

# Construcción de un prototipo de rodilla con un sistema de control electrónico mediante un proceso de prototipado rápido

## *Construction of a Prototype Knee with an Electronic Control System through Rapid Prototyping Process*

PEDRO FERNANDO MARTÍN GÓMEZ\*

JOSÉ LUIS RUBIANO FERNÁNDEZ\*\*

NATALIA JASMÍN CARDOZO VALENCIA\*\*\*

### RESUMEN

Este artículo es una parte del proyecto de investigación de Prótesis del grupo de investigación AVARC de la Universidad de la Salle. Esta etapa está relacionada con el diseño y la construcción del prototipo de rodilla monocéntrica con sistema de control electrónico. El análisis de ingeniería a partir del modelo definitivo, ajustado a los parámetros ergonómicos promedio de la población colombiana y ajustada a las cargas aplicadas para pruebas mecánicas de acuerdo con la Norma NTC-4424. Este proceso fue llevado a cabo combinando los métodos tradicionales de diseño analítico con las herramientas de modelamiento y diseño asistido por computador (CAD) y de análisis de ingeniería asistido por computador (CAE), para luego fabricar el prototipo de rodilla, por procesos modernos de prototipado tridimensional a partir del modelo en el software de diseño CAD (tecnología CAM). El trabajo fue desarrollado en cuatro partes: primero, el rediseño y desarrollo de la metodología de construcción de la rodilla; segundo, la construcción de las partes componentes; tercero, el rediseño y ensamble del sistema de amortiguación, utilizando un fluido magnetoreológico; y, cuarto, la construcción del circuito de control electrónico basado en una señal de presión, a partir de la carga desarrollada en el apoyo de la pierna.

**Palabras clave:** metodología, mezclas asfálticas, envejecimiento, condiciones ambientales.

### ABSTRACT

This part of the prostheses research project carried out by the AVARC research group at La Salle University. This stage is related to the design and construction of the monocentric knee prototype with electronic control system. The engineering analysis based on the definitive model, adjusted to the average ergonomic parameters of the Colombian population and adjusted to the applied loads for mechanic testing according to the NTC-4424 Norm. This process was carried out by combining the traditional analytic design methods with the computer-aided design (CAD) and modeling tools, as well as the computer-aided engineering analysis tools, then to manufacture the knee prototype through modern tridimensional prototyping processes based on the CAD design software (CAM technology). The project was developed in four parts: first, the redesign and development of the knee construction methodology; second, the construction of the component parts; third, the redesign and

FECHA DE ENVÍO: 9 DE SEPTIEMBRE DE 2011 • FECHA DE ACEPTACIÓN: 3 DE DICIEMBRE DE 2011

\* Profesor investigador de la Universidad de La Salle, Bogotá, Colombia; candidato a Doutor em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil. Correo electrónico: pmartin@unisalle.edu.co

\*\* Profesor investigador de la Universidad de La Salle, Bogotá, Colombia; MSc en Materiales y Procesos de Manufactura. Correo electrónico: jorubiano@unisalle.edu.co.

\*\*\* Ingeniera de Diseño y Automatización Electrónica de la Universidad de La Salle, Bogotá, Colombia. Correo electrónico: nata1136@gmail.com

assembly of the cushioning system, using a magnetorheological fluid; and fourth, the construction of the electronic control circuit based on a pressure signal from the load developed in the leg's support.

**Keywords:** Prostheses, monocentric knee, control, magnetorheological fluid, electronic control.

## Introducción

El grupo de investigación AVARC de la Universidad de La Salle ha trabajado desde el 2003 en el diseño y construcción de una prótesis de tipo transfemoral con sistema de control electrónico. Se desarrolló el modelamiento y simulación por computador de las partes correspondientes: el encaje (Martín, Arias y Vera, 2003), el pie (Martín, Ascencio y Baquero, 2004) y la rodilla (Martín, Urquijo y Pérez, 2005); la construcción del prototipo de pie (Martín, Ortiz y Franco, 2005; Martín y Espejo, 2007) y de encaje desarrollados (Martín y Camelo, 2007) y el diseño de los circuitos de control electrónico respectivos (Martín y Reyes, 2005; Martín y Roza, 2006; Martín, Vargas y García, 2007), como se muestran en la figura 1.



