

Capítulo 7

Diseño mecánico de una prótesis transfemoral

Sofía Vergara¹

Guillermo Mosquera Canchingre²

Vladimir Bonilla³

Christian Rueda Ayala⁴

Luis Hidalgo⁵

Cítese como: Vergara, S., Mosquera-Canchingre, G., Bonilla, V., Rueda-Ayala, C. y Hidalgo, L. (2023). Diseño mecánico de una prótesis transfemoral. En F. C. Gómez-Meneses, L. M. Gómez-Melo, D. Valencia-Enríquez, S. Gómez-Herrera, J. M. López-Moreno y J. M. Villota-Paz (comps.), *Avances y desafíos en las ciencias y la ingeniería: nuevos conocimientos para un futuro sostenible* (pp. 122-138). Editorial UNIMAR. <https://doi.org/10.31948/editorialunimar.208.c356>

Resumen

Se presenta el diseño y simulación de una prótesis robótica transfemoral que puede replicar el movimiento de flexión y extensión de la pierna. Se utilizó la metodología mecatrónica con base en el modelo en V para desarrollar el prototipo de prótesis, comenzando por la definición de los requerimientos y el diseño conceptual. Luego se diseñó los componentes específicos de la prótesis, como la estructura mecánica, el circuito de adquisición de señales mioeléctricas y el sistema de control. En esta etapa, también se filtró las señales musculares para el entrenamiento de una red neuronal.

Se realizó una integración del sistema para comprobar que no hubiera incompatibilidades y que se cumpliera con los requerimientos planteados inicialmente. Se integró el diseño mecánico en una herramienta informática CAD y se verificó que el controlador y los datos de entrenamiento de la red neuronal estuvieran adecuados.

La estructura mecánica de la prótesis se sometió a pruebas necesarias según la norma NTC 4424 del Ministerio de Salud de Colombia, desde el módulo 1 al módulo 6. Finalmente, se obtuvo un prototipo de prótesis virtual capaz de realizar movimientos de flexión y extensión de la rodilla.

¹ Correo: sofia.vergara@ute.edu.ec

² Correo: guillermo.mosquera@ute.edu.ec

³ Correos: fbonilla@ute.edu.ec - fbonilla@yachaytech.edu.ec

⁴ Correo: andres.rueda@ute.edu.ec

⁵ Correo: lahidalgo@ute.edu.ec



Palabras clave: prótesis robótica transfemoral; flexión; extensión; metodología mecatrónica; red neuronal.

Mechanical design of a transfemoral prosthesis

Abstract

The design and simulation of a transfemoral robotic prosthesis that can replicate the flexion and extension movement of the leg is presented. The mechatronics methodology based on the V-model was used to develop the prosthesis prototype, starting with the definition of the requirements and conceptual design. Then, the specific components of the prosthesis were designed, such as the mechanical structure, the myoelectric signal acquisition circuit, and the control system. At this stage, the muscle signals were also filtered for the training of a neural network.

System integration was performed to verify that there were no incompatibilities and that the initial requirements were met. The mechanical design was integrated into a CAD software tool and the controller and neural network training data were verified to be adequate.

The mechanical structure of the prosthesis was subjected to the necessary tests according to the NTC 4424 Standard of the Colombian Ministry of Health, from module 1 to module 6. Finally, a virtual prosthesis prototype capable of performing knee flexion and extension movements was obtained.

Keywords: transfemoral robotic prosthesis; flexion; extension; mechatronic methodology; neural network.

Desenho mecânico de uma prótese transfemoral

Resumo

Apresentamos o projeto e a simulação de uma prótese robótica transfemoral que pode replicar o movimento de flexão e extensão da perna. A metodologia mecatrônica baseada no modelo V foi usada para desenvolver o protótipo da prótese, começando com a definição dos requisitos e o projeto conceitual. Em seguida, foram projetados os componentes específicos da prótese, como a estrutura mecânica, o circuito de aquisição do sinal mioelétrico e o sistema de controle. Nessa etapa, os sinais musculares também foram filtrados para o treinamento de uma rede neural.

Foi realizada a integração do sistema para verificar se não havia incompatibilidades e se os requisitos iniciais foram atendidos. O projeto mecânico foi integrado a uma ferramenta de software CAD e foram verificados como adequados, os dados de treinamento do controlador e da rede neural.



A estrutura mecânica da prótese foi submetida aos testes necessários de acordo com a Norma NTC 4424 do Ministério da Saúde da Colômbia, do módulo 1 ao módulo 6. Por fim, foi obtido um protótipo de prótese virtual capaz de realizar movimentos de flexão e extensão do joelho.

Palavras-chave: prótese robótica transfemoral; flexão; extensão; metodologia mecatrônica; rede neural.

