

Viabilidad de la construcción de articulación magnetoreológica para ortesis de miembro inferior en configuración de válvula

Carlos Galván-Duque-Gastélum,* Ivett Quiñones,** Felipe Mendoza,* Gerardo Rodríguez*

*Laboratorio de Ortesis y Prótesis, **Laboratorio de Análisis de Movimiento Humano, División de Investigación Tecnológica, Instituto Nacional de Rehabilitación.

Feasibility of the construction of a magnetorheological joint for a lower limb orthosis in valve configuration

RESUMEN

ABSTRACT

Orthoses are devices that assist in the function of the limbs, contributing with stability and support to the involved joints. KAFOs (knee-ankle-foot orthosis) are mainly indicated for people with muscular or neural diseases that affect the lower limbs. The actual designs of knee hinges for KAFOs compromise the stability and mobility of the limb. In this work, it was tested the feasibility of a design for a knee hinge for KAFO that should be able to modify its mechanical resistance depending on the gait phase. Orthotics biomechanical criteria and gait biomechanical requirements were considered. It was proposed an electromagnetic system in order to modify the hinge damping. In the future, the system will be interacting with a magnetorheological fluid (MR) which can change its rheological properties when a magnetic field is applied, thus, reaching different damping constants with the designed hinge. The diameter of the internal pipes required for the MR fluid to freely circulate within the orthosis was established. It was observed that the original design of the proposed orthotic hinge is feasible; however, some proposals are presented in order to achieve a better performance of the orthosis.

Key words. Biomechanics. Magnetic field. Magnetorheological fluid. Orthotics. Rehabilitation.

Las ortesis son dispositivos que asisten a la función de las extremidades, aportando estabilidad y soporte a las articulaciones involucradas. Las ORTP (ortesis rodilla-tobillo-pie) están indicadas principalmente para personas con parálisis musculares no reversibles o neuropatías que afectan miembros pélvicos. Los diseños actuales de articulaciones de rodilla para ORTP comprometen la estabilidad con la movilidad del segmento. En este trabajo se probó la factibilidad del diseño de una articulación de rodilla para una ORTP capaz de modificar su resistencia mecánica dependiendo de la fase de la marcha. Se tomaron en cuenta los criterios biomecánicos de las ortesis y los requerimientos biomecánicos de las articulaciones durante la marcha. Se propuso un sistema electromagnético para modificar el amortiguamiento de la articulación de la rodilla. En un futuro, el sistema electromagnético estará interactuando con un fluido magnetoreológico (MR), el cual tiene la capacidad de cambiar sus propiedades reológicas dependiendo del campo magnético que se le esté induciendo y así lograr un amortiguamiento en el dispositivo. Se determinó el diámetro de tubería por el cual el fluido MR debe circular dentro de la ortesis. Se observó que el diseño original de la ortesis propuesta es factible; sin embargo, se presentan propuestas para optimizar el desempeño de la ortesis.

Palabras clave. Biomecánica. Campo magnético. Fluido magnetoreológico. Ortesis. Rehabilitación.

INTRODUCCIÓN

Las ortesis son dispositivos ortopédicos o aparatos utilizados para dar soporte, alinear, prevenir o corregir deformidades o para mejorar una función

del cuerpo.¹ Las ortesis de miembro inferior se clasifican según las articulaciones y segmentos que abarcan del miembro al que se le pretende dar soporte y alineación,² así, una ORTP se refiere a una ortesis que estabiliza rodilla, tobillo y pie.

Las ORTP están principalmente (pero no exclusivamente) indicadas para personas con diagnóstico de poliomielitis, distrofia muscular, esclerosis múltiple y lesión medular. Este dispositivo ortésico provee estabilidad a las articulaciones del miembro pélvico y ayuda a dar soporte a los músculos de la pierna principalmente durante la marcha.

Ciclo de la marcha

Se le conoce como ciclo de la marcha a la secuencia de movimientos repetidos para mover al cuerpo hacia adelante, manteniendo la estabilidad en la postura. Al analizar la marcha en relación con las ORTP es importante hacerlo siempre pensando en que el dispositivo debe de ser capaz de asistir a las articulaciones involucradas durante todo el ciclo con el fin de realizar un movimiento similar al de una persona sana.

La marcha tiene un periodo de apoyo, que es el tiempo en el que el miembro pélvico está en contacto con el suelo, y un periodo de balanceo, que es el tiempo en el que el pie se está desplazando por el aire hacia otra posición.³ Durante las fases de apoyo, las ORTP deben brindar un buen soporte y estabilidad, mientras que en las fases de balanceo no deben de oponer mucha resistencia para lograr un desplazamiento adecuado sin requerir esfuerzos por parte del usuario.

Ortesis rodilla-tobillo-pie

Históricamente las articulaciones de rodilla utilizadas en las ORTP se han clasificado en dos tipos: de bloqueo manual y excéntricas.

- **Bloqueo manual.** Este tipo de articulación de rodilla permanece extendida e inmóvil durante todo el ciclo de la marcha utilizando un seguro que funciona a manera de tope mecánico, el cual, se puede retirar manualmente para flexionar la articulación libremente, permitiendo al usuario cambiar de bipedestación a sedestación.
- **Excéntrica.** Este tipo de articulación permanece libre en todo momento.⁴

Las articulaciones de bloqueo manual dan una excelente estabilidad durante la fase de apoyo de la marcha, pero no permiten un movimiento fluido y hacen que el gasto energético de utilizarlas sea alto; las órtesis que utilizan esta articulación limitan los rangos de movimiento durante la marcha, ya que fijan la rodilla en extensión y el tobillo se mantiene

sin movimiento a 90° .^{4,5} Por su parte, en el caso de las articulaciones excéntricas, aunque su movimiento es libre y más natural, durante la fase de apoyo no aportan una buena estabilidad y, de cualquier manera, el tobillo permanece fijo a 90° . Se ha observado que cualquiera que sea la ortesis elegida el paciente abandona el uso del dispositivo.⁴ La ORTP ideal sería aquella en la que la articulación de rodilla pudiera cambiar su resistencia mecánica a la flexión y extensión, dependiendo de las necesidades del paciente y la fase de la marcha en la que se encuentre. De esta forma se combinarían las ventajas de las articulaciones de bloqueo manual y las excéntricas.

Fluidos magnetoreológicos

En años recientes se ha hecho popular el uso de fluidos magnetoreológicos en aplicaciones donde se requiere un amortiguamiento mecánico variable. Los fluidos magnetoreológicos (MR) son materiales que responden, ante un campo magnético aplicado, con un cambio en su comportamiento reológico.

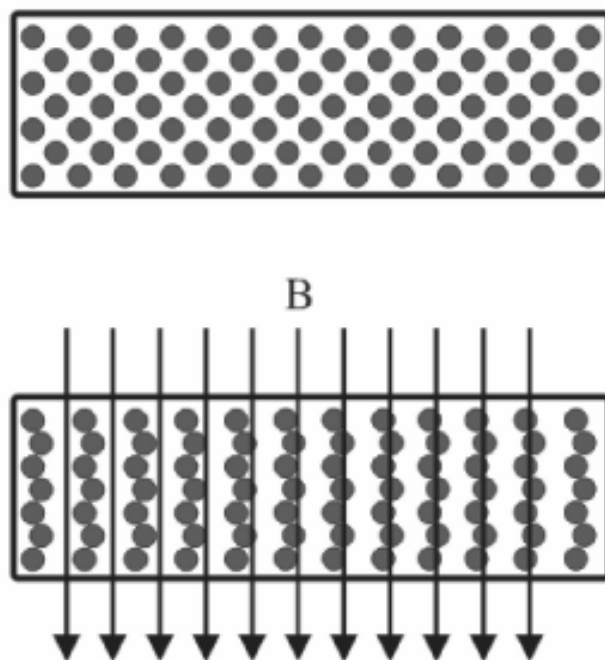


Figura 1. En la parte superior se observa que la disposición de las micropartículas en ausencia de un campo magnético es aleatoria, de forma que el fluido se comporta como un fluido newtoniano. En la parte inferior se observa cómo, ante la presencia de un campo magnético B, se agrupan las micropartículas formando cadenas que, al aumentar la resistencia mecánica interna del fluido, incrementan su viscosidad.

