

Evaluación de la marcha del amputado transtibial mediante sensores inerciales y ciclogramas: impacto de la desalineación protésica

Evaluation of the transtibial amputee gait using inertial sensors and cyclograms: impact of prosthetic misalignment

PhD. Esperanza Camargo Casallas¹, PhD. Lely Adriana Luengas Contreras¹,
MSc. Enrique Yamid Garzón González¹

¹ Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Grupo de Investigación DIGITI, Bogotá, Colombia.

Correspondencia: ecamargoc, lalungasc}@udistrital.edu.co

Recibido: 29 enero 2025. Aceptado: 03 junio 2025. Publicado: 06 julio 2025.

Cómo citar: E. Camargo Casallas, L. A. Luengas Contreras, y E. Y. Garzón González, «Evaluación de la marcha del amputado transtibial mediante sensores inerciales y ciclogramas: impacto de la desalineación protésica», *RCTA*, vol. 2, n.º 46, pp. 123–131, jul. 2025.
Recuperado de <https://ojs.unipamplona.edu.co/index.php/rcta/article/view/4006>

Esta obra está bajo una licencia internacional
Creative Commons Atribución-NoComercial 4.0.



Resumen: La marcha del amputado transtibial usuario de prótesis implica adaptaciones biomecánicas relevantes debido a la ausencia del segmento distal de la extremidad inferior, lo que modifica los patrones de movimiento. La alineación dinámica de la prótesis es crucial para una locomoción eficiente, pero suele ajustarse subjetivamente mediante observación clínica. Este estudio analizó la marcha de tres sujetos con amputación transtibial utilizando sensores inerciales y ciclogramas con el fin de caracterizarla. Se utilizó el sistema TECH-NAID® para la captura del movimiento haciendo uso de sensores inerciales, y los ciclogramas facilitaron una evaluación detallada y objetiva de la cinemática articular. Se comparó la marcha en condiciones de alineación estándar y bajo desalineaciones controladas en el socket (abducción/aducción, flexión/extensión) y en el pie protésico (dorsiflexión/plantiflexión, inversión/eversión) con variaciones angulares de 2°, 6° y 10°. Los resultados revelaron alteraciones significativas en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, así como mecanismos compensatorios entre miembros inferiores. Los ciclogramas demostraron ser herramientas útiles para la evaluación clínica de la marcha en rehabilitación protésica. La disposición de herramientas tecnológicas en el apoyo del área de salud permite análisis objetivos; en concreto, en la presente investigación, se pudo identificar asimetría biomecánica en el patrón de marcha de personas con amputación.

Palabras clave: alineación transtibial, ciclogramas, cinemática, marcha protésica, sensores inerciales.

Abstract: Gait in transtibial amputees involves significant biomechanical adaptations due to the absence of the distal segment of the lower limb, leading to alterations in movement patterns. Dynamic alignment of the prosthesis is essential for efficient locomotion but is often adjusted subjectively through clinical observation. This study analyzed the gait of three transtibial amputees using inertial sensors and cyclograms. The TECH-NAID® system, which employs inertial measurement units (IMUs), was used for motion capture,

while cyclograms enabled a detailed and objective assessment of joint kinematics. Gait was evaluated under standard alignment and controlled misalignment conditions at the socket (abduction/adduction, flexion/extension) and the prosthetic foot (dorsiflexion/plantarflexion, inversion/eversion), with angular variations of 2°, 6°, and 10°. The results revealed significant alterations in the kinematics of the hip, knee, and ankle joints, as well as compensatory mechanisms between limbs. Cyclograms proved to be effective clinical tools for assessing gait deviations in prosthetic rehabilitation.

Keywords: alignment of transtibial, cyclograms, inercial sensors, kinematics, prosthetic gait.

1. INTRODUCCIÓN

La marcha en personas con amputación transtibial, por debajo de rodilla, presenta alteraciones biomecánicas relevantes debido a la pérdida ósea, de ligamentos y músculos, entre otros, del segmento distal de la extremidad inferior, generando alteración en el patrón de la marcha, de allí que la alineación de la prótesis sea un factor determinante para lograr una marcha funcional, confortable y energéticamente eficiente. Este procedimiento llevado a cabo de forma adecuada mejora la simetría, estabilidad y reduce la carga sobre el muñón y el miembro contralateral [1]-[3].

La alineación de prótesis transtibiales, también conocida como alineación femorotibial, se refiere a la relación espacial entre los componentes protésicos y el segmento residual, se ajusta a través de las fases de alineación de banco, estática y dinámica [4]-[6].

La alineación dinámica, realizada durante la marcha, busca optimizar el rendimiento funcional y minimizar el esfuerzo energético. Sin embargo, en centros médicos este ajuste aún se realiza mediante observación visual y experiencia clínica, un método que, aunque extendido, conlleva una alta variabilidad entre técnicos y puede comprometer la consistencia de los resultados [2], [4], [7]-[13].

A pesar de que estudios han establecido vínculos entre errores de alineación y cambios en el patrón de marcha, la evaluación sigue siendo en gran parte subjetiva, pues muchas desviaciones no pueden ser detectadas sin equipos especializados como los laboratorios de análisis de marcha [2], [5], [9]-[17].

Algunos trabajos han empleado desalineaciones inducidas para evaluar su impacto biomecánico [18], encontrando que incluso pequeñas variaciones angulares o lineales pueden afectar la estabilidad y el confort del usuario [2], [8], [19], [20]. Por ello, el

análisis de marcha se posiciona como una herramienta clave para evaluar la cinemática y la cinética locomotora, proporcionando información objetiva sobre el comportamiento musculoesquelético. Entre los métodos más precisos están los sistemas ópticos tridimensionales, que permiten modelar el movimiento con alta fidelidad, aunque requieren entornos controlados. Como alternativa, los sensores inerciales (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) ofrecen una solución más accesible y portátil, permitiendo registrar aceleraciones, rotaciones y orientación espacial en tiempo real, incluso fuera del laboratorio [21].

También se utilizan plataformas de fuerza para medir las reacciones del suelo y presiones plantares, complementando el análisis cinemático con datos dinámicos [22]. Avances recientes han propuesto sistemas portátiles con algoritmos de inteligencia artificial para optimizar la alineación dinámica, así como enfoques que integran sensores inerciales en dispositivos móviles para analizar parámetros cinemáticos con alta correlación respecto a sistemas ópticos [23]. Además, se exploran modelos de aprendizaje automático capaces de predecir desalineaciones en tiempo real [24], y enfoques computacionales basados en estabilidad postural para la alineación estática [25].

Este estudio se enfoca en analizar la marcha de individuos con amputación transtibial mediante sensores inerciales, utilizando ciclogramas para visualizar la cinemática articular de forma objetiva. Se propone un enfoque cíclico que relaciona las variables articulares mecánicas y voluntarias en ambas extremidades, con el fin de identificar parámetros críticos durante el ciclo de marcha y contribuir al desarrollo de estrategias más precisas para el ajuste clínico de prótesis transtibiales.

2. METODOLOGÍA

2.1. Diseño Experimental

Este estudio evaluó la sensibilidad de la cinemática de la marcha en el plano sagital en amputados transtibiales bajo variaciones sistemáticas de alineación dinámica. Desde la ingeniería biomédica, se diseñó un protocolo para modificar parámetros específicos de alineación protésica y cuantificar su impacto en el patrón de marcha.

Las variables manipuladas fueron:

- Flexión/extensión (FLEX/EXT) del socket
- Abducción/aducción (ABD/ADD) del socket
- Dorsiflexión/plantiflexión (Dorsi/Plantar) del pie protésico
- Inversión/eversión (Inver/Ever) del pie protésico

Cada parámetro se ajustó individualmente en 2°, 6° y 10°, sin comprometer la seguridad del paciente.

2.2. Población de Estudio

Participaron tres pacientes con amputación transtibial unilateral por trauma (minas antipersona), atendidos en el Hospital Militar Central. Edad: 30–48 años; peso: 72–82 kg; estatura: 1.76–1.85 m.

2.3. Equipamiento y Sistema de Captura

Se utilizó el sistema TECH-NAID®, basado en sensores inerciales (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) para registrar aceleración, velocidad angular y orientación. Los sensores se ubicaron en muslos, piernas, pies y región lumbar (referencia global), con conexión vía USB o Bluetooth.

2.4. Procedimiento de Captura

Cada sujeto caminó 7 metros en línea recta durante 12 ensayos. Se capturaron entre 280 y 310 muestras por ciclo, con frecuencia de 50 Hz, utilizando el software TECH-MCS®. En la Fig 1 se muestra la configuración del sistema empleado en cada uno de los sujetos.



Fig. 1. Ubicación del Sistema de captura
Fuente: elaboración propia.

2.5. Procesamiento de Datos

Los datos se procesaron en MATLAB® mediante scripts personalizados. Se construyó una matriz estructurada, generando animaciones 2D/3D y calculando vectores articulares, así mismo se obtuvieron los ciclogramas de cada sujeto. Se usaron marcadores virtuales para mejorar la precisión del análisis segmentario, evaluando el efecto biomecánico de cada desalineación.

3. RESULTADOS

3.1 Análisis de Marcha en Amputados Transtibiales mediante Ciclogramas Ángulo-Ángulo

La marcha humana es un fenómeno cíclico que puede analizarse mediante ciclogramas (diagramas ángulo-ángulo), donde se representa gráficamente la relación entre articulaciones a lo largo del ciclo de marcha. En este estudio, se utilizaron ciclogramas para evaluar el efecto de diferentes ajustes del socket y del pie protésico en la mecánica de marcha de individuos con amputación transtibial (TT).

Se analizó un ciclo de marcha por participante, enfocándose en la flexo-extensión de cadera y rodilla del miembro protésico, así como su comparación con el miembro sano, Fig, 2.

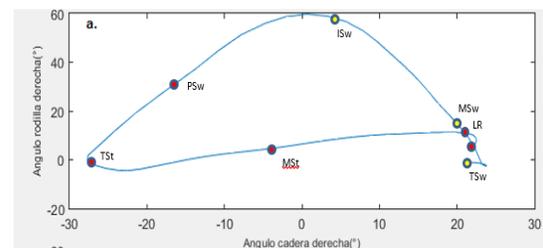


Fig 2. Ciclograma del lado amputado: Cadera derecha vs. Rodilla derecha. **Fuente:** elaboración propia.

3.1.1. Miembro Amputado (Ipsilateral) – Alineación Dinámica

El ciclograma de cadera derecha vs. rodilla derecha (Fig. 2), correspondiente al lado amputado o ipsilateral, permite identificar las fases del ciclo de marcha: LR (Load Response), MSt (Mid Stance), TSt (Terminal Stance), PSw (Pre-Swing), ISw (Initial Swing), MSw (Mid Swing) y TSw (Terminal Swing). Durante LR, la cadera está casi en máxima extensión y la rodilla flexionada ($\sim 12^\circ$).

En MSt, se observa una extensión de cadera ($\sim 5^\circ$) y flexión mínima de rodilla ($\sim 8^\circ$). En TSt, la cadera alcanza su máxima extensión y la rodilla se posiciona neutra. En PSw, la rodilla se flexiona ($\sim 40^\circ$) y la cadera está en extensión ($\sim 15^\circ$). En ISw y MSw, la cadera aumenta su flexión mientras la rodilla alcanza su máximo de flexión. Finalmente, en TSw, la cadera se flexiona ($\sim 20^\circ$) y la rodilla se extiende ($\sim 5^\circ$).

3.1.2. Miembro No amputado (Contralateral)

El análisis del lado no amputado o contralateral (Fig. 3) muestra, durante LR, una flexión de cadera ($\sim 20^\circ$) y rodilla ($\sim 8^\circ$). En MSt, la rodilla se extiende levemente ($\sim 5^\circ$) y la cadera mantiene ligera flexión ($\sim 3^\circ$). En TSt, la cadera alcanza $\sim 27^\circ$ de extensión. Durante PSw, la rodilla se flexiona ($\sim 30^\circ$) y la cadera mantiene $\sim 17^\circ$ de extensión.

En ISw, la rodilla alcanza su máxima flexión ($\sim 63^\circ$) y la cadera se flexiona ($\sim 8^\circ$). En MSw, la cadera alcanza su máxima flexión ($\sim 23^\circ$), mientras la rodilla se extiende. En TSw, la cadera está en $\sim 20^\circ$ de flexión y la rodilla en $\sim 10^\circ$.

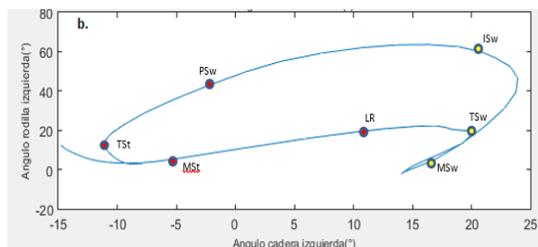


Fig. 3. Ciclograma del lado sano: Rodilla izquierda vs. Tobillo izquierdo. Fuente: elaboración propia.

3.1.3. Relación Rodilla-Tobillo del Miembro No Amputado

La Fig. 4 muestra la relación rodilla vs. tobillo contralateral. En LR, la rodilla comienza en $\sim 20^\circ$ de flexión y el tobillo en $\sim 5^\circ$ de flexión plantar, transicionando a dorsiflexión ($\sim 5^\circ$). En MSt, la

rodilla se extiende y el tobillo alcanza $\sim 12^\circ$ de dorsiflexión. En TSt, la dorsiflexión del tobillo llega a $\sim 14^\circ$ y la rodilla se flexiona ($\sim 13^\circ$). En PSw, la rodilla alcanza $\sim 43^\circ$ de flexión y el tobillo $\sim 10^\circ$ de flexión plantar. Durante ISw, el tobillo llega a su máxima flexión plantar ($\sim 12^\circ$), regresando a neutralidad mientras la rodilla se flexiona al máximo. En MSw, la rodilla se extiende y el tobillo se mantiene cerca de neutralidad. En TSw, la rodilla se mantiene extendida y el tobillo en posición neutral, observándose un cambio brusco de flexión a extensión en la rodilla y una ligera flexión plantar ($\sim 5^\circ$).

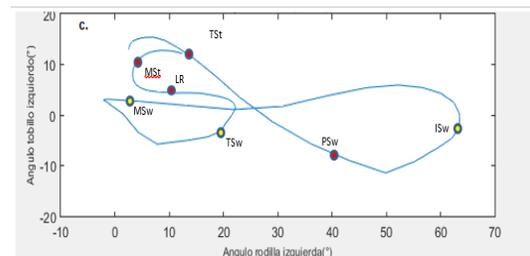


Fig. 4. Ciclograma del lado sano: Rodilla izquierda vs. Tobillo izquierdo. Fuente: elaboración propia.

3.2 Desalineaciones del Socket: Abducción (ABD) vs. Aducción (ADD)

3.2.1 Abducción del Socket (ABD)

En la Fig. 5 se observa que en contralateral, durante LR se presenta una disminución en la flexión de cadera y rodilla. MSt muestra una mayor extensión de cadera que se acentúa con el grado de abducción, mientras que en TSt la extensión de cadera se reduce al aumentar la abducción. TSw presenta una disminución en la flexión de rodilla. Durante PSw, la extensión de cadera y la flexión de rodilla disminuyen simétricamente.

En ISw la rodilla alcanza una extensión máxima de aproximadamente 40° , lo que representa una reducción de unos 20° comparado con la alineación correcta. En MSw, cadera y rodilla tienden a alinearse, y en TSw, aumenta la extensión de rodilla y disminuye la flexión de cadera. El tobillo anatómico muestra un aumento de la flexión de rodilla y dorsiflexión en la transición de TSt a ISw, y un incremento de la flexión plantar de ISw a PSw.

En la extremidad amputada, hay una reducción en la flexión de cadera y rodilla de ISw a MSw. La extensión de cadera disminuye considerablemente en TSt cuando la abducción excede los 6° .

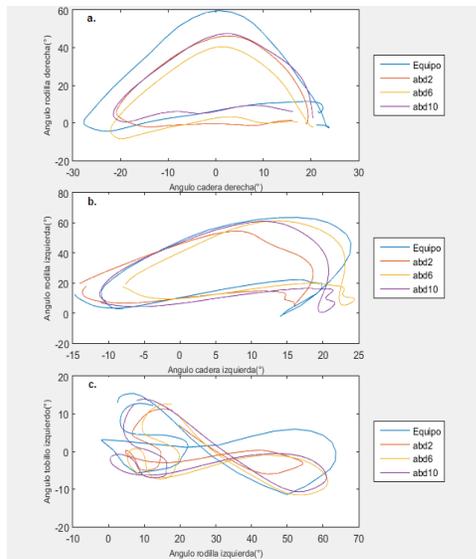


Fig. 5. Ciclogramas generados para distintos niveles de abducción del socket. a) Cadera derecha - rodilla derecha, b) Cadera izquierda - rodilla izquierda, c) Rodilla izquierda - tobillo izquierdo. **Fuente:** elaboración propia.

3.2.2 Aducción del Socket (ADD)

En contralateral, la extensión de cadera en LR es similar a la marcha normal. La flexión de cadera disminuye en LR, aunque no significativamente. En MSw, hay una disminución de la flexión máxima de cadera esperada en condiciones normales, Fig. 6.

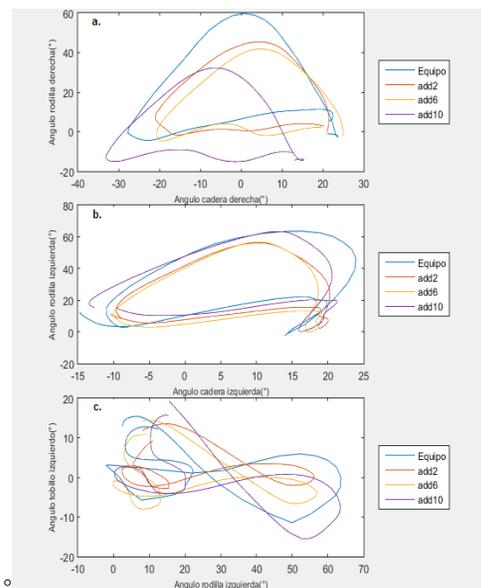


Figura 6. Ciclogramas generados para distintos niveles de aducción del socket. a) Cadera derecha - rodilla derecha, b) Cadera izquierda - rodilla izquierda, c) Rodilla izquierda - tobillo izquierdo. **Fuente:** elaboración propia.

El ciclograma rodilla-tobillo muestra que los lazos de la fase de oscilación disminuyen de tamaño con

2° y 6° de aducción. Con 10°, el patrón se desplaza hacia una mayor flexión plantar. En MSt, se observa un incremento en la dorsiflexión del tobillo. En ipsilateral, con 10° de aducción, se produce hiperextensión tanto de cadera como de rodilla. Para 2° y 6°, se reduce la extensión de cadera y la flexión de rodilla. La correlación entre ABD y ADD radica en que ambas alteran los patrones de movimiento en el plano frontal y sagital, pero con efectos a menudo opuestos o en diferentes fases del ciclo. La ABD parece restringir rangos de flexión/extensión en la pierna sana en el swing, mientras que la ADD (especialmente a 10°) puede inducir hiperextensión marcada en la pierna amputada. Ambas desalineaciones fuerzan a la extremidad sana a compensar, como se evidencia en los cambios en la flexión/extensión de cadera y rodilla.

3.3 Desalineaciones del Socket: Flexión (Flex) vs. Extensión (Ext)

Las desalineaciones del socket en el plano sagital (flexión y extensión) también generan respuestas compensatorias en la cinemática articular, Fig. 7.

3.3.1 Flexión del Socket (Flex)

En contralateral, la mayoría de los movimientos articulares son similares a la alineación normal, excepto en ISw a mitad de swing, donde la cadera no alcanza la flexión necesaria, limitando la amplitud de la oscilación.

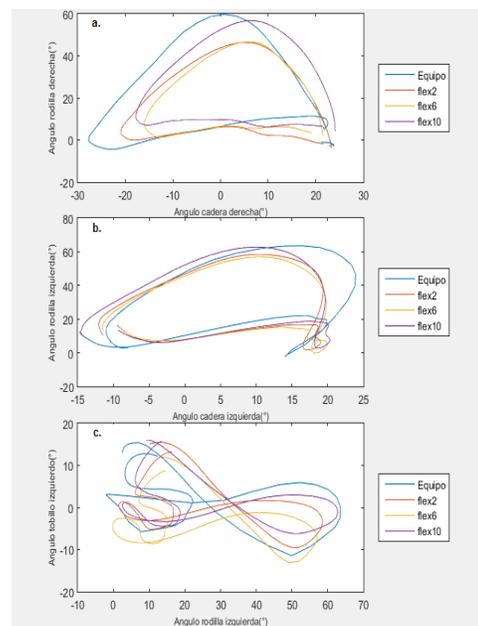


Fig. 7. Ciclogramas generados para distintos niveles de flexión del socket. a) Cadera derecha - rodilla derecha, b) Cadera izquierda - rodilla izquierda, c) Rodilla izquierda - tobillo izquierdo. **Fuente:** elaboración propia.

En ipsilateral, la flexión de rodilla disminuye durante LR, acercándose a la hiperextensión. En TSt, se reduce la hiperextensión de cadera. Durante el swing, la flexión de rodilla aumenta.

3.3.2 Extensión del Socket (Ext)

En contralateral, la flexión de rodilla disminuye en LR. En TSt, se reduce la hiperextensión de cadera. En PSw, la cadera está neutra y la flexión de rodilla disminuye proporcionalmente a la extensión del socket. Durante MSw, no hay flexión de cadera y la flexión de rodilla disminuye.

En ipsilateral, la alteración de 2° de extensión del socket resulta en mayor hiperextensión de cadera, mientras que en 6° y 10° la acercan a la alineación normal. En PSw, la cadera está neutra y la rodilla flexionada alrededor de $\pm 40^\circ$. Durante el swing, la flexión de cadera y rodilla disminuye inversamente proporcional a la extensión del socket. El ciclograma rodilla-tobillo muestra una reducción del lazo y mayor flexión plantar en Tsw, Fig. 8.

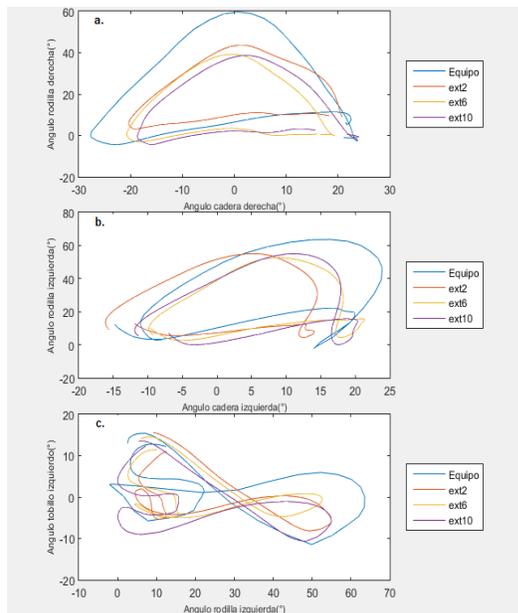


Fig. 8. Ciclogramas generados para distintos niveles de extensión del socket. a) Cadera derecha - rodilla derecha, b) Cadera izquierda - rodilla izquierda, c) Rodilla izquierda - tobillo izquierdo. **Fuente:** elaboración propia.

Comparando Flex y Ext del socket, la flexión restringe la flexión de cadera sana en el swing, mientras que la extensión puede eliminar la flexión de cadera sana en MSw y aumentar la hiperextensión de cadera amputada con poca desalineación. Ambas desalineaciones sagitales afectan la flexión de rodilla amputada durante la

carga, con la flexión del socket acercándola a la hiperextensión.

3.4 Desalineaciones del Pie Protésico: Plantiflexión vs. Dorsiflexión

3.4.1 Plantiflexión del Pie Protésico

Ipsilateral presenta una reducción significativa en el rango de movimiento de cadera y rodilla desde MST hasta Msw; mientras que contralateral compensa aumentando la extensión de cadera y reduciendo la flexión de rodilla. La flexión de cadera en el swing se mantiene cercana a rangos normales. El tobillo anatómico muestra mayor rango de plantiflexión y dorsiflexión durante el swing, Fig. 9.

3.4.2 Dorsiflexión del Pie Protésico

El aumento de dorsiflexión protésica limita fuertemente la movilidad en la pierna amputada, Fig. 10. En contraste, la movilidad de la contralateral mejora, logrando una flexión de cadera cercana a la marcha normal. El pie sano se comporta de manera muy similar a la marcha normal. En correlación, la plantiflexión restringe el movimiento en ipsilateral y fuerza compensaciones amplias en contralateral. Por otro lado, aunque la dorsiflexión limita fuertemente la pierna amputada, parece permitir que contralateral alcance una cinemática más cercana a la normalidad. Estos hallazgos subrayan la desincronización intersegmentaria causada por las desalineaciones del pie protésico.

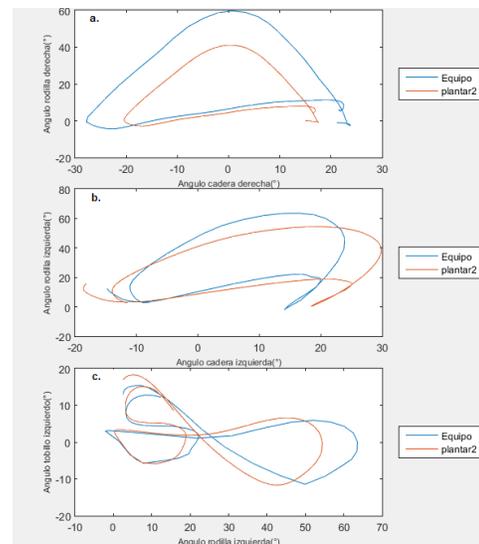


Fig. 9. Ciclogramas generados para distintos niveles de plantiflexión. a) Cadera derecha - rodilla derecha, b) Cadera izquierda - rodilla izquierda, c) Rodilla izquierda - tobillo izquierdo. **Fuente:** elaboración propia.

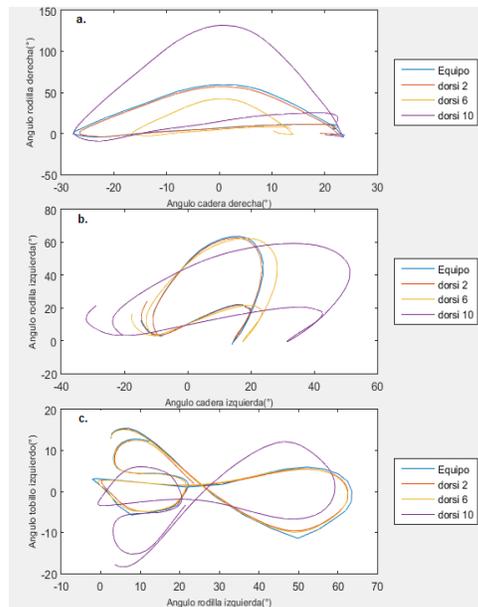


Fig. 10. Ciclogramas generados para distintos niveles de dorsiflexión del socket. a) Cadera derecha - rodilla derecha, b) Cadera izquierda - rodilla izquierda, c) Rodilla izquierda - tobillo izquierdo. **Fuente:** elaboración propia.

3.2.7. Inversión y Eversión del Pie Protésico

En ipsilateral, durante TSt la cadera permanece en hiperextensión, aunque menos que en la alineación estándar. Con el pie en eversión la flexión de rodilla en PSw se reduce hasta cerca del 50%, y con inversión, alrededor del 25%. En contralateral, se observan cambios significativos con el pie en eversión, mientras que con inversión las modificaciones son menores; lo mismo ocurre en el pie sano, Fig 11.

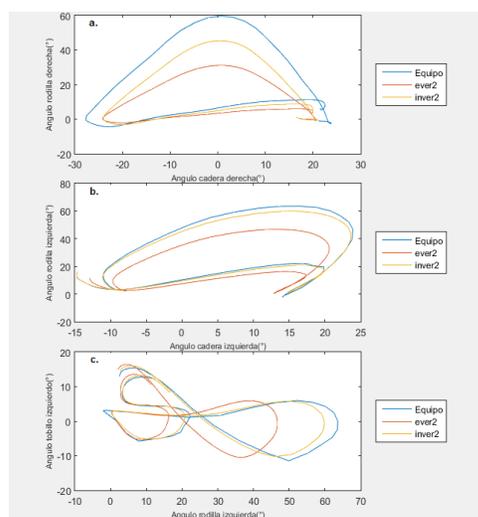


Fig. 11. Ciclogramas generados para distintos niveles de inversión y eversión del pie protésico. a) Cadera derecha - rodilla derecha, b) Cadera izquierda - rodilla izquierda, c) Rodilla izquierda - tobillo izquierdo. **Fuente:** elaboración propia.

4. CONCLUSIONES

Los resultados confirman que la alineación protésica influye significativamente en la cinemática de la marcha en amputados transtibiales, donde mínimas variaciones angulares generan cambios notables en los rangos articulares y en la coordinación interarticular. Los ciclogramas permiten visualizar estos efectos con precisión, revelando disfunciones que pueden pasar desapercibidas en la evaluación clínica convencional.

La implementación de sensores inerciales ha demostrado ser eficaz para capturar datos cinemáticos en contextos no controlados, posibilitando un seguimiento en tiempo real del comportamiento protésico fuera del laboratorio. Combinado con el análisis de ciclogramas, este enfoque mejora la evaluación clínica, aportando información objetiva para personalizar la alineación y funcionalidad de la prótesis.

La integración de sensores inerciales, ciclogramas y procesamiento en MATLAB® sienta las bases para desarrollar sistemas inteligentes de realineación protésica con soporte de inteligencia artificial, orientados a optimizar el ajuste en tiempo real.

Los ciclogramas constituyen una herramienta fundamental para la evaluación precisa de la coordinación interarticular durante la marcha en amputados transtibiales, permitiendo detectar desviaciones sutiles en los patrones de movimiento causadas por una mala alineación protésica. Al facilitar un diagnóstico más objetivo y detallado su integración en el proceso clínico es clave para mejorar la calidad de vida a largo plazo de los usuarios, promoviendo una rehabilitación más efectiva y una movilidad funcional segura.

La ingeniería aporta al análisis de patrón de marcha en amputados transtibiales el uso de herramientas tecnológicas, con el fin de identificar asimetrías biomecánicas que afectan la eficiencia y seguridad en la locomoción. Este análisis permite optimizar el diseño y la alineación de prótesis, mejorar la transferencia de cargas y reducir compensaciones que podrían generar patologías secundarias, contribuyendo así a soluciones tecnológicas personalizadas y funcionales.

RECONOCIMIENTO

A las víctimas del conflicto armado y al Hospital Militar Central, por su apoyo en esta investigación.

A la Oficina de Investigaciones ODI de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

REFERENCIAS

- [1] L. Baron, “Evaluación de la funcionalidad en pacientes con amputación transtibial unilateral basada en el Cuestionario de Evaluación de Prótesis (PEQ),” Universidad El Bosque, Bogotá, Colombia, 2020. [En línea]. Disponible en: Repositorio Un Bosque
- [2] M. P. Chagas, F. R. Castro, M. A. A. Sanches, J. H. Agostinho, C. A. Alves y A. A. Carvalho, “Plataforma instrumental para la alineación estática de prótesis de extremidades inferiores,” *Instrumentation Science & Technology*, vol. 48, no. 3, pp. 231–241, mayo 2020, doi: 10.1080/10739149.2019.1691586.
- [3] E. Vázquez, *Amputados y su rehabilitación*, México, DF: CONACYT, 2016. [En línea]. Disponible en: https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf
- [4] E. Camargo, L. A. Luengas-C. y E. Y. Garzón, “Efectos de la alineación dinámica en la marcha protésica transtibial en el plano sagital de un modelo cinemático utilizando OpenSim,” *International Review on Modelling and Simulations*, vol. 15, no. 6, pp. 374–380, 2022. [En línea]. Disponible en: Premio Digno
- [5] L. Montesinos, R. Castaldo y L. Pecchia, “Sobre el uso de la entropía aproximada y la entropía muestral con series temporales del centro de presión,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, no. 1, art. 116, 2018, doi: 10.1186/s12984-018-0465-9. [En línea]. Disponible en: BioMed Central
- [6] A. Khajuria y D. Joshi, “Correlatos corticales explicados por EEG en amputados transfemorales durante el equilibrio con retroalimentación vibrotáctil: un estudio piloto,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 101, art. 103772, 2022, doi: 10.1016/j.medengphy.2022.103772. [En línea]. Disponible en: PubMed
- [7] S. Baig, R. M. Dansereau, A. D. C. Chan, A. Remaud y M. Bilodeau, “Análisis de conglomerados de medidas del centro de presión,” *International Journal of Electrical and Computer Systems*, vol. 1, no. 1, 2012, doi: 10.11159/ijecs.2012.002. [En línea]. Disponible en: IJECS
- [8] D. C. Toloza, L. A. Luengas-C. y Y. Pérez, *Herramientas de análisis para la estabilidad postural estática. Caso de aplicación: individuos con amputación transtibial*, Bogotá: UD Editorial, 2022. [En línea]. Disponible en: Premio Digno
- [9] G. Sarailidis, T. Wagener y F. Pianosi, “Integración del conocimiento científico en el aprendizaje automático utilizando árboles de decisión interactivos,” *Computers & Geosciences*, vol. 170, art. 105248, 2023, doi: 10.1016/j.cageo.2022.105248.
- [10] C. B. Tan, M. H. A. Hijazi y P. N. E. Nohuddin, “Comparación de diferentes núcleos de máquinas de vectores de soporte para la detección de voz artificial,” *Telkomnika (Telecommunication Computing Electronics and Control)*, vol. 21, no. 1, 2023, doi: 10.12928/TELKOMNIKA.v21i1.24259.
- [11] M. Al-Tarawneh, M. Muheilan y Z. Al-Tarawneh, “Detección de diabetes basada en el movimiento de la mano utilizando técnicas de aprendizaje automático,” *International Journal of Engineering Applications*, vol. 9, no. 4, 2021, doi: 10.15866/irea.v9i4.20616.
- [12] E. Matel, F. Vahdatikhaki, S. Hosseinyalamdary, T. Evers y H. Voordijk, “Un enfoque de red neuronal artificial para la estimación de costos de servicios de ingeniería,” *International Journal of Construction Management*, vol. 22, no. 7, 2022, doi: 10.1080/15623599.2019.1692400.
- [13] Y. Du et al., “Modelo de clasificación para la detección de carcinoma ductal in situ mediante espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier basado en un modelo semántico estructurado profundo,” *Analytica Chimica Acta*, vol. 1251, art. 340991, 2023, doi: 10.1016/j.aca.2023.340991.
- [14] L. A. Luengas-C., D. C. Toloza y L. F. Wanumen, “Contribución de cada pierna en la estabilidad postural estática de amputados transtibiales unilaterales, un estudio con teoría de la información,” *Inge Cuc*, vol. 17, no. 2, pp. 211–220, 2021.
- [15] N. Tafti, M. Karimlou, M. A. Mardani, A. S. Jafarpisheh, G. R. Aminian y R. Safari, “Desarrollo y evaluación preliminar de un nuevo método de alineación protésica basado en la anatomía para prótesis transtibial,” *Assistive Technology*, vol. 32, no. 1, pp. 38–46, enero 2020, doi: 10.1080/10400435.2018.1467513.
- [16] R. T. Disler et al., “Factores que afectan el equilibrio postural en pacientes con EPOC y su influencia en las actividades de la vida diaria,” *European Respiratory Journal*, vol. 15, no. 1, 2019.
- [17] H. Hashimoto, T. Kobayashi, F. Gao, M. Kataoka, M. S. Orendurff y K. Okuda, “Efecto

- de los cambios de alineación protésica transversal en los momentos de reacción del encaje durante la marcha en individuos con amputación transtibial,” *Gait & Posture*, vol. 65, pp. 8–14, junio 2018, doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.119.
- [18] G. Pirouzi, N. A. Abu Osman, S. Ali y M. Davoodi Makinejad, “Un nuevo dispositivo de alineación protésica para leer y registrar datos de alineación de prótesis,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 231, no. 12, pp. 1127–1132, diciembre 2017, doi: 10.1177/0954411917735082.
- [19] T. Nomura, K. Watanabe, T. Nosaka, H. Matsubara, M. Akiyama y K. Inui, “Relación entre la alineación de la prótesis transfemoral y la trayectoria del centro de presión plantar en el plano frontal,” *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 28, no. 2, 2016, doi: 10.1589/jpts.28.576.
- [20] K. Taneda et al., “Efectos de la pérdida simulada del campo visual periférico en el control postural estático en adultos jóvenes sanos,” *Gait & Posture*, vol. 86, pp. 233–239, diciembre 2019, doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.03.011.
- [21] A. A. Ramli et al., “Caracterización de la marcha en la distrofia muscular de Duchenne utilizando un acelerómetro de un solo sensor: enfoques de aprendizaje automático clásico y profundo,” Elsevier, 2021.
- [22] X. Zhang, Z. Liu y G. Qiu, “Medición de las habilidades de equilibrio de amputados transtibiales utilizando la teoría de utilidad multiatributo,” *Biomedical Research International*, vol. 2021, art. 8340367, 2021, doi: 10.1155/2021/8340367.
- [23] J. A. Martínez, P. Gutiérrez y C. Delgado, “Evaluación de la marcha basada en sensores inerciales para la alineación de prótesis transtibial utilizando dispositivos móviles,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 28, no. 1, pp. 34–42, enero 2024.
- [24] S. Kim, H. J. Lee y D. Park, “Predicción en tiempo real de la alineación en prótesis transtibiales utilizando aprendizaje automático y datos de IMU,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 33, pp. 112–120, febrero 2025.
- [25] L. A. Luengas Contreras, E. Camargo Casallas y L. F. Wanumen Silva, *Modelos Computacionales y Biomecánica Humana. Caso Práctico de Alineación Estática de Prótesis Transtibial Fundamentada en la*

Estabilidad Postural, Bogotá, Colombia: Ediciones Universidad Cooperativa de Colombia, 2024.