

# Desarrollo de una prótesis tipo chopart para amputación parcial de pie

## Development of a Chopart Type Artificial Limb for Partial Amputation of Foot

CAMILO ANDRÉS ARIAS HENAO

Ingeniero Mecánico y Magíster en Ingeniería Mecánica. Docente de planta de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas adscrito a la Facultad Tecnológica  
camiloariashenao@yahoo.com

DIEGO ARMANDO SUÁREZ SUÁREZ

Ingeniero Mecánico de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Auxiliar del Laboratorio de Resistencia de Materiales de la Facultad Tecnológica en la misma Universidad  
diego.ass@gmail.com

Clasificación del artículo: investigación

Fecha de recepción: 24 de noviembre de 2005

Fecha de aceptación: 2 de junio de 2006

**Palabras clave:** prótesis, Chopart, fibra de carbono, marcha, amputación, diseño.

**Key words:** prosthesis, Chopart, carbon fiber, walk, design.

### RESUMEN

Este documento muestra el proceso de diseño de una prótesis tipo Chopart para amputación parcial de pie, desde sus bocetos hasta las pruebas de optimización del prototipo final. Para ello se realizaron estudios de diferentes materiales y procesos de manufactura, hasta seleccionar una quilla en poliuretano con refuerzo en fibra de carbono y cosmesis en silicona, la cual se destaca por incluir una forma en una aproximación al arco carpiano. El trabajo es desarrollado con el objeto de suplir la necesidad del *Centro Integral de Rehabilitación de Colombia* (Cirec), entidad sin ánimo de lucro que atiende, en especial, a personas de bajos recursos. Al final se presenta una evaluación de funcionamiento de la prótesis utilizando un paquete de software para el análisis de movimiento *Kinescan*®, empleado en las instalaciones del laboratorio de marcha del Cirec.

### ABSTRACT

This paper shows the design process of a Chopart type artificial limb for partial amputation of foot, from its sketch to the optimization proofs of the final prototype. For that, studies of different materials and manufacturing processes was made, until selecting a keel made with poliuretano and carbon fiber reinforcement and cosmesis made of silicone, which is distinguished because it includes a shape, similar to carpien arc. The work is made with the purpose of supplying a necessity of the *Centro Integral de Rehabilitación de Colombia* (Cirec); this is a non profitable organization which serves to people with low resources, specially. The ending shows an evaluation about operation of the prosthesis using a software tool to analyze the movement, named *Kinescan*. It is used at the human walking laboratory of Cirec.

## 1. Introducción

El presente trabajo se desarrolla en el marco del proyecto de investigación titulado *Diagnóstico de condiciones mecánicas y de materiales para el diseño de dispositivos de reemplazo en aplicación biomédica*<sup>1</sup>, el cual forma parte de una propuesta para mejorar la prótesis de amputación parcial de pie tipo Chopart solicitada por la Fundación Cirec<sup>2</sup>, dado que la empleada actualmente ha venido presentado fallas frecuentes, entre ellas problemas de adaptación y aprobación, por parte de los pacientes.

El objetivo del trabajo es valorar la adaptación del diseño de la prótesis para amputación parcial de pie tipo Chopart a la marcha humana, con los siguientes objetivos específicos:

- Identificar los tipos de amputación de miembro inferior.
- Modelar geometrías de quillas en programas de diseño para su posterior análisis por elementos finitos.
- Fabricar un prototipo de prótesis para la amputación parcial de pie
- Realizar por lo menos una prueba mecánica para la prótesis de amputación parcial de pie diseñada.
- Parametrizar el diseño de la quilla de acuerdo con las tallas encontradas en el mercado.
- Verificar los resultados alcanzados en un paciente con amputación Chopart.
- Realizar un manual de usuario para el diseño de la prótesis en la amputación tipo Chopart.

El punto de inicio fueron las soluciones al problema definidas en otros centros de asistencia, las cuales permitieron señalar la propuesta preliminar de diseño más adecuada, la cual tuvo modificaciones para al final proponer la mejor geometría de la prótesis. Una vez obtenida la forma se analizó la mejor opción en cuanto a materiales utilizados en la actualidad, y la posibilidad de realizar una prueba de flexión en voladizo en una máquina universal de

ensayos, para evaluar la resistencia de la quilla bajo cargas comparadas a fases de marcha crítica, una de las cuales se presentan en el despegue. El análisis concluyó en decidir acerca del uso de material compuesto de fibra de carbono como refuerzo en un compuesto elaborado manualmente con resina epóxica.