Figura 1. Partes componentes de la prótesis transfemoral, modeladas en software CAD

Fuente: grupo de investigación AVARC, 2012.

A partir del rediseño y modelado en computador (Martín, Vargas y García, 2007) se analizaron los posibles cambios de la estructura mecánica de la rodilla artificial, para luego desarrollar su construcción. El amortiguador basado en fluido magnetoreológico fue rediseñado al retomarse el sistema de control de la rodilla para su construcción, ensamblando las tres partes para la implementación y pruebas de funcionamiento del prototipo. Para la construcción de las partes, por su

complejidad; fueron considerados los siguientes procesos: la técnica de estereolitografía en yeso, usada para el pie (Martín, Ortiz y Franco, 2005), el modelado por deposición de hilo fundido para fabricar el prototipo de rodilla (Martín, Cardozo y Suárez, 2008) y, finalmente, la fabricación en poliuretano rígido por proceso de moldeo para el pie (Martín y Espejo, 2007).

## Materiales y métodos

### *Diseño preliminar*

El dimensionamiento de las partes se hizo a partir de las características ergonómicas de ciudadanos colombianos para un percentil 90 (Martín, Arias y Vera, 2003; Martín, Ascencio y Baquero, 2004; Martín, Urquijo y Pérez, 2005) y se desarrolló el diseño preliminar por computador en software CAD que, posteriormente, fue tomado como base para el análisis de ingeniería (CAE). En la figura 2 se expone el conjunto y las partes principales que fueron sometidas al análisis por elementos finitos.

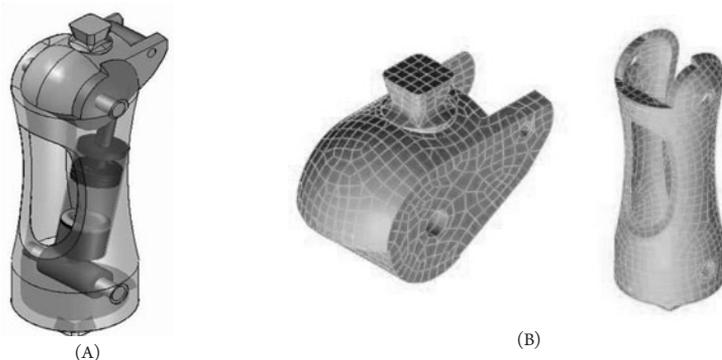


Figura 2. (a) Articulación de rodilla. (b) Partes superior e inferior de la rodilla analizada por elementos finitos (Martín, Pérez y Urquijo, 2005; Martín, Vargas y García, 2007)

Fuente: grupo de investigación AVARC, 2012.

### *Selección de materiales*

Para la fabricación de la rodilla fueron seleccionados el material ABS-acrilo-nitrilo butadieno estireno (Cardozo y Suárez, 2008) para el prototipo modelado por hilo

fundido y el poliuretano rígido (PUR) (Martín y Espejo, 2007) para la fabricación final de las partes. El ABS es un polímero de alta resistencia a la abrasión, impermeable al agua, no lo degradan el aceite, tiene buena resistencia química y es mecanizable. El poliuretano rígido, posee buena relación resistencia-peso y se tiene experiencia en la fabricación del pie para la prótesis (Martín y Espejo, 2007). El esfuerzo último y de fluencia, de la composición de poliuretano usada para fabricar las partes del pie, se obtuvieron mediante ensayos de tensión, resultando en esfuerzo último de 23,06 MPa y esfuerzo de fluencia de 18,26 Mpa (Martín y Espejo, 2007). Estos datos se emplearon para el análisis de ingeniería por medio de un programa CAE.

