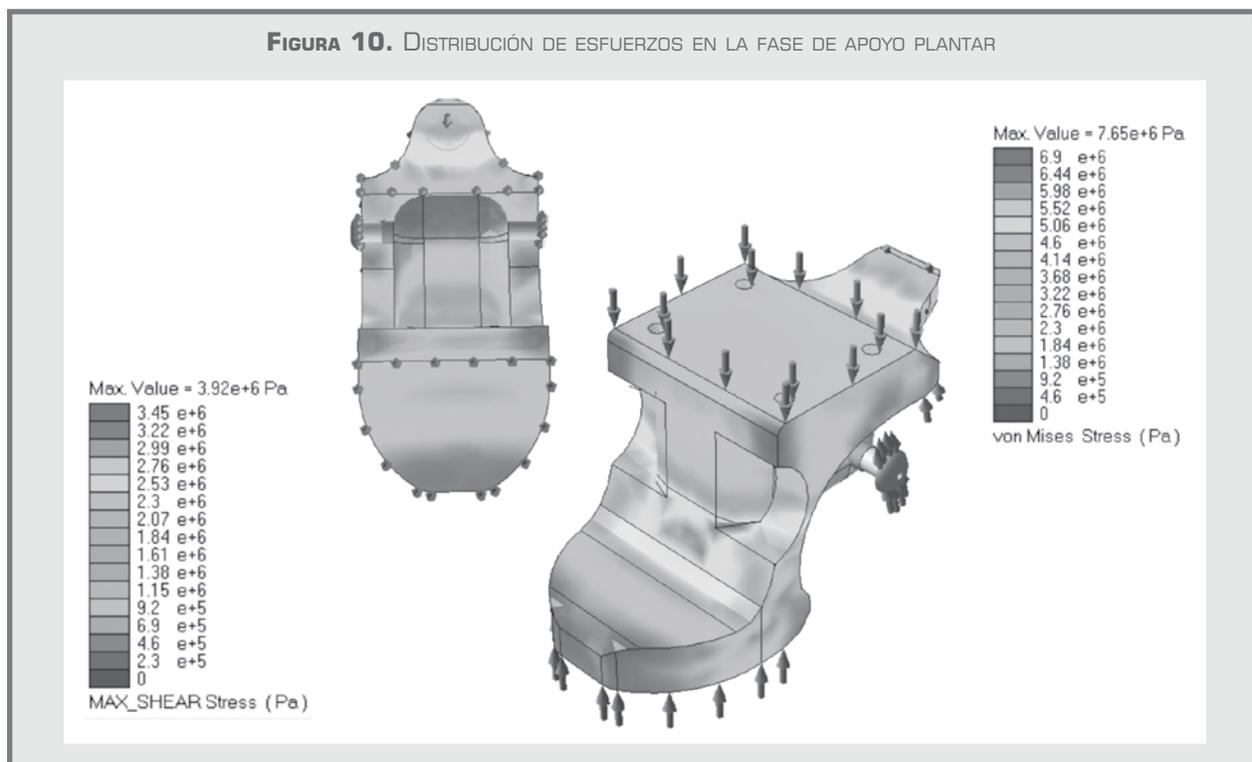
En la fase de apoyo, el peso recae sobre toda la estructura como se muestra en la Figura 9. La planta y el talón son quienes apoyan contra el suelo todo el peso recaído en la estructura.



En la Figura 10 se encuentra el análisis de esfuerzos del talón para esta fase de la marcha; los cuales se distribuyen a través del talón, por la parte inferior en donde hace contacto con el suelo y en la pestaña que

encaja al resorte que sirve de amortiguación. En el cuadro de esfuerzo de cortante máximo arrojado por Visual Nastran se observa que su valor máximo es de 3.96×10^6 Pa, y el esfuerzo máximo de Von Mises es de 7.65×10^6 , comparándolo con la Tabla 1 que caracteriza el material, se puede observar que el valor del esfuerzo cortante y del esfuerzo de fluencia soportados por el material son mayores que los valores críticos arrojados por el análisis de Visual Nastran y así se puede asegurar que la pieza no se romperá ni se deformará plásticamente bajo estas condiciones y podrá desarrollar su función.

