



## ESTUDIO DE CASOS

# Estabilidad en amputación transtibial unilateral. Serie de casos



C.L. Ávila Rendón , L.D. Gallo Cardona  y J. Castellanos Ruiz 

Grupo de Investigación Cuerpo Movimiento, Facultad de Salud, Universidad Autónoma de Manizales, Manizales, Colombia

Recibido el 2 de octubre de 2019; aceptado el 7 de febrero de 2020

Disponible en Internet el 31 de marzo de 2020

### PALABRAS CLAVE

Amputación;  
Balance postural;  
Examen físico;  
Especialidad de  
Fisioterapia;  
Tecnología biomédica

### Resumen

**Antecedentes y objetivo:** La amputación de miembros inferiores genera ajustes en los sistemas somato sensorial y musculoesquelético modificando la manera como se mantiene la estabilidad, parámetro sensible y clínicamente relevante en la evaluación clínica. El objetivo de este trabajo fue determinar las características de la estabilidad en personas con amputación transtibial unilateral (ATU) en fase posprotésica.

**Materiales y métodos:** Estudio descriptivo de serie de casos que incluyó 5 varones con ATU con marcha independiente y que no usaran dispositivos de asistencia. Se evaluó la estabilidad estática y dinámica con ojos abiertos (OA) y ojos cerrados (OC).

**Resultados:** La estabilometría estática mostró una superficie de elipse de baricentro corporal mayor con OC y en el miembro inferior sano (MIS) respecto al miembro inferior protetizado (MIP), la media del índice de Romberg se ubicó en el rango de referencia; la estabilometría dinámica mostró límites de estabilidad menores en sentido anterior y hacia el MIS, y aún más reducidos con OC.

**Conclusión:** Las personas con ATU tienden a generar mayor apoyo y oscilaciones en el MIS y menores límites de estabilidad en el MIP para mantener el control de la estabilidad estática y dinámica.

© 2020 Asociación Española de Fisioterapeutas. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

### KEYWORDS

Amputation;  
Postural balance;  
Physical examination;  
Physiotherapy  
specialty;  
Biomedical  
technology

### Stability in unilateral transtibial amputation. A case series

#### Abstract

**Background and objective:** The amputation of lower limbs leads to adjustments in somatosensory and musculoskeletal systems to modify the way that stability is maintained. This is a sensitive and relevant parameter within clinical evaluation. The objective of this study was to determine the characteristics of stability in patients with a unilateral transtibial amputation (TTA) in the post-prosthetic phase.

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [liliavila@autonoma.edu.co](mailto:liliavila@autonoma.edu.co) (C.L. Ávila Rendón).

**Materials and methods:** A descriptive study of a case series including five men with TTA and an independent gait, and who did not use assistive devices. Static and dynamic stability was evaluated with open eyes (OE) and closed eyes (CE).

**Results:** Static stabilometry displayed a greater elliptical surface area of body centre of gravity with CE and in the Healthy Lower Limb (HLL) compared to the Prosthetic Lower Limb (PLL). The mean Romberg ratio (EC/EO) was within the reference range. Dynamic stabilometry showed lower limits of stability in the anterior direction and towards the HLL, and even more reduced stability with CE.

**Conclusion:** People with TTA tend to generate more support and oscillations in the HLL and lower stability limits in the PLL to maintain static and dynamic stability control.

© 2020 Asociación Española de Fisioterapeutas. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

## Puntos clave

- El porcentaje de peso corporal y la superficie de elipse de baricentro fueron mayores en el miembro inferior indemne.
- La superficie de elipse del baricentro corporal fue generalmente mayor con ojos cerrados.
- La media del índice de Romberg fue de 0,89 (rango: 0,49-1,17), resultado que se encuentra entre los valores de referencia.
- Los límites de estabilidad fueron menores en sentido anterior y hacia el lado indemne que en sentido posterior y hacia el protetizado.

## Introducción

La amputación transtibial unilateral (ATU) es la resección de las estructuras óseas y tejidos blandos del segmento distal a la rodilla o cóndilos tibiales<sup>1</sup>, constituye una deficiencia en funciones y estructuras corporales que usualmente impacta de manera negativa en la capacidad funcional, afecta el rol físico, laboral, social y familiar<sup>2</sup>, y trae consigo alteraciones en los sistemas sensorial<sup>3</sup> y musculoesquelético<sup>4</sup>, modificando el funcionamiento de los segmentos directa e indirectamente implicados, por lo cual, las personas con esta condición pueden experimentar dificultades en la estabilidad<sup>5</sup>, variable sensible y clínicamente relevante en la evaluación de la movilidad, el riesgo de caídas, la respuesta a intervenciones terapéuticas y la adaptación efectiva a prótesis y tecnologías de asistencia<sup>6</sup>.