### ***Análisis de ingeniería asistida por computador (CAE)***

El análisis por elementos finitos se hizo con software ALGOR V.12 a partir de la discretización de los sólidos. Las restricciones y cargas aplicadas sobre el modelo fueron definidas, teniendo en cuenta la forma de montaje y prueba funcional, de acuerdo con las Normas NTC-4424 (partes 1 a 8) como se ilustra en la figura 3. Para el análisis fue definida la carga máxima como la carga de prueba bajo norma; determinada como la carga máxima aumentada en 80 % de su valor; lo que equivale a una fuerza de 1412,64 N. Esta fuerza se descompuso en una fuerza de compresión (1378,83 N), una fuerza cortante (307,19 N) y un momento flector (310,2 N-m) equivalentes; los cuales fueron aplicados directamente sobre la rótula enmallada, una vez configuradas las restricciones de movimiento de rotación alrededor de los pasadores.

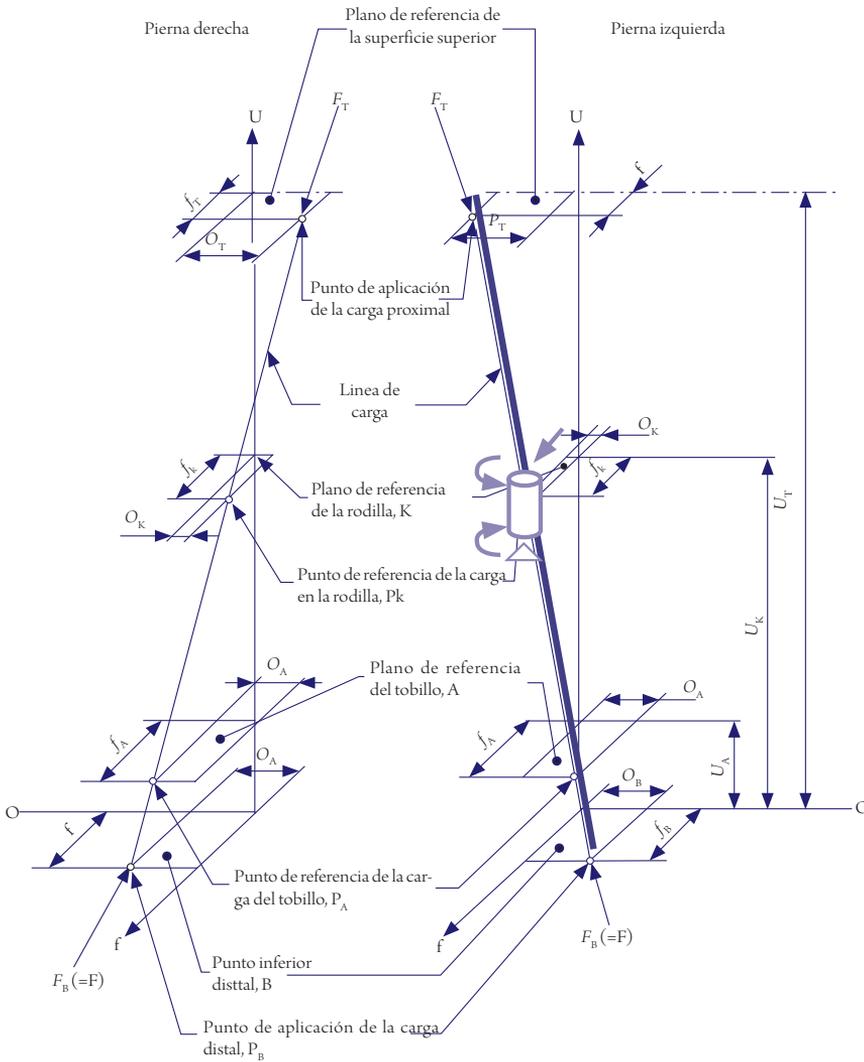


Figura 3. Diagrama de fuerzas equivalentes para el análisis por elementos finitos de la Rodilla

Fuente: Martín y Espejo, 2007.

A partir del diseño original se realizaron cambios en la forma de la pantorrilla de la prótesis, para reforzarla, aumentando el espesor de las paredes. La comparación con el ABS tomó como referencia el esfuerzo de fluencia del material de 34,96 MPa (Garrido et ál., 2003). Se obtuvo para el esfuerzo un valor de 27,17 MPa para un espesor de 7 mm, con un factor de seguridad de 1,28; teniendo en cuenta que en

muchos momentos puede haber una sobrecarga significativa, cuando hay apoyo sobre un solo pie. La figura 4 muestra los resultados de esfuerzos obtenidos.



