

Análisis de flexión de una rodilla policéntrica

El presente trabajo explora el análisis de flexión de una rodilla policéntrica, las ventajas de estabilidad que logra, y construye una simulación para evaluar la estabilidad de una rodilla de cuatro barras (FBK). El trabajo se enfoca en implementar el modelo matemático de una FBK e integrarlo con los cálculos de estabilidad (Radcliffe, 2003; Köhler et al., 2020), útiles para determinar la funcionalidad y compatibilidad biomecánica con un paciente. Como objetivo, se busca facilitar la fase de análisis de funcionamiento de una FBK durante su proceso de diseño al simular al paciente ya caminando. El prototipado puede ser costoso y tardado, y el código propuesto en MATLAB analiza la estabilidad de la prótesis antes de su fabricación.

Las rodillas policéntricas son preferidas sobre las rodillas de un eje por su ICR dinámico que imita a la rodilla natural (Radcliffe, 2003), mejora la marcha (Rodríguez-Fernández et al., 2021) y reduce el gasto metabólico (Greene, 1983). La rodilla policéntrica logra simular la rotación interna de la tibia y la traslación posterior del fémur presentes en las rodillas sanas (Amiri et al, 2006). La ecuación inversa de Freudenstein presentada por Hobson y Torfason (Hobson y Torfason, 1975) permite diseñar y optimizar una prótesis de cuatro barras con una trayectoria del ICR deseada.

El código realizado en MATLAB emplea la prótesis de cuatro barras propuesta por Castro Valladares (2012), analiza su comportamiento durante la flexión con la ecuación inversa de Freudenstein según la propuesta aplicada a prótesis de Hobson y Torfason (1975), y grafica la trayectoria de su ICR. El código solicita la altura del paciente y obtiene las medidas de cada sección de su pierna con base en porcentajes antropométricos (Feldesman et al., 1990; Giles, 1991; Winter, 2009). Se emplean los ángulos de Farahmand et al. (2006) y las medidas del paciente para reproducir la caminata.

De igual forma, se calcula el acortamiento de la sección inferior de la prótesis y la altura libre entre la punta del pie y el suelo. Estos parámetros nos ayudan a determinar si el paciente sufrirá un tropiezo. Se calcula el factor x/y de estabilidad y el momento de extensión en la cadera (M_H), que determinan el esfuerzo que el paciente deberá ejercer para mantener estable la rodilla y evitar una flexión peligrosa. La Figura 1 muestra el diagrama de flujo del código:

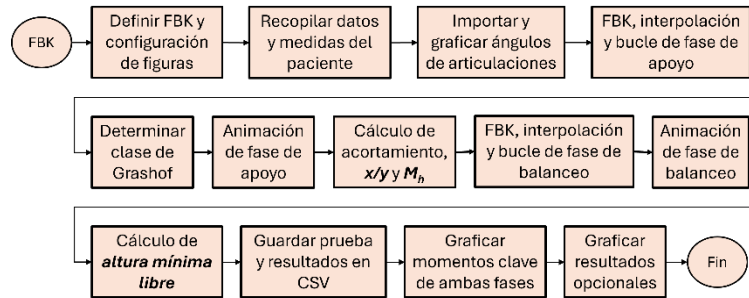


Figura 1: Diagrama de flujo del código.

La Figura 2 muestra los parámetros de una FBK propuestos por Hobson y Torfason (1975). El ángulo θ_3 es la variable independiente, y es equivalente a la flexión de la rodilla anatómica. Conociendo las longitudes de los enlaces ($O_A O_B$, $O_A A$, AB , $O_B B$) y la flexión de la rodilla, se pueden obtener las coordenadas de cada eje (O_A , O_B , A , B) y construir la configuración de la rodilla en ese grado de flexión, así como obtener su ICR. Hobson y Torfason (1975) desarrollan las ecuaciones correspondientes para cada coordenada, y su procedimiento fue implementado en el código de MATLAB de este trabajo.

