

# Análisis de la estabilidad estática en amputados transtibiales en el dominio de la frecuencia

## *Static stability analysis tool in transtibial amputees in frequency domain*

Lely A. Luengas C.<sup>1</sup>  
Daissy C. Toloza <sup>1</sup>  
Esperanza Camargo C.<sup>1</sup>

### Resumen

Como consecuencia de malformaciones, lesiones y/o eventos traumáticos se puede presentar amputación de segmentos corporales. Una amputación recurrente es la amputación por debajo de rodilla que afecta la movilidad del amputado, pues su estabilidad se reduce. Conocer objetivamente la incidencia de la amputación en la estabilidad ayuda en los procesos de rehabilitación del amputado. Por lo anterior, se propuso determinar la afectación de la amputación en la estabilidad usando la Transformada Discreta de Wavelet (TDW) y la Densidad Espectral de Potencia (DEP). La metodología usada fue observacional, descriptiva y transversal, se convocaron dos grupos: uno de amputados por debajo de rodilla (transtibiales) y otro de no amputados. Se estableció el protocolo de adquisición de datos considerando la primera condición del Test de Romberg, se midió el centro de presión (CoP) a cada sujeto participante, se calcularon los parámetros de la estabilidad estática, la TDW y la DEP y se realizó el análisis. Los datos no presentan distribución estadística normal, por ello se usaron técnicas no paramétricas en el análisis. Al comparar los grupos se encontraron diferencias entre los parámetros de estabilidad, el análisis frecuencial las mostró más claramente, con un mayor valor en los amputados principalmente en el lado no amputado, indicando asociación entre la alineación y la condición de amputación. Se concluye que personas con alteración en la integración sensorimotora, situación de sujetos con amputación transtibial, muestran alteración en la estabilidad, pues reducen el control voluntario del COP dentro de la base de soporte. Los valores de los parámetros son más altos (es decir, más inestables) en los amputados. El método de análisis espectral demostró con éxito ser una herramienta para el análisis de los cambios temporales en los componentes del COP. Todas las señales se ubicaron en frecuencias inferiores a 10 Hz.

1. Universidad Distrital Francisco José de Caldas

**Palabras clave:** Amputación transtibial, biomecánica, centro de presión, densidad espectral de potencia, transformada wavelet.

R.: 04/08/20  
A.: 30/10/20  
P.: 01/01/21

DOI:

## Abstract

As a consequence of malformations, injuries and / or traumatic events, amputation of body segments may occur. A recurrent amputation is the amputation below the knee that affects the mobility of the amputee since its stability is reduced. Objectively knowing the incidence of amputation on stability helps in the amputee's rehabilitation processes. Therefore, it was proposed to determine the affectation of the amputation in the stability using the Discrete Wavelet Transform (TDW) and the Spectral Power Density (PED). The methodology used was observational, descriptive and cross-sectional. Two groups were called: one of the amputees below the knee (transtibial) and the other of non-amputees. The data acquisition protocol was established to consider the first condition of the Romberg Test, the center of pressure (COP) of each participating subject was measured, the parameters of static stability, TDW and PED were calculated and the analysis was performed. The data do not present a normal statistical distribution, therefore non-parametric techniques were used in the analysis. When comparing the groups, differences were found between the stability parameters, the frequency analysis showed them more clearly, with a higher value in the amputees, mainly on the non-amputated side, indicating an association between the alignment and the amputation condition. It is concluded that subjects with impaired sensorimotor integration, such as transtibial amputees, present stability disturbance, as they reduce voluntary control of the COP within the support base. Parameter values are higher (i.e. more unstable) in amputees. The spectral analysis method proved to be a tool for the analysis of temporal changes in the components of the COP. All the signals were located at frequencies below 10 Hz.

## Keywords

Transtibial amputation, biomechanics, pressure center, power spectral density, Wavelet transform.

## Introducción

La estabilidad del amputado transtibial es fundamental para la rehabilitación y adaptación de la prótesis, ya que esta influye en el polígono de sustentación teniendo consecuencias en el desplazamiento del centro de gravedad y por tanto descompensación de la cadena cinemática conformada por el tronco y los miembros inferiores, a corto plazo limita la libertad de movimientos reflejándose en desviaciones de la marcha tales como circunducción y salto, y por tanto un aumento en la eficiencia energética y a largo plazo se producen lesiones en la rodilla, cadera y columna vertebral.

En la investigación a mostrar se utilizó el análisis de la Transformada Discreta de Wavelet (TDW) y la Densidad Espectral de Potencia (DEP) con el fin de evaluar la potencia como la frecuencia del centro de presión (CoP) en las direcciones antero-posterior y medio-lateral en ambas extremidades en la población objeto de estudio. La TDW es una técnica útil para el análisis del equilibrio presente en la postura bípeda, es esencialmente ventajosa en la identificación del contenido frecuencial de señales no estacionarias, entre las que se encuentra la serie temporal del CoP. La DEP tiene como fin de identificar la potencia distribuida en frecuencias en la serie temporal.

La indagación en el espacio de la frecuencia es una herramienta robusta empleada en la cuantificación de la inestabilidad del desplazamiento del CoP, se incluyen los componentes concretos que se asocian con efectos de índole patológico y/o fisiológicos causantes de una posible alteración en la estabilidad estática del cuerpo. Varios estudios

llevaron a cabo un análisis espectral de potencia del CoP, algunos usaron la Transformada de Fourier en el cómputo de la tasación del espectro espectral, el inconveniente de su uso radica en la suposición de estacionariedad de la señal, adicional al examinar señales no estacionarias tales como el CoP su desempeño no es apropiado. Es más, no existe un sesgo de estimación ni de la varianza en el algoritmo de Fourier esto conlleva a la no convergencia en la estimación del espectro del CoP cuando se utiliza, por lo expuesto estos autores junto a (Carpenter, et al., 2001) y (Nardone, et al., 1997), indican que un mecanismo apropiado en la estimación de la densidad espectral de potencia (DEP) de tal señal se encuentra relacionado con un estimador imparcial y consistente basado en el análisis de wavelets. Por esas razones en el estudio que se presenta se realizó un análisis lineal para obtener la DEP de la señal CoP con el método de Welch y el análisis de los coeficientes con la Transformada Discreta de Wavelet (TDW).