La estabilidad es la capacidad que tiene el ser humano para mantener el control postural y preservar la proyección del centro de masa corporal dentro de la base de sustentación, tanto estática como dinámicamente, con el propósito de conservar el equilibrio en las actividades funcionales. Usualmente en fisioterapia, esta es examinada

mediante métodos convencionales, observacionales, con baja sensibilidad interevaluador, por lo que en la actualidad surgen nuevas tecnologías, como las plataformas de baropodometría, herramienta de evaluación clínico-funcional complementaria que orienta a los profesionales de la salud en la toma de decisiones relacionada con los procesos de intervención.

El objetivo de esta serie de casos fue determinar las características de la estabilidad en personas con ATU en fase posprotésica.

## Materiales y métodos

### Tipo de estudio

Investigación cuantitativa, descriptiva a través de series de casos con un evento homogéneo correspondiente a la ATU.

### Muestreo y muestra

Muestreo no probabilístico intencional que reclutó 5 personas con ATU de la ciudad de Manizales, con edades comprendidas entre 28 y 55 años, protetizadas por lo menos 6 meses antes del estudio, con uso de prótesis por más de 8 h diarias, desplazamiento independiente sin asistencia, con integridad del tegumento, sin sensación de miembro fantasma y que firmaran el consentimiento informado, aprobado previamente por el Comité de Bioética Institucional (Acta N.º 083 del 2019).

### Procedimiento

Se examinó la estabilidad estática y dinámica mediante la plataforma de baropodometría P-WALK marca BTS, con frecuencia de adquisición de 100 Hz. Los participantes adoptaron una posición bípeda autoseleccionada, según lo recomendado por Krewer et al.<sup>7</sup>, posicionando los pies a una distancia no mayor al ancho de los hombros. Se realizaron pruebas de 30 s con ojos abiertos (OA), seguido de ojos cerrados (OC). Para estabilometría dinámica se solicita-

**Tabla 1** Características clínicas y protésicas de los participantes

P	Características clínicas									Características protésicas						
	Edad (años)	Estatura (cm)	Peso (kg)	Dominancia podal	MIP	Etiología	Tiempo de amputación (años)	Longitud del muñón (cm)	Longitud del MIS (cm)	Longitud del MIP (cm)	Pie protésico	Socket	Suspensión	Interfaz	Estructura	Uso de prótesis actual (meses)
1	40	170	78,2	Derecho	Derecha	Trauma asociado a violencia	7	12	92	90,3	ESAR	PTB	Succión activa	No usó	Endo	16
2	28	183	75,5	Izquierdo	Derecha	Origen congénito	27	6	98,4	96,8	SACH dinámico	KBM	Pin con lanzadera	Silicona	Endo	23
3	40	163	59,5	Derecho	Izquierda	Trauma asociado a violencia	15	20	82,1	87,4	SACH convencional	KBM	Pin con lanzadera	Silicona	Endo	7
4	55	171	80,2	Derecho	Derecha	Quemadura eléctrica	45	14	91,3	92,5	SACH dinámico	KBM	Pin con lanzadera	Silicona	Endo	24
5	33	163	64	Derecho	Izquierda	Trauma asociado a accidente industrial	13	23,7	92	91,5	ESAR	KBM	Pin con lanzadera	Silicona	Endo	6

Endo: endoesquelética; ESAR: Energy Storage and Return; KBM: Kondilar Bearing Munster; MIP: miembro inferior protetizado; MIS: miembro inferior sano; P: participante; PTB: patelar tendon bearing; SACH: solid ankle cushion heel.

Fuente: construcción de los autores.