Figura 4. Simulación en software ALGOR de la pantorrilla (espesor de pared de 7 mm)

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

### Desplazamientos

Los desplazamientos obtenidos muestran una gran deformación, con valor máximo de 14,39 mm en el nodo 169, lo cual indica que se debe cambiar el material o sus dimensiones. En la figura 5 se muestran las cargas y restricciones aplicadas, junto con los desplazamientos y esfuerzos de Von Mises obtenidos.

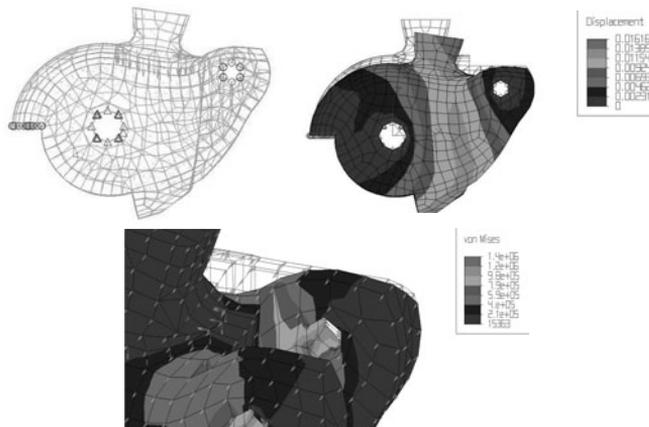


Figura 5. Modelo desplazado luego de ser analizado en software ALGOR

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

## *Esfuerzos*

El esfuerzo máximo de Von Mises obtenido es de 1,36 MPa en el nodo 2014, el cual no supera la resistencia a fluencia del material de 18,26 MPa. Esto permite comprobar que el material resiste la carga sin romperse y sugiere que sí es posible cambiar el material por otro más rígido, al sacrificar un poco la resistencia mecánica, pero con menor deformación; sin riesgo de ruptura. Por esta razón se optó por fabricar el prototipo con estas dimensiones en una composición de poliuretano más rígida.

## **Construcción de la rodilla por prototipado rápido**

El prototipo fue fabricado por deposición de hilo fundido con un diámetro de 1,587 mm. Este proceso fue desarrollado con la máquina Dimensión 1200 Series, a partir del contorno tridimensional de la pieza en un archivo con la extensión STL en el Parque Tecnológico del SENA de Bogotá. Algunas de las piezas desarrolladas se muestran en la figura 6.



Figura 6. Partes principales de la rodilla fabricadas por prototipado rápido en material ABS

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

## **Construcción del amortiguador**

El amortiguador se implementó a partir de un cilindro comercial compacto de doble efecto, de la serie MCJK. Su movimiento es controlado por la variación de la viscosidad del líquido mediante la aplicación de un campo magnético con un imán permanente, guiado y posicionado por un servomotor FUTABA S3114 como se ilustra en la figura 7.

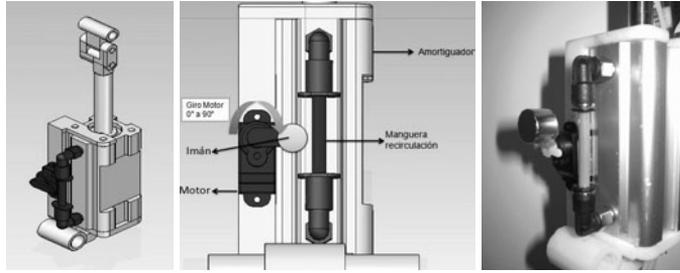


Figura 7. Funcionamiento del servomecanismo para cambio de viscosidad

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

### *Pruebas funcionales del amortiguador*

Se hicieron pruebas funcionales del amortiguador para analizar su respuesta mecánica, aplicando fuerza sobre el vástago del cilindro con pesas calibradas cada 1 kg, y colocando el imán a distintas distancias del ducto de circulación del fluido, según se muestra en la figura 8. Esto con el fin de observar el efecto de variación del campo magnético en el cambio de viscosidad del fluido magnetoreológico y la incidencia que tienen este y la carga en el movimiento del vástago.