La estabilidad de los amputados por debajo de la rodilla se ha investigado con el uso de enfoques temporales, pero los resultados obtenidos no establecen las diferencias estructuras en la postura de los amputados con respecto a los sujetos no amputados. El análisis del balanceo postural en amputados transtibiales utilizando análisis en el dominio de la frecuencia puede aclarar el comportamiento en este grupo. Teniendo en cuenta que la valoración de la estabilidad es de gran relevancia para establecer la alineación dinámica y un programa de rehabilitación conducente a corregir el control postural se desarrolló esta investigación, donde el objetivo fue investigar el comportamiento del balanceo postural de los amputados por debajo de la rodilla mediante el uso de la DEP y TDW.

## **Materiales y métodos**

Con el fin de analizar la estabilidad estática en amputados unilaterales por debajo de rodilla se realizó a cabo un estudio de tipo observacional de corte transversal, contó con el aval del Comité de Bioética de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, (Bogotá, Colombia), allí se recolectaron datos del centro de presión (CoP) y se procedió a obtener el parámetro clásico de estabilidad en el dominio del tiempo (desplazamiento) y la frecuencia (densidad espectral de potencia, DEP y transformada discreta de Wavelet, TDW), ya que las dos técnicas se complementan en información. Se estudiaron las dos piernas (amputada y no amputada) tanto en la dirección antero-posterior como en medial-lateral empleando el test de Romberg modificado, esto es usando solo la prueba con los ojos abiertos para evaluar.

### **Sujetos y experimento.**

Se realizó el estudio con 18 participantes, nueve sujetos con amputación transtibial por trama cuya causa de afectación fue por mina antipersona y nueve no amputados sanos. Los sujetos objeto de estudio (amputados unilaterales) cuentan entre 39 y 43 años, talla promedio de 1,71 m y masa corporal promedio de 69 kg, ver Tabla 1 . El criterio de inclusión fue el siguiente: usuarios de prótesis modular endoesquelética con más de 2 años de adaptabilidad funcional en bipedestación y marcha, que no requirieran de dispositivos externos de ayuda con alineación protésica certificada que dieran su consentimiento sobre el estudio.

Los integrantes del grupo control (no amputados) tienen entre 25 y 61 años, talla entre 157 y 183 cm, todos físicamente activos y sin reporte de trastorno musculoesquelético o neurológico. Los criterios de exclusión fueron: diagnóstico de enfermedad con afectación de equilibrio, uso de medicinas que alteren el equilibrio, empleo de elementos para postura bípeda o para desplazamiento.

Tabla 1 .  
Población de estudio, grupo amputados

Sujeto	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
Masa corporal	62	69	68	78	63	65	72	70	74
Talla	1,65	1,69	1,7	1,82	1,59	1,63	1,67	1,78	1,89
Edad	39	40	41	43	42	42	40	39	43

Para la toma de datos de presión plantar y ubicación del CoP se utilizaron las plantillas del sistema Pedar®, en cada sesión se realizó la respectiva calibración del equipo y se explicó a cada sujeto el protocolo; la toma por cada sujeto se efectuó en dos sesiones diferentes y en cada sesión se tomaron 3 mediciones, inicialmente debía estar inmóvil sobre una guía 2D y permanecer sobre esta durante 10 segundos (Figura 1).

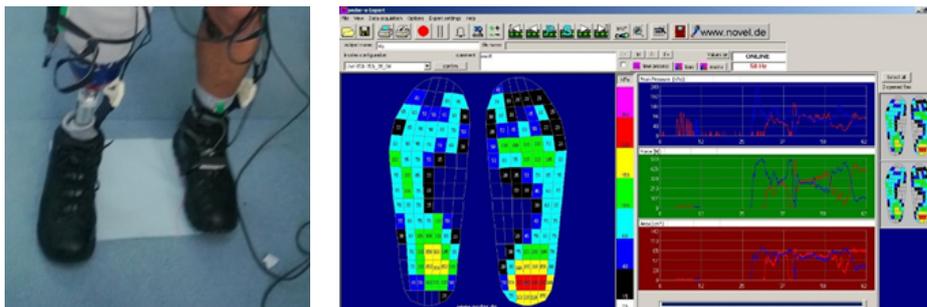


Figura 1. Medición de CoP con el sistema Pedar.

### Análisis.

Los datos fueron almacenados en Excel y tabulados según Tabla 2. Para minimizar el efecto del ruido que se encuentra en las señales se usó un filtro pasabajo de orden 4 tipo Butterworth, con frecuencia de corte de 10 Hz, ya que estudios previos demostraron que las señales de estabilidad se encuentran en frecuencias bajas (Hay & Wachowiak, 2017; Winter, 2009). A partir de los datos medidos se calcularon los valores de desplazamiento del CoP, la DEP y la TDW usando el software Matlab®.

El análisis estadístico se empleó para el desplazamiento usando el software SPSS20.0. En primera instancia se verificó normalidad con la prueba estadística de Kolmogorov-Smirnoff de una muestra, esto con el fin de determinar el tipo de prueba a emplear para verificar inter-grupo; en segunda instancia se analizó la variabilidad del desplazamiento al interior de cada grupo y el comportamiento entre los dos grupos con la prueba de U Mann-Whitney. Se utilizó un alfa de significancia de 0.05 en las pruebas estadísticas. En el análisis frecuencial no se requiere el empleo de técnicas heurísticas.

Tabla 2.  
Parámetros seleccionados para el estudio.

Variable	Descripción	Tipo
Nombre	Nombre del sujeto a medir	Alfanumérico
Edad	Edad cronológica en el momento de la medición	Numérico
LA	Lado amputado	Categorico
DAPI	Desplazamiento antero-posterior izquierdo	Numérico
DMILI	Desplazamiento medial-lateral izquierdo	Numérico
DAPR	Desplazamiento antero-posterior derecho	Numérico
DMILR	Desplazamiento medial-lateral derecho	Numérico
DEP	Densidad Espectral de Potencia (DEP)	Numérico
Frecuencia	Frecuencia donde se sitúa la variable	Numérico

Variable	Descripción	Tipo
Potencia	Potencia de la variable	Numérico
COPXI	CoP medial-lateral izquierdo	Numérico
COPYI	CoP antero-posterior izquierdo	Numérico
COPXI	CoP medial-lateral derecho	Numérico
COPYI	CoP antero-posterior derecho	Numérico

## Resultados y discusiones

En la Tabla 3 se muestran los valores de las variables analizadas para los dos grupos: el promedio del desplazamiento, de la frecuencia y de la potencia, la mediana de la frecuencia y de la potencia, y además la DEP.

Tabla 3.

*Valores de los parámetros obtenidos en la medición.*

Variable	Promedio (mm)	Frecuencia promedio (Hz)	Potencia promedio (dB)	Frecuencia mediana (Hz)	Potencia mediana (dB)	DEP (Hz)
MLI A	0,152	0,738	0,043*	0,359	0,043*	2,756*
MLI NA	0,067	0,475	0,012*	0,262	0,012*	0,651*
API A	2,498*	0,385	12,280*	0,265	12,280*	6,793
API NA	0,335*	0,429	0,252*	0,214	0,252*	1,845
MLD A	0,473	0,406	0,772*	0,185	0,772*	2,713
MLD NA	0,095	0,37	0,018*	0,203	0,018*	0,846
APD A	0,961	0,419	1,404	0,253	1,404	4,058
APD NA	0,543	0,298	0,596	0,198	0,596	1,931

\* Parámetros con resultados significativos

Los datos de desplazamiento se comportan de forma multimodal en los dos grupos, por tanto, se deben usar pruebas no paramétricas para el análisis de desplazamiento. Se seleccionó Kruskal – Wallis como prueba de análisis al interior de los grupos, se halló que el comportamiento de cada grupo es similar ( $p > 0.05$ ), esto permite generalizar los resultados. U Mann-Whitney permitió comparar los dos grupos, en los parámetros temporales no existe igualdad ( $p < 0.05$ ), es decir los datos difieren entre amputados y no amputados.

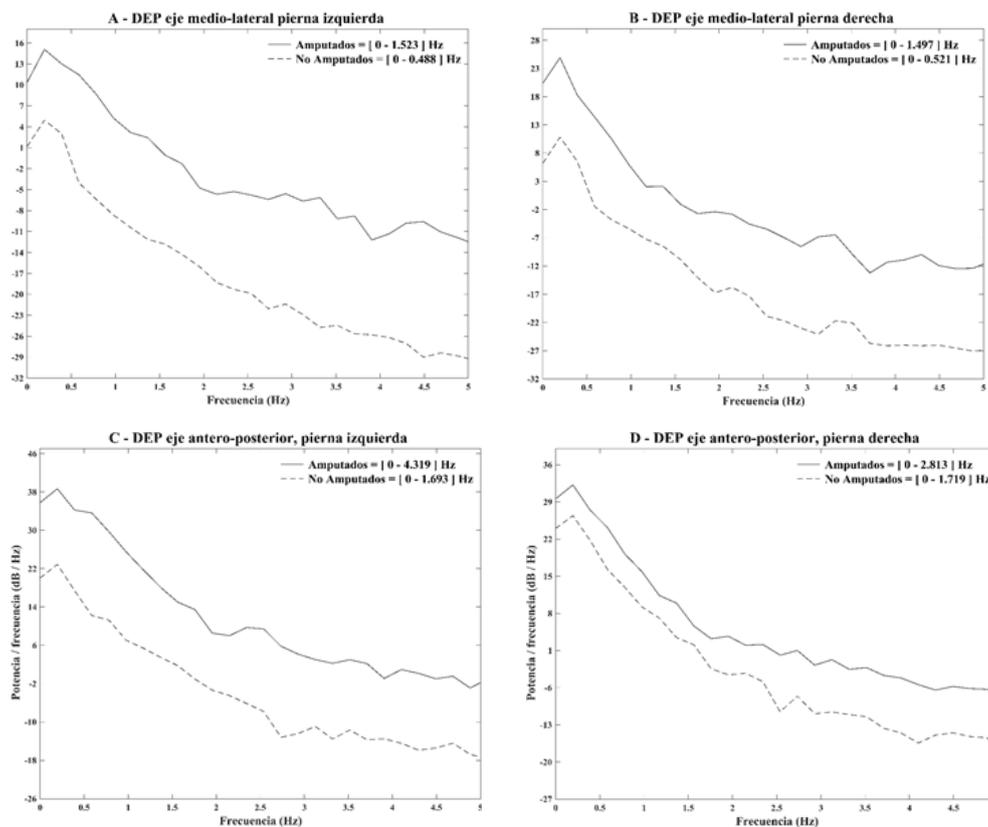
Los amputados exhiben mayor oscilación del desplazamiento en las dos direcciones en comparación con los no amputados, pero en antero-posterior es mayor que en medial-lateral; este comportamiento se aprecia en ambas piernas, siendo la no amputada la que ostenta grandes cambios.