El análisis por elementos finitos, la construcción de un prototipo de quilla en polipropileno y de otro en elastómero fueron definitivos para determinar el modelo final. La propuesta obtenida es un sistema modular (quilla, *socket* y cosmesis) cuyo proceso de fabricación se presenta en este artículo, señalando la participación de los pacientes en las diferentes etapas. Finalmente, se realizó la evaluación, a partir de un caso real atendido por el Cirec; la valoración fue realizada en el laboratorio de marcha de la fundación; el resultado es una medición biomecánica soportada en las herramientas de digitalización de video y análisis de movimiento contenidas en el paquete de software *Kinescan*®.

## 2. Parámetros iniciales y propuesta de desarrollo

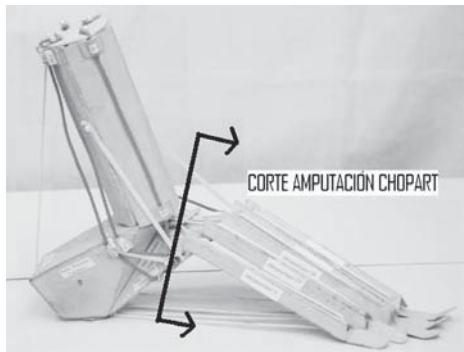
El trabajo se centra en el análisis de la amputación tipo Chopart, resultante de una técnica quirúrgica que fue descrita, por primera vez, por François Chopart en París (1792) (figura 1).

Al igual que ocurre con la amputación de Lisfranc<sup>3</sup>, la de Chopart ha sido una amputación proscrita durante muchos años, por los graves problemas de pie que provocaba el equinismo secundario del muñón. En la actualidad parece existir una tenden-

<sup>1</sup> El proyecto de investigación es financiado por el Centro de Investigaciones de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas (Bogotá D.C.), y se adelanta en la Facultad Tecnológica de la misma Universidad.

<sup>2</sup> Centro Integral de Rehabilitación de Colombia.

<sup>3</sup> La de *Lisfranc* es otro tipo de amputación en que se remueven zonas diferentes del pie, pero con características similares en cuanto a la parte que queda del talón.

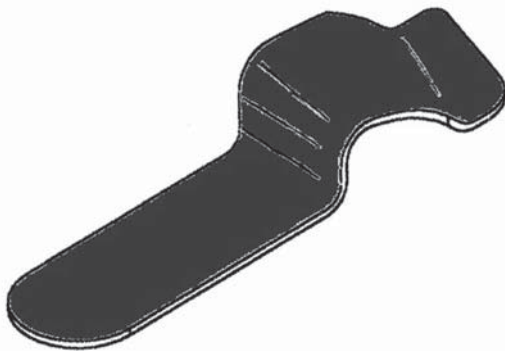


**Figura 1.** Amputación Chopart.

cia a «rehabilitar» este nivel de amputación, gracias a la introducción de nuevos materiales que solucionan los problemas protésicos, pero en especial a la mejora de la técnica quirúrgica, que evita la marcada tendencia al equinismo de estos muñones.

El desarrollo de este proyecto se orientó a la consecución de un dispositivo de fácil producción, multi-tallas y oferente de condiciones para la marcha adecuada. Para ello se identificaron las siguientes propuestas previas al modelo definitivo:

- *Propuesta 1.* Considera los arcos interno y externo del pie; es básicamente un prototipo que intenta recuperar la funcionalidad a través de sus curvas pronunciadas y bajo espesor; estas características lo hace poco resistente a la carga del paciente y su integración a la cosmesis se dificulta por la falta de un elemento que facilite su adaptación.