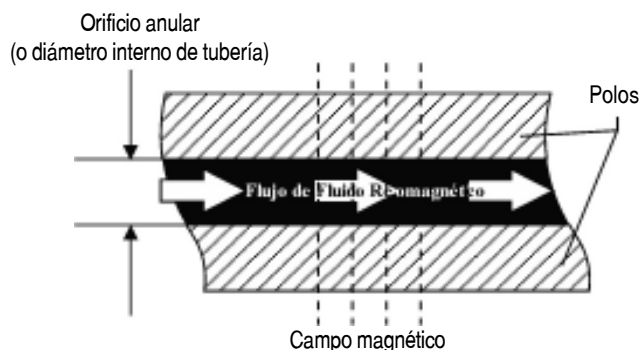


Figura 2. En configuración de válvula, el movimiento del fluido magnetoreológico es ortogonal a la dirección del campo magnético aplicado, modificando la resistencia al movimiento del fluido.

Típicamente este cambio se manifiesta con una tensión que aumenta monótonicamente junto con el campo magnético. De esta forma, el cambio en las propiedades reológicas del fluido es directamente proporcional a la intensidad de campo magnético. Estos fluidos son suspensiones no coloidales de partículas polarizables del orden de los micrones y se comportan de forma newtoniana en ausencia de algún campo magnético y de forma no newtoniana cuando se les expone al campo magnético. Lo anterior sucede, ya que cuando al fluido se le aplica un campo magnético, las partículas microscópicas (polarizables) se agrupan y forman cadenas cuya consecuencia directa es aumentar la viscosidad del fluido (Figura 1). Los fluidos magnetoreológicos se han utilizado para construir amortiguadores variables.⁶ Según el objetivo del amortiguador, los fluidos magnetoreológicos pueden utilizarse en modo de compresión, modo de válvula o modo de esfuerzo cortante, siendo el modo de válvula el más utilizado para amortiguadores variables.⁶ En dicho modo, el campo magnético se utiliza para modificar la resistencia al flujo del fluido magnetoreológico a través de un conducto (Figura 2).

La importancia en el uso de los fluidos magnetoreológicos radica en su habilidad de proveer una simple, silenciosa y rápida respuesta en la interfaz entre controles electrónicos y sistemas mecánicos.⁷

Aplicación de fluidos magnetoreológicos en ORTP's

Herr, *et al.* han demostrado que es posible controlar la resistencia a la flexión y extensión de las rodillas protésicas por medio de la variación de campos magnéticos generados por una bobina, modificando así la viscosidad de un fluido magnetoreológico

encapsulado dentro de la misma articulación protésica.⁸ Actualmente, también se ha reportado el desarrollo de órtesis de tobillo activas utilizando las propiedades de los fluidos magnetoreológicos para ajustar el amortiguamiento de la articulación según la fase del ciclo de la marcha en la que se encuentra el usuario.⁹ Sin embargo, no es de conocimiento de los autores el desarrollo de articulaciones ortésicas de rodilla que utilicen esta misma tecnología.

Por lo anterior, en el Instituto Nacional de Rehabilitación se ha diseñado un sistema electromagnético controlado que servirá para variar el amortiguamiento en el movimiento de una articulación de rodilla de ortesis de miembro inferior a fin de ayudar a los usuarios de estos sistemas a tener una marcha más natural. El control del sistema se realizará de manera automática basándose en sensores de presión plantar y del ángulo de flexión-extensión de la rodilla; para esto, se ha desarrollado, de manera paralela, un sistema de identificación de fases y subfases de la marcha basado en sistemas clásicos e inteligentes de identificación. A partir de la clasificación realizada por dicho sistema, cuyo desempeño se ha comparado con expertos en análisis de movimiento, se energizará en mayor o menor medida una bobina que generará un campo magnético variable y con el cual se modificará la viscosidad del fluido. Actualmente no está definido por completo el algoritmo de control de la articulación; sin embargo, se han explorado sistemas de control clásico (P, PI, PD y PID), así como de control inteligente (en particular, control difuso). Las características del sistema de identificación, así como del control del sistema, no son el tema del presente artículo (se ha escrito otro artículo con dicha temática y actualmente está en proceso de arbitraje), por lo que no se incluyeron en el trabajo que se presenta.

El presente proyecto se enfocó en probar la viabilidad del diseño elaborado en el INR (CRRM-INR). El CRRM-INR se puede representar como una articulación monocéntrica tipo bisagra, que cuenta con un aspa que se mueve con el movimiento de la rodilla y su función es mover el fluido MR a través de un sistema de tuberías. El CRRM-INR debe de ser capaz de permitir el flujo sin resistencia del fluido por las tuberías en las fases de balanceo de la marcha y aumentar su resistencia para las fases de soporte. Así, se planteó como objetivo definir los requerimientos de energía y de dimensiones para que un fluido magnetoreológico en configuración de válvula provea, a una articulación de rodilla, estabili-

dad durante la fase de apoyo de la marcha, así como no presentar resistencia durante la fase de balanceo de la marcha. Con base en lo anterior, concluir la factibilidad de la construcción de dicho dispositivo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Con el objeto de conocer los requerimientos del sistema para controlar el flujo del fluido MR se realizaron distintas pruebas tanto al fluido magnetoreológico como a los inductores propuestos para el control de la viscosidad del fluido. Dichas pruebas se describen a continuación.

Construcción de bobinas y pruebas de campo magnético

Para medir la influencia que tiene, en la densidad de campo magnético, el uso de un núcleo ferromagnético en las bobinas y determinar sus parámetros de construcción, se fabricaron diferentes bobinas y se realizaron las siguientes pruebas.

- **Prueba 1.** Medición de densidad de flujo magnético.

Se midió la densidad de flujo magnético en una bobina sin núcleo (núcleo de aire) y, posteriormente, se midió la densidad de flujo en esta misma bobina colocándole un núcleo de acero comercial en varilla corrugada con composición química de: 81.3% Fe, 0.706% Ni, 0.996% Cr, 16.998% otros (principalmente C), utilizando el medidor de densidad de flujo magnético, F.W Bell Gauss/Teslameter modelo 5070, que utiliza el principio Hall para operar.¹⁰

- **Prueba 2.** Comparación de bobinas.

Se construyeron cuatro distintas bobinas con el mismo número de vueltas ($N = 500$), misma longitud ($l = 0.8$ cm) y mismo diámetro interno ($d = 1.7$ cm) con las siguientes especificaciones:

- Bobina 1-326.5 cm de alambre de cobre 30 AWG en 16 capas, sin núcleo (núcleo de aire) y con diámetro externo de 2.5 cm.
- Bobina 2-326.5 cm alambre de cobre 30 AWG en 16 capas, con núcleo de acero comercial y con diámetro externo de 2.5 cm.
- Bobina 3-289.6 cm de alambre de cobre 34 AWG en 10 capas, con núcleo de acero comercial y diámetro externo de 2.0 cm.
- Bobina 4-362.5 cm de alambre de cobre 28 AWG

en 20 capas, con núcleo de ferrita comercial (normalmente utilizada para núcleos de transformadores) y diámetro externo de 3.0 cm.