Introducción

La tecnología ha avanzado mucho en campos como la ingeniería, la robótica y, sobre todo, la medicina; esto ha permitido mejorar dispositivos de ayuda para los seres humanos, especialmente en el área de prótesis y rehabilitación. Actualmente, existen diferentes sistemas mecatrónicos que ayudan a las personas a recuperar funciones perdidas, como los exoesqueletos de rehabilitación (Banala et al., 2009; Federici et al., 2015) y las prótesis que reemplazan extremidades perdidas (Mu y Poo, 2006). Algunas prótesis son muy avanzadas y utilizan señales electromiográficas para controlar los movimientos de manera natural (Chamorro-Moriana et al., 2018). Además, se puede utilizar herramientas de inteligencia artificial como las redes neuronales, para mejorar aún más el control de las prótesis (Matrone et al., 2012).

La pierna humana es un sistema de segmentos, uniones y músculos, que comprende el miembro inferior que está dividido en tres segmentos principales: cadera, pierna y pie. La rodilla es considerada como la articulación más importante del miembro inferior (Spanu y Hefzy, 2003), que proporciona estabilidad y flexibilidad al cuerpo, al tiempo que permite flexionar, girar y enderezar las piernas. Los músculos esqueléticos cuentan con abundante irrigación e inervación de vasos sanguíneos y nervios que están directamente relacionados con las contracciones musculares. Los músculos que permiten el movimiento de la rodilla son el bíceps y el cuádriceps femorales.

La actividad muscular en los movimientos del cuerpo es controlada por el sistema nervioso y, los movimientos se adaptan a patrones complejos casi automáticos. En la marcha humana, la mayoría de los músculos del grupo de la extremidad inferior están activos durante todo el ciclo de la marcha, principalmente al principio y al final de la fase de apoyo y, al principio y final de la fase oscilante. La electromiografía (EMG) se utiliza para medir la actividad muscular y se basa en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada por los nervios y los músculos a través de electrodos (Betancourt et al., 2004). El registro EMG se compone de señales provenientes de fibras musculares y de otras fuentes de ruido como la piel, los campos electromagnéticos y los aparatos eléctricos. El ancho de banda de los amplificadores de EMG es importante para filtrar la señal, evitar artefactos de baja frecuencia y atenuar la señal lo menos posible (López, 2021; Artal-Sevil et al., 2018).

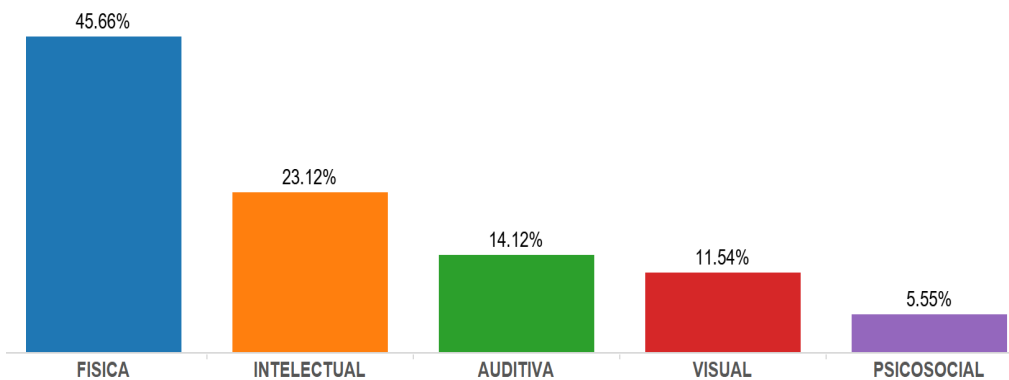


La amputación de un miembro inferior es una medida extrema que se lleva a cabo en casos en los que una extremidad inferior está dañada o enferma y su recuperación no es posible o está fuera de alcance. Las razones más comunes para amputar una extremidad inferior son lesiones traumáticas, enfermedades vasculares graves, infecciones y tumores (Coulston, 2012; Davie-Smith et al., 2017). En el proceso de amputación, el corte del fémur puede variar a diferentes alturas, de acuerdo con el padecimiento del paciente; los más comunes son la hemipelvectomía, desarticulación de cadera, transfemoral, desarticulado de rodilla, transtibial, desarticulado de tobillo y amputación parcial del pie. Amputar una pierna es un proceso que involucra la sutura de nervios, venas y músculos (Kester, 2006; Santoni, 2016).

Ecuador es un país con una población de 18 256 256 habitantes, de los cuales 471 205 tienen algún tipo de discapacidad, lo que representa el 2,58 % de la población total. Entre las personas con discapacidad, el 45,66 % tiene discapacidad física y el 23,12 % tiene discapacidad intelectual, como se muestra en la Figura 1.