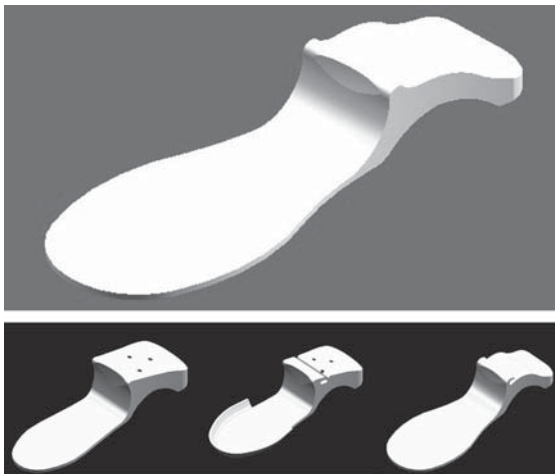
**Figura 2.** Propuesta de quilla 1.

- *Propuesta 2.* Su diseño tiene curvas menos pronunciadas, con una abertura en su parte superior que permite colocar un elemento elástico, mejorando el despegue por parte del usuario. Sin embargo, su espesor lo hace poco resistente, además de ser una prótesis alta para el paciente.



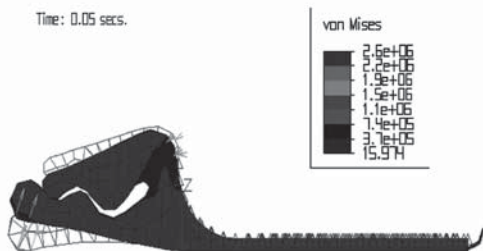
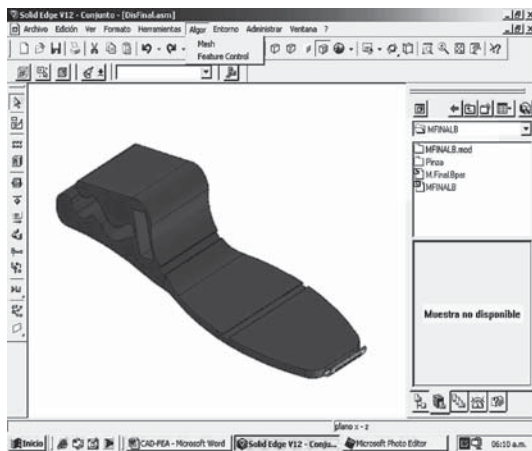
**Figura 3.** Propuesta de quilla 2.

- *Propuesta 3.* Presenta una curva frontal en la cual reposa el muñón, logrando que la prótesis sea mucho más cómoda. Posee orificios que facilitan la integración de la cosmesis. Además mantiene la curva lateral de recuperación de la bóveda plantar del pie (esto ocasiona que sean necesarias quillas tanto para el pie izquierdo como para el derecho). En una mejora posterior se incrementa su espesor para lograr resistencia. Como elemento adicional, en comparación con el modelo anterior, posee una caja para acomodar el muñón, y otra en la parte frontal superior para localizar el amarre correspondiente. También se observa que se involucra un poco más de talón logrando mayor soporte y cobertura; éste se termo-formará de acuerdo con el muñón de cada paciente (véase figura 4.).
- *Propuesta 4.* Se trató de añadir un sistema para que la flexión fuera diferente en el trayecto de marcha, y utilizar un nuevo material: caucho de



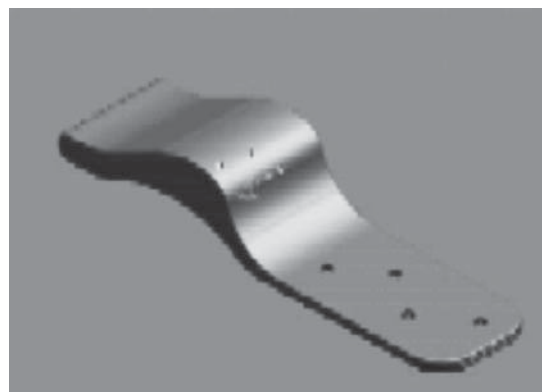
**Figura 4.** Propuesta de quilla 3. Se nota el soporte extra al muñón y posteriores avances en la misma propuesta.

poliuretano. No obstante, debido a la complejidad de su construcción y de manejo del material, se decidió volver a una forma simplificada del modelo 3.



**Figura 5.** Propuesta 4. Elaborado en caucho de poliuretano, tiene la opción de variar la resistencia del desplazamiento durante la marcha.

- *Propuesta definitiva.* Considerando las ventajas y desventajas de los modelos antes presentados se optó por definir uno que presentará las opciones de arco carpiano, con el objeto de obtener un elemento de absorción de energía, que además es novedoso, pues no se observó en ninguna otra quilla del mercado, y soporte de muñón como factores de diseño característicos de la prótesis. Asimismo, se escoge una forma que simplifique lo referente a formas y elementos especiales de sujeción, asignando estas funciones al *socket*.



**Figura 6.** Propuesta definitiva. Se mantiene el soporte al muñón y se adiciona alojamiento para los tornillos que agarran el *socket*.

### 3. Construcción

Se decide utilizar materiales con las propiedades deseadas de deflexión y amortiguación presentes en la marcha humana normal. En primer lugar, se probó un tipo de caucho de poliuretano reforzado con una quilla de acero (utilizado para flejes). Sin embargo, las pruebas realizadas mostraron que no había seguridad en la resistencia de este último elemento; además, la prótesis resultante fue demasiado pesada comparada con prótesis y con la anatomía corporal. Se decidió entonces trabajar con el mismo caucho de poliuretano reforzado con un material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica, el cual ofrece muy buenas propiedades de resistencia y peso que se comprobarán en las pruebas mostradas más adelante.

En la figura 7 se observa el refuerzo y algunos pasos de su construcción, que consiste en la unión de capas dispuestas de manera específica aglomera-

das con resina y unidas en un proceso de compresión, sin la utilización de calor.

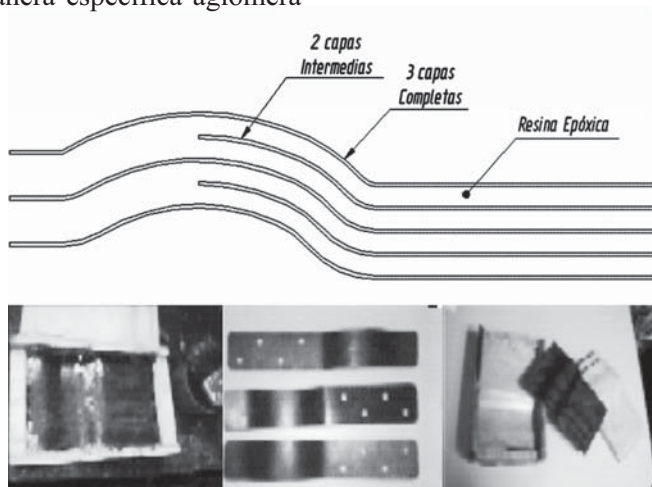


Figura 7. Refuerzo en fibra de carbono.

Una vez se obtienen las láminas de refuerzos en fibra de carbono éstas se cortan a la medida y cada una se instala como refuerzo en el molde que in-

yecta el caucho de poliuretano, como se observa en la figura 8.



Figura 8. Proceso de fabricación, molde de inyección y quilla.

Finalizada la quilla se elabora el *socket* y la cosmética en silicona para un muñón determinado, empleando la técnica de vaciado en molde, el cual es un

termoformado de polietileno sobre una muestra de yeso del muñón del paciente, logrando un ajuste más cómodo (figura 9).



Figura 9. Vista del muñón, del socket (solo e instalado en la quilla) y prótesis final.



#### 4. Pruebas

Se realizaron dos pruebas al producto final, una de resistencia a carga estática a la quilla y otra de utilización en marcha en el paciente.

En la primera se hizo un diseño que permite adaptar la quilla a una máquina universal de pruebas<sup>4</sup> (figura 10). De esta prueba de carga estática se pudo determinar una resistencia de 147,8 kg como carga pico, con un ángulo de deflexión de 36°, lo cual es un muy buen resultado respecto al desarrollo en marcha de la prótesis. La falla se logra bajo condiciones muy críticas, en las cuales el apoyo se localiza hacia el borde de la superficie base diseñada. En la grafica de deflexión se puede observar que la quilla diseñada logra estar cerca del ángulo biomecánico para un paciente de 100 kg (cargas para las cuales fueron elaboradas las pruebas), para el cual se superarían los 30° en la fase del despegue. Para pacientes con diferentes pesos se tendrá un mayor despegue ocasionado por una palanca más larga que se crea por una menor deflexión en la quilla; esto se debe adecuar en pruebas de marcha, buscando aliviar el refuerzo de las fibras.