Posteriormente, se midió la densidad de flujo magnético en el extremo de cada bobina al introducirle corriente directa de una fuente de voltaje (GW modelo GPC-3030B) durante un tiempo máximo de 20 s o menor, aumentando la corriente cada 100 mA hasta alcanzar la potencia máxima que puede ser disipada por el alambre de la bobina según sus especificaciones técnicas; cada valor medido fue registrado y con estos valores se construyó una gráfica para comparar el comportamiento de cada bobina. Ninguna bobina presentó un incremento de temperatura durante la realización de las pruebas.

Prueba de viscosidad del fluido MR

Debido a que en el dispositivo CRRM-INR el fluido MR circula por un sistema de tuberías, se obtuvo la relación entre la viscosidad y la densidad de flujo magnético (B). Se utilizó un viscosímetro marca Brookfield, modelo RVT, cuyo funcionamiento se basa en el principio de viscosimetría rotacional y cuenta con una precisión del 99%.¹¹ Se colocó una muestra de 50 mL del fluido magnetoreológico comercial (LORD MR FLUID MRF-122EG) en un vaso de precipitados, se introdujo el husillo del viscosímetro y se colocó el vaso de precipitados exactamente en el centro de una bobina ($N = 800$, $d = 8$ cm, $l = 7.4$ cm, 24 AWG). La corriente eléctrica en la bobina fue incrementada en pasos de 100 mA hasta llegar a 1.3 A registrando la viscosidad del fluido para cada corriente. Utilizando la siguiente fórmula, se calculó la densidad de flujo magnético para cada una de las corrientes eléctricas utilizadas, de tal manera que se obtuvo una relación entre la viscosidad del fluido MR y la densidad de flujo magnético de la bobina.

$$B = \frac{\mu i N}{L}$$

Donde N es el número de vueltas de la bobina, i es la corriente aplicada, L es la longitud y μ es la permeabilidad magnética. Por medio de una aproximación polinomial de los datos obtenidos experimentalmente se obtuvo la ecuación que relaciona la densidad de flujo magnético con la viscosidad del fluido magnetoreológico. Así, la relación obtenida permitió calcular la densidad de flujo magnético necesaria para alcanzar los valores de viscosidad del fluido magnetoreológico deseados.

Simulación por computadora y diseño del sistema hidráulico

Una vez conocidos los valores máximos de densidad de flujo magnético obtenidos con cada bobina diseñada y la viscosidad alcanzada en el fluido magnetoreológico con dichos campos, se realizó una simulación en computadora del comportamiento del fluido dentro del sistema de tuberías que forman parte del diseño CRRM-INR bajo diferentes condiciones de viscosidad y, por ende, diferentes valores de densidad de flujo magnético. Adicionalmente, se realizó la misma simulación para diferentes propuestas del sistema de tuberías con el objetivo de encontrar aquella geometría que permitiera una mayor velocidad del fluido en las tuberías (por lo que el flujo es incrementado) con ausencia de campo magnético y que, al mismo tiempo, presentara la mayor resistencia posible a dicho flujo (disminuyendo la velocidad del fluido) en presencia de un campo magnético. El cálculo de la velocidad del fluido dentro del sistema de tuberías se hace mediante las ecuaciones de Navier-Stokes para fluidos incompresibles que describen el campo de velocidades de éste. La simulación en computadora resuelve dichas ecuaciones median-

te el método de elementos finitos, por lo que fue necesario definir las condiciones de frontera que se encuentran en el sistema a simular. Estas condiciones fueron: condición de no fricción en las paredes internas de la tubería, la presión a la entrada de la misma tubería y la presión a la salida de dicha tubería.

Para estimar el valor de la presión de entrada y de salida de la tubería y que ejerce una fuerza sobre el fluido MR se consideró la componente tangencial (W_{tan}) del peso del usuario (la componente radial es aquella que se alinea con el segmento femoral). Dichas componentes de fuerza son definidas por los ángulos de flexión y extensión que adoptan las articulaciones del miembro pélvico analizado (sólo se tomaron en cuenta las fuerzas en el plano sagital). Los ángulos de flexión/extensión de las articulaciones, para los que el fluido magnetoreológico será sujeto a mayor presión, son aquellos que se presentan en el instante de tiempo en el que, durante el ciclo de la marcha, el par aplicado a la articulación de la rodilla alcanza su valor máximo. Este instante es durante la transición de la respuesta a la carga y el apoyo medio.³ Se sabe que esta transición ocurre aproximadamente al 10% del ciclo de la marcha, y que los ángulos que adoptan, normalmente, las articulaciones de la pierna de apoyo en ese instante

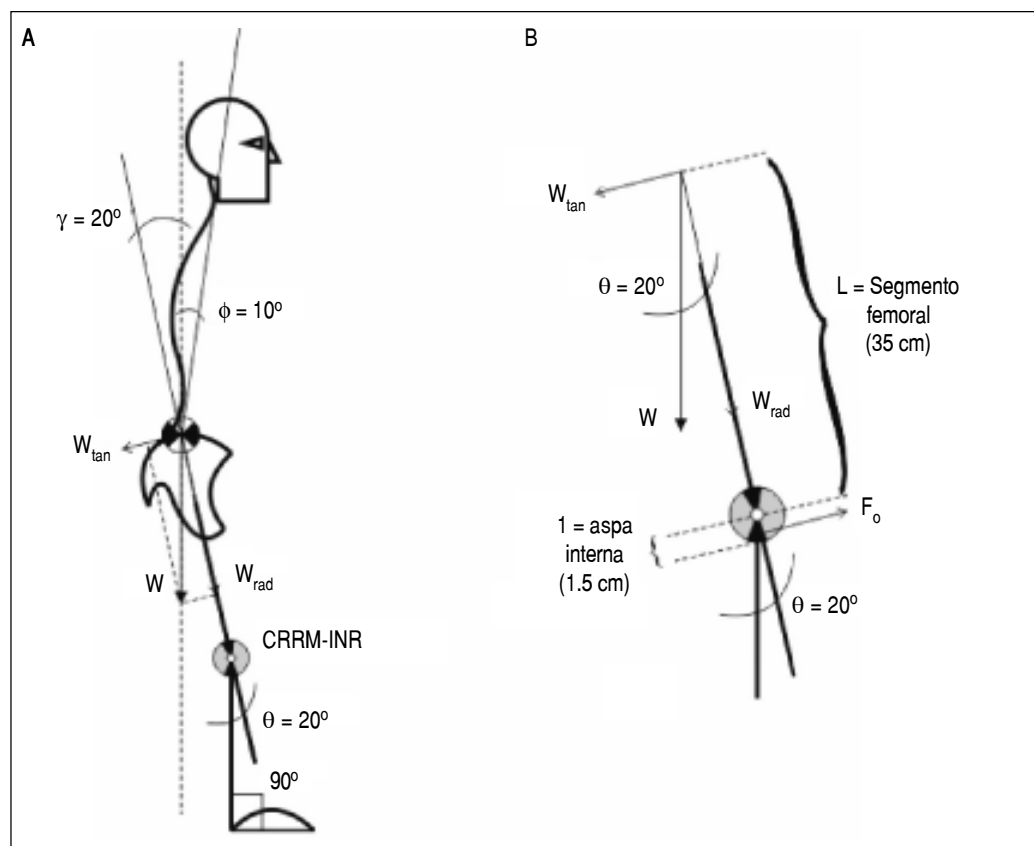


Figura 3. A. Representación de la posición del cuerpo en el pico de torsión fisiológica. B. Palanca causada por el fémur y el dispositivo ortésico.

son: 20° de flexión de rodilla (θ), 30° de flexión de cadera los cuales se dividen, con respecto a una referencia vertical, en 20° de flexión del fémur (γ) y 10° de flexión de la columna (ϕ) y 10° de flexión plantar de tobillo.³ Considerando que todos los usuarios del dispositivos CRRM-INR utilizarán ORTPs en las que la articulación de tobillo se mantiene fija a 90° (es decir, 0° de flexión plantar), la flexión de dicha articulación fue despreciada. Por simplificación, se ubicó al vector de fuerza vertical generado por el peso del usuario alineado con el borde anterior de la vértebra S-2 (Figura 3A).

