

Desarrollo de una prótesis policéntrica de bajo costo

Developing of a Low-cost Polycentric Prosthesis

Luis Á. López -Ugalde ^a, Miguel Ángel Flores-Rentería ^b Jorge Cortes-Sánchez ^c

Abstract:

The world health organization estimates that there are 40 million amputees in the world, in Mexico statistics indicate an increasing trend in the incidence of amputees in lower limbs. Modern prosthetics are designed to offer comfort and confidence when walking, they have cushioning systems, motion control or an artificial intelligence system, features that make them have a high cost, so for most amputee people are unable to access this type of prosthesis. This work presents the design and development of a damping transfemoral prosthesis with a low-cost, which will contribute to the development of articulated mechanisms applied to biomechanics, reducing costs in the design phase since it has a parameterized CAE design that will optimize the design of the mechanism in a shorter time, thus incentivizing industrial growth in the field of biomechanics in our nation. This project benefits people with amputation of the lower limb.

Keywords:

Prosthetics, biomechanical model, mechanics and simulation.

Resumen:

La organización mundial de la salud estima que hay 40 millones de amputados en el mundo, en México las estadísticas indican una tendencia al alza en la incidencia de amputados en miembros inferiores. Las prótesis modernas están diseñadas para ofrecer confort y confianza al caminar, cuentan con sistemas de amortiguamiento, control de movimiento o un sistema de inteligencia artificial, características que las hacen tener un alto costo, por lo que para la mayoría de las personas amputadas les es imposible tener acceso a este tipo de prótesis. En este trabajo se presenta el diseño y desarrollo de una prótesis transfemoral con un sistema de amortiguamiento, de bajo costo, lo que contribuirá al desarrollo de mecanismos articulados aplicados a la biomecánica, reduciendo los costos en la fase de diseño dado que se cuenta con un diseño CAE parametrizado que optimizará el diseño del mecanismo en un menor tiempo, incentivando así el crecimiento industrial en el campo de la biomecánica en nuestra nación. Este proyecto beneficia a las personas que padecen de amputación del miembro inferior.

Palabras Clave:

Prótesis, modelo biomecánico, mecánica y simulación.

Introducción

Desde la antigüedad se ha querido crear diversos dispositivos que permitan restaurar las funciones reducidas por la pérdida de algún miembro del cuerpo humano, muestra de esto es la momia encontrada con un antebrazo artificial en Egipto y con 2000 años de

antigüedad. A estos dispositivos restauradores de funciones se les ha llamado prótesis. A través de los años, ciudadanos, doctores e ingenieros continuamente las han mejorado, desde la pierna de palo que inmortalizara a piratas y vikingos hasta las llamadas prótesis inteligentes con las que se intenta la rehabilitación social de la persona afectada. Una prótesis de rodilla es una reproducción de

^a Autor de Correspondencia, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, Escuela Superior Ciudad Sahagún, Email: angel_ugalde_mechanic@outlook.es

^b Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, Escuela Superior Ciudad Sahagún, UA EH, Tepeapulco, Hidalgo, México, ORCID: 0000-0001-8018-4708, Email: miguel_flores10233@uaeh.edu.mx.

^c Jorge Cortes-Sánchez, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, Escuela Superior Ciudad Sahagún, Email:

jorgecortessanchez212@gmail.com

los huesos de esta zona, que remplazará a la articulación afectada permitiendo el movimiento relativo del cuerpo humano comprendido entre el fémur y la tibia.

En el movimiento de un miembro inferior sano interviene el sistema nervioso central, el muslo, la espinilla y tobillo, los cuales en conjunto ejecutan funciones coordinadas con diversos músculos, por lo que es difícil obtener un confort total al caminar en una persona amputada con una prótesis transfemoral de rodilla.

La cantidad de personas que se han tenido que someter a una operación de amputación ha crecido en la última década y se estima que siga creciendo. Los costos de una prótesis comercial son muy altos para la gran mayoría de personas que las necesitan. 1

Este trabajo se enfoca en el diseño de una prótesis transfemoral, es decir, al remplazo de un miembro inferior por encima de la rodilla, se propone un modelo de articulación con un sistema de amortiguamiento cuya finalidad será reducir los impactos en el extremo de la pierna afectada y de esta forma mejorar el confort facilitando la recuperación y la funcionalidad. Se emplea un diseño parametrizado lo que permite adaptar las medidas a las necesidades específicas de un individuo, su manufactura se realiza por medio de impresión 3D lo que reduce los costos. 2



Figura 1 Prótesis policéntrica.