Figura 8. Pruebas de funcionamiento del amortiguador desplazando el imán desde la manguera con 1 kg de peso

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

## Construcción del circuito de control

El funcionamiento del sistema de control se sustenta en el principio de variación del campo magnético sobre el fluido magnetoreológico, a partir de las dos entradas del sistema: la fuerza ejercida y la posición angular de la rodilla. Estas señales se comparan con los datos de posición recolectados en proyectos anteriores de investigación sobre la marcha humana (Rangel et ál., 2006). De esto se obtiene la posición del servomecanismo que gradúa la intensidad del campo magnético necesario para cambiar la viscosidad del fluido.

Se implementó un sensor piezoresistivo Flexiforce A-201-100 (Tecksan, 2005) para capturar la señal de fuerza que entra al sistema, y un potenciómetro deslizante de 50 K como sensor de posición, el cual convierte el movimiento angular de la rótula en sentido lineal del potenciómetro. El movimiento de la rodilla genera el cambio de posición del imán mediante el servo motor operado en el rango de 0 - 5V. Para el control de las dos variables (fuerza y posición) y el servomecanismo, se seleccionó un microcontrolador PIC 16F877A como unidad lógica de procesamiento (Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008). En la figura 9 se muestra el montaje del sensor piezoresistivo en el prototipo, y a partir del análisis de la fuerza frente a la resistencia y la fuerza *vs.* conductancia ( $1/R$ ), se hizo la calibración por el comportamiento lineal de la conductancia.

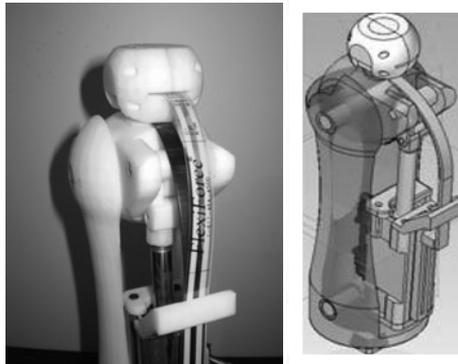


Figura 9. Ubicación del sensor en la prótesis

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

El circuito utilizado, además de controlar, simula la salida o posición del motor que posiciona el imán permanente ante un evento determinado, ingresando el valor de un ángulo y su respuesta en el tiempo y velocidad. Esto se realizó por medio de un teclado matricial que simula la entrada del sistema hacia el microcontrolador PIC, el cual analiza la información y genera una orden al motor, mostrando en una pantalla LCD el tiempo de giro y la velocidad.

Una vez analizado, el servomecanismo se desarrolló una metodología de control que toma las entradas por parejas de ángulo y fuerza, al efectuar una comparación entre los datos suministrados y los almacenados en una tabla. De esta manera el sistema de control compara dichos datos para generar la salida correspondiente en cada fase, teniendo en cuenta que en el contacto inicial del pie, la rodilla permanece casi extendida en su totalidad.

El control cumple la función de obtener una rápida respuesta del servomecanismo cuando la posición de la rodilla está entre los 20 grados y 70 grados propios de la marcha humana. Cuando la prótesis se posiciona en alguno de estos ángulos, el sistema de control reacciona debido a que la señal provista por el potenciómetro es analizada en ese momento, junto con el valor de fuerza medido por el sensor. El control garantiza que el servomecanismo esté ubicado en 0 grados o 90 grados, de acuerdo con los ángulos más relevantes de la marcha humana, al permitir que el amortiguador se bloquee o se libere, activando el imán permanente por medio del motor cuando se esté apoyando el pie y la rodilla brinde la estabilidad necesaria para que la persona se balancee sobre esta, o por el contrario, cuando la prótesis se esté balanceando para dar el siguiente paso, facilitando el libre movimiento de la rodilla. En la tabla 1 se muestra la relación entre la fuerza captada por el sensor Flexiforce (kg) y el ángulo del servomotor (grados), dependiendo de la posición angular de la rodilla (grados).