Figura 1

Tipo de discapacidad



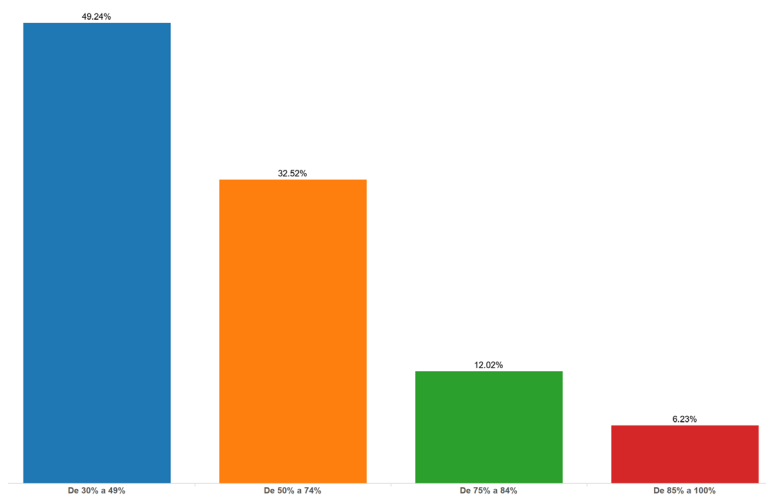
Fuente: Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS, 2022).

En cuanto al grado de discapacidad, la Figura 2 muestra que el 13,31 % de las personas con discapacidad física o intelectual tiene un porcentaje de discapacidad entre el 75 % y el 84 %, mientras que el 6,29 % tiene una discapacidad entre el 85 % y el 100 %.



Figura 2

Grado de discapacidad física

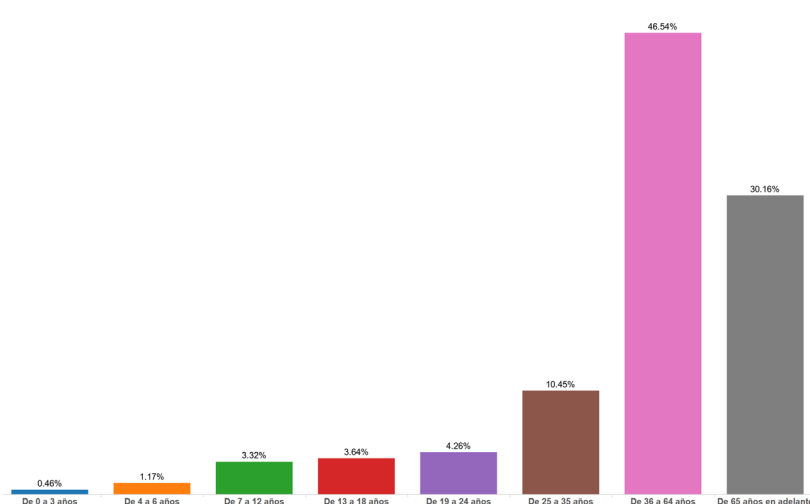


Fuente: CONADIS (2022).

Con relación a los grupos etarios, la Figura 3 indica que el grupo más afectado se encuentra entre los 36 y los 64 años. Estas estadísticas resaltan la necesidad de desarrollar tecnologías de apoyo para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad.

Figura 3

Grupos etarios



Fuente: CONADIS (2022).



En Ecuador, muchas personas han sufrido la amputación de una pierna, principalmente por accidentes de tránsito, laborales, enfermedades y otros problemas. La estatura promedio en Ecuador es de 167.1 cm en hombres y 154.2 cm en mujeres (Ministerio de Salud Pública de Ecuador, 2018).

La población laboralmente activa con discapacidad en Ecuador enfrenta múltiples desafíos y barreras para acceder a empleos y oportunidades laborales. Según datos de CONADIS (2022), de los 471 205 ecuatorianos con discapacidad, solo el 27,12 % se encuentra en edad laboral; es decir, entre los 18 y los 64 años. De este grupo de edad, solo el 33,46 % está empleado y, la tasa de desempleo para personas con discapacidad en Ecuador es significativamente más alta que la de la población en general. Según el mismo informe, la tasa de desempleo de personas con discapacidad es del 17,39 %, mientras que la de la población en general es del 7,22 %. Entre las principales barreras que enfrentan estas personas para acceder a empleos y oportunidades laborales están: la falta de accesibilidad física en los lugares de trabajo, la discriminación laboral y la falta de capacitación y habilidades específicas para el trabajo.

Para el diseño de prótesis robóticas se analiza distintos conceptos relacionados con el movimiento de los miembros superiores o inferiores (Puglisi y Moreno, 2006). De manera general, se considera el plano sagital como el plano de progresión de movimiento; en este plano ocurren los movimientos más importantes de las articulaciones que permiten la caminata (Salazar-Briceño, 2021). En cuanto al análisis de la marcha humana, se analiza el movimiento de tobillo, rodilla y cadera y, se describe cómo actúan en el plano sagital. Los movimientos angulares en los planos sagitales se denominan: flexión y extensión.

Las prótesis robóticas transfemorales constan de cinco componentes, siendo el *socket* la conexión entre la prótesis y el paciente, hecho de una laminación de fibra de carbono y fibra de vidrio, a medida del paciente (Castro-Gómez, 2015). La suspensión es un sistema que permite que la prótesis permanezca en su lugar; la alineación se refiere a la posición de la prótesis respecto al resto del cuerpo. El pie protésico que se une a la pierna mediante una articulación y el sistema de control, son los otros componentes importantes de la prótesis transfemoral.