Está constituida por un mecanismo de cuatro barras esto considerando que el movimiento de la articulación es principalmente guiado por ligamentos, dos de ellos representan eslabones óseos y dos más eslabones ligamentosos (LCA ligamento cruzado anterior y el LCP ligamento cruzado posterior). El diseño está basado en un eje policéntrico (múltiples centros de rotación) el cual proporciona un centro móvil de rotación y con ello una buena estabilidad dado que reduce la longitud de la pierna al iniciar el paso, disminuyendo así el riesgo de tropiezos. Estando de pie, la línea de gravedad se sitúa a través del eje de la articulación de la rodilla en extensión completa, por lo que el brazo de momento de la línea de la gravedad

es de cero, de este modo, no se necesita fuerza muscular para mantener el equilibrio en este punto. 3

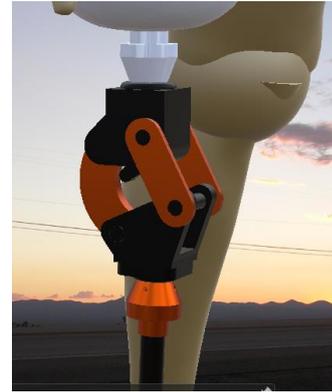


Figura 2 Mecanismo de cuatro barras

La rodilla protésica permite una combinación de movimientos rotacionales y traslacionales entre la prótesis tibia y el fémur, describiendo un centro de rotación instantáneo (ICR) que se mueve a lo largo de una definida por una posición angular. Algunas de sus características principales son:

- Reproduce adecuadamente el movimiento natural de la rodilla humana.
- Tiene mayor peso que las protésicas tipo bisagra.
- Proporciona buena estabilidad al caminar.
- Reduce la longitud de la pierna al iniciar el paso disminuyendo el riesgo de tropiezos.
- Se flexiona en la fase de balanceo, es decir cuando la pierna está en el aire o cuando el usuario se sienta.
- Tiene buena funcionalidad incluso cuando en amputaciones bilaterales de pierna o muñones largos.
- Ofrecen un control sencillo de balanceo que permite una velocidad de marcha ideal.
- Puede limitar parte del movimiento de la rodilla, pero no tanto como para suponer un problema.

Con el propósito de contribuir al desarrollo nacional de prótesis, en particular de rodilla, en este artículo se presenta el análisis y síntesis de la cinemática de una prótesis. Para llevar a cabo el proceso de síntesis, se utiliza como información los patrones del caminado real de personas mexicanas, logrando así que el mecanismo de prótesis propuesto pueda reproducir de manera precisa el movimiento natural de la rodilla humana.

Desarrollo

La rodilla es una articulación compleja que interviene en la marcha, al mismo tiempo soporta el peso del cuerpo sobre un área relativamente pequeña permitiéndole estabilidad e impulso al salto.

Su movimiento está guiado por los ligamentos cruzados anterior y posterior (LCA y LCP) los cuales, en este proyecto, se modelan por un mecanismo de cuatro barras obteniéndose un paralelogramo invertido (figura 3).



Figura 3 Mecanismo de cuatro barras

En diferentes ángulos de flexión el centro instantáneo de rotación se encuentra en un punto en el que se cruzan el LCA y LCP, en donde el centro de rotación sigue un camino elíptico.

El mecanismo policéntrico simula adecuadamente el movimiento natural de articulación, es un mecanismo cuyo eslabón anterior es de menor longitud que el eslabón posterior, lo cual permite controlar la estabilidad de la rodilla.

Para ejemplificar el modelo paramétrico de los eslabones considere el sistema mostrado en la figura 4, está constituido por cuatro centros OA, OB, A y B, al unir OA-A, A-B, B-OB y OA-OB forman los eslabones a, b, c y d respectivamente.