Tabla 1. Relación de valores a controlar de acuerdo con la posición de la rodilla

ÁNGULO DE RODILLA (GRADOS)	FUERZA (KG)	ÁNGULO MOTOR (GRADOS)
0	0	90
20	5	90
0	40	0
40	0	90
70	0	90
20	20	0

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

En las figuras 10 y 11 se expone el comportamiento del ángulo de giro del servomotor en el tiempo y el tiempo de respuesta del sensor de fuerza respectivamente.

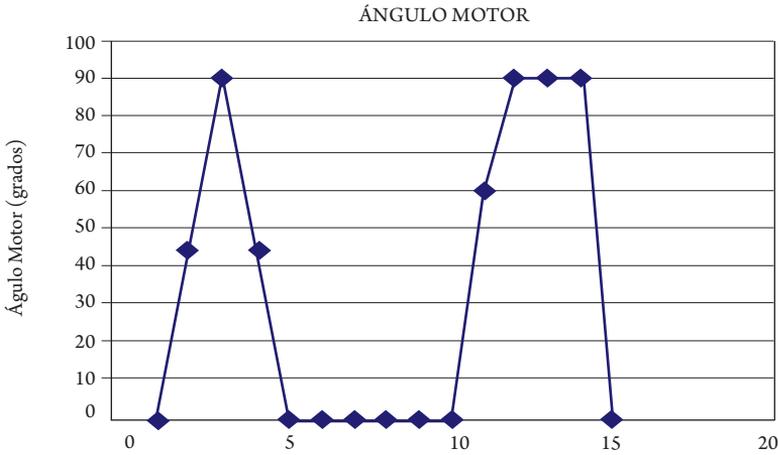


Figura 10. Respuesta en posición del servomecanismo en el tiempo

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

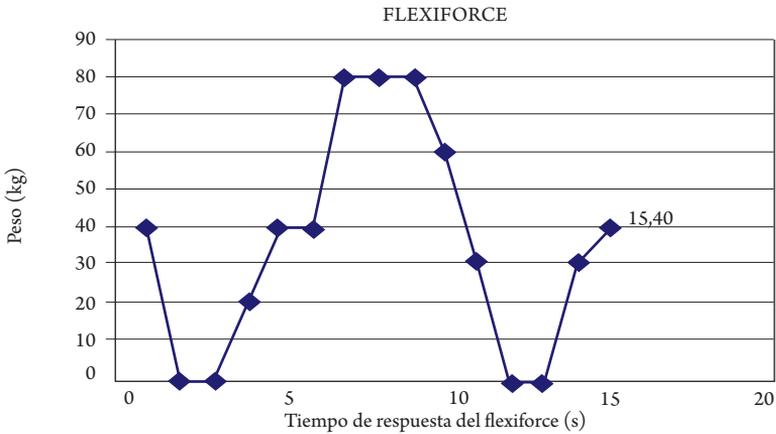


Figura 11. Respuesta del sensor de fuerza en el tiempo

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008

### ***Circuito electrónico de control***

Se diseñó el circuito de calibración del sensor de fuerza de acuerdo con el diagrama de conexión y acondicionamiento, proporcionado por el fabricante. La amplitud

obtenida depende de la ganancia del sistema, la cual se obtiene en relación con la resistencia de alimentación de 1 K sugerida por el fabricante; para utilizar todo el rango de medida del sensor dentro de una escala de 0 a 5 V en la salida del amplificador. Está la señal de entrada al microcontrolador, con un voltaje de alimentación de  $-5\text{V}$  a  $2,5\text{ mA}$ .

Para el acondicionamiento de la señal que entrega el potenciómetro se colocó una resistencia en serie de  $15\text{ K}\Omega$ , un amplificador INA 128P, para garantizar una precisión en la señal al disminuir el ruido. Esta señal se filtra para el ingreso al microcontrolador, evitando al máximo el ruido, así impedir errores en la salida, al permitir que el servomecanismo no falle en la ubicación del imán. La alimentación requiere un voltaje de alimentación dual provista de dos baterías recargables de  $9\text{ V}$ .