Tomando como referencia una persona de 70 kg (dadas las especificaciones de uso propuestas para el diseño del dispositivo), y los ángulos adoptados por las rodillas como se explicó anteriormente, se calculó la componente tangencial (W_{tan}) del peso de la siguiente manera:

$$W_{tan} = 700 \text{ N} \sin(20^\circ) = 239.4 \text{ N}$$

Ambas fuerzas (tangencial y radial) actúan sobre el segmento femoral de la ORTP que se puede considerar como una barra sólida que por un extremo se encuentran las fuerzas aplicadas (W_{tan} y W_{rad}) y en el otro extremo se encuentra la articulación de rodilla CRRM-INR (Figura 3B). Como se menciona anteriormente, el dispositivo CRRM-INR es una articulación monocéntrica de tipo bisagra. De esta manera, dicha bisagra articula al segmento femoral de la ORTP con la cápsula que contiene al fluido magnetoreológico y al aspa interna que se mueve a través del fluido. La configuración en la que se encuentran el segmento femoral de la ORTP, la articulación de rodilla y el aspa interna del CRRM-INR, es la de una palanca de clase I, por lo que se obtiene un efecto multiplicador de la fuerza en un extremo (en este caso, W_{tan}) dado por:

$$m = \left(\frac{L}{l} \right)$$

Donde m es la ventaja mecánica propia de una palanca de clase I; L es la longitud del segmento femoral ($L = 35 \text{ cm}$) y l es la longitud del aspa interna de la articulación de rodilla ($l = 1.5 \text{ cm}$). Por lo que la fuerza resultante (F_o) en el aspa del CRRM-INR, es:

$$F_o = 239.4 \text{ N} \left(\frac{L}{l} \right) = 5,586 \text{ N}$$

Esto es, para una persona de 70 kg y con una longitud de fémur de 35 cm, el aspa empujará al fluido magnetoreológico circundante con una fuerza de 5,586 N. Dado el diseño del CRRM-INR, dicha fuer-

za es aplicada a una placa de área $3 \times 10^{-4} \text{ m}^2$, por lo que la presión en la placa, y que es la presión de entrada al sistema de tuberías de CRRM-INR, se obtiene a partir de:

$$P = \frac{F_o}{\text{Área}} = \frac{5,586 \text{ N}}{3 \times 10^{-4} \text{ m}^2} = 18.62 \times 10^6 \text{ Pa}$$

Así, se definió como presión de entrada al sistema de tuberías $18.62 \times 10^6 \text{ Pa}$ y como presión de salida - $18.62 \times 10^6 \text{ Pa}$ por tratarse de un sistema cerrado.

La simulación se realizó utilizando el programa COMSOL Multiphysics 3.5a. En este programa se modelaron seis formas de tuberías respetando los criterios del CRRM-INR de la órtesis. En la simulación se hizo pasar un fluido a través de distintas formas de tubería respetando la misma forma base (Figura 4).

La figura 5 muestra los distintos modelos de tuberías por donde se simuló el paso del fluido.

En cuanto a la viscosidad, se realizó la simulación variándola conforme a la tabla de viscosidad del fluido obtenida, considerando tres distintas condiciones de densidad de flujo magnético.

Se registraron las velocidades máximas de salida y se compararon entre ellas.

Prueba de resistencia mecánica en la tubería

A fin de analizar el flujo del fluido MR dentro de la tubería se construyó un dispositivo para medir dicho flujo al aplicarse una presión conocida a la entrada de la tubería. El dispositivo cuenta con una base para colocar un peso conocido (y que aplica una presión de entrada estática a la tubería), unida a un émbolo que empuja el fluido a través de un tubo de escape de 1/8" (Figura 6). Posteriormente se realizaron las siguientes pruebas.

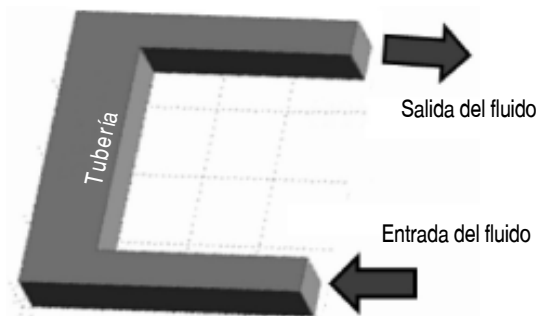


Figura 4. Forma base de tubería para el sistema hidráulico.

- **Prueba 1.** Flujo al tamaño mínimo de tubería 1/8".
Con la ayuda de un cronometro digital (convencional para propósitos generales), se calculó el flujo del fluido a través del tubo de escape de 1/8"

para diferentes fuerzas de entrada (40-180 N). La prueba se realizó ocho veces para cada fuerza de entrada, se obtuvieron la media y la desviación estándar de cada uno y se realizó la gráfica de flujo contra la fuerza aplicada en el émbolo.

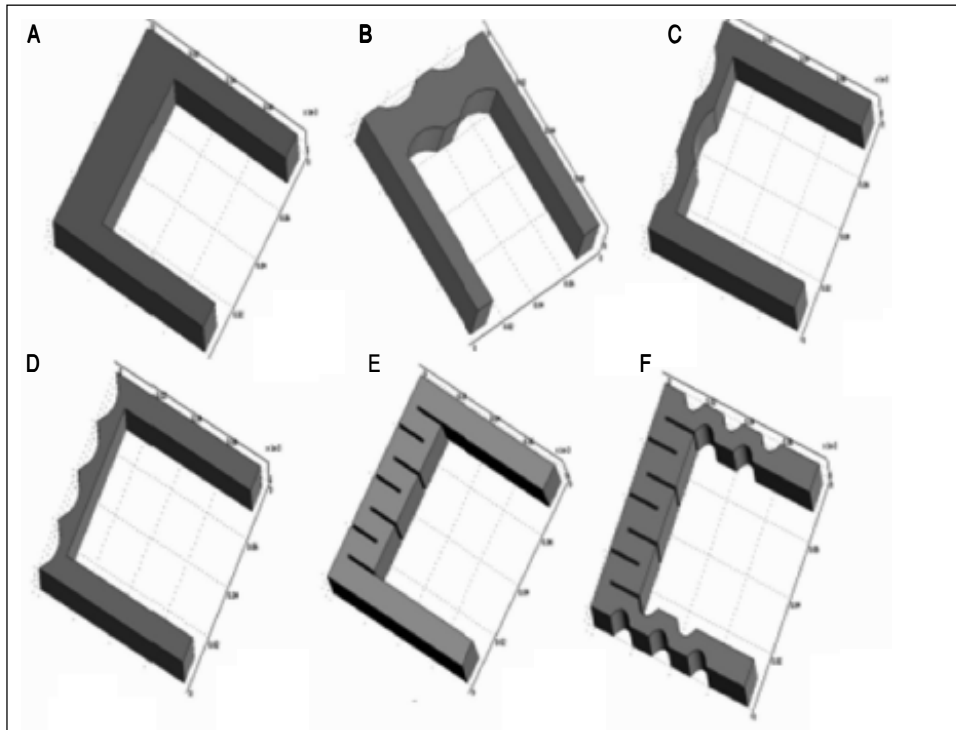


Figura 5. Modelos para el sistema de tubería de la ortesis.