Los no amputados no muestran diferencia ni en desplazamiento medial-lateral ni antero-posterior de las dos piernas, su movimiento se realiza de forma coordinada; mientras que los amputados al examinar la dirección medial-lateral la oscilación es alta en ipsilateral (lado amputado), en antero-posterior es mayor en contralateral (lado no amputado) (Nadollek et al., 2002).

Los mayores valores de desplazamiento que presentan los amputados se dan como consecuencia de la pobre estabilidad postural que poseen en posición de bipedestación, pues el sistema sensorial activo se encuentra reducido por la amputación. Investigadores también encontraron estos resultados y confirman que la alteración de la percepción sensorial afecta fuertemente los cambios de ubicación del CoP (Andrysek et al., 2012; Buckley, O’driscoll, & Bennett, 2002; Duclos et al., 2009;

Fernie & Holliday, 1978; Hermodsson, Ekdahl, Persson, & Roxendal, 1994; Nadollek, Brauer, & Isles, 2002; Quai, Brauer, & Nitz, 2005; Vanicek, Strike, McNaughton, & Polman, 2009; Vrieling et al., 2008)

El cálculo de la DEP para los desplazamientos antero-posterior y medial-lateral en pierna izquierda y derecha se observan en la Figura 2. En los resultados se pudo identificar que la frecuencia en el grupo de amputados estuvo ligeramente cerca, entre 0 y 1.523 Hz (figuras 2A y 2B) para ambas piernas en el eje medio-lateral, y para el eje anteroposterior la frecuencia se encontró entre 0 y 4.319 Hz (figura 2C) en pierna izquierda y entre 0 y 2.813 Hz (figura 2D) para la derecha. Igualmente, en el grupo de amputados la DEP presentó significativamente una mayor potencia en ambas piernas y desplazamientos con respecto al de no amputados.



**Figura 2. DEP de los grupos amputados y no amputados**

Igualmente, se dan a conocer los hallazgos arrojados en el estudio de la identificación de la wavelet madre a utilizar para realizar la TDW. Como se mencionó en el plan de análisis, se descompone y se reconstruye la señal CoP en cada condición de prueba para finalmente calcular el error cuadrático medio (ECM) y se selecciona la wavelet madre que presente el menor valor del ECM.

La interpretación de los coeficientes de la TDW se hace a partir de las señales muestreadas a 50 Hz, lo que indica que la mayor frecuencia que puede existir en la señal será de 25 Hz. En el primer nivel, la señal pasa a través de un filtro paso bajo (0-25Hz) y un filtro paso alto (25-50Hz) y a la salida de estos filtros se realiza un submuestreo por 2. El proceso continúa hasta que solamente pueda evaluarse los dos últimos coeficientes de la TDW, lo que sucede en el nivel 9 que corresponde a la aproximación A8 (Tabla 4).

Tabla 4.  
Descomposición de los 9 niveles

Nivel	Detalles	Frecuencia (Hz)		Muestras
1	D1	12.5	25	454
2	D2	6.25	12.5	227
3	D3	3.125	6.25	114
4	D4	1.563	3.125	57
5	D5	0.781	1.563	28
6	D6	0.391	0.781	14
7	D7	0.195	0.391	7
8	D8	0.098	0.195	4
9	A8	0	0.098	2

Antes de presentar los resultados obtenidos es importante aclarar que no es posible asociar un valor exacto de frecuencia a un determinado coeficiente de la TDW, lo que sí se puede hacer, es asociar el coeficiente a una banda o intervalo de frecuencias en el que este aparece. De acuerdo con lo anterior, se presentan los resultados para cada desplazamiento.

### Desplazamiento medio-lateral

#### Lado izquierdo para amputados y controles

Se calcularon los coeficientes con la TDW con la wavelet madre "bior2.4" (Figura 3). En la figura se observan dos secciones, la primera que se encuentra en la parte superior corresponde a la señal del CoP normalizada con 454 muestras y en la segunda se muestran los coeficientes calculados para cada nivel (Tabla 4). Para una mejor comprensión los niveles fueron desagregados para identificar la presencia, así como la amplitud de los coeficientes.

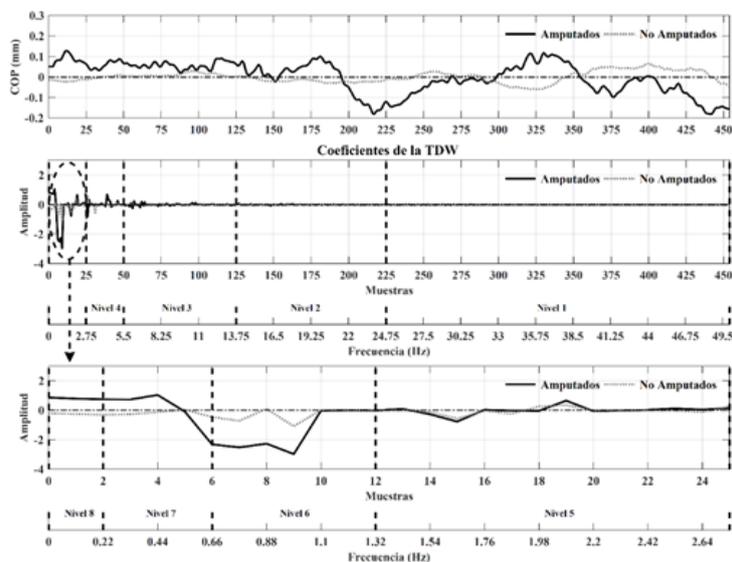


Figura 3. Coeficientes de la TDW lado izquierdo – medio-lateral

El desplazamiento medio-lateral, concretamente en la pierna izquierda en los amputados (Figura 3), los coeficientes se empiezan a apreciar desde el nivel 3 al 8, pero con una amplitud máxima en los niveles 5 a 8, esto es un indicador de que la información importante de esta señal se encuentran en esos niveles que corresponden a las frecuencias de 0.098-6.25 Hz. Esto también sugiere que la señal puede ser representada por 114 muestras que corresponden a esos niveles,