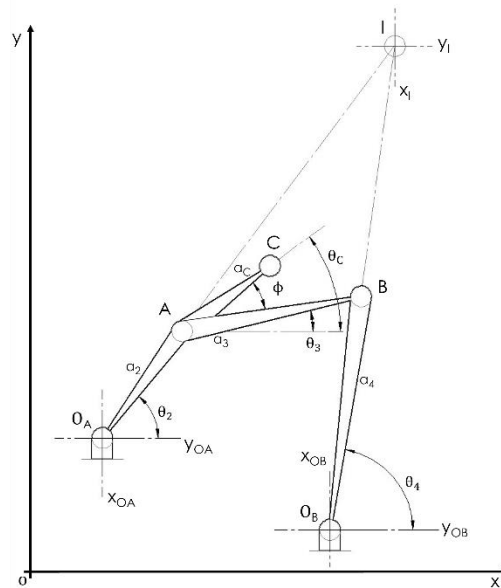


Figura 2: Coordenadas de una rodilla de cuatro barras, adaptado de Hobson y Torfason (1975).

Las gráficas de los momentos clave de la caminata mostradas en la Figura 3. En la fase de apoyo, estos incluyen el contacto inicial, el contacto inicial del pie contrario, y el despeje del suelo. Para la fase de oscilación se ilustra el despegue del suelo, cuando ambos pies están alineados, y el siguiente contacto inicial. Se obtuvo una altura mínima libre de 6.577 mm a 62.4% en la Figura 4.

Como la altura es mayor a cero, el amputado no sufrirá un tropiezo en la fase de balanceo. Se consigue un acortamiento de 14.073 mm a 72% de la caminata en la Figura 5. El mecanismo de cuatro barras logra la disminución virtual de la pierna y se asemeja al comportamiento de una rodilla sana. Se calcula un factor x/y de 0.0252 en el contacto inicial y -0.0007 en el despegue de la punta mostrado en la Figura 6. Esto significa que se necesita poco esfuerzo para mantener la rodilla extendida en el contacto inicial y la rodilla se flexiona sin esfuerzo en el despegue. Se obtiene un M_H de 19.195 Nm el contacto inicial y -0.538 Nm en el despegue mostrado en la Figura 7. El momento de extensión de cadera obtenido en esta simulación solo representa el esfuerzo necesario para la estabilidad, y no contabiliza el esfuerzo muscular total que se necesita para una marcha controlada.

El código permite el análisis, mejora y optimización manual de la estructura mecánica policéntrica de una prótesis de rodilla: analiza la prótesis antes de su fabricación. El proyecto se puede combinar con un sistema de optimización por computadora para automatizar el proceso.

En comparación con las medidas del momento de extensión de cadera de otros estudios, este código únicamente calcula el esfuerzo necesario en la cadera para mantener estable la rodilla. La rodilla analizada de Castro Valladares (2012) cumple con los estándares de rodillas de cuatro barras (Radcliffe, 2003; Köhler et al., 2020).

Las aportaciones de este trabajo incluyen el análisis sistemático y comparación de prótesis de rodilla de cuatro barras. Para evaluar una rodilla diferente, solo se deben cambiar las longitudes de las barras y el ángulo de inclinación de la barra fija, así como asegurarse de que la transformación de coordenadas en cada fase corresponda con el nuevo mecanismo. Los demás procesos de cálculo se mantienen intactos.

La animación es útil para identificar áreas de oportunidad del diseño de prótesis probado. Los resultados gráficos sirven como puente entre ingeniería y los profesionales de la salud. Es una traducción de datos que ayuda a la toma de decisiones en beneficio del paciente.