Se hizo lo mismo para cada una de las piezas y en las tres fases de la marcha se efectuaron los análisis que arrojaron resultados para los materiales, dando excelentes resultados. Para el caso de la prótesis de pie se tomó el resorte de alambre muscular en compresión con el fin de controlar el amortiguamiento del pie al caminar.



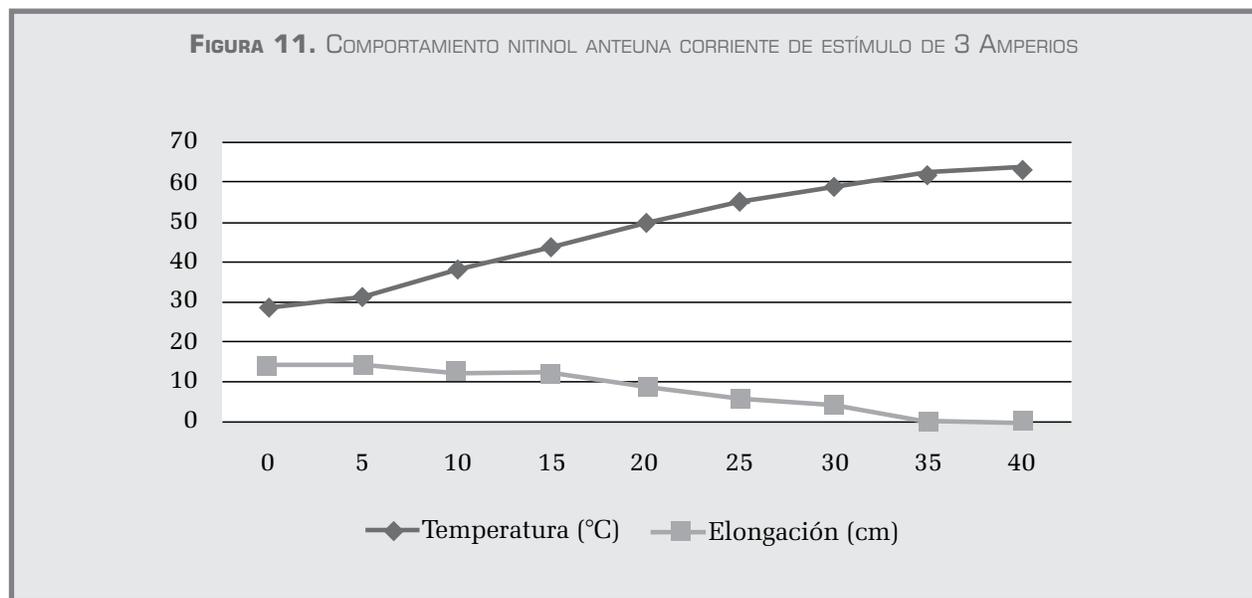
Fuente: Ascencio y Gómez, 2004.

Para realizar la caracterización del alambre muscular se practicaron pruebas en laboratorio empleando: fuente de corriente variable, cronómetro, termómetro y regla de medición. Esto, con el objetivo de realizar el diseño del circuito de control dependiendo del comportamiento del nitinol ante un estímulo de la corriente.

Para este diseño del sistema de control, se realizaron pruebas de comportamiento del alambre muscular para diferentes corrientes y así poder medir cuál es la temperatura que alcanza el material y cuál es el tiempo que demora el material para llegar a su máxima compresión, sabiendo cuánto se dilata por el estímulo de corriente suministrada.

La metodología que se siguió fue la de dejar el alambre a una temperatura ambiente durante varios minutos con el fin de que en el estado inicial tenga su elongación normal. A continuación, se aplica corriente al alambre para que este se comprima o se estire y se toman los datos de tiempo, temperatura y elongación. En la Tabla 2 se observa el comportamiento del nitinol para una corriente aplicada de 3 A.

La Figura 11 muestra como se deforma el alambre muscular con respecto al tiempo para una corriente de 3 A, cuya curva de comportamiento es la base de diseño de sistemas de control; para saber en cuánto tiempo y a qué temperatura se logra una deformación determinada.