## Pruebas de caracterización funcional

Se realizaron pruebas funcionales para comprobar las posiciones más importantes del ciclo de la marcha en cada una de sus fases, esto a partir de los datos consignados en la tabla 1. Por consiguiente, se integró la prótesis con el circuito de control de prueba, y a partir de la aplicación de cargas comprobar la respuesta del sistema de control a los ángulos propios del posicionamiento de la rodilla en cada fase, analizando la velocidad de respuesta del sistema de control y a su vez la respuesta del servomecanismo.

Al realizarse la combinación de fuerza *vs.* ángulo de la rodilla se analiza la respuesta del fluido magnetoreológico, enfocándose hacia los movimientos del servomecanismo, con el fin de que cada ángulo proporcionado corresponda a la respuesta ideal en la situación presente generada por la lectura de los sensores. Las pruebas fueron desarrolladas aplicando la carga correspondiente y verificando tanto el posicionamiento apropiado de la rodilla, esto de acuerdo con la fase de marcha, como el posicionamiento del servomecanismo (figura 12).

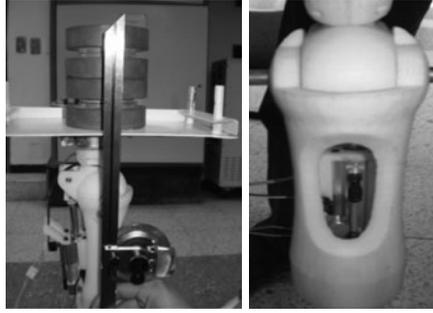


Figura 12. Pruebas de verificación de posición angular de la rodilla, para la primera fase, con 0 grados en la rodilla, 0 grados en el servomecanismo y 40 kg de carga

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez, 2008.

Este procedimiento fue repetido para cada una de las posiciones de la rodilla, y los resultados obtenidos para todas las posiciones se resumen en la tabla 2.

Tabla 2. Resultados de pruebas funcionales del sistema bajo carga

PRUEBA NÚM.	ÁNGULO DE RODILLA (GRADOS)	ÁNGULO DEL SERVOMECANISMO (GRADOS)	CARGA (KG)
1	0	0	40
2	20	45	0
3	10	90	0
4	0	45	20
5	0	0	40
6	0	0	80
7	0	0	60
8	40	60	30
9	70	90	0
10	20	90	0
11	10	90	30
12	0	0	40

Fuente: Martín, Rubiano, Cardozo y Suárez (2008).

## Resultados

La rodilla cumple con los parámetros críticos de la marcha normal, puesto que al simular las variables en cada momento se obtiene la respuesta esperada. El sistema de control cumple con los requerimientos, además de prevenir fallos en la fase de apoyo, ya que bloquea el fluido magnetoreológico durante el apoyo simple. En cuanto a los sensores, estos cumplen su función de manera adecuada al generar la respuesta esperada en el servomecanismo.

La respuesta del servomecanismo es lo suficientemente rápida para regular el fluido, independientemente de la velocidad con que se realice el movimiento en la marcha, debido a que esta velocidad de reacción depende más del proceso llevado a cabo en el microcontrolador que de la velocidad característica del servomotor.

Los empaques del cilindro utilizados para el amortiguador no son compatibles con los componentes del fluido magnetoreológico por ser corrosivos. Por este motivo, se hace necesario cambiar sus materiales por otros más acordes con el fluido, para evitar daños del sistema de amortiguación en general. El análisis de ingeniería por computador muestra una deformación excesiva del material con factor de seguridad muy alto, lo que sugiere cambiar el material por uno más rígido.

Los resultados de las pruebas de funcionamiento del amortiguador mostraron que el campo magnético controla apropiadamente la rigidez del fluido, al cambiar su densidad en la medida de los requerimientos de posicionamiento del cilindro.

## Conclusiones

La rótula de la rodilla no falla por ruptura pero su desplazamiento es excesivo. Se recomienda, por tanto, el cambio del material por un poliuretano rígido más apropiado; con una composición que permita mayor rigidez que la composición actual.