Se tiene varios casos de prótesis comerciales que cumplen con las características de movimiento para los miembros inferiores. El proyecto CYBERLEGS (Ambrozic et al., 2014) y las prótesis Vanderbilt (Bennett, 2016), ONE y Welwalk WW-1000 (Toyota, 2017) combinan extremidades artificiales con robots portátiles para permitir a las personas que han sufrido amputaciones, caminar de manera natural. Estas prótesis están hechas de materiales como titanio, silicón, aluminio y carbono y, cuentan con motores y microprocesadores que emulan el movimiento de la rodilla, tobillo y pie; tienen sensores que analizan el nivel de exigencia y se ajustan al contexto con baterías recargables con una duración de tres a seis horas; permiten caminar, correr, saltar y escalar, como si usaran sus piernas de verdad.



Debido a lo expuesto, en este trabajo se planteó la creación de una prótesis que pueda imitar los movimientos naturales de la caminata, dirigida a personas que han sufrido una amputación transfemoral en su extremidad inferior y que forman parte de la población económicamente activa. La finalidad de esta prótesis es ayudar a suplir las funciones que, naturalmente han perdido y, de esta forma, mejorar su integración en su entorno social, familiar y laboral.

El objetivo general de este proyecto fue diseñar un sistema biomecánico de prótesis para discapacitados, que permita la flexión y extensión de la rodilla. Para cumplir con este objetivo general se ha establecido los siguientes objetivos específicos:

1. Diseñar un sistema biomecánico que permita la flexión y extensión de la rodilla, teniendo en cuenta aspectos como la ergonomía, resistencia y movilidad.
2. Diseñar un sistema de adquisición de señales SEMG y posición con base en el movimiento de la rodilla.
3. Diseñar un sistema de control de la prótesis basado en las señales SEMG.
4. Validar el funcionamiento del sistema integrado. Este objetivo específico implica comprobar que todo el sistema diseñado funciona correctamente y cumple con los objetivos planteados, asegurando así que la prótesis diseñada es útil y efectiva para su propósito.

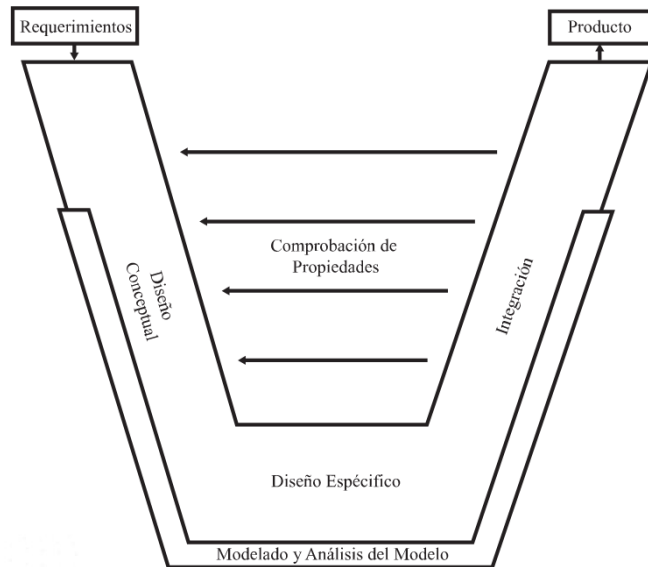
Desarrollo

Para el diseño de la prótesis robótica transfemoral se aplicó la metodología mecatrónica del modelo en V, presentada en la Figura 4. En la etapa de definición de requerimientos se estableció aspectos como la altura, peso, edad y tiempo de amputación del usuario, y se consideró requisitos técnicos como la lectura de señales musculares, tamaño, peso y tiempo de funcionamiento de la prótesis.



Figura 4

Aplicación Metodología Mecatrónica

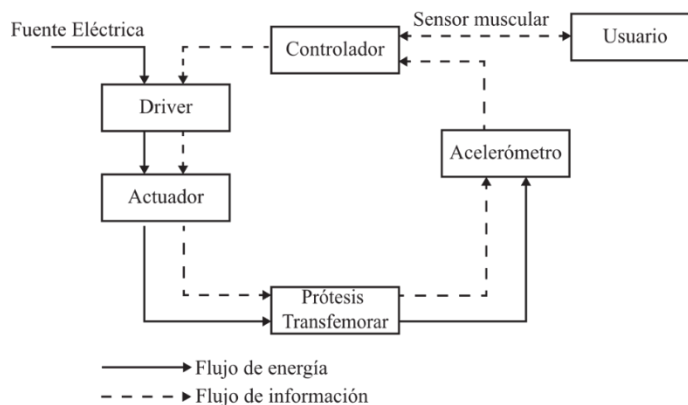


Fuente: adaptado de Verein Deutscher Ingenieure (VDI, 2004).