lo que implica una considerable reducción de los datos (Figura 4). En el grupo control los coeficientes se centraron en los niveles 4 a 8 que le corresponden 57 muestras con un rango de frecuencia de 0-3.125 Hz (Figura 3).

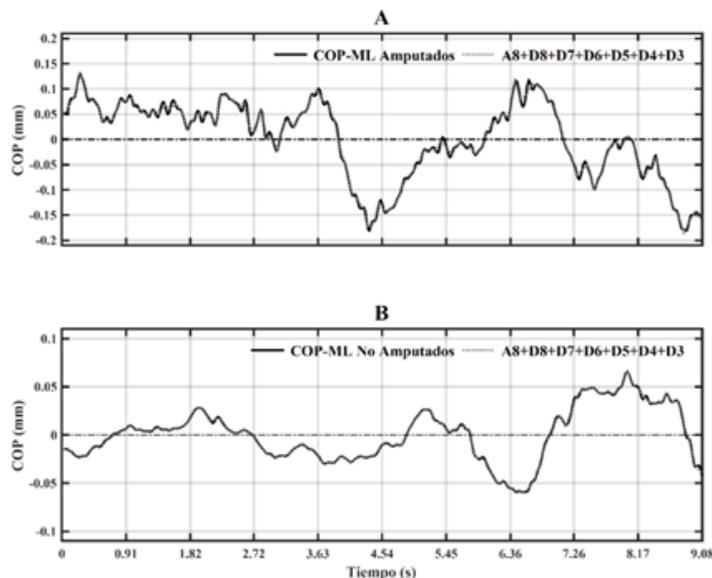


Figura 4. Reconstrucción CoP con TDW lado izquierdo – medio-lateral

**Lado derecho para amputados y controles**

En el lado amputado (Figura 5) se observa que la amplitud máxima se encuentra en los niveles 5 a 8, con unas frecuencias de 0.098-3.25 Hz, lo que indica una representación de la señal con 57 muestras (Figura 6). En los controles los coeficientes se concentraron en los mismos niveles, con 28 muestras y una frecuencia de 0-1.563 Hz (Figura 5).

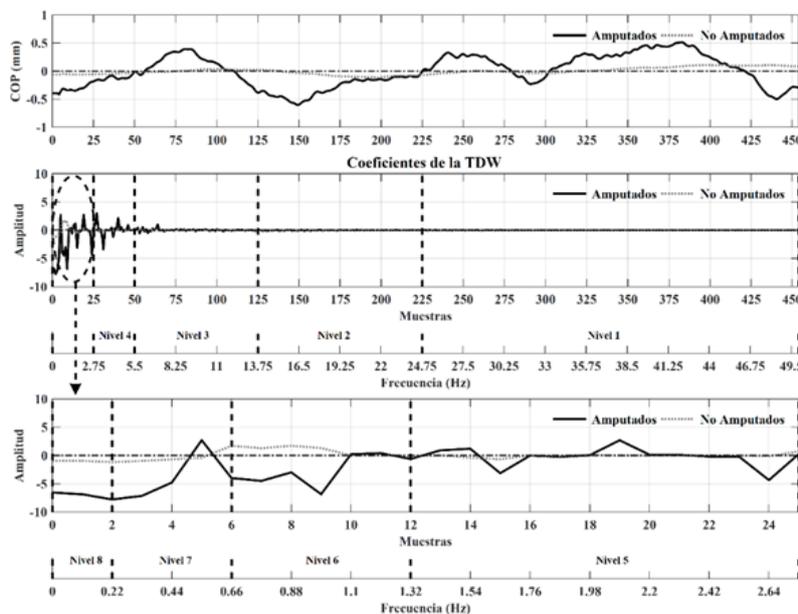


Figura 5. Coeficientes de la TDW lado derecho – medio-lateral

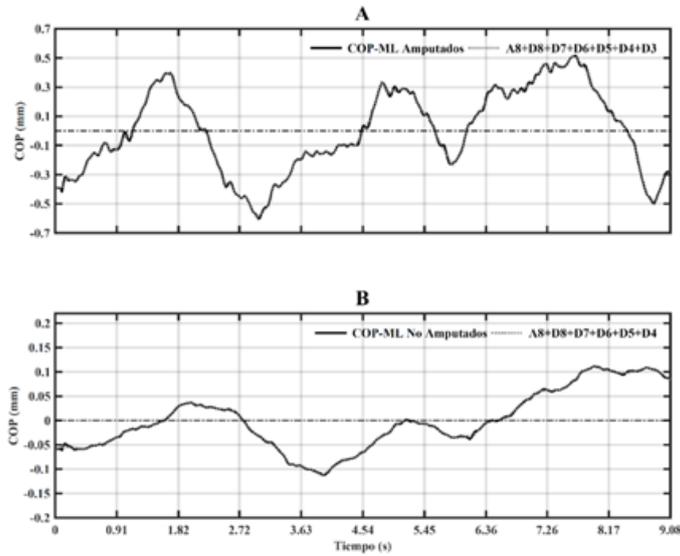


Figura 6. Reconstrucción CoP con TDW lado derecho – medio-lateral

**Desplazamiento anteroposterior**

**Lado izquierdo para amputados y controles**

Para el desplazamiento anteroposterior en la pierna izquierda para los amputados (Figura 7), se observa que la amplitud máxima se encuentra en los niveles 5 a 8, con unas frecuencias de 0.098-3.125 Hz, lo que indica una representación de la señal con 57 muestras (Figura 8). En los controles la concentración de los coeficientes se da en los mismos niveles, con 28 muestras y una frecuencia de 0-1 Hz (Figura 7).