Para la prótesis de pie se cuenta con un sistema de amortiguación bajo el principio de deformación desde el punto de vista de absorción de energía producida por un agente externo. En el caso de la prótesis de pie, se da en el momento de choque del talón con el suelo, por un elemento que en este caso es el resorte de alambre muscular. Con el fin de minimizar la vibración para el usuario; se utiliza un sistema de

control *on-off* comparador de voltaje, el cual permite llegar a la conclusión de que se necesita mantenerlo a una temperatura constante para que la fuerza producida por el resorte con una corriente de 3 Amp y 60°C contrarreste la deformación mecánica producida en el resorte, para la cual se utiliza la regulación de un pulso en determinado tiempo.

TABLA 2. COMPORTAMIENTO DEL NITINOL A 3 AMPERIOS

Tiempo (seg.)	Temperatura (°C)	Elongación (cm)
0	28.5	14
5	31.4	14
10	38.1	13
15	43.4	12
20	50	9
25	55.3	6
30	58.7	4
35	61.8	3.7
40	63.5	3.7

El sistema de amortiguación consta de dos partes; la parte elástica y la parte dinámica; para este caso la parte elástica es el resorte de nitinol, el cual se caracterizó relacionando corriente aplicada con temperatura alcanzada y tiempo Vs. elongación; y la parte dinámica es la referente al circuito de control, que se

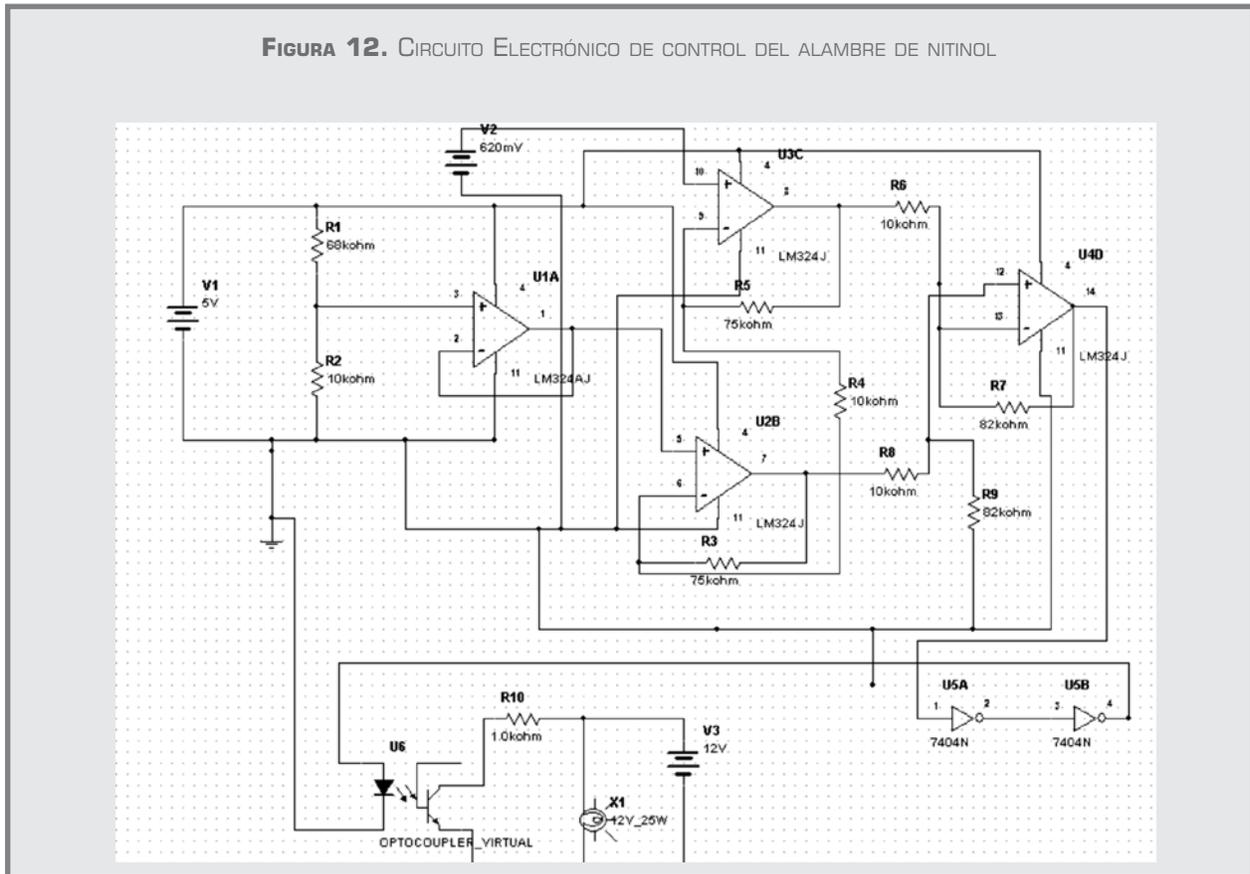
encarga de hacer que el resorte haga una fuerza con el fin de minimizar el impacto del pie al contacto con el suelo, esto se logra manteniendo el resorte a una temperatura promedio de 62 grados Celsius.