En la etapa de diseño conceptual se creó una idea general de las características físicas y las condiciones de operación del sistema; y, en la etapa de diseño específico, se diseñó los componentes mecánicos, eléctricos y de control de la prótesis, como se puede apreciar en la Figura 5.

Figura 5

Concepto Prótesis transfemoral



Fuente: Vergara-Ortiz (2019).



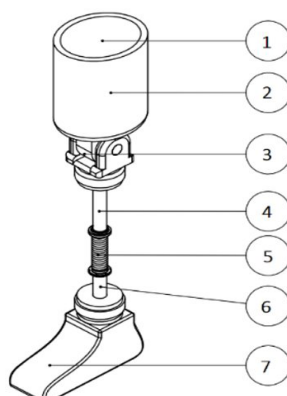
En la integración de los subsistemas se detectó incompatibilidades que fueron corregidas en ciclos subsiguientes del modelo en V, y se hizo pruebas de funcionalidad para verificar el correcto funcionamiento de la prótesis.

Componentes de la prótesis robótica

Para el proceso de diseño de una prótesis robótica se analiza varios componentes, incluyendo el pilar, el pasador, el resorte y el amortiguador de impacto. Para este caso en particular se plantea el diseño mecánico mediante diagramas paramétricos utilizados en el cálculo del diámetro mínimo del pilar, el diámetro del pasador, el número de espiras, el diámetro del alambre del resorte y la selección del amortiguador de impacto. El diámetro del pilar es proporcional a la fuerza generada por el usuario; se calcula la carga crítica, la inercia y el diámetro mínimos del pasador. En la Figura 6 se presenta el modelo de prótesis transfemoral y la numeración de sus componentes, ampliados en la Tabla 1.

Figura 6

Prótesis transfemoral



Fuente: Vergara-Ortiz (2019).

El resorte de compresión y el amortiguador de impacto son utilizados para reemplazar la función de la rodilla y amortiguar la carga del usuario y evitar lesiones en la cadera. En general, el diseño se enfoca en asegurar la capacidad de soportar la carga del usuario y reemplazar la función de la rodilla para lograr una prótesis robótica efectiva. En la Tabla 1 se muestra la numeración y los nombres de los elementos que conforman la prótesis transfemoral.



Tabla 1

Componentes de prótesis transfemoral

Ítem	Componente
1	Suspensión
2	Socket
3	Rodilla
4	Pilar
5	Resorte de compresión
6	Amortiguador de impacto
7	Pie

Fuente: Vergara-Ortiz (2019).

Para el cálculo del diseño de la prótesis transfemoral se utiliza el peso del usuario como carga principal, mediante la expresión que viene a continuación, obteniendo una fuerza de 766 N

$$F = (P_p + P_T) * g$$

...donde:

F: Fuerza

Pp: Peso del paciente

PT: peso de tolerancia

g: gravedad

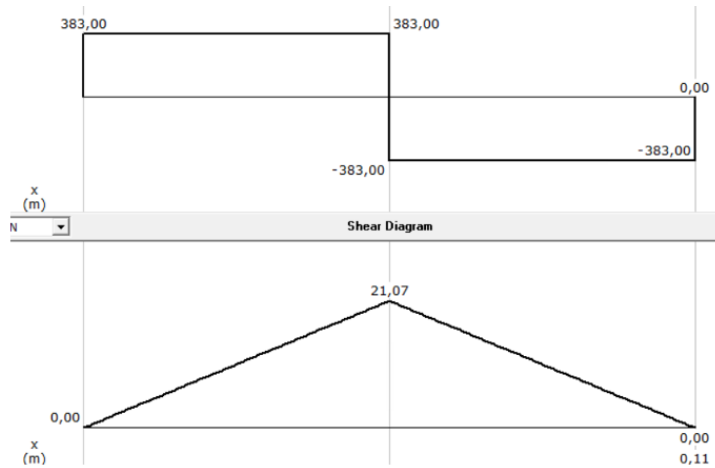
Cálculo del pasador

Para el cálculo del diámetro del pasador se utiliza el modelo de viga; el resultado del análisis de cargas de fuerza cortante y momento flector se muestra en la Figura 7:



Figura 7

Diagrama de esfuerzo cortante y momento flector



Fuente: Vergara-Ortiz (2019).

$$M_{\text{máx}} = 21.07 \text{ Nm}$$

$$S_{\text{ut}} = 110 \text{ MPa}$$

Para el cálculo del diámetro se utiliza el método de Goodman para esfuerzos normales fluctuantes, lo que permite obtener el diámetro del pasador de 19,86 mm

$$\frac{K_t * \sigma_a}{S'_n} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{N}$$

...donde:

K_t = Constante

S_{ut} = Resistencia última a la tensión

N = Factor de diseño

S'_n = Resistencia real estimada a la fatiga

Cálculo del pilar

Se considera la carga crítica de pandeo en una columna como 1912,95 N mediante la ecuación:

$$P_{\text{crit}} = F * N$$



La inercia mínima para obtener la carga generada por un paciente es 33,80 mm⁴; se obtiene de la ecuación:

$$I_{\min} = \frac{P_{\text{crit}} * (KL)^2}{E\pi^2}$$

...donde:

$I_{\min}$ = inercia mínima

K = constante de dependencia de los extremos

L = longitud del pilar

E = módulo de elasticidad

El diámetro mínimo que tiene el pilar es de 5,12 mm

$$D_{\min} = \sqrt[4]{\frac{I_{\min} * 64}{\pi}}$$

...donde:

$D_{\min}$ = diámetro mínimo

El diámetro mínimo obtenido es de 5.12mm, usando un factor de seguridad de $N=2.5$. Para que se vea uniforme se utilizará un diámetro de 30mm.