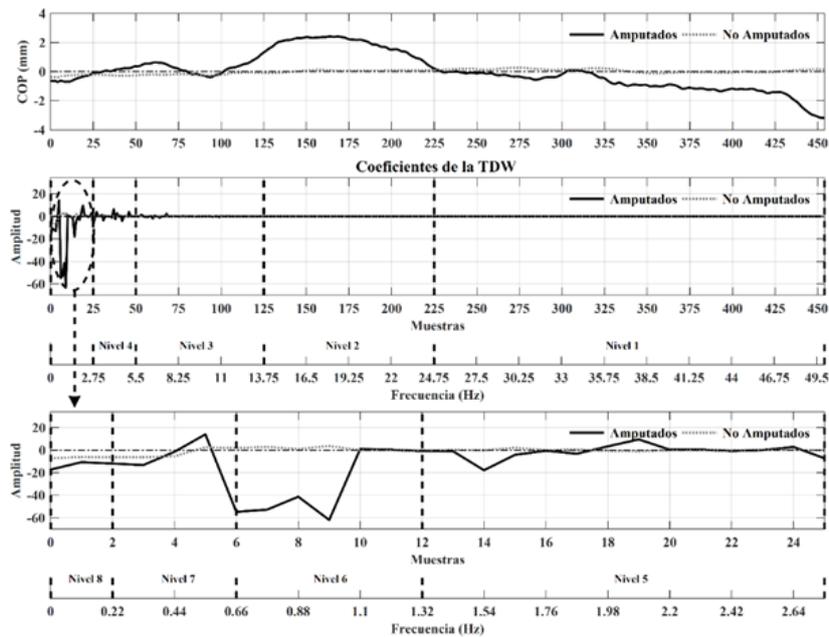


Figura 7. Coeficientes de la TDW lado izquierdo - anteroposterior

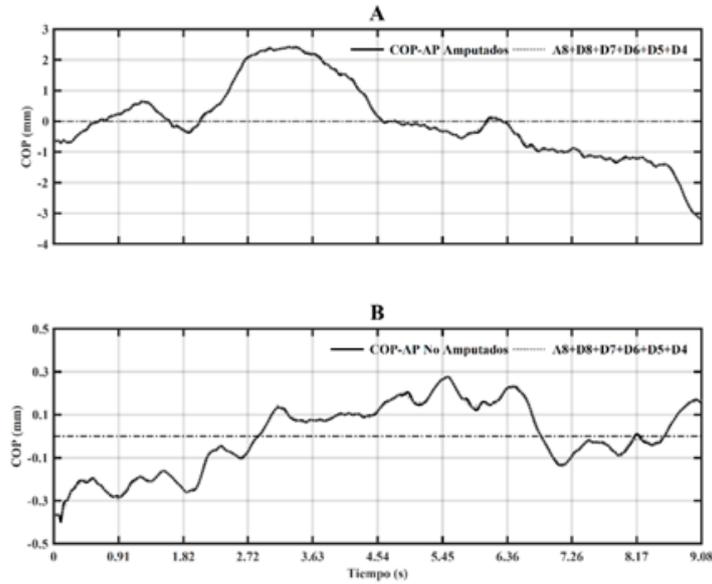


Figura 8. Reconstrucción CoP con TDW lado izquierdo - anteroposterior

**Lado derecho para amputados y controles**

Para los amputados (Figura 9) los coeficientes se concentraron en los niveles 3 a 8 con una frecuencia de 0.098-6.25 Hz, con una representación de la señal con 114 muestras (Figura 10). En los no amputados se encontraron los coeficientes en los niveles 4 a 8, con una frecuencia de 0-3.125 Hz con 57 muestras (Figura 10).

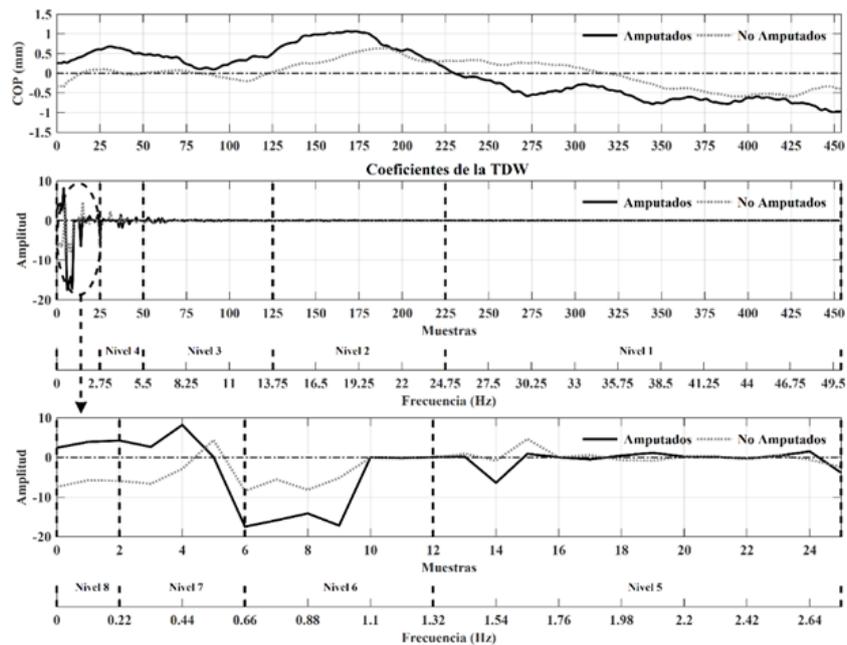
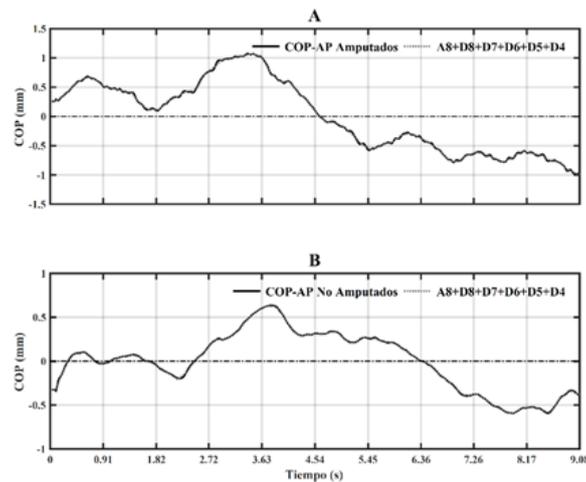


Figura 9. Coeficientes de la TDW lado derecho - anteroposterior



**Figura 10. Reconstrucción CoP con TDW lado derecho - anteroposterior**

### **Análisis densidad espectral de potencia (DEP)**

Se encontró que el grupo de amputados al estar en posición estática, su rango de frecuencia, estuvo cerca entre 0-1.523 Hz (Figura 2 A y B) para ambas piernas en el desplazamiento medio-lateral, lo cual corrobora lo que resaltaron (Nadollek, et al., 2002). El desplazamiento antero-posterior del lado izquierdo se ubica entre 0-4.319 Hz (Figura 2) y el lado derecho entre 0-2.813 Hz (Figura 2D), nuevamente se observa una mayor oscilación en la pierna no amputada como un efecto compensatorio al igual que los resultados de (Rougier & Bergeau, 2009) y (Hlavackova, et al., 2011). Estos rangos también se calcularon para grupo no amputado y se presenta mayor potencia en el grupo amputado en todas las condiciones de prueba.

De acuerdo con las investigaciones encontradas, al analizar la frecuencia del CoP la energía se puede distribuir en tres bandas frecuenciales, las cuales corresponden a los sistemas sensoriales: baja frecuencia (0-0.5 Hz), sugiere la acción de los sistemas visual y vestibular; frecuencias intermedias (0.5-2 Hz), relacionadas con el accionamiento del cerebelo; y frecuencias altas (> 2 Hz), correspondientes al sistema propioceptivo (Bizid, et al., 2009), (Nagy, et al., 2004), (Vieira, et al., 2009) y (Paillard, et al., 2006).

Consecuentemente a lo resaltado por (Nadollek, et al., 2002), con respecto al análisis de frecuencia ocurre lo mismo, con una relación inversamente proporcional entre el desplazamiento medio-lateral y antero-posterior, como un efecto compensatorio en búsqueda de estabilizar al sujeto amputado, que se manifiesta en un aumento exagerado de la potencia promedio en este caso en la dirección anteroposterior, lo cual sugiere que los mecanismos de estabilización a toda costa intentan mantener el centro de gravedad igual al COM.

Tanto con el análisis de la densidad de potencia con la DEP y con la TDW se observó que la mayor concentración estuvo en el desplazamiento antero-posterior con respecto a la medio-lateral, esa disminución en la potencia puede deberse a la compensación que debe realizar el cuerpo con el tobillo y con los abductores y aductores de la cadera para mantener la posición en posición bípeda (Winter, et al., 1996).

Estos resultados disímiles en los grupos de estudio indican que utilizan diferentes estrategias para mantener el control del equilibrio, más aún cuando la información del sistema propioceptivo en las personas amputadas se encuentra disminuida.

## Coeficientes de la señal con la TDW

La obtención de los coeficientes con la TDW permite indicar las bandas frecuenciales que tiene contenida la señal del CoP, para este caso en los ejes medio-lateral y antero-posterior en ambos grupos de estudio. La obtención de estos coeficientes se debe al producto interno del CoP con la “bior2.4” (wavelet madre), evaluando la medida semejanza en el contenido frecuencial entre estas dos funciones.

En todos los resultados obtenidos se pudo identificar que los coeficientes estuvieron presentes en los niveles 3 a 9 con una frecuencia de 0-6.24 Hz, lo que indica, que la señal del CoP tiene componentes de frecuencia baja, como lo indicaron (Winter, D., 2009), (Carpenter, et al., 2001) (Vieira, et al., 2009). Esto sugiere, que la señal puede ser representada en 128 muestras y en donde se tiene toda la información útil del CoP.

## Conclusiones

Los sujetos con perturbación en la integración sensorimotora, tales como los amputados por debajo de rodilla, exhiben alteración en la postura estática, esto es consecuencia de la reducción de masa causada en la amputación que los lleva a reducir el control postestativo en la posición del CoP dentro del polígono de sustentación. Al comparar parámetros de estabilidad entre los grupos, la asimetría entre ellos fue evidente, los valores de los parámetros son más altos (es decir, más inestables) en los amputados. El método de análisis espectral demostró con éxito ser una herramienta para el análisis de los cambios temporales en los componentes del CoP.