La prótesis cumple con el funcionamiento mecánico esperado, ya que brinda los ángulos de posicionamiento que permiten un mejor desempeño en la marcha. El prototipado rápido por deposición de hilo fundido es muy apropiado para la fabricación de partes de la prótesis; por su forma, geometría y funcionamiento. Este proceso permitió obtener un modelo funcional sin necesidad de desarrollar

moldes y piezas finales, reduciendo los costos y tiempos de fabricación en un alto porcentaje; además de obtener buena precisión en cuanto a medidas y acoples entre las piezas.

El rediseño de las partes por computador permitió corroborar la viabilidad de uso del material seleccionado bajo la carga máxima soportada, de acuerdo con las características de prueba de la norma NTC 4424 en forma satisfactoria. Esto abre la puerta para la construcción de una máquina de prueba cíclica de las partes de la prótesis, ajustada a los requisitos de la norma para su posterior homologación.

El uso de un cilindro de doble efecto de pequeñas dimensiones, con recirculación externa del fluido, permite controlar mejor la aplicación del campo magnético sobre el fluido con menor consumo de corriente. La implementación de un servomecanismo para el control del campo magnético simplifica el diseño del sistema electrónico, debido a que se utiliza voltaje y no corriente, reduciendo el consumo de energía en un alto porcentaje. Se recomienda implementar un actuador retroalimentado que permita recuperar la posición de la rodilla en algún instante de la marcha, en especial cuando la persona se está apoyando sobre la misma en el momento del balanceo, para generar el siguiente paso.

## Referencias

- Arias, C. y Vera, K. (2003). *Diseño y modelamiento de un encaje o socket para prótesis de miembro inferior, con amputación por encima de la rodilla*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Ascencio, O. y Gómez, D. (2004). *Diseño y modelamiento de pie, para prótesis de miembro inferior adaptable a prótesis comerciales o estándares, con sistema de amortiguación*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Camelo, K. (2007). *Construcción de un encaje o socket para prótesis transfemoral de miembro inferior con amputación transfemoral*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Cardozo, N y Suárez, C. (2008). *Rediseño, construcción de un prototipo final de rodilla para prótesis transfemoral con sistema de control de amortiguación*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.

- Espejo, A. (2007). *Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transfemoral*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Garrido, C. et ál. (2003). *Caracterización mecánica de materiales termoplásticos de uso en componentes de refrigeradores*. Simposio Materia.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-1 Configuración de las pruebas*. Bogotá: Icontec.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-2: Muestras de prueba*. Bogotá: Icontec - Indumil.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-4 Parámetros de carga de las principales pruebas estructurales*. Bogotá: Icontec.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-5 Pruebas estructurales suplementarias*. Bogotá: Icontec.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-6 Parámetros de carga de pruebas estructurales complementarias*. Bogotá: Icontec.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-7 Documento de presentación de prueba*. Bogotá: Icontec.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-8 Informe de la prueba*. Bogotá: Icontec.
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (1998). *Prótesis pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores: NTC 4424-3 Principales pruebas estructurales*. Bogotá: Icontec.
- Ortiz, A. y Franco, C. (2005). *Construcción de un diseño preliminar de pie para prótesis transfemoral con sistema de control electrónico de amortiguación*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Rangel, J. et ál. (2006). *Estudio diseño e implementación de un sistema de adquisición de imágenes para la valoración de la marcha y la postura humana (LAMA)*. Proyecto de Investigación. Universidad de La Salle.

- Reyes, D. (2005). *Sistema de control electrónico para socket de una prótesis transfemoral semiactiva*. 2005. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Rozo, Y. (2007). *Rediseño, construcción y optimización del sistema de control para pie de prótesis transfemoral semiactiva*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Tecksan (2005). *flexiforce sensor User Manual datasheet properties*. s. d.
- Urquijo, C. y Pérez, E. (2005). *Diseño y modelamiento de articulación de rodilla para prótesis transfemoral implementando nuevos materiales*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.
- Vargas, S. y García, L. (2007). *Diseño y simulación de un sistema controlado de amortiguación para la rodilla de la prótesis transfemoral*. Bogotá: Iniciación científica. Ingeniería de Diseño y Automatización Electrónica. Universidad de La Salle.