Cálculo del resorte y amortiguador

La constante del resorte garantiza que la compresión de este debe ser del 20 % igual al peso de la prótesis y la mitad de la masa de la persona. Con base en la dinámica del sistema, se obtiene:

$$\ddot{x} + 2\xi W_n \dot{x} + W_n^2 x = 0$$

$$\text{...donde: } W_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \text{ y } \xi = \frac{\beta}{2\sqrt{mk}}.$$

La constante β del amortiguador debe garantizar que el coeficiente de amortiguamiento ξ sea lo suficientemente alto como para impedir que el impacto de la prótesis con el suelo genere oscilaciones en la articulación prismática por un periodo de tiempo prolongado. El valor numérico de β se obtiene fijando el coeficiente de amortiguamiento en $\xi = \frac{2}{\sqrt{2}}$.

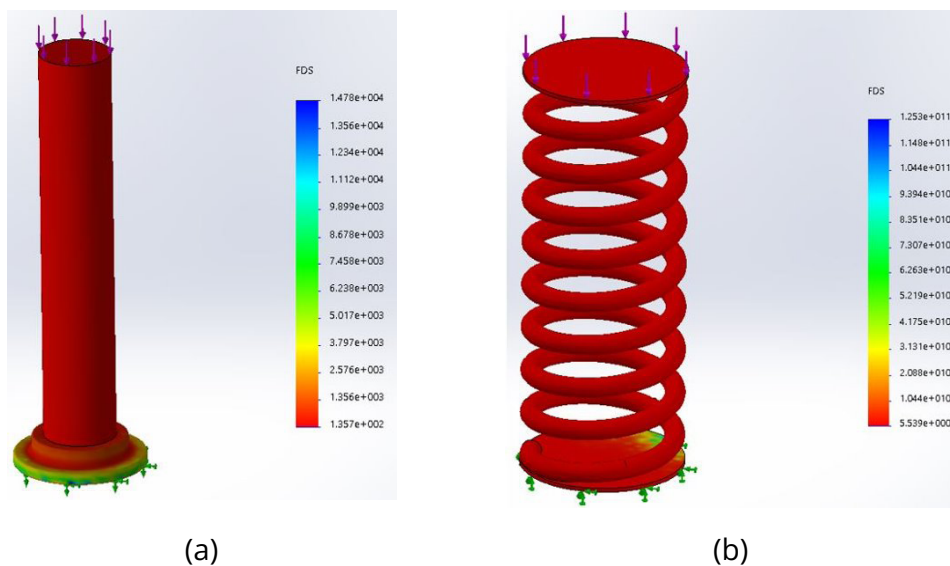


Resultados

Para la validación de los componentes diseñados se efectuó pruebas estáticas sobre un software CAD de simulación, obteniendo los resultados que se observa en la Figura 8 (partes a y b).

Figura 8

Pruebas estáticas de pilar (a) y resorte (b)



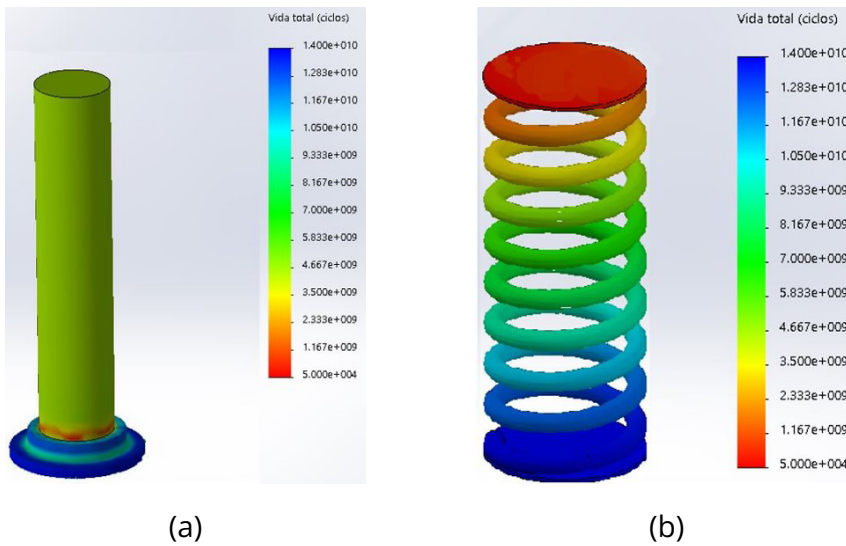
Fuente: Vergara-Ortiz (2019).