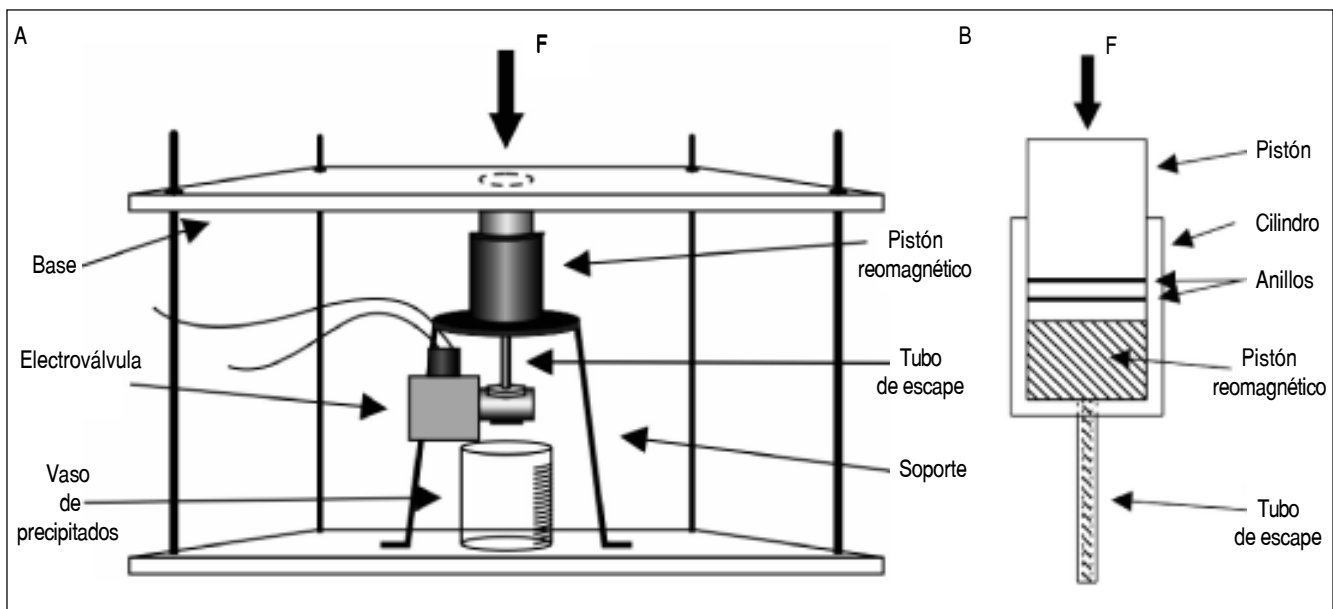


Figura 6. A. Diagrama del dispositivo diseñado para pruebas con carga estática. B. Detalle del pistón magnetoreológico utilizado para las pruebas estáticas.

- **Prueba 2.** Capacidad de amortiguamiento del fluido MR en exposición al campo magnético dentro de la tubería.

Se colocó un imán de tierras raras con una densidad de flujo magnético de 340 mT pegado al tubo de escape por donde el fluido MR se desplazaba de tal manera que las líneas de campo magnético tuvieran una trayectoria perpendicular a la del flujo del fluido y se fue aumentando la fuerza a la entrada del tubo. Con ello se determinó la fuerza necesaria para forzar un flujo por una sección del tubo ante la resistencia mecánica que representa un aumento en la viscosidad del fluido debida al campo magnético en el punto donde se colocó el imán.

- **Prueba 3.** Campo magnético necesario para amortiguar un peso establecido.
Por último se aplicó una fuerza de 300 N al émbolo y se colocó el imán sobre una regleta con tornillo sinfín perpendicular al émbolo. Éste se fue retirando del émbolo desde una distancia de 0 hasta 3 cm. Se midió la distancia a la cual se obtuvo un flujo constante y se midió el campo magnético del imán a esa distancia.

RESULTADOS

Construcción de bobinas y pruebas de campo magnético

- **Prueba 1.** Medición de densidad de flujo magnético.

La densidad de flujo magnético medida en el extremo de las bobinas fue de:

$$\begin{aligned} B_{\text{Bobina con núcleo de aire}} &= 2.48 \text{ mT} \\ B_{\text{Bobina con núcleo de acero}} &= 8.34 \text{ mT} \end{aligned}$$

- **Prueba 2.** Comparación de bobinas.
En la figura 7 se muestra la gráfica comparativa de las bobinas que se probaron.

Dado que:

$$B = \frac{\mu i N}{L}$$

describe la relación entre corriente (i) y densidad de flujo magnético (B), y ésta, es una ecuación lineal con ordenada al origen en 0 y pendiente $\mu N/L$, se realizó el ajuste lineal correspondiente para cada una de las bobinas fabricadas. A continuación se muestra la ecuación lineal que describe el comportamiento de cada bobina, así como su coeficiente de determinación (R^2):

- Bobina 1: $B = 16.573i + 0.4606$, $R^2 = 0.9992$
- Bobina 2: $B = 21.720i + 0.6985$, $R^2 = 0.9979$
- Bobina 3: $B = 23.500i + 0.1000$, $R^2 = 0.9995$
- Bobina 4: $B = 33.203i - 1.5800$, $R^2 = 0.9992$

Prueba de viscosidad del fluido MR

La figura 8 presenta la gráfica obtenida a partir de los valores medidos de viscosidad contra densidad de flujo magnético.

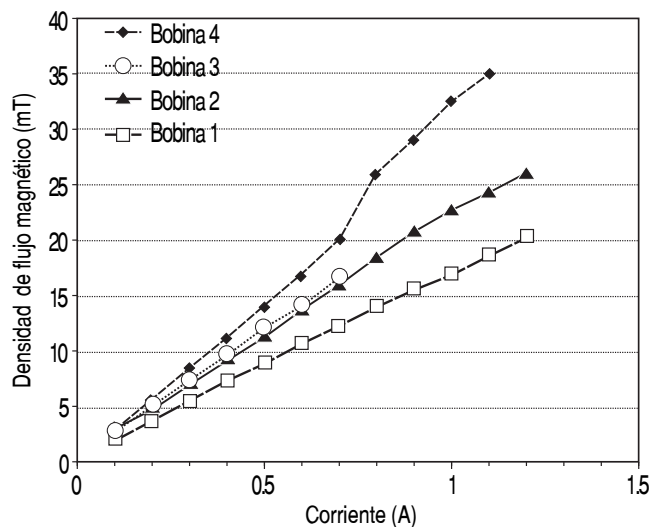


Figura 7. Gráfica comparativa de densidad del flujo magnético vs. corriente aplicada para las cuatro bobinas diseñadas.