Anexo

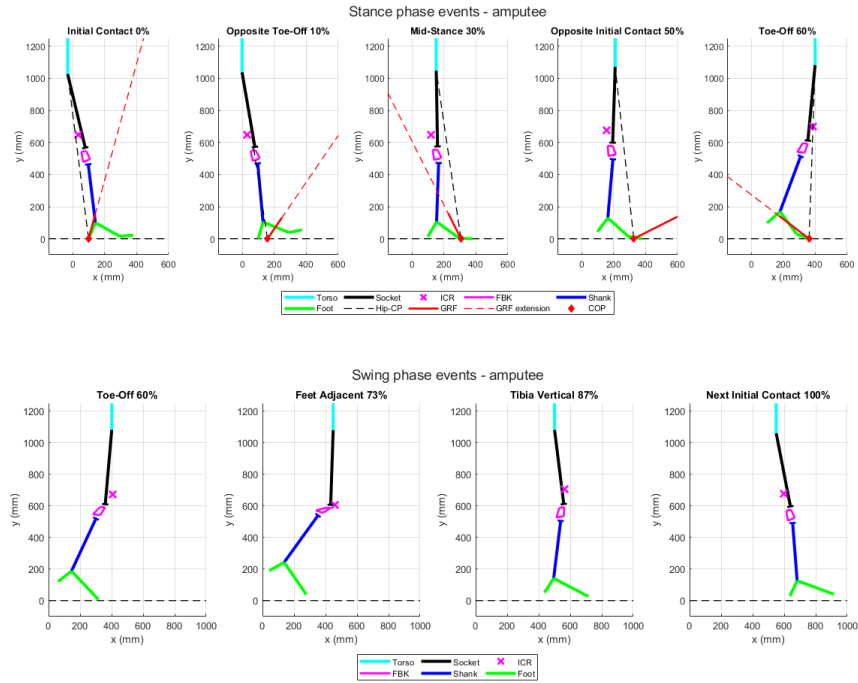


Figura 3: Momentos clave en el ciclo de la caminata.

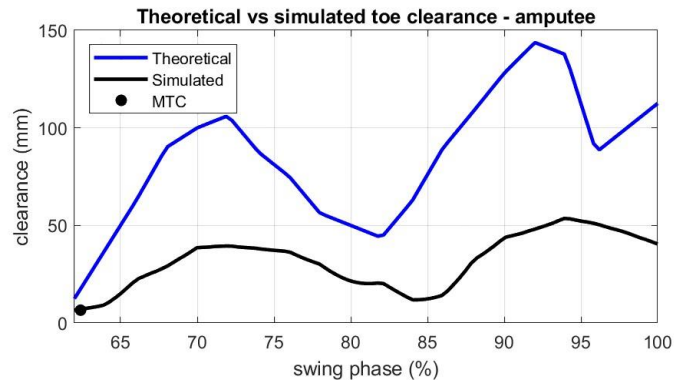


Figura 4: Altura libre de la punta del pie al suelo.

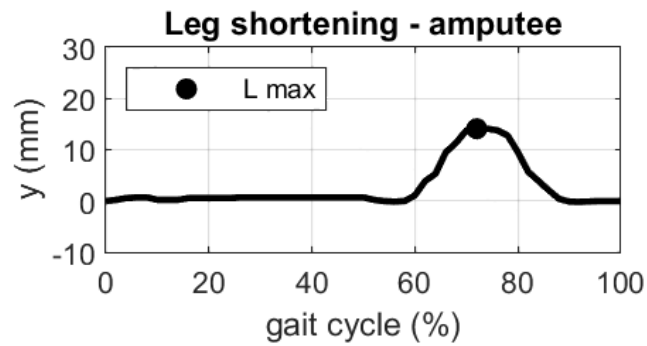


Figura 5: Acortamiento del segmento inferior.

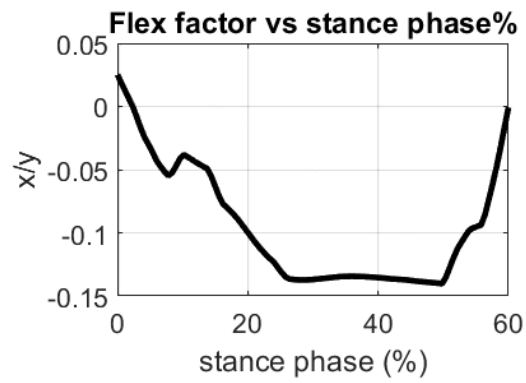


Figura 6: Factor x/y en la fase de apoyo.