La segunda prueba se realizó a la marcha del paciente con la prótesis en el laboratorio de marcha del Cirec (véase figura 11), empleando el módulo

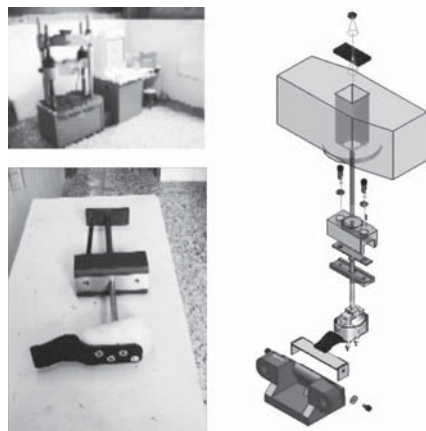
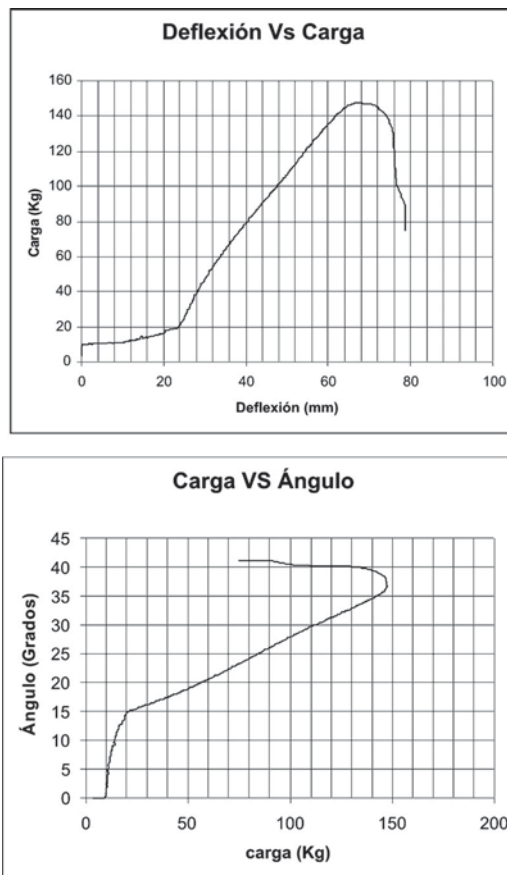


Figura 10. Dispositivo de pruebas estáticas.

<sup>4</sup> La máquina pertenece al laboratorio de resistencia de materiales de la Facultad Tecnológica de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas en Bogotá D.C.



Gráfica 1. Resultados de las pruebas estáticas.

del software *Kinescan*®, específico para análisis de movimiento. Esto permitió comparar los parámetros normales de marcha para cada miembro con los resultados obtenidos utilizando diferentes prótesis (la utilizada actualmente por el paciente y dos de las propuestas diseñadas en el marco de este trabajo, diferenciadas por el material que conforma la quilla). Según las muestras obtenidas se ven mejorías marcadas por una disminución en la alteración para el miembro no amputado, ocasionada por el proceso de adaptación y la sensibilidad de este tipo de muñones; además, un acomodamiento en el miembro amputado del paciente en los parámetros de posicionamiento geométrico de ángulos del pie (más adecuados para las diferentes fases de marcha); en general, un mejor balance de fuerzas en las extremidades del paciente y un mejor despegue (véase gráfica 2).