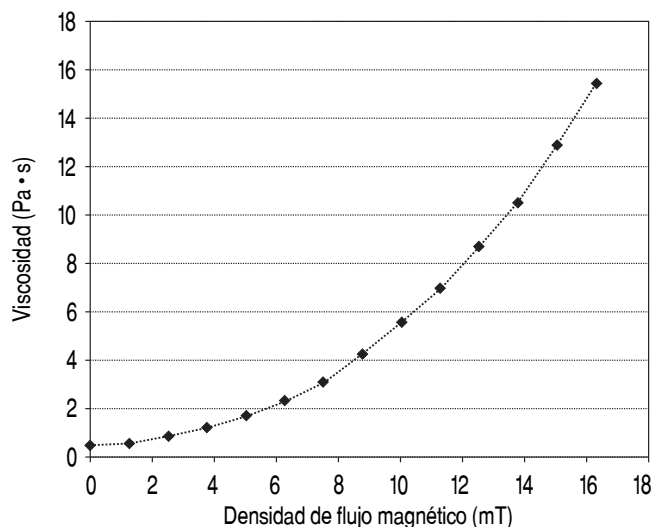


Figura 8. Gráfica de viscosidad del fluido magnetoreológico vs. densidad de flujo magnético aplicado.

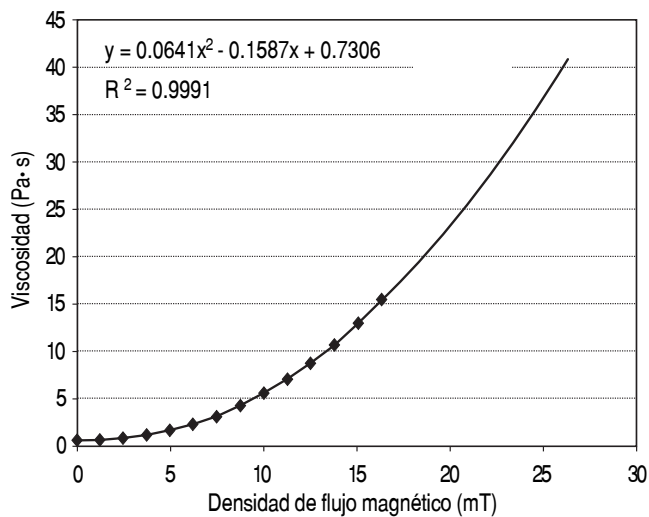


Figura 9. Gráfica de viscosidad del fluido magnetoreológico vs. densidad de flujo magnético aplicado con extrapolación de datos, se utilizó una línea de tendencia polinómica de segundo grado y se obtuvo su ecuación.

En la figura 9 se observa la aproximación polinomial de los datos obtenidos, así como la ecuación que describe el comportamiento de la viscosidad del fluido magnetoreológico, en función de la densidad de flujo magnético.

Simulación por computadora. Diseño del sistema hidráulico

El cuadro 1 muestra la velocidad de salida máxima de cada modelo a distintas viscosidades.

Prueba de resistencia mecánica en la tubería

- **Prueba 1.** Flujo al tamaño mínimo de tubería 1/8".

La figura 10 muestra la gráfica de flujo del fluido MR en función de la fuerza aplicada a la entrada de

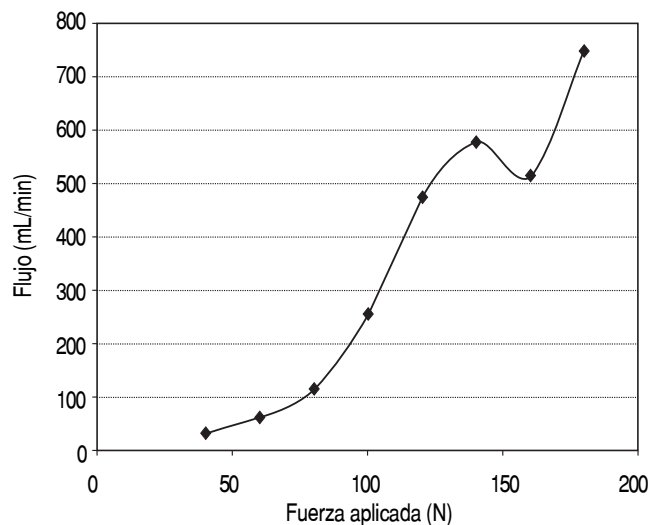


Figura 10. Gráfica de flujo de fluido magnetoreológico a través de una tubería de 1/8" contra fuerza aplicada al pistón magnetoreológico

la tubería y en ausencia de campo magnético para una tubería de 1/8".

- **Prueba 2.** Capacidad de amortiguamiento del fluido MR en exposición de campo magnético dentro de una tubería.

Una vez colocado el imán de tierras raras en contacto con el tubo de escape del pistón magnetoreológico, se aplicó una presión estática de entrada máxima de 493.38 kPa (equivalentes a una fuerza aplicada de 1,000 N), ante la cual no hubo presencia de movimiento del fluido en la tubería.

- **Prueba 3.** Campo magnético necesario para amortiguar una fuerza establecida.

Al aplicar 300 N de fuerza al émbolo, la densidad de flujo magnético del imán permitió el flujo del fluido MR al colocarlo a 0.4 cm o a distancias mayores del tubo. La densidad de flujo magnético del imán a 0.4 cm es de 0.24 T.

Cuadro 1. Velocidad de salida del fluido con diferentes viscosidades, presión de entrada 18 MPa, presión de salida -18MPa y densidad 2.3 [g/cm³].

Modelo	v_out [m/s] @12000 [Pa·s]	v_out [m/s] @100 [Pa·s]	v_out [m/s] @0.5 [Pa·s]
A	0.16	17	150
B	0.12	15	144
C	0.07	8.7	107
D	0.065	8	103.5
E	0.05	6	65
F	0.035	4.2	54

DISCUSIÓN

La diferencia en densidad de flujo magnético entre una bobina sin núcleo y una con núcleo ferromagnético de las características descritas anteriormente es tres veces mayor (2.48 *vs.* 8.34 mT). La bobina magnetiza el material en su interior (núcleo) creando una contribución en densidad de flujo adicional. Por lo anterior, y dada la necesidad de reducir en lo posible el consumo energético del dispositivo CRRM-INR, será importante el uso de un núcleo ferromagnético en las bobinas diseñadas.

En las ecuaciones que describen las curvas de la figura 7, la pendiente (m) representa la tasa de aumento de la densidad de flujo magnético dependiendo de la corriente. Una pendiente alta significa una bobina con mayor rendimiento, más eficiente, es decir, una bobina capaz de generar mayor energía magnética con menos energía eléctrica. Si se compara únicamente a la bobina 2 con la bobina 3 se puede observar que tienen una pendiente muy similar, lo que es consistente con el comportamiento teórico de las bobinas pues la densidad de flujo magnético generado (B) depende únicamente de las vueltas (N), la corriente, la longitud y la permeabilidad magnética del medio. Aunque se utilizó un alambre diferente en su construcción, las características anteriores fueron respetadas. Debido a que la resistencia (R) de un conductor es inversamente proporcional al área de sección transversal (S) del conductor, a mayores diámetros de alambre para la construcción de la bobina, menor es su resistencia y por el contrario a menores diámetros de alambre mayor resistencia de la bobina. La bobina 2 logró llegar hasta una corriente de 1.3 A mientras que la bobina 3 sólo logró llegar hasta 0.7 A. Esto se debe a que la bobina 2 cuenta con un diámetro de alambre superior (0.2546 *vs.* 0.1601 mm) y la fuente de voltaje necesitó menos potencial para alimentarla con mayor corriente. En esta comparación se podría hablar de un compromiso entre las dimensiones de la bobina contra la eficiencia; ambos aspectos son importantes porque en el diseño de una ortesis se tiene una limitante importante en el espacio y del peso que debe tener el dispositivo, pero por otro lado se busca disminuir las necesidades energéticas del sistema pues se espera que el dispositivo sea inalámbrico y que su batería dure largos periodos. Como se puede observar en la figura 7, y analizando específicamente el rendimiento de las bobinas en relación con el material del núcleo, se encuentra que la bobina sin núcleo (núcleo de aire) es la que tiene menor eficiencia con una pendiente de 16.57 mT/A, seguida por las bobinas