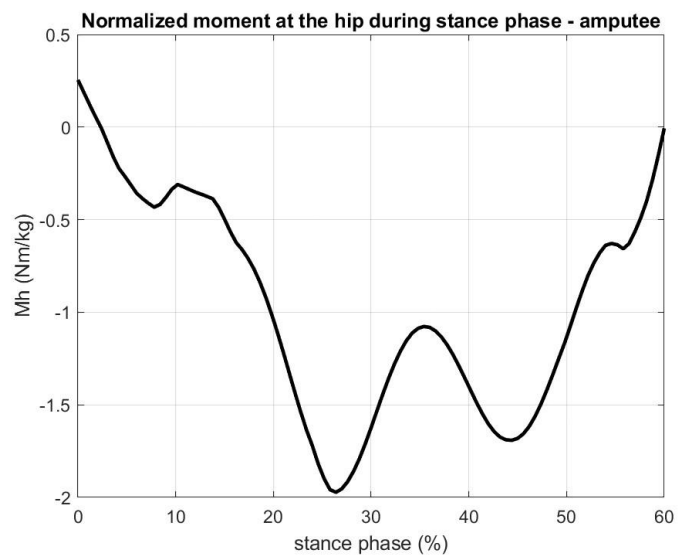


Figura 7: Momento de extensión de la cadera normalizado contra el peso.

Referencias

- Amiri, S., Cooke, T., Kim, I. Y. y Wyss, U. (2006). Mechanics of the passive knee joint. Part 1: The role of the tibial articular surfaces in guiding the passive motion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 220(8), 813-822. <https://doi.org/10.1243/09544119JFIM180>
- Castro Valladares, L. (2012). *Diseño y modelado virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla* [Tesis de pregrado, Escuela Superior Politécnica del Litoral]. Repositorio ESPOL.
- Farahmand, F., Rezaeian, T., Narimani, R. y Dinan, P. H. (2006). Kinematic and Dynamic Analysis of the Gait Cycle of Above-Knee Amputees. *Scientia Iranica*, 13(3), 261-271.
- Feldesman, M. R., Kleckner, J. G. y Lundy, J. K. (1990). Femur/Stature ratio and Estimates of Stature in Mid- and Late-Pleistocene Fossil Hominids. *American Journal of Physical Anthropology*, 83(3), 359-372. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330830309>
- Giles, E. (1991). The relationship between tibial length and the femorotibial ratio in 1077 adult limbs. *American Journal of Physical Anthropology*, 84(1), 85-91. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330840110>
- Greene, M. (1983). Four bar linkage knee analysis. *Orthotics and Prosthetics*, 37, 15-24.
- Hobson, D. y Torfason, L. (1975). Computer optimization of polycentric prosthetic knee mechanisms. *Bulletin of Prosthetics Research*, 10(33), 187-201.
- Köhler, T., Bellman, M. y Blumentritt, S. (2020). Polycentric Exoprosthetic Knee Joints Extent of Shortening during Swing Phase. *Canadian Prosthetics & Orthotics Journal*, 3(5).
- Radcliffe, C. (2003). *Biomechanics of knee stability control with four-bar prosthetic knees* [Presentación de conferencia]. ISPO Australia Annual Meeting.
- Rodríguez-Fernández, A., Lobo-Prat, J. y Font-Llagunes, J. (2021). Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 1-21. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00832-y>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4.ª ed.). Wiley.

Sobre la autora

Tania Gabriela Martínez Rodríguez

Egresada de la Licenciatura en Ingeniería Biomédica de la Escuela de Ingeniería de la Universidad de las Américas Puebla.

Contacto: tania.martinezrz@udlap.mx

Tutor

Dr. José Luis Vázquez González

Director académico del Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica en la UDLAP. Ha participado como profesor e investigador invitado en Universidades de Estados Unidos, España y Alemania. Sus áreas de interés son la Automatización Industrial, la Instrumentación Electrónica y los Sistemas de Control.

Contacto: josel.vazquez@udlap.mx