En la Figura 12 se ilustra el circuito electrónico esquemático, basado en una entrada de voltaje en el regulador y luego el microcontrolador (PIC) que es aquel que se encarga de realizar toda la comparación y decide si envía o no el pulso.

RESULTADOS

De este proceso de investigación y desarrollo resultó el diseño, modelamiento por computador y análisis de ingeniería (CAE) de un prototipo funcional de una prótesis para pie, que cumple con los parámetros requeridos y planteados por el proyecto.

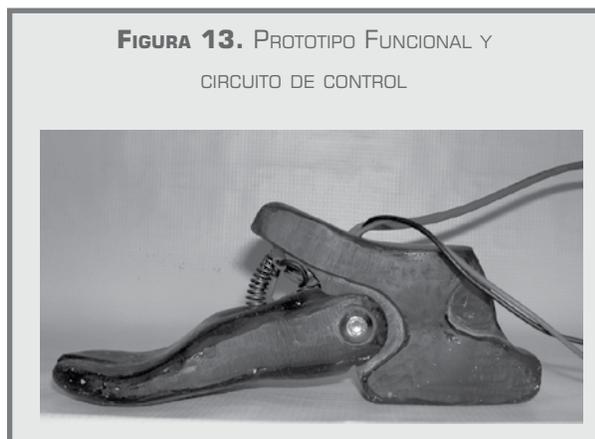
FIGURA 12. CIRCUITO ELECTRÓNICO DE CONTROL DEL ALAMBRE DE NITINOL



El último diseño se consideró como el mejor, debido a una mayor adaptabilidad al estándar de fijación, y teniendo en cuenta que mantiene las medidas necesarias para hacer que cumpla con una ergonomía dada por el mismo pie para ciudadanos colombianos, buscando simular de la mejor manera posible el pie normal.

Este proceso de diseño muestra las ventajas del análisis de ingeniería por computador, en cuanto a la posibilidad de tener en cuenta las características físicas y mecánicas de los materiales para darle un mayor confort al usuario y poder garantizar su perfecto funcionamiento mediante la simulación gráfica del comportamiento bajo carga. Se seleccionó la fibra de carbono con recubrimiento de resina epóxica para darle comodidad y seguridad en el momento de usar la prótesis y teniendo en cuenta sus propiedades mecánicas. Igualmente, se le ha dado la movilidad necesaria de acuerdo con el funcionamiento del pie normal y para un grado de libertad en la articulación a nivel del hueso astrágalo.

En la Figura 13 se puede ver el primer prototipo construido para las pruebas preliminares de funcionamiento del sistema de control, como modelo preliminar de prueba en resina de poliéster.



En la Figura 14 se ve el ensamble en *software* del diseño final seleccionado que cumple con los requisitos buscados.