con núcleo de acero comercial con aproximadamente 21 y 23 mT/A y el mejor rendimiento fue el de la bobina con núcleo de ferrita con 33.2 mT/A. Lo anterior corresponde con las tablas de permeabilidad magnéticas de materiales que sitúan a la ferrita superior al acero y superior al aire.¹² Para obtener una bobina que logre llegar a densidades de flujo magnético más altos es necesario incrementar alguna de las siguientes variables: la corriente eléctrica en la bobina, o el número de vueltas de la misma bobina; otra opción es utilizar, en la bobina, un núcleo con una permeabilidad magnética alta. Sin embargo, utilizar un núcleo con alta permeabilidad magnética no representará un mayor consumo energético ni un aumento en el tamaño y peso del dispositivo.

En la gráfica de la figura 8 se puede observar que la densidad de flujo magnético (B) y la viscosidad del fluido (η) guardan una relación polinomial de segundo orden, por lo que considerando que el comportamiento del fluido se mantiene igual para valores mayores de B , los incrementos de la energía requerida para obtener incrementos de η serán menores conforme se alcancen valores mayores de B (Figura 9). Esto, sin embargo, no necesariamente se cumplirá para cualquier valor de B , ya que es lógico pensar que la formación de cadenas de partículas ferromagnéticas en el fluido tendrá un límite superior para el cual, sin importar el incremento de B , el incremento en η no seguirá la relación cuadrática encontrada en los rangos medidos en este experimento.

En la simulación computarizada la velocidad máxima de salida de la tubería es sólo una referencia para analizar los distintos modelos del sistema hidráulico. En dinámica de fluidos, la velocidad a la que se desplaza el fluido es dependiente del punto en el espacio donde se realiza la medición. Por lo tanto, se tomó como referencia el mismo punto para todos los modelos a fin de compararlos. Como era de esperarse, al aumentar la viscosidad del fluido, disminuyó la velocidad. Para modelos con mayores discontinuidades, la velocidad de salida fue más baja que para aquéllos que tenían una forma continua. Esto es consecuencia de las pérdidas de carga localizadas (energía dinámica del fluido) en los lugares donde se cambia la dirección de las líneas de flujo hidráulico. La idea de agregar discontinuidades a la tubería del CRRM-INR (Figuras 4 y 5) fue por la necesidad aparente de bajar la velocidad del fluido ante la presión introducida, y que el sistema hidráulico logre amortiguar correctamente la articulación de la rodilla. Idealmente al aumentar la viscosidad, la velocidad dentro del dispositivo debería de ser muy cercana a cero.

En ausencia de campo magnético, el fluido tiene un comportamiento muy parecido al de un aceite ($\eta = 0.042$ Pas), por lo que a la presión de entrada y de salida, se registraron velocidades superiores a los 50 m/s en todos los modelos. Ésta es una de las propiedades por la cual originalmente se decidió utilizar este tipo de fluido para el diseño de una ortesis de miembro inferior. Durante la fase de balanceo en la marcha humana, la articulación de la rodilla tiene una fuerza de amortiguamiento mínima y es por esto que lo recomendable es que el fluido circule con libertad en ausencia de campo magnético.

En la simulación se observó que el incremento en viscosidad genera una reducción de la velocidad de salida, aunque en ningún momento se obtiene una velocidad tal que mantenga la articulación estable durante la fase de balanceo de la marcha. Sin embargo, es importante señalar que en la simulación se considera un fluido newtoniano, cosa que puede cambiar el resultado final, ya que a viscosidades mayores el comportamiento del fluido MR es no newtoniano; tampoco se consideró que el cambio en la viscosidad es en una sección limitada de la tubería, y se depende exclusivamente de la bobina o imán y la densidad de flujo magnético que pueda producir.

En la gráfica de la figura 10 obtenida de la prueba de resistencia mecánica del sistema hidráulico se muestra que para mover el fluido (sin campo magnético) a través de una tubería de 1/8" es necesario aplicar una fuerza mínima de 40 N. Para presiones inferiores a ésta, la misma dimensión de la tubería logra imponer su resistencia mecánica y así evitar el flujo. El flujo aumentó al incrementar la fuerza aplicada al émbolo. La prueba se interrumpió al llegar a una fuerza aplicada de 180 N, ya que a partir de esa fuerza aplicada se obtuvo un flujo de 12.5 mL/s, el cual, para el CRRM-INR, es un flujo suficientemente rápido para considerarse como ausencia de resistencia mecánica, es decir, al aplicarse una fuerza mayor a 180 N (lo que genera una presión de 88.80 kPa), el fluido se desplaza a través de una tubería de 1/8" sin dificultad alguna, permitiendo un movimiento de la articulación de rodilla sin oposición significativa.

La gráfica de flujo contra fuerza tiene un crecimiento monótonico hasta llegar a 160 N en donde decrece súbitamente para volver a crecer a 180 N. Ese dato de flujo relacionado a 160 N se considera un dato erróneo, ya que no existe ninguna razón para que, al aplicar más fuerza, el fluido se mueva con menor velocidad. Las razones de este dato aún se desconocen, ya que se realizó esta prueba en ocho ocasiones con datos cuya desviación estándar se en-

contró a 8.52% de la media. Para efectos del estudio no fue importante descubrir las causas de este error, ya que lo que se deseaba probar, desde su inicio, fue la capacidad de fluir del fluido MR en una tubería de 1/8".

En la segunda prueba (capacidad de amortiguamiento del fluido MR en exposición de campo magnético dentro de una tubería), al ir aumentando los pesos al émbolo para que ejerciera mayor presión, fue evidente el poder que tiene el imán. Después de aplicar 1,000 N al émbolo, el fluido permaneció sin movimiento, ya que internamente se creó un sello de partículas ferrosas con una viscosidad muy alta. Soportar la presión generada por una fuerza aplicada de 1,000 N sin permitir movimiento alguno, sugiere que el fluido magnetoreológico, en configuración de válvula, logra la resistencia al movimiento suficiente para conferir estabilidad durante la fase de apoyo de la marcha. Aunque por las limitaciones del dispositivo desarrollado no se pudieron realizar pruebas a una presión más alta, se puede considerar un resultado significativo que indica la capacidad de amortiguamiento que podría tener el fluido en una tubería de 1/8" con un campo aplicado de 340 mT.