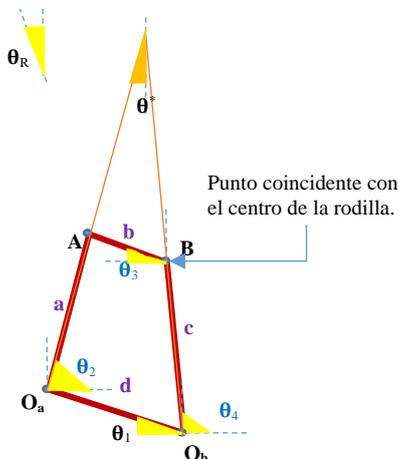


Figura 4. Modelo de 4 barras del mecanismo de rodilla. El eslabón b es la entrada del movimiento, representa la unión proximal (con el muslo), por lo que el ángulo θ_3 asociado a este, constituye una variable independiente. θ_R representa el ángulo de flexión de la rodilla y se puede

obtener a partir de la relación $\theta_3 = \theta^* + \theta_R$, θ^* y θ_1 son ángulos de alineación.

La representación del sistema en lazo cerrado está definida por:

$$ae^{j\theta_2} + be^{j\theta_3} - de^{j\theta_1} - ce^{j\theta_4} \quad (1)$$

Al desarrollar la ecuación (1) en su parte real e imaginaria y simplificando se obtienen los ángulos θ_2 y θ_4 , los cuales se representan por:

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \left[\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right] \quad (2)$$

$$\theta_4 = 2 \tan^{-1} \left[\frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4AF}}{2A} \right] \quad (3)$$

En donde

$$A = \cos \theta_2 - K_1 + K_2 \cos \theta_2 + K_3,$$

$$B = -2 \operatorname{sen} \theta_2,$$

$$C = K_1 + (K_2 - 1) \cos \theta_2 + K_3,$$

$$D = \cos \theta_2 - K_1 + K_4 \cos \theta_2 + K_5,$$

$$E = -2 \operatorname{sen} \theta_2 \text{ y}$$

$$F = K_1 + (K_4 - 1) \cos \theta_2 + K_5.$$

$$K_1 = \frac{r_1}{r_2}, K_2 = \frac{r_1}{r_3}, K_3 = \frac{r_4^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_3^2}{2r_2r_3}, K_4 = \frac{r_1}{r_4},$$

$$K_5 = \frac{r_2^2 - r_3^2 - r_4^2 - r_1^2}{2r_2r_4}.$$

Los puntos A, B, O_A, O_B se determinan por medio de $O_A(X_{OA}, Y_{OA}) = (0, 0)$,

$$O_B(X_{OB}, Y_{OB}) = [d \cos(\theta_1) d \operatorname{sen}(\theta_1)].$$

$$A(X_A, Y_B) = [a \cos(\theta_2) - a \operatorname{sen}(\theta_2)].$$

$$B(X_B, Y_B) = [X_{OB} + a \cos(\theta_4), Y_{OB} + c \operatorname{sen}(\theta_4)].$$

En mecanismo resultante es un diseño paramétrico, en el cual se emplearon las ecuaciones antes mencionadas, con el que es posible diseñar mecanismos para pacientes con diferentes anatomías.

En la práctica, existen un gran número de situaciones en las que es posible reducir, pero no eliminar las fuerzas de carácter dinámico que excitan el sistema mecánico de una prótesis dando lugar a la aparición de vibraciones, por lo que es necesario su control, de lo contrario se puede generar desplazamientos que provoca la aparición de tensiones y deformaciones que podrían ocasionar el fallo del sistema.

En consecuencia, las condiciones de vibración deben de ser evitadas en el diseño y construcción de cualquier sistema mecánico. No obstante, en la mayor parte de los casos, las frecuencias de excitación no pueden controlarse al venir impuestas por los requerimientos de carácter funcional del sistema.