El desplazamiento del CoP en los amputados muestra variación entre los lados examinados y las direcciones. En lado no amputado el mayor desplazamiento se presenta en antero-posterior, esto demuestra el uso de tobillo anatómico para compensar perturbaciones y mantener equilibrio. En el lado amputado la dirección medial-lateral es mayor que en lado no amputado, puede deberse al uso de mecanismo de compensación de rodilla y cadera. Las oscilaciones de desplazamiento son mayores en lado amputado, existe elevado empleo de musculatura. El alto uso de lado no amputado expone la baja confianza en la prótesis.

El lado amputado tiende a tener menor desplazamiento debido a la falta de elementos óseos y musculares como consecuencia de la amputación, entretanto el lado no amputado cuenta con todas las entradas requeridas en el control postural de allí que utiliza todas las estructuras anatómicas para controlar la estabilidad y evitar caídas.

En el estudio desarrollado se halló que, con la DEP, la mayor potencia presente en la señal del CoP en el eje medio-lateral fue más baja con respecto al anteroposterior, en el primero estuvo hasta 1.523Hz y el segundo hasta 4.319Hz, presentando mayor potencia en el grupo de los amputados, debido al esfuerzo que debe realizar el control postural para mantener su posición bípeda estable.

Al realizar ese mismo análisis con los coeficientes obtenidos de la TDW, se pudo realizar una mayor discriminación de las bandas de frecuencia, se identificaron el número de muestras con que se puede representar la señal e igualmente se encontró que la mayor potencia se presenta en la dirección anteroposterior para el grupo de los amputados.

Los desplazamientos son mayores en el grupo de amputados con respecto a los no amputados, independiente del eje donde se presentan; los amputados fueron menos capaces de mantener la estabilidad con bajo desplazamiento, de allí la alta prevalencia a presentar riesgo de caídas, lo cual aumenta con la edad.

De acuerdo con lo anterior, se puede indicar que el método de análisis espectral con la TDW adaptable a los datos se ha demostrado con éxito para el análisis de los cambios temporales en los componentes del CoP.

## Referencias

- Andrysek, J., Klejman, S., Steinnagel, B., Torres-Moreno, R., Zabjek, K. F., Salbach, N. M., & Moody, K. (2012). Preliminary Evaluation of a Commercially Available Videogame System as an Adjunct Therapeutic Intervention for Improving Balance Among Children and Adolescents With Lower Limb Amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(2), 358–366. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.08.031>
- Bizid, R., Jully, J. L., Gonzalez, G., François, Y., Dupui, P., & Paillard, T. (2009). Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 12(1), 60–66. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.006>
- Buckley, J. G., O'driscoll, D., & Bennett, S. J. (2002). Postural Sway and Active Balance Performance in Highly Active Lower-limb Amputees. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(1), 13–20. <https://insights.ovid.com/crossref?an=00002060-200201000-00004>
- Carpenter, M., Frank, J., Winter, D., & Peysar, G. (2001). Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait & Posture*, 13(1), 35–40. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00093-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00093-X)
- Duclos, C., Roll, R., Kavounoudias, A., Mongeau, J.-P., Roll, J.-P., & Forget, R. (2009). Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), e214–e222. <https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2008.04.007>
- Fernie, G. R., & Holliday, P. J. (1978). Postural sway in amputees and normal subjects. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 60(7), 895–898. <https://insights.ovid.com/crossref?an=00004623-197860070-00003>
- Hermodsson, Y., Ekdahl, C., Persson, B. M., & Roxendal, G. (1994). Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 18(3), 150–158. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7724348>
- Hlavackova, P., Franco, C., Diot, B., & Vuillerme, N. (2011). Contribution of Each Leg to the Control of Unperturbed Bipedal Stance in Lower Limb Amputees: New Insights Using Entropy. *PLoS ONE*, 6(5), e19661. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0019661>
- Nadollek, H., Brauer, S., & Isles, R. (2002). Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiotherapy Research International*, 7(4), 203–214. <https://doi.org/10.1002/pri.260>
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105(4), 309–320. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9284239>

- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4–5), 407–413. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1157-7>
- Paillard, T., Noé, F., Rivière, T., Marion, V., Montoya, R., & Dupui, P. (2006). Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 172–176. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16791302>
- Quai, T. M., Brauer, S. G., & Nitz, J. C. (2005). Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. *Clinical Rehabilitation*, 19(6), 668–676. <https://doi.org/10.1191/0269215505cr857oa>
- Rougier, P., & Bergeau, J. (2009). Biomechanical Analysis of Postural Control of Persons with Transtibial or Transfemoral Amputation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88(11), 896–903. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181b331af>
- Vanicek, N., Strike, S., McNaughton, L., & Polman, R. (2009). Postural Responses to Dynamic Perturbations in Amputee Fallers Versus Nonfallers: A Comparative Study With Able-Bodied Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(6), 1018–1025. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.12.024>
- Vieira, M., Oliveira, F., & Nadal, J. (2009). Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 42(7), 665–673. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2009000700012>
- Vrieling, a H., van Keeken, H. G., Schoppen, T., Otten, E., Hof, a L., Halbertsma, J. P. K., & Postema, K. (2008). Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & Posture*, 28(2), 222–228. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.002>
- Winter, D. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement. Biomechanics and Motor Control of Human Movement (4th ed.)*. New Jersey: John Wiley & sons, Inc. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
- Winter, D., Prince, F., Frank, S., Powell, C., & Zabjek, F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334–2343. [https://doi.org/http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=8793746](https://doi.org/http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8793746)