De la prueba D-3 se observó que la densidad de flujo magnético mínimo necesario para amortiguar 300 N de fuerza es de 240 mT. La densidad de flujo magnética más alta medida en el extremo de las bobinas construidas fue de 62 mT (bobina con núcleo de ferrita, $N = 842$, 26 AWG, $i = 1$ A, $l = 1.2$ cm). Para tener 240 mT sería necesario alimentar una bobina similar con 3.87 A; sin embargo, la potencia que puede ser disipada por el alambre utilizado no permite el uso de dicha corriente. Otra opción es mantener la corriente eléctrica de alimentación en 1 A y aumentar el número de vueltas a 3,260, aunque el espacio que ocuparía tal cantidad de vueltas y el peso que implicaría para el paciente cargar con una ortesis tan pesada, hacen poco viable esta solución. La permeabilidad magnética del núcleo es otro factor determinante para el desempeño de la bobina, la cual tiene una relación directamente proporcional con la densidad de flujo magnético. Teóricamente la permeabilidad magnética de la ferrita es de $\mu = 650$, si se mantuvieran todas las características de la bobina y se cambiara el núcleo por uno de μ metal (Ni: 75%, Fe: 15%, Cu+Mo: 10% con permeabilidad magnética de $\mu = 20,000$) o supermalloy (Ni: 79%, Mo: 5%, Fe: 16% con permeabilidad magnética de $\mu = 100,000$),¹² se obtendría una densidad de flujo magnética superior a 240 mT sin incrementar la corriente eléctrica utilizada, así como el tamaño y peso de la bobina.

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

El diseño del dispositivo CRRM-INR propuesto para ortesis de miembro inferior se considera viable, porque se observó que en ausencia de campo magnético el fluido se puede desplazar sin ninguna dificultad en tuberías de 1/8" y en presencia de un campo magnético con densidad de flujo magnético de 240 mT (provista por un imán), el dispositivo es capaz de bajar su velocidad o incluso detener el paso del fluido, provocando un soporte en la rodilla. Las pruebas realizadas durante el proyecto demostraron que en tuberías de 1/8" el fluido se mueve sin dificultad. Sin embargo, no se realizaron pruebas para tuberías más pequeñas, por lo que si se necesita bajar la velocidad dentro del sistema, una posible alternativa es utilizar tuberías de diámetros más pequeños y realizar las pruebas correspondientes.

La presión pico que el dispositivo aplica al fluido es muy alta, por lo que se necesita una fuente de densidad de flujo magnética poderosa para lograr el amortiguamiento deseado. Otra forma de disminuir la presión, manteniendo el mismo diseño del CRRM-INR, es aplicar discontinuidades en la tubería como las propuestas en la simulación por computadora.

De la construcción de bobinas se pudo observar el compromiso entre sus dimensiones y la eficiencia. La forma de bobina que mayor densidad de flujo magnético da en su extremo, es aquella cuyo centro no se encuentre alejado del extremo; es por esto que se proponen bobinas con longitudes (L) pequeñas, idealmente del tamaño del grueso del alambre (una espira de ancho).

Para la obtención de bobinas con capacidad de producir un campo magnético mínimo de 240 mT, se propone conseguir materiales con alta permeabilidad magnética como lo son el mu metal o el supermalloy para utilizarlos como núcleo. De no conseguir esos materiales se propone modificar el diseño del dispositivo y en lugar de colocar bobinas, colocar un sistema que mediante el control logre mover un imán hacia la tubería del sistema hidráulico en las fases de apoyo en la marcha y que lo separe en las fases de balanceo, brindando así una resistencia mecánica dependiente del ciclo de la marcha. No es necesario considerar mucho espacio para este dispositivo pues, si se considera el mismo imán que el utilizado en las pruebas, es necesario separarlo más de 4 mm para disminuir 0.1 T.

Como parte del trabajo a futuro se contempla realizar pruebas al sistema hidráulico utilizando presiones de entrada dinámicas, así como presiones

estáticas mayores a los 483 kPa (100 N aplicados al pistón magnetoreológico) en una máquina de ensayos mecánicos marca INSTRON,¹³ la cual permite la aplicación controlada de fuerzas de hasta 5 kN y el registro de los datos.

Por otra parte, una alternativa para cubrir los requerimientos de consumo de energía del dispositivo es el uso de generadores de energía basados en actividad humana como lo puede ser la misma marcha. En la actualidad se han propuesto este tipo de tecnologías para diferentes usos¹⁴ y su adaptación al sistema en desarrollo puede considerarse con el fin de optimizar el consumo energético y que el aparato pueda funcionar por más tiempo sin necesidad de recargarse.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a Ricardo Zavala Yoé y a José Luis Escamilla por sus invaluable aportaciones y comentarios, así como a Daniel Kleiman por la realización de las pruebas y mediciones con el fluido magnetoreológico. El presente trabajo cuenta con financiamiento del Fondo Sectorial en Salud del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, en conjunto con la Secretaría de Salud, el Instituto Mexicano del Seguro Social y del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado, con número de registro SALUD-2008-01-87523.

REFERENCIAS

1. Dorland's Medical Dictionary for Health Consumers. 31a ed. Filadelfia: Elsevier; 2007.
2. Cook AM, Hussey S. Assistive Technologies: Principles and Practice. Maryland Heights, MO: Mosby; 2001.
3. Perry J, Schoneberger B. Gait Analysis: Normal And Pathological Function. Thorofare, NJ: Slack, Inc.; 1992.
4. Kaufman KR, Irby SE (eds.). Ambulatory KAFOs: A Biomechanical Engineering Perspective. State-of-the-Science Conference on Knee-Ankle-Foot Orthosis for Ambulation; 2006; Chicago, IL: American Academy of Orthotists and Prosthetists.
5. Weinberg B, Nikitczuk J, Patel S, Patritti B, Mavroidis C, Bonato P, et al. Design, Control and Human Testing of an Active Knee Rehabilitation Orthotic Device. IEEE International Conference on Robotics and Automation; Roma, Italia 2007. p. 4126-33.
6. Poynor JC. Innovative Designs for Magneto-Rheological Dampers [Tesis]. Virginia, VA: Virginia Polytechnic Institute and State University; 2001.
7. Jolly MR, Bender JW, Carlson JD. Properties and Applications of Commercial Magnetorheological Fluids. 5th Annual Int Symposium on Smart Structures and Materials; San Diego, CA1998.
8. Herr H, Wilkenfeld A. User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee. *Industrial Robot: An International Journal* 2003; 30(1): 42-55.
9. Blaya JA, Herr H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions*

on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2004; 12(1): 24-31.

10. FW Bell Model 5070 GAUSS/TESLA METER Instruction Manual. Orlando, FL: Sypris Test & Measurement. Disponible en: <http://www.parkreshcorp.com/pdfopinstr/5070usersmanual.pdf>. [Acceso: agosto 29, 2013].
11. Brookfield Dial Viscometer. Operating Instructions. Manual No. M/85-150-P700. Middleboro, MA: Brookfield Engineering Laboratories, Inc. Disponible en: <http://www.viscometers.org/PDF/Manuals/laboratory/DIAL.PDF>. [Acceso: agosto 29, 2013].
12. Häberle H. Electrónica: electrónica industrial, radio y televisión: Reverté; 1979.
13. Instron Series 3300 Load Frames Including Series 3340, 3360, 3380. Norwood, MA: Instron Corporation; 2004. Disponible en: www.instron.us/wa/library/StreamFile.aspx?doc=710?.
14. Lemieux AP, inventor Electrical energy generator. EEUU patente US7498682 B2. 2009 14/Mayo.

Reimpresos:

Ing. Carlos Galván Duque-Gastélum
Laboratorio de Ortesis y Prótesis
División de Investigación Tecnológica
Instituto Nacional de Rehabilitación
Calz. México Xochimilco, Núm. 289
Col. Arenal de Guadalupe
14389, México, D.F.
Tel.: 5999-1000, ext. 13220
Correo electrónico:
cgalvanduque@inr.gob.mx

Recibido el 20 de febrero 2013.

Aceptado el 13 de septiembre 2013.