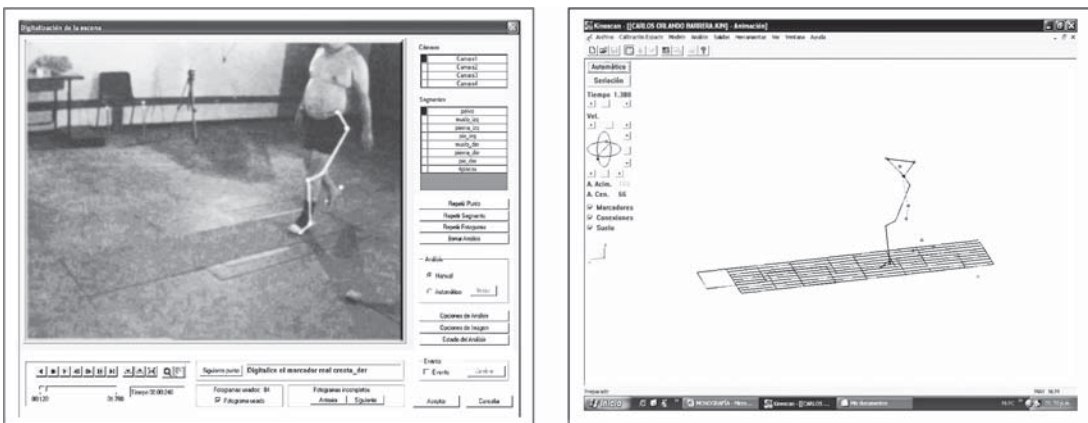
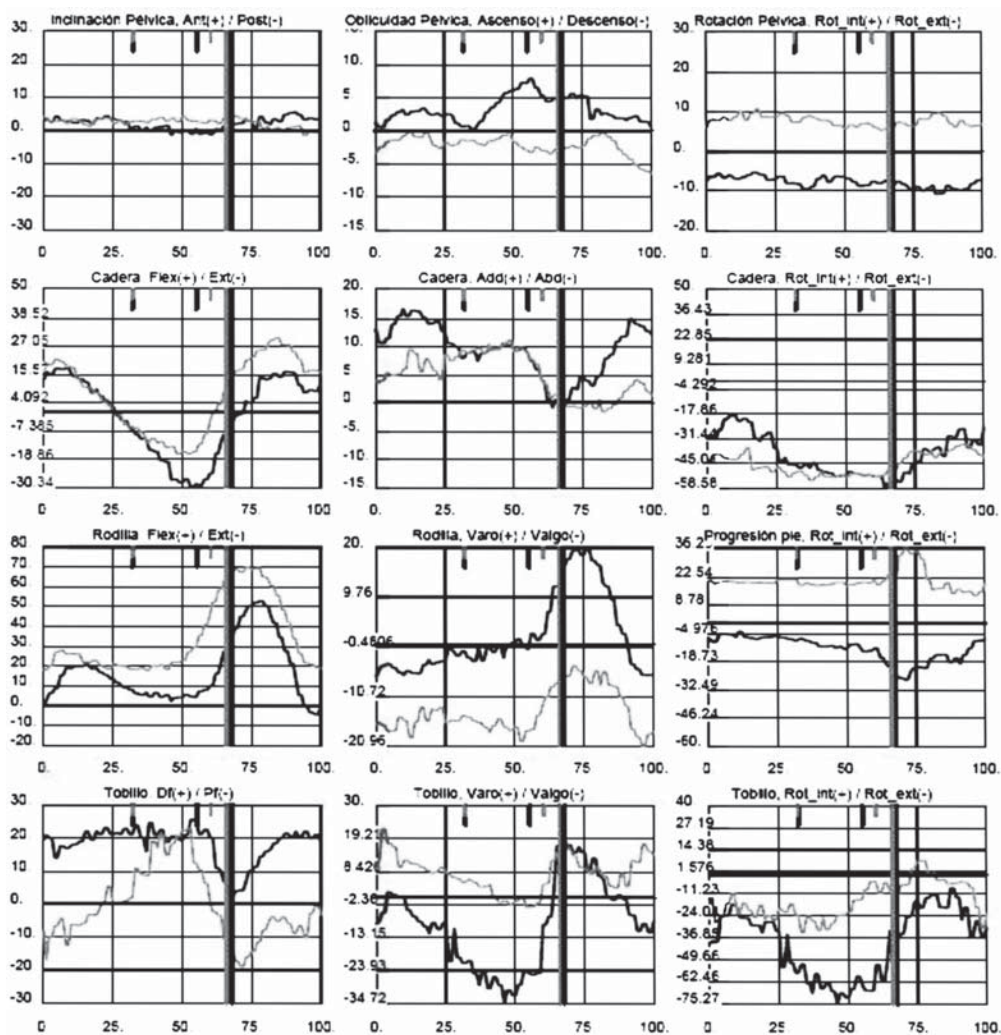


Figura 11. Digitalización y análisis de pruebas. Resultados obtenidos por el software Kinescan.