Posterior a este análisis se desarrolló un estudio de pruebas cíclicas para el análisis de los ciclos de vida de cada elemento, obteniendo los resultados presentados en la Figura 9 (partes a y b).



Figura 9

Pruebas cíclicas de pilas (a) y resorte (b)

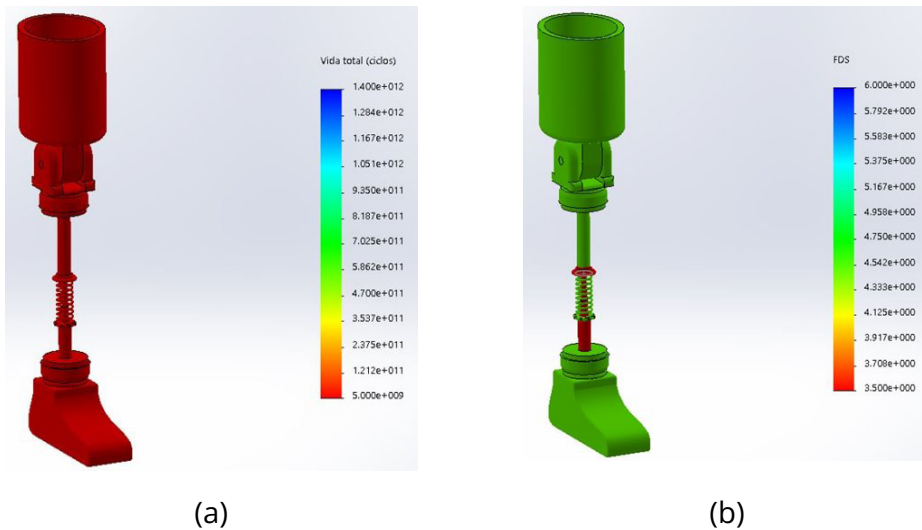


Fuente: Vergara-Ortiz (2019).

Finalmente, se analizó el conjunto de prótesis completo en cuanto a pruebas estáticas y cíclicas. Se presenta el resultado en la Figura 10 (partes a y b).

Figura 10

Pruebas estáticas (a) y cíclicas (b) del sistema completo



Fuente: Vergara-Ortiz (2019).



Conclusiones

Se logró diseñar un prototipo de prótesis transfemoral que puede soportar una carga de 766N, con un factor de seguridad de 2.5, que puede realizar movimientos de extensión y flexión de rodilla en un rango de 0° a 90°; los materiales utilizados en el diseño son capaces de soportar las cargas establecidas en las normas NTC; se evidenció que el titanio permite la creación de elementos con dimensiones menores que el aluminio. También se diseñó un sistema de adquisición de datos musculares y posición de la pierna, así como un sistema de control basado en una red neuronal que tiene una tasa de error del 20 % en la predicción de los movimientos de flexión y extensión. Se desarrolló filtros para procesar las señales musculares y reducir el ruido producido por el movimiento de los cables y la red eléctrica de 60 Hz. Finalmente, se creó una máquina de estados que convierte los datos de la neurona en movimientos de la prótesis.

Trabajos futuros

El desarrollo de prótesis para amputados ha avanzado significativamente en los últimos años, pero todavía hay muchos desafíos por superar. En este sentido, una de las líneas de investigación más prometedoras es la mejora de la tecnología y materiales utilizados en su fabricación. Uno de los objetivos principales es reducir aún más el diámetro del pasador y del pilar, sin comprometer su resistencia y durabilidad. De esta manera, se lograría una mayor comodidad y seguridad para el usuario. Además, otro aspecto clave es el desarrollo de un mecanismo de tobillo que permita una mayor flexibilidad y naturalidad en el movimiento de la prótesis, lo que mejoraría la calidad de vida de las personas amputadas.

Asimismo, es fundamental trabajar en el aspecto estético de la prótesis, mediante el desarrollo de un recubrimiento que permita una apariencia más realista e integrada con el cuerpo del usuario. Es primordial realizar pruebas exhaustivas de acuerdo con las normas NTC 4424 para asegurar que la prótesis cumpla con los requisitos de calidad, seguridad y rendimiento establecidos. Por último, es preciso seguir trabajando en el diseño de la prótesis para mejorar su funcionalidad y comodidad y, replicar los movimientos de la marcha humana de manera cada vez más precisa y natural. En definitiva, el desarrollo de prótesis más avanzadas y adaptadas a las necesidades de los usuarios es un campo de investigación en constante evolución, que seguirá mejorando la calidad de vida de las personas amputadas en todo el mundo.