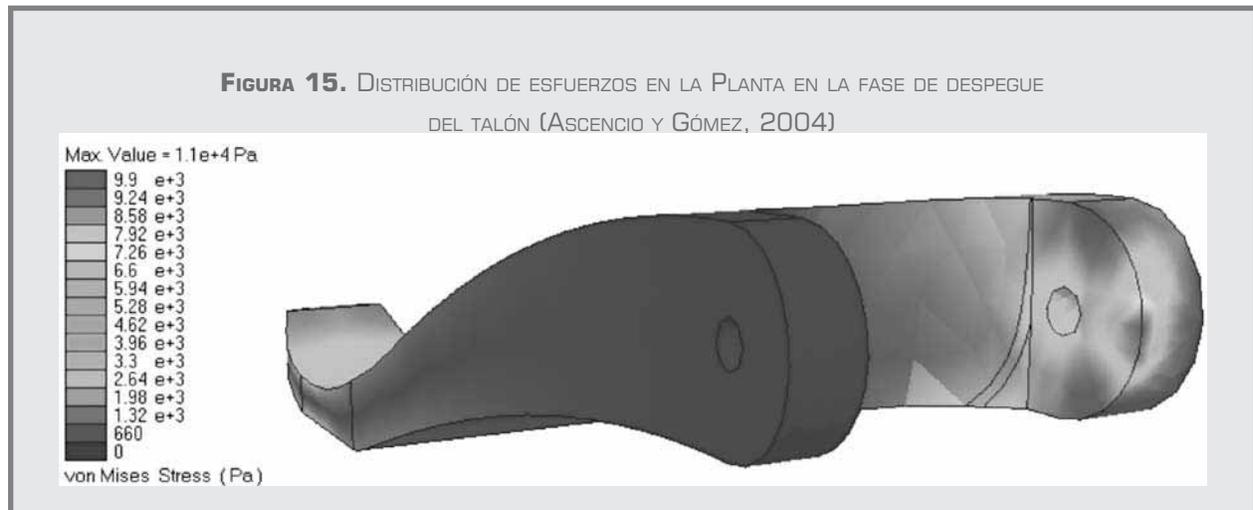
De acuerdo con la Figura 15, la mayor concentración de esfuerzo se tiene en la parte externa anterior de la planta y el valor del esfuerzo presentado es de 9.24×10^3 Pa. Este esfuerzo no es suficiente para causar fractura o deformación permanente en la pieza. Aunque en esta fase, la planta soporta el peso sobre el extremo de adelante, el esfuerzo de Von Mises tiene un valor 2.64×10^3 Pa. Este esfuerzo no afecta la estructura debido a las características elásticas del material y como se observa en la tabla de esfuerzos de Von Mises el mayor esfuerzo equivale a 1.1×10^4 Pa, el cual está por debajo del límite de fluencia del material, y esto muestra que la pieza soportará las cargas a las cuales estará sometida durante la marcha, hay necesidad de pruebas adicionales de impacto y fatiga.

DISCUSIÓN

Se estudiaron a fondo tres prediseños los cuales fueron la base para el diseño final en el cual se tuvieron en cuenta aspectos ergonómicos, de construcción y económicos; además de los requisitos funcionales.

El diseño de pie para prótesis de miembro inferior con sistema de amortiguación tiene la posibilidad de ser adaptado a prótesis comerciales lo cual da una gran ventaja ya que puede ser utilizado en prótesis por debajo y por encima de la rodilla.

El sistema de amortiguación para la prótesis de pie se elaboró con alambres de nitinol para cumplir el objetivo propuesto de comodidad y resistencia al simular la marcha de un sujeto del grupo objetivo.



Cabe resaltar que aunque todavía no se ha creado la prótesis ideal, se están satisfaciendo ciertos criterios de diseño para alcanzar este objetivo y obtener una prótesis colombiana de buena calidad, rentable económicamente y adaptable a otras prótesis existentes en el mercado nacional.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El estudio de la marcha humana fue de gran importancia para el desarrollo del proyecto, facilitando la implementación de materiales inteligentes. Esto demuestra la gran acogida que está tomando esta clase de materiales en áreas como la robótica y la bioingeniería.

Se diseñó y modeló un prototipo de pie para prótesis, asimilando la forma anatómica y ajustándose a la antropometría; para buscar el comportamiento lo más cercano posible al del pie normal, mediante una sola articulación a la altura del astrágalo.

Se llevó a cabo el modelamiento con herramientas computacionales y se sometió a pruebas de análisis de ingeniería (CAE); en donde los resultados mostraron la eficacia de la implementación de nuevos materiales.

Este estudio arroja como resultado final el diseño formal de un pie para prótesis de miembro inferior, con sistema de amortiguación basado en alambres como el nitinol; para una carga máxima de 80 Kg.

Se diseñaron circuitos que cumplen con las características requeridas para el buen funcionamiento del sistema de amortiguación del pie y, aunque tiene todavía algunos problemas de autonomía, son funcionales en primera instancia.

Las pruebas con resortes de nitinol, tomando los tiempos de respuesta bajo diferentes cargas en compresión y tensión, mostraron que el tiempo de enfriamiento de los mismos no es proporcional al tiempo de calentamiento, y además, es muy lento; lo que dificulta que el tiempo de respuesta de los alambres sea óptimo para aplicaciones como estas. Esto permite sugerir, en principio, la posibilidad de remplazar el nitinol por otro material de respuesta más rápida.

Se deja abierta la posibilidad de habilitar el diseño para diferentes cargas, y de este modo adaptar el pie a diversos grupos discapacitados mediante sistemas de control adaptativos, basados en inteligencia artificial. Es necesario realizar pruebas adicionales de impacto y de fatiga para encontrar el diseño óptimo.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan una gratitud muy especial a todos los miembros del grupo de investigación participantes del proyecto; quienes con su entusiasmo, esfuerzo y dedicación han sido partícipes de esta ardua labor que muchas veces es tan poco reconocida.

Además, expresan sus agradecimientos a la Universidad de La Salle por su apoyo a la investigación, con el interés de promover proyectos de participación y proyección con fines de beneficio social. Igualmente, se manifiesta un agradecimiento muy especial a los “Laboratorios Gilete” por su colaboración y asesoría en el campo biomédico para el desarrollo del presente proyecto.

BIBLIOGRAFÍA

Ascencio, O y D. Gómez. “Diseño y Modelamiento de Pie para Prótesis de Miembro Inferior Adaptable a Prótesis Comerciales o Estándares con Sistema de Amortiguación”. Trabajo de Grado. Facultad de Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle. Bogotá, 2004,

Eds. Solid Edge Versión 14. 2002.

Eds. Visual Nastran software. 2002.

Estrada, J. *Parámetros Antropométricos de la Población laboral Colombiana* 1995. ACOPLA-95. Universidad de Antioquia e Instituto de Seguros Sociales, Medellín, Colombia. 1995.

Martín, P, *et al.* “Aplicación de Nuevos Materiales en el Diseño de una prótesis o para amputación de miembro inferior por encima de la rodilla”. Proyecto de Investigación de la Facultad de Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Grupo de Investigación en Bioingeniería. Universidad de La Salle. Bogotá. 2006.

Reyes, D. “Sistema de Control Electrónico para Socket de una prótesis Transfemoral Semiactiva”. Proyecto de grado para optar al título de Ingeniera de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle, Bogotá. 2005.

Reyes, D; H. Durán y P. Martín. “Sistema Electrónico de Control para Socket de una Prótesis Transfemoral Semiactiva”. Grupo de investigación en Bioingeniería Universidad de La Salle. Memorias II Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica. Oct. 27 y 28 de 2005. Bogotá, D.C.

Vera, K. y C. Arias. “Diseño de un Encaje o Socket para Prótesis de Miembro Inferior con Amputación por Encima de la Rodilla”. Proyecto de grado para optar al título de Ingeniero de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle, Bogotá. 2003.

Vera, K.; C. Arias; A. Espejo y P. Martín. “Diseño de un encaje para Prótesis de miembro inferior con amputación por encima de la rodilla”. *Revista Épsilon* 9: 19-28. (2007).Elius, noves? Ne nius porum. Maelatiena L. Simeis.