Gráfica 2. Análisis de resultados de prueba de funcionamiento en marcha. La línea gris corresponde al pie sano y la negra al pie amputado. Se observan diferencias normales causadas por el tiempo de la amputación en el paciente.

## 5. Conclusiones

Este trabajo permitió verificar resultados y observar diferencias entre la prótesis parcial de pie diseñada y la de uso común en un paciente con el nivel de amputación Chopart. Se encontraron valores casi de normalidad en marcha, sin alteraciones severas, además de lograr mejoría en el comportamiento de ambos miembros inferiores del paciente.

La resistencia del producto se evaluó a través de una prueba mecánica de flexión en voladizo, como una aproximación a la fase de despegue en marcha. Éstas se realizaron en una máquina universal de ensayos de referencia UH-50 A, con sistemas de adaptación que incluyeron el diseño de cuatro piezas necesarias para realizar la prueba a la quilla. Los resultados superan los valores críticos para una paciente de 100 kg, los cuales se ven alterados dinámicamente en marcha en un 20% adicional al peso corporal. La quilla logró una resistencia de 147 kg, bajo estas condiciones de prueba.

El proyecto analizó variedad de materiales empleados por los grandes fabricantes o dispositivos ortopédicos; entre ellos se destaca el uso de fibra de carbono como material de refuerzo, y de las siliconas en la cosmesis.

Finalmente, el proyecto brinda la posibilidad de continuar el desarrollo de sistemas protésicos, y de incursionar en el análisis del uso de nuevos materiales para el mismo fin. Las universidades tienen la capacidad de vincular los proyectos de grado de sus estudiantes con el desarrollo de proyectos de investigación orientados a proponer soluciones reales a la problemática local, en especial aquellas que se destacan por su carácter social y humanitario<sup>5</sup>.

<sup>5</sup> El proyecto participó en el IV Congreso de Tecnologías de apoyo en la discapacidad, celebrado en febrero de 2006 en la ciudad de Vitoria, Brasil. En: [www.riberdiscap.org](http://www.riberdiscap.org)

---

## Referencias bibliográficas

---

- [1] Kapanji A.I (1998). *Fisiología articular*. España: Ed. Médica Panamericana.
- [2] Baumgartner, R. (1997). *Tratamiento ortésico-protésico del pie*. Barcelona: Ed. Masson S.A.
- [3] Delmas (1999). *Anatomía humana, descriptiva, topográfica y funcional*. Barcelona: Ed. Masson S.A.
- [4] McElroy, C. A., Masih, S. y McElroy, K. *Lower extremity amputation*. Extraído del World Wide Web: <http://www.gentili.net/amputations/>
- [5] Norton, R. (2006). *Machine Design: An Integrated Approach*, 3/E. México: Ed. Prentice Hall.
- [6] Prat, J. y Sánchez, J. (1994). *Curso de formación de técnicos ortoprotésicos «Euroform» Miembro inferior y marcha humana*. Valencia: Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia.
- [7] Reddy, J. N. (2003) *Mechanics of Laminated Composite Plates and Shells: Theory and Analysis*. Ed. CRC. Press.
- [8] Piedrabuena, S. (2003). *Prótesis tipo barrachina modificada para amputación Chopart*. TOI, Revista Técnica Ortopédica Internacional, pp. 39-43.
- [9] Soos, E. *et al.* (2003) *Mechanics of Elastic Composites*. Ed. CRC. Press.
- [10] Spyrakos, C. (1996). *Finite Element Modeling in Engineering Practice*. West Virginia University: Ed. Pittsburgh, PA.
- [11] Taranto, M. *Forefoot Amputation*. Extraído del World Wide Web: <http://www.podiatry.curtin.edu.au/encyclopedia/amputation/content.html>
- [12] Zambudio, R. (2001) *Órtesis, calzado y prótesis en el pie diabético*. Extraído del World Wide Web: <http://www.ortoinfo.com>.