**Tabla 2** Resultados de baropodometría y estabilometría

P	Condición	Distribución peso corporal		Estabilometría estática						Límites de estabilidad					
		MIS (% peso)	MIP (% peso)	Superficie de elipse		Baricentro	Centro de presión (mm)	Velocidad promedio (mm/s)	Índice de Romberg	Anteroposterior		Mediolateral			
				MIS (mm <sup>2</sup> )	MIP (mm <sup>2</sup> )					Corporal (mm <sup>2</sup> )	Limite	Frecuencia de balanceo (Hz)	Limite	Frecuencia de balanceo (Hz)	
										Posterior (mm)	Anterior (mm)	Hacia el MIS (mm)	Hacia el MIP (mm)		
1	OA	57,54	42,5	13,66	7,03	24,70	241,65	8,05	1,17	33,9	37,5	0,83	95,2	115,8	0,5
	OC	60,95	39,05	15,86	6,21	39,47	282,35	7,75		23,4	34,2	0,67	79	102,5	0,5
2	OA	57,2	42,8	5,62	36,4	71,06	480	16	0,49	81,5	68,6	0,5	119,6	128	0,53
	OC	57,45	42,55	15,8	23,75	71,42	235,6	7,85		80,1	92,3	0,66	122,6	129,8	0,5
3	OA	57,1	42,9	7,68	6,93	11,91	156,05	5,2	0,86	69,5	61,1	0,9	99,6	172,4	0,7
	OC	57,65	42,35	1,8	0,71	9,87	149,55	5		75,1	67,2	0,93	68,2	98,6	0,73
4	OA	46,15	53,85	83,5	4,75	82,71	333,55	11,1	0,83	43,8	43,5	1,03	86,4	90	0,67
	OC	48,25	51,75	44,23	6,11	91,94	277,2	9,15		41,1	27,4	1,27	90,4	98,2	0,63
5	OA	61,95	38,05	46,18	4,82	77,97	230,6	7,7	1,12	72,3	70,6	0,43	103,1	127,6	0,6
	OC	61,05	38,95	22,06	4,72	63,19	257,6	8,6		86,2	62,3	0,53	91,1	117,7	0,67
X	OA	55,99	44,02	31,33	11,99	53,67	288,37	9,61	0,89	60,2	56,26	0,74	100,78	126,76	0,6
	OC	57,07	42,93	19,95	8,3	55,18	240,46	7,67		61,18	56,68	0,81	90,26	109,36	0,61

MIP: miembro inferior protetizado; MIS: miembro inferior sano; OA: ojos abiertos; OC: ojos cerrados; P: participante.

Fuente: construcción de los autores.

ron desplazamientos del cuerpo en sentido anteroposterior y mediolateral.

## Resultados

Las características clínicas y protésicas de los participantes se muestran en la [tabla 1](#).

A continuación se describen los principales hallazgos tras la evaluación de la baropodometría y la estabilometría estática y dinámica.

### Baropodometría

El porcentaje de peso corporal apoyado sobre el miembro inferior sano (MIS) fue mayor respecto al miembro inferior protetizado (MIP) con OA y se acentuó con OC ([tabla 2](#)). En cuanto a la distribución de apoyo podal, en el MIS esta fue en general mayor sobre el retropié (media = 39%), mientras que en el MIP predominó en el antepié (media = 40,02%).

### Estabilometría estática

La superficie de elipse del baricentro corporal fue menor con OA que con OC en la mayoría de los participantes, sin embargo, los resultados fueron variables. En miembros inferiores la media de la superficie de elipse del baricentro del MIS fue, en general, mayor respecto al MIP. El movimiento del centro de presión con OA fue menor que con OC en los participantes 1 y 5, mismos sujetos en los que el índice de Romberg se encontró por encima del valor de referencia (< 1). La velocidad media del centro de presión fue, en general, menor con OC ([tabla 2](#)).

### Estabilidad dinámica

Los límites de estabilidad presentaron una media mayor en sentido posterior y hacia el MIP, principalmente con OA. La frecuencia de balanceo fue mayor con OC en anteroposterior ([tabla 2](#)).

En la [tabla 2](#) se presentan los resultados cuantitativos de las pruebas de baropodometría y estabilometría.

## Discusión

Molina et al.<sup>8</sup>, plantean que en posición bípeda la distribución del peso corporal muestra asimetrías a favor del MIS en personas con ATU. Datos similares se obtuvieron en este estudio, lo que sugiere mayor preferencia funcional del MIS, en contraste con el MIP, probablemente generada por las deficiencias propioceptivas desde el muñón<sup>3</sup>, y como respuesta para mantener la estabilidad mediante ajustes activos en el tobillo indemne<sup>4</sup>. Se destaca que el usuario 4 presentó porcentajes más altos de apoyo en el MIP, y de manera coincidente es quien tiene mayor tiempo de amputación y de uso de la prótesis. Respecto a esto último, Jayakaran et al.<sup>9</sup> plantean que la duración media de uso de las prótesis puede influir en la capacidad y comodidad para deambular con eficiencia, condicionado por la experiencia lo cual se relaciona con menores limitaciones funcionales.

La discordancia en la distribución de apoyo puede deberse a diferencias entre la longitud del MIS y el MIP. Gaunard et al.<sup>10</sup> encontraron que la longitud de las extremidades en el 66% de las personas con amputación de miembros inferiