

Aplicación de la transformada wavelet en el análisis de la estabilidad en amputados transtibiales

Application of wavelet transform to stability analysis in transtibial amputees

Lely Luengas 

Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia

Daissy Toloza 

Universidad Manuela Beltrán, Colombia

Open Access

Recibido:

17 de diciembre de 2019

Aceptado:

18 de marzo de 2020

Publicado:

9 junio de 2020

Correspondencia:

laluengasc@udistrital.edu.co

DOI:

<https://doi.org/10.17081/invinno.8.1.3640>



© Copyright: Investigación e Innovación en Ingenierías

Resumen

Objetivo: Identificar el comportamiento de la estabilidad de amputados transtibiales y examinar la relación y diferencias entre amputados y no amputados en estabilidad postural estática. El mantenimiento de la posición de bipedestación requiere de control simultáneo de postura en ambas direcciones, antero-posterior (AP) y medial-lateral (ML). Se verificó la dirección del CoP de mayor afectación. **Metodología:** Nueve individuos con amputación transtibial unilateral y nueve sujetos no amputados del grupo control realizaron una serie de mediciones en posición de bipedestación estática. Las métricas corporales del análisis lineal, como Excursión, Velocidad, Rango y Promedio, y análisis no lineal, como la transformada discreta de wavelet (DWT) y su energía relativa (RWE), se calcularon y compararon entre los grupos. **Resultados:** La prueba de U Mann-Whitney con significancia de 0.05 se utilizó para comparar las mediciones entre grupos. Las personas no amputadas exhibieron incremento regular en el balanceo postural comparadas con las personas con prótesis, la variación se presentó mayormente en la dirección antero-posterior. La concentración de energía en los niveles fue diferente entre los grupos. **Conclusiones:** El comportamiento de la estabilidad postural permite conocer el nivel de adaptabilidad de la prótesis; existe diferencia en la variabilidad del desplazamiento y velocidad del CoP entre los grupos; debido a la pérdida de estructuras óseas y musculares, los amputados alteran constantemente la ubicación del CoP como estrategia para mantener la estabilidad, de allí que los niveles de energía se encuentren en rangos mayores a los de no amputados.

Palabras claves: Amputados por debajo de rodilla, Centro de Presión, Estabilidad, Transformada Wavelet.

Abstract

Objective: Identify the stability behavior of transtibial amputees and examine the relationship and differences between amputees and non-amputees in static postural stability. Maintaining the standing position requires simultaneous control of posture in both directions, anteroposterior (AP) and medial-lateral (ML). The address of the most affected CoP was verified. **Methodology:** Nine individuals with unilateral transtibial limb loss, and nine healthy controls completed a series of static upright measurements. The body metrics of linear analysis, e.g. Excursion, Velocity, Range and Mean, and nonlinear analysis, e.g. Discrete Wavelet Transform (DWT) and its relative energy (RWE), were compared between groups. **Results:** The U Mann-Whitney test with significance of 0.05 to compare measurements between groups was used. Healthy people exhibited regular increase in postural balance compared to people with prostheses, the variation occurred mostly in the anteroposterior direction. The concentration of energy in the levels was different between the groups. **Conclusions:** The behavior of postural stability allows to know the level of adaptability of the prosthesis; there is a difference in the variability of the displacement and velocity of the CoP between the groups; due to the loss of bone and muscular structures, the amputees constantly alter the location of the CoP as a strategy to maintain stability, hence the energy levels are in ranges greater than those of non-amputees.

Keywords: Below knee amputee, Center of Pressure, Stability, Wavelet Transform.

Como citar (IEEE): L.A. Luengas., y D.C. Toloza, "Aplicación de la transformada wavelet en el análisis de la estabilidad en amputados transtibiales", Investigación e Innovación en Ingenierías, vol. 8, n°. 1, 2020. DOI: <https://doi.org/10.17081/invinno.8.1.3640>

Introducción

Entre 1990 y 2016, 10993 personas se vieron afectadas por las minas antipersona sembradas en Colombia, 39% (4052) eran civiles y 61% (6467) de las fuerzas armadas, 80% (8369) sufrieron heridas y 20% (2150) murieron. Cerca de 50 mil personas experimentaron pérdida de segmento corporal por diferentes motivos (enfermedad, malformación, trauma), la amputación transtibial (por debajo de rodilla) es la más común sobre todo cuando la causa es la acción de las minas [1, 2]. A las personas que han sufrido de amputación rutinariamente se les prescribe prótesis. Los amputados transtibiales usan prótesis transtibiales, una extensión artificial que sustituye la parte pérdida del cuerpo, consta de pie protésico, pilón, encaje y adaptadores. El ajuste de la prótesis requiere conocimiento sobre el comportamiento biomecánico y la respuesta de las cargas mecánicas en condiciones normales de uso [2, 3]. El desempeño de los usuarios de prótesis puede representarse por las condiciones de estabilidad durante la bipedestación y la habilidad para marchar eficientemente con bajo consumo energético; para ello, el proceso de rehabilitación de los amputados debe proveer adecuada estabilidad y balance en la posición de bipedestación estática [4].

La capacidad de un sujeto para regresar su cuerpo de una postura inestable a una estable se denomina estabilidad, también se define como el ajuste postural a través de movimientos voluntarios debido a reacciones por perturbaciones externas [5, 6]. La postura describe la orientación de los segmentos corporales en relación con el vector gravitacional. El balance es la postura dinámica del cuerpo que previene las caídas. El proceso de control postural regula la relación entre el centro de masa del cuerpo (por sus siglas en inglés COM) y la base de soporte [7]. La base de soporte es el rango de movimiento posible del centro de presión (por sus siglas en inglés CoP) en un área que encierra las plantas de los pies [8]. La posturografía es un método que permite evaluar la estabilidad postural del cuerpo humano, allí se registra y analiza la trayectoria del CoP en la base de soporte. La medición de la trayectoria del CoP se mide en un sistema de posturografía (plataforma o plantilla) que cuenta con sensores que transforman a señales eléctricas el vector de las fuerzas verticales producto de la reacción del suelo, cuando está en posición de bipedestación estática. La estabilidad depende del apropiado desempeño del sistema musculoesquelético y la integración entre la parte sensorial y de movilidad [9,10]. La información sensorial proveniente de los introreceptores y extrareceptores del cuerpo humano da a conocer la posición de las diferentes partes cuerpo relacionadas entre ellas y con el ambiente [6]. Los amputados poseen pobre estabilidad debido a la pérdida de tejido óseo y muscular, deterioro en los sistemas neuromuscular y somatosensorial, y alteración en la integración sensorial y motora que maneja los mecanismos de adaptación y compensación [11, 12, 13].

La transformada wavelet es un método de análisis de tiempo-frecuencia, ha sido usado ampliamente en el campo de la medicina para analizar señales electrocardiográficas, electroencefalográficas y electromiográficas, pero su uso en análisis postural ha sido limitado. La wavelet es bastante importante identifica espectros frecuenciales de señales no estacionarias, tales como las series del CoP, también permite observar los niveles de frecuencia del CoP en un tiempo específico. Wavelet resalta los eventos posturales y la duración de las transiciones, información clínica relevante en el estudio de la estabilidad, además produce respuestas altamente sensibles a cambios posturales intersujeto o entre grupos [14, 15].

La transformada discreta de wavelet se obtiene a partir de la transformada continua de wavelet (CWT) particionando el eje de frecuencia en bandas de frecuencia y muestreando el eje de tiempo. El método de wavelet convierte una señal de tiempo real $x(t_i)$ de tiempo discreto t_i en un espacio real bidimensional (j, k) , para obtener los coeficientes wavelet $T(j, k)$ para cada nivel j y ubicación k , se calculan los coeficientes de expansion wavelet con la ecuación (1) [16, 17, 18].

$$T(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{a,b}^*(t)dt \quad (1)$$

Donde $x(t)$ son los datos en función del tiempo, $\psi_{a,b}(t)$ es una wavelet en tiempo b : $t_a = \frac{2^a}{f_{sampling}}$, $f_{sampling}$ es la frecuencia de muestreo. $T(a, b)$ son los coeficientes wavelet en el tiempo t_a . $\psi_{a,b}(t)$ es llamada “wavelet hijo”, esta se genera por la dilatación y traslación de la wavelet madre $\psi(t)$, ecuación (2).

$$\psi_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2)$$

$$a = 2^j$$

$$b = 2^j k$$

$j = 1, \dots, J$ son niveles discretos. Los coeficientes de Wavelet obtenidos en cada uno de los niveles de las escalas de tiempo discreto se consideran “coeficientes detallados”, ecuación (3).

$$d_j(t) = \sum_{k=0}^{K(j)} T(j, k)\psi_{j,k}(t) \quad (3)$$

$k = 1, \dots, K(j)$ son ubicaciones discretas, ecuación (4).

$$K(j) = \text{floor}\left(\frac{N-2^j}{2^j}\right) \quad (4)$$

El propósito de este estudio fue evaluar la estabilidad y el comportamiento del CoP en pacientes con amputación por debajo de rodilla por mina antipersona usando un método no lineal como lo es la transformada

wavelet, este análisis frecuencial puede capturar las características temporales del balanceo postural.

Metodología

Participantes

El grupo de sujetos consistió en 18 hombres adultos, con un rango de edad entre 21 y 65 años. Nueve sujetos son no amputados y conformaron el grupo control (GC). Los nueve sujetos restantes son amputados transtibiales unilaterales y formaron el grupo de amputados (GA), todos ellos sufrieron la amputación debido a la acción de minas antipersona y han usado prótesis por más de un año, fueron reclutados en el Hospital Militar Central, Bogotá, Colombia; utilizan prótesis transtibial de suspensión por encaje interno y perno, pie de alta actividad en carbono. Los sujetos no amputados fueron reclutados en la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. El criterio de inclusión para todos los participantes fue habilidad para estar de pie sin asistencia ni soporte durante actividades cotidianas durante 30 minutos. El criterio de exclusión para ambos grupos fue: afectación neurológica, cognitiva u otro diagnóstico o medicación que afecte el balance; historial de caídas en el último año; dolor o lesión en alguna de las extremidades. La distribución de los grupos estudiados se observa en la Tabla 1. Todos los participantes firmaron el consentimiento informado para participar en el estudio. Esta investigación fue aprobada por el Comité de Bioética de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

Tabla 1. Promedio de las características físicas de los sujetos estudiados

Grupo	Edad (años)	Talla (cm)	Peso (kg)
Amputados	32.35 ± 3.2	176 ± 2.7	78.25 ± 6.5
No Amputados	44.32 ± 12.7	167.44 ± 8.45	69.44 ± 14.99

Fuente: Elaboración propia

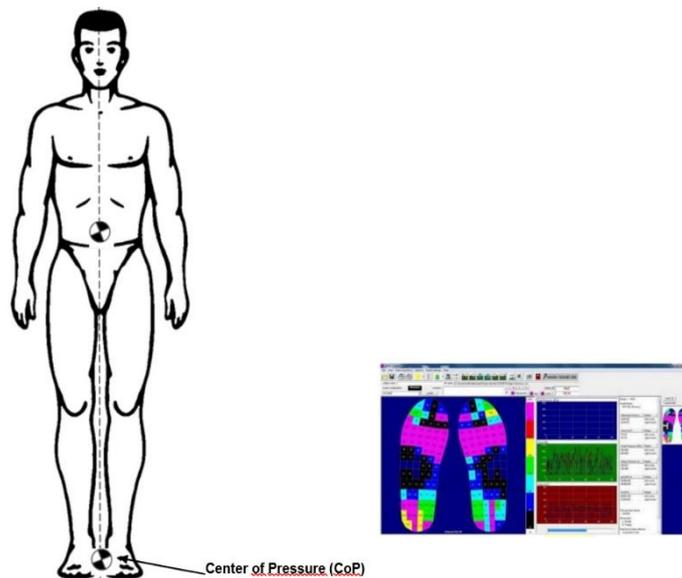
Equipo

El CoP se registró con el Sistema de Medición Pedar-X (novel GmbH, Munich, Germany), el cual está certificado como un dispositivo medico de clase I con funciones de medición acorde con las establecidas por las directivas europeas. El Sistema se basa en plantillas de 99 sensores capacitivos en cada plantilla, con una superficie activa variable por sensor (la superficie promedio de cada sensor es cerca del 1% de la superficie total de la plantilla), los sensores están embebidos en una interfaz suave de 1.5 mm (alrededor de 3.4 mm de grosor). Las plantillas usadas en el estudio pertenecen a la serie W, corresponden a una medida de zapato europea número 42. Para el registro y el almacenamiento inicial se utilizó el software Pedar/E (Expert) [19].

Protocolo

Durante el tiempo del examen, todos los sujetos utilizaron zapatos. La posición de los pies en la medición se estandarizó con las plantillas de Pedar-X, la ubicación de los pies se verificó visualmente durante la prueba. Se indicó a los sujetos que durante la prueba permanecieran de pie, estáticamente, con los ojos abiertos y mirando hacia una pared blanca, Figura 1. La duración de cada prueba fue de 30 segundos. La estabilidad se midió tres veces. Los datos de las mediciones de los primeros 10 segundos y los últimos 10 segundos no fueron tenidos en cuenta. En caso de una medición errónea (movimiento de desplazamiento de alguno de los pies o movimiento del cuerpo durante el registro) la prueba se repitió. Ningún sujeto presentó caída durante la prueba.

Figura 1. Posición de los sujetos durante la prueba



Fuente: Elaboración propia

Análisis De Datos

El patrón de estabilidad postural de los sujetos se evaluó tanto por método lineal como no lineal. Wavelet se utilizó para el procesamiento de las señales que son no estacionarias y de naturaleza variable en el tiempo. En la transformación wavelet, la señal original se transforma usando una wavelet madre seleccionada. La wavelet Biortogonal es beneficiosa para resaltar eventos posturales, de allí que esta fue la seleccionada para ser usada. La descomposición de la señal en la base de las funciones wavelet implica el cálculo de los productos internos entre la señal y las funciones prototipo, lo que lleva a un conjunto de coeficientes llamados coeficientes wavelet. En consecuencia, la señal se puede reconstruir como una combinación lineal de las funciones prototipo ponderadas por los coeficientes wavelet. La

discretización con la transformada Wavelet (TDW) y la Wavelet Madre Biortogonal fueron usadas para evaluar los patrones de balanceo permanente. Los valores de los niveles de TDW fueron nueve: coeficientes de aproximación A8 (0-0.098Hz) y coeficientes de detalle D1 (12.5-25 Hz), D2 (6.25-12.5 Hz), D3 (3.125-6.25 Hz), D4 (1.563-3.125 Hz), D5 (0.781-1.563 Hz), D6 (0.391-0.781 Hz), D7 (0.195-0.391 Hz) y D8 (0.098-0.195 Hz) [20].

Análisis Estadístico

Todos los análisis se realizaron con el software SPSS20.0. La distribución normal de los parámetros se evaluó usando la prueba estadística de Kolmogorov-Smirnoff de una muestra con significancia de 0.05. La prueba de U Mann-Whitney se usó para probar los efectos entre ambos grupos (amputados contra control) y las interacciones individuales de factores entre el grupo no amputados y el grupo de amputados. El valor de alfa fue de 0.05 para todas estas pruebas.

Resultados

Las trayectorias del CoP se analizaron de forma separada para la dirección medial-lateral ML y la dirección antero-posterior AP. La Tabla 2 muestra el valor promedio de las variables posturales en cada grupo participante en el análisis lineal. Todos los parámetros difieren entre grupos. La prueba afectó principalmente el movimiento en AP. En dirección ML, el impacto fue menor pero significativo. La magnitud del desplazamiento difiere entre los grupos. Las personas con amputación tuvieron una excursión significativamente mayor que los controles. Los controles y los amputados tenían una velocidad significativamente mayor AP que ML.

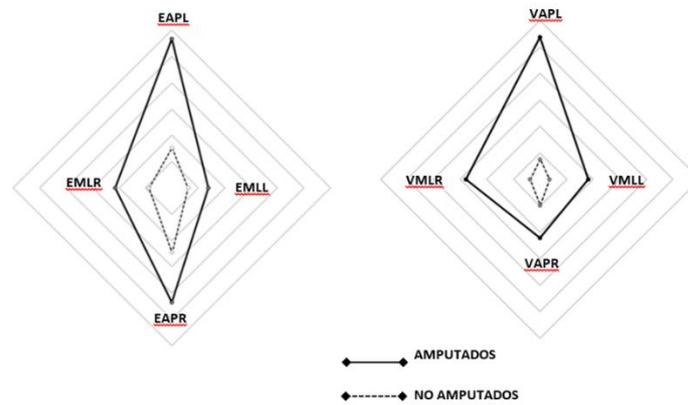
Tabla 2. Valores promedio del análisis lineal

Variables independientes	Excursión (mm)	Velocidad (mm/s)	Rango (mm)	Promedio(mm)
Amputados ml izquierda	68,893	0,909	0,829	0,152
Control ml izquierda	30,615	0,179	0,315	0,067
Amputados AP izquierda	1134,301	5,378	12,005	2,498
Control AP izquierda	152,105	0,766	1,714	0,335
Amputados ml derecha	214,944	1,393	2,211	0,473
Control ml derecha	43,353	0,187	0,419	0,095
Amputados AP derecha	436,279	2,204	4,242	0,961
Control AP derecha	246,554	0,98	2,511	0,543

Fuente: Elaboración propia

El análisis de las mediciones individuales de cada pierna revelaron diferencias específicas en la dirección del desplazamiento del CoP de la pierna no amputada en comparación con la prótesis y en comparación con las piernas del grupo control. Los desplazamientos para las piernas derecha e izquierda de los controles no fueron significativamente diferentes. Los desplazamientos presentados por la prótesis y la pierna no amputada de los amputados fueron diferentes. La pierna no amputada de los amputados tuvo una excursión y velocidad significativamente mayor que la pierna protésica, Figura 2.

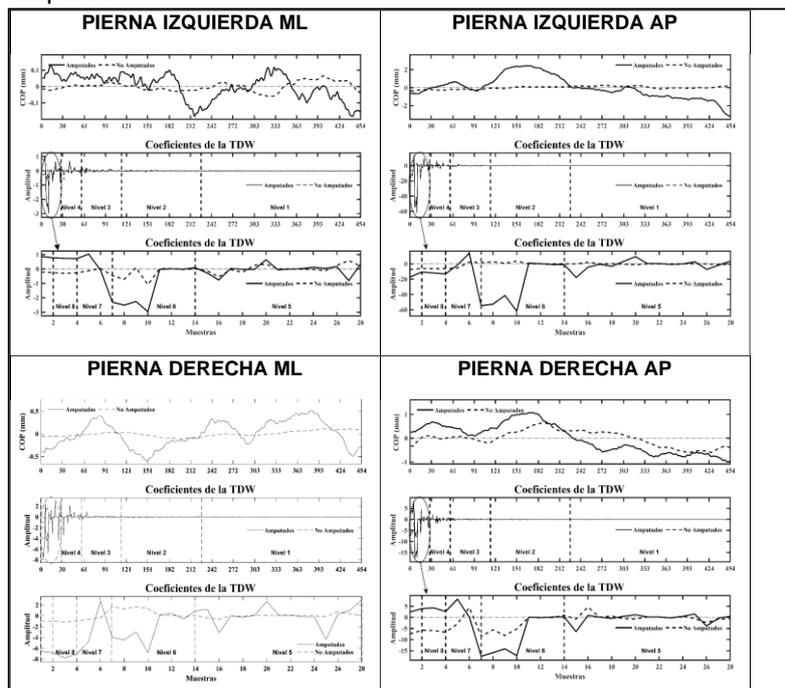
Figura 2. Excursión (E) y Velocidad (V) del CoP para los dos grupos examinados. Direcciones Anterior-Posterior AP y Medial-Lateral ML. Pierna derecha R, Pierna izquierda L



Fuente: Elaboración propia

Se calcularon los valores de los niveles de TDW de cada pierna y cada grupo, la Figura 3 muestra los patrones de balanceo postural en amputados y sujetos no amputados en dirección AP y ML. La concentración de energía en los niveles fue diferente entre los grupos. El mayor porcentaje de energía se encontró en los niveles D5 y A8 que corresponden a el rango de frecuencias comprendido entre 0-1.563 Hz. El nivel de energía de D4 a D6 fue mayor en amputados que en el grupo de control.

Figura 3. Concentración de energía en los diferentes niveles, tanto en el grupo de amputados como no amputados



Fuente: Elaboración propia

Discusión

Estudios en amputados han informado sobre la disminución de la estabilidad en sujetos con integración sensoriomotora interrumpida, incluidos los amputados. Las personas con amputación de miembros inferiores pierden algunas estrategias para controlar la estabilidad en posición de bipedestación, además, dependiendo del nivel de amputación, mecanorreceptores ubicados en la piel y las articulaciones también son extirpados [6]. Los amputados emplean diferentes estrategias para lograr un rendimiento de estabilidad similar a los no amputados. En la presente investigación se encontraron mayores valores de excursión, velocidad, rango y valores promedio en amputados, lo que se traduce a una estabilidad reducida, en los amputados, en las dos piernas, también se observaron diferencias en los parámetros calculados en las dos direcciones, lo que sugiere una mayor dependencia del equilibrio en la pierna no amputada. Se identificaron diferentes niveles de energía en amputados en comparación con los controles, también en la pierna protésica en comparación con la no amputada, lo que sugiere la presencia de un mayor esfuerzo en los amputados para la estabilidad, o mayor empleo de estrategias posturales. La variación de todos los parámetros en amputados es mayor en la pierna no amputada que en la prótesis, tal vez esto refleja una alta estrategia compensatoria para el mantenimiento de la estabilidad.

Existen varios métodos novedosos que analizan la característica de estabilidad estática en posición de bipedestación, uno de ellos es la transformada wavelet, pues, como lo mostraron los resultados, Wavelet se puede utilizar como una herramienta para evaluar la estructura del balanceo postural durante la posición descrita. Wavelet muestra los niveles de energía y la regularidad de un sistema que permite la posición bípeda. El valor diferencial de los niveles de energía para los grupos muestra a la estabilidad como una no regularidad del sistema y el comportamiento diferente entre los grupos.

Los resultados del estudio actual mostraron que las personas con amputación por debajo de la rodilla y las personas no amputadas presentan una diferencia significativa en el comportamiento de la estabilidad. Se encontró variación en la concentración de energía en el balanceo postural tanto en dirección AP como ML entre los dos grupos. El patrón de balanceo postural en el grupo de amputados fue diferente en comparación al grupo control; durante bipedestación estática, en dirección AP, los amputados en la pierna no amputada presentaron un nivel de energía más alto, D4 (1.563 - 3.125 Hz), D5 (0.781 - 1.563 Hz) y D6 (0.391 - 0.781 Hz), que los no amputados; así mismo, el grupo de amputados tuvo menos regularidad en el patrón de balanceo que el grupo control.

En la mayoría de los estudios de balanceo postural, el análisis de la posición de bipedestación estática de los individuos se ha analizado en grupos de grandes muestras. La interpretación de la medición de CoP reportada requiere la comprensión de las condiciones específicas del grupo estudiado, por ejemplo, se debe tener en cuenta el tipo de prótesis que todos los amputados usaron; en particular, este estudio incluyó amputados debido a trauma por mina antipersona, usuarios de prótesis transtibial con liner y suspensión por pin y pie multiaxial de alta actividad en fibra de carbono. A posterior, se deben incluir amputados con otro tipo de prótesis y otra causa de amputación. Además, la posibilidad de generalización de los resultados puede ser limitada porque el grupo experimental no era una muestra aleatoria (los sujetos fueron reclutados de una sola instalación protésica), era pequeño y estaba formado solo por hombres.

Conclusiones

Para el método de rehabilitación y la prevención secundaria, las mediciones de CoP podrían usarse para mejorar la rehabilitación, el análisis y el entrenamiento, así como integrarse en los procesos de rehabilitación de los sujetos que sufrieron una amputación.

El CoP captura los fenómenos relacionados con el proceso de control postural. El grupo de investigación (amputados) mostró un aumento tanto en el valor promedio de los parámetros de análisis lineal como en la concentración de energía en los niveles, en relación con los participantes no amputados. Esto es, la posición de bipedestación estática y la ubicación de

la CoP se alteran en un breve lapso en respuesta a los cambios en la ubicación del centro de masa; el CoP puede moverse en múltiples direcciones a la vez, hacia adelante y hacia la derecha o hacia adelante y hacia la izquierda, como compensación a la alteración en las estructuras óseo musculares que presenta una persona.

La novedad y la utilidad del análisis de energía de CoP es que permite una descripción de los cambios direccionales del CoP que pueden reflejar la adaptabilidad postural.

Según otros estudios previos, los resultados de esta investigación respaldan el uso de la velocidad de CoP como un indicador confiable y probablemente óptimo de la magnitud de la estabilidad en el grupo de estudio.

Este estudio tenía varias limitaciones: el número relativamente pequeño de amputados transtibiales (n9), solo hombres, todos los sujetos usaban el mismo tipo de prótesis. Otra limitación del estudio es la falta de múltiples ensayos de control postural para evaluar la fiabilidad de todas las métricas. Sin embargo, todos los pacientes fueron tratados en la misma instalación por el mismo equipo, de acuerdo con un protocolo estandarizado. En resumen, el estudio proporciona los primeros datos que demuestran el potencial del uso de la transformada wavelet para el examen de estabilidad de los amputados.

Referencias bibliográficas

1. Dirección Contra Minas, Presidencia de la República de Colombia, Víctimas de Minas Antipersonal y Municiones sin Explosionar, 2018. Disponible: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx>.
2. L. A. Luengas C., E. Camargo Casallas, and D. Guardiola, "Modeling and simulation of prosthetic gait using a 3-D model of transtibial prosthesis", *Rev. Ciencias la Salud*, vol. 16, n°. 1, pp. 82-100, 2018. DOI: <http://dx.doi.org/10.12804/revistas.urosario.edu.co/revsalud/a.6492>.
3. L. A. Luengas C., G. Sanchez, and K. Novoa, "Prosthetic alignment and biomechanical parameters in transtibial amputees due landmines" *presentado en IFMBE Proceedings*, October, 2017 .
4. J. Andrysek, "Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: A review of literature from 1994-2010", *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 34, n°. 4, pp. 378-98, 2010. DOI: <https://doi.org/10.3109/03093646.2010.520060>.

5. G. Meyer and M. Ayalon, "Biomechanical aspects of dynamic stability," *Aging Ph ys Act*, vol. 3, pp. 29–33, 2006. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11556-006-0006-6>
6. M. Sadeghisani, M. T. Karimi, and M. Kamali, "Nonlinear analysis of postural sway in subjects with below knee amputation during opened and closed eye conditions," *J. Orthop.*, vol. 13, pp. 152–156, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2016.03.009>
7. M. D. Ezane, C. Lions, E. Bui Quoc, C. Milleret, and M. P. Bucci, "Spatial and temporal analyses of posture in strabismic children," *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 253, n°.10, pp. 1629–1639, 2015. doi: <https://doi.org/10.1007/s00417-015-3134-8>
8. A. L. Hof, M. G. J. Gazendam, and W. E. Sinke, "The condition for dynamic stability," *J. Biomech.*, vol. 38, n°. 1, pp. 1–8, 2005. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
9. R. Cabeza-Ruiz, X. García-Massó, R. a Centeno-Prada, J. D. Beas-Jiménez, J. C. Colado, and L.-M. González, "Time and frequency analysis of the static balance in young adults with Down syndrome" *Gait Posture*, vol. 33, n°. 1, pp. 23–28, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.014>
10. L. Chiari, L. Rocchi, and A. Cappello, "Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement", *Clin. Biomech.*, vol. 17, n°. 9, pp. 666–677, 2002. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00107-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00107-9)
11. B. Kolarova, M. Janura, Z. Svoboda, and M. Elfmark, "Limits of stability in persons with transtibial amputation with respect to prosthetic alignment alterations", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, n°. 11, pp. 2234–2240, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.05.019>
12. L. A. Luengas C., M. Á. Gutiérrez, and G. S. Prieto, "Distribución de presión plantar en pacientes con amputación transtibial unilateral," *Rev. Cuba. Ortop. y Traumatol.*, vol. 32, n°. 1, pp. 1–13, 2018.
13. L. A. Luengas C., M. A. Gutierrez, and E. Camargo, *Alineación de prótesis y parámetros biomecánicos de pacientes amputados transtibiales*. Bogota, Colombia: UD Editorial, 2017.
14. D. H. Jeong, Y. Do Kim, I. U. Song, Y. A. Chung, and J. Jeong, "Wavelet energy and wavelet coherence as eeg biomarkers for the diagnosis of Parkinson's disease-related dementia and Alzheimer's disease", *Entropy*, vol. 18, n°. 1, pp. 1–17, 2016. DOI: <https://doi.org/10.3390/e18010008>

15. C. Junsheng, Y. Dejie, and Y. Yu, "Time–energy density analysis based on wavelet transform," *NDT E Int.*, vol. 38, n°. 7, pp. 569–572, 2005. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ndteint.2005.02.002>
16. P. S. Addison *The illustrated wavelet transform handbook : introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance.* United Kingdom: CRC Press, 2016.
17. J. Treleaven, R. Murison, G. Jull, N. LowChoy, and S. Brauer, "Is the method of signal analysis and test selection important for measuring standing balance in subjects with persistent whiplash?," *Gait Posture*, vol. 21, n°. 4, pp. 395–402, 2005. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.008>
18. J. Chagdes, J. Huber, M. Saletta, M. Darling-White, A. Raman, S. Rietdyk, *et al.* "The relationship between intermittent limit cycles and postural instability associated with Parkinson's disease," *J. Sport Heal. Sci.*, vol. 5, n°. 1, pp. 14–24, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.005>
19. Novel, The pedar® system, 2006. Disponible: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>.
20. L. A. Luengas C. y D. C. Toloza, *Análisis de estabilidad en amputados transtibiales unilaterales.* Colombia: UD Editorial, 2019.