En el diseño de la prótesis se propone un sistema de amortiguamiento localizado en la tibia y cuya finalidad es reducir los impactos producidas por las cargas generadas al caminar o correr durante un intervalo de tiempo muy corto, normalmente inferior a una vez el periodo natural del sistema. El aislamiento de impactos puede definirse

como todo aquel procedimiento mediante el cual se reducen los efectos indeseables. Para definir los elementos de aislamiento de vibraciones se consideró el peso promedio de un individuo aproximadamente de 40 años y una estatura de entre 1.70-1.80 m con un peso de 100 kg, y de acuerdo con estadísticas, el número de pasos que realiza al día. Se desarrolló un modelo que describe el comportamiento del sistema, se empleó software especializado para ejecutar su simulación computacional, así como el análisis estático y dinámico.

Para el estudio del amortiguamiento en la prótesis se emplearon los sistemas masa-resorte-amortiguador y el de péndulo simple, el primero tiene propiedades másicas o de inercia (almacenan energía cinética), elásticas (almacenan energía potencial) y de disipación de energía está conformado como se muestra en la figura 5.

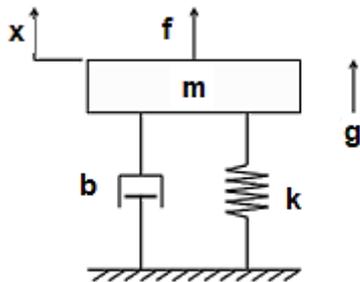


Figura 5. Sistema masa-resorte-amortiguador

La ecuación que describe el comportamiento de este sistema está representada por:

$$m\ddot{x} + b\dot{x} + kx = 0$$

El sistema de péndulo simple es un sistema idealizado constituido por un elemento de inercia (masa) que está suspendida de un punto fijo mediante un hilo inextensible y sin peso. La figura 6 describe esquemáticamente al péndulo simple.

La ecuación que describe el comportamiento de este sistema es:

$$\ddot{\theta} = -\frac{b}{l}\dot{\theta} - \frac{g}{l}\sin\theta$$

Simulación

Con la finalidad de identificar la naturaleza del caminar y determinar patrones normales de movimiento de la articulación de rodilla, se analizaron los datos biomecánicos de la marcha humana con la que se identificaron las fases de flexión y extensión, se observa que la relación par-ángulo de la extensión de rodilla se comporta como un resorte y toma aproximadamente el

40% del ciclo de la marcha, este es un periodo lineal y consiste de una fase de potencia, el analizar esta situación permite determinar el amortiguamiento adecuado para imitar lo mejor posible el comportamiento de la rodilla. 15

Para la simulación del sistema de amortiguamiento se formularon diagramas de bloques con los que se obtuvieron los posibles movimientos y sus rangos en los tres planos de la articulación tibia-femoral, así mismo y a través del desarrollo una aplicación computacional basada en la plataforma de Matlab® y Simulink, se obtuvieron las gráficas que se muestran en los resultados.

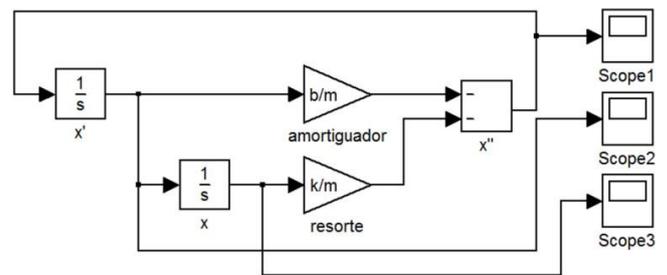


Figura 6. Diagrama de bloques del sistema de amortiguamiento.

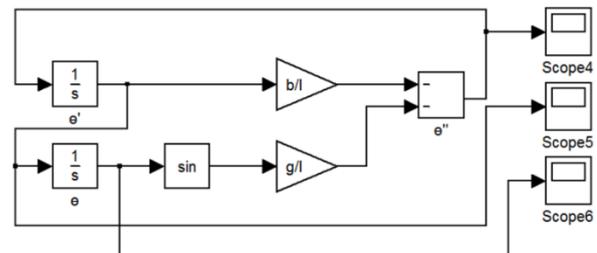


Figura 7. Diagrama de bloques del péndulo simple.

Resultados

Del diseño parametrizado se obtiene la prótesis para una persona con estatura de entre 1.70 y 1.80 de 100 kg de peso, mediante la impresión 3D se realiza su manufactura como se muestra en la figura 8. Cuenta con un sistema de ajuste con el que se garantiza la seguridad y confort al caminar



Fig. 8 Prótesis policéntrica.

En la marcha humana saludable, la articulación de la rodilla absorbe energía, mientras que la del tobillo la genera. Por lo que debe existir un equilibrio entre la energía generada y la absorbida de no ser así se tendría inestabilidad al caminar, el comportamiento sería el mostrado en la figura 9.



Figura 9 Muestra el comportamiento sin amortiguamiento.

Al colocar un sistema de amortiguamiento en la prótesis se obtiene rápidamente la estabilidad como se muestra en la figura 10.

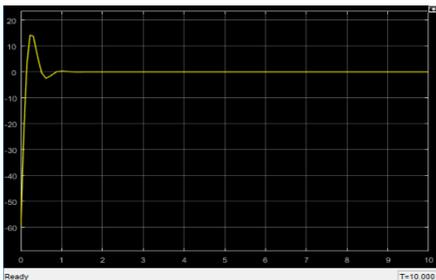


Figura 10 Comportamiento con amortiguamiento.

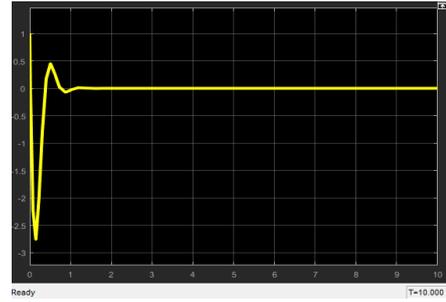


Figura 11 Gráfica de velocidad de amortiguamiento del sistema

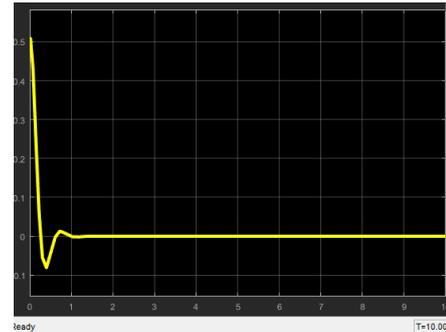


Figura 12 Gráfica de aceleración de amortiguamiento

Nótese que en la gráfica 10,11 y 12 llega a un instante de reposo en el que la posición, la velocidad y la aceleración llegan a estabilizarse, los elementos que emplearon para llegar a estas condiciones son:

Elemento	Valor
Resorte	100 N/m
Amortiguador	10 Ns/m
Condición inicial (Θ)	45° (0.785 rad)

Por medio de una aplicación de software comercial se estimó el precio de desarrollo de la prótesis, la estimación se muestra en la figura 13.

Coste estimado por ensamblaje: 1398.90 USD

Plantilla de Costo principal:	multibodytemplate_	
Comparación:	<div style="text-align: center;"> <p>0%</p>  </div>	<p>Actual 1398.90 USD</p> <p>Anterior 1398.66 USD</p>

Figura 13. Costo estimado



Figura 13 Diseño final de la prótesis en uso.

Conclusión

Se desarrollo un sistema CAD con el que se pueden diseñar prótesis de acuerdo con las necesidades de cada paciente.

Se observa que el sistema sin amortiguamiento es inestable y presenta un comportamiento oscilatorio, por el contrario, el sistema con amortiguamiento logra la estabilidad rápidamente.

A partir del análisis de las gráficas obtenidas, se puede afirmar que los valores de la constante de rigidez del resorte y el coeficiente de amortiguamiento deben ser variables en el tiempo, por lo que se propone un sistema de amortiguamiento variable mediante el empleo de un amortiguador electromagnético, así entonces en la fase de oscilación se desea que la prótesis se comporte como un sistema resorte-amortiguador que no permita el movimiento del muñón, mientras que en el instante del impacto absorba la energía del mismo y después de la colisión, además actuaría como un sistema de retoro rápido sin cambios bruscos en la velocidad del muñón.

El desarrollo de la simulación permitió sintetizar modelos dinámicos con restricciones de complementariedad y leyes de control. Además, se constituye como una aplicación computacional de diseño y validación de parámetros dinámicos, así como algoritmos de control.

En el caso del enfoque velocidad-impulso el modelo conlleva a que las simulaciones deban ser realizadas a paso fijo y no a paso adaptativo.

Referencias

- [1] Dilla T, Valladares A, Lizán L, Sacristán JA. Adherencia y persistencia terapéutica: causas, consecuencias y estrategias de mejora. *Aten. Primaria* 2009; 41(6): 342–48.
- [2] Silva G, Galeano E, Correa J. Compliance with the treatment. *Acta Médica Colombiana* 2005; 30(4): 268–73.
- [3] Viesca TC. Paternalismo médico y consentimiento informado. En: Márquez-Romero R, Rocha- Cacho WV, editors. *Consentimiento informado. Fundamentos y problemas de su aplicación práctica*. 1st ed. México: UNAM; 2017: 1-22.
- [4] Grady P, Lucio-Gough L. El automanejo de las enfermedades crónicas: un método integral de atención. *Panam. J. Public. Health*. 2015; 35(9): 187-194.
- [5] Cañete-Villafranca R, Guilhem D, Brito-Pérez K. Paternalismo médico. *Rev. Med. Elect*. 2013; 35(2): 144–152.
- [6] Caballo C, Pascual A. Entrenamiento en habilidades de automanejo en personas con enfermedades crónicas: un estudio cuasiexperimental. En: Universidad de Salamanca, editor. *IX Jornadas Científicas Internacionales de investigación sobre personas con discapacidad*. Salamanca; INICO; 2012: 1-12.
- [7] Millaruelo-Trillo JM. Importancia de la implicación del paciente en el autocontrol de su enfermedad: paciente experto. Importancia de las nuevas tecnologías como soporte al paciente autónomo. *Aten. Primaria* 2010; 42(1): 41–47.
- [8] Bonal-Ruiz R, Cascaret-Soto X. Reflexión y debate ¿Automanejo, autocuidado o autocontrol en enfermedades crónicas? Acercamiento a su análisis e interpretación. *MEDISAN*. 2009; 13(1): 1-10.
- [9] Lorig K, Ritter PL, Villa F, Piette JD. Spanish diabetes self-management with and without automated telephone reinforcement. *Diabetes Care* 2008; 31(3): 408–14.
- [10] Kidney Disease Improved Global Outcomes (KDIGO). *KDIGO 2012 Clinical Practice Guideline for the Evaluation and Management of Chronic Kidney Disease*. *Off. J. Int. Soc. Nephrol*. 2013; 3(1): 1–163.
- [11] J. C. Arellano y M. Iván, «Análisis y síntesis de un mecanismo para prótesis de externa de rodilla humana.» *Memorias del XIX congreso internacional anual de la SOMIM*, pp. 66-75, 2013.

- [12] Prosthetic and Orthotic, «Artificial Limb/Trans-Femoral (Above-Knee),» Prosthetic and Orthotic, 11 02 2019. [En línea]. Available: <http://prostheticresource.com/artificial-limbs.html>. [Último acceso: 11 02 2019].
- [13] Ghaemi, N., Dardel, M., Ghasemi, M., and Zohoor, H., “Optimization of Six Bar Knee Linkage for Stability of Knee Prosthesis,” *Majlesi J. Mechatron. Syst.*, vol. 1, no. 4, p. 38–45, 2012.
- [14] Arellano, J. C., & Iván, M. (2013). Análisis y síntesis de un mecanismo para prótesis de externa de rodilla humana. *Memorias del XIX congreso internacional anual de la SOMIM*, 66-75.
- [15] D.A. Winter, *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly, and Pathological*, University of Waterloo Press, 1991.
- [16] García-López, J. (2012). *Biomecánica Básica aplicada a la Actividad Física y al Deporte*. Barcelona: Paidotribo.
- [17] Prosthetic and Orthotic. (11 de 02 de 2019). *Artificial Limb/Trans-Femoral (Above-Knee)*. Recuperado el 11 de 02 de 2019, de <http://prostheticresource.com/artificial-limbs.html>
- [18] Segal, A. D. (2019). Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees. *Journal of rehabilitation reserch & development*, 857-869.