Referencias

Ambrozic, L., Gorsic, M., Geeroms, J., Flynn, L., Molino, R., Kamnik, R., Munih, M., & Vitiello, N. (2014). CYBERLEGS: A user-oriented robotic transfemoral prosthesis with whole-body awareness control. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 21(4), 82-93. <https://doi.org/10.1109/MRA.2014.2360278>



- Artal-Sevil, J. S., Acón, A., Montañés, J. L. y Domínguez, J. A. (2018). Diseño de un brazo robótico de bajo coste controlado por Sensores EMG Superficiales. *Libro de Actas*, 576-583.
- Banala, S. K., Kim, S. H., Agrawal, S. K., & Scholz, J. P. (2009). Robot-assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). *IEEE Transactions of Neural Systems Rehabilitation Engineering*, 17(1), 2-8. 10.1109/TNSRE.2008.2008280.
- Bennett, D. A. (2016). *Design and assessment of an upper extremity prosthetic system* [Tesis Doctoral, Universidad de Vanderbilt]. <https://core.ac.uk/reader/46929480>
- Betancourt, G. A., Giraldo, E. y Franco, J. F. (2004). Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas. *Scientia et Technica*, 10(26), 53-58
- Castro-Gómez, L. A. (2015). *Sistema de control electrónico de una prótesis transfemoral* [Tesis de Pregrado, Universidad de Los Andes]. <https://repositorio.uniandes.edu.co/handle/1992/17455>
- Chamorro-Moriana, G., Moreno, A., & Sevillano, J. (2018). Technology-based feedback and its efficacy in improving gait parameters in patients with abnormal gait: A Systematic Review. *Sensors*, 18(2), 142. <https://doi.org/10.3390/s18010142>
- Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS). (2022). Estadísticas de Discapacidad. <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- Coulston, J. E., Tuff, V., Twine, C. P., Chester, J. F., Eysers, P. S., & Stewart, H. R. (2012). Surgical factors in the prevention of infection following major lower limb amputation. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 43(5), 556-560. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2012.01.029>
- Davie-Smith, F., Coulter, E., Kennon, B., Wyke, S., & Paul, L. (2017). Factors influencing quality of life following lower limb amputation for peripheral arterial occlusive disease: A systematic review of the literature. *Prosthetics and Orthotics International*, 41(6), 537-547. <https://doi.org/10.1177/0309364617690394>
- Federici, S., Meloni, F., Bracalenti, M., & De Filippis, M. L. (2015). The effectiveness of powered, active lower limb exoskeletons in neurorehabilitation: a systematic review. *NeuroRehabilitation*, 37(3), 321-340. <https://doi.org/10.3233/NRE-151265>
- Kester, B. (2006). Surgical technique for transtibial amputation: A Review of the Literature. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 18(6), 174-179.



- López, P. (2021). *Diseño e implementación de un sistema EMG de captación de señales musculares y su aplicación a un sistema robótico* [Tesis de Pregrado, Universidad Politécnica de Valencia]. <https://riunet.upv.es/handle/10251/173632>
- Matrone, G. C., Cipriani, C., Carrozza, M. C., & Magenes, G. (2012). Real-time myoelectric control of a multi-fingered hand prosthesis using principal components analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-40>
- Ministerio de Salud Pública de Ecuador. (2018). Encuesta Nacional de Salud y Nutrición – ENSANUT. <https://www.salud.gob.ec/encuesta-nacional-de-salud-y-nutricion-ensanut/>
- Mu, Y. & Poo, M. (2006). Spike Timing-Dependent LTP/LTD Mediates Visual Experience-Dependent Plasticity in a Developing Retinotectal System. *Neuron*, 50(1), 115-125. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2006.03.009>
- Puglisi, L. y Moreno, H. (2006). Prótesis Robóticas. <https://es.scribd.com/document/173033525/Protesis-roboticas>
- Salazar-Briceño, C. A. (2021). *Diseño de un mecanismo de dos grados de libertad para prótesis robótica transtibial* [Tesis de Pregrado, Pontificia Universidad Católica del Perú]. <https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/20608>
- Santoni, B. S. (2016). The Role of Preoperative Imaging in Predicting Outcomes after Lower Extremity Amputation. *Journal of Vascular Surgery*, 63(2, Supplement), 54S-58S.
- Spanu, C. E. & Hefzy, M. S. (2003). Biomechanics of the knee joint in deep flexion: a prelude to a total knee replacement that allows for maximum flexion. *Technology and Health care*, 11(3), 161-181. <https://content.iospress.com/articles/technology-and-health-care/thc00300>
- Toyota. (2017). Toyota launches rental service for the Welwalk WW-1000 Rehabilitation Assist Robot in Japan. <https://global.toyota/en/detail/15989382>
- Verein Deutscher Ingenieure (VDI). (2004). *Entwicklungsmethodik für mechatronische Systeme (VDI 2206): Design methodology for mechatronic systems*. VDI 2004.
- Vergara-Ortiz, S. C. (2019). *Diseño y simulación de un prototipo de prótesis robótica transfemoral* [Tesis de Pregrado, Universidad UTE]. <https://repositorio.ute.edu.ec/handle/123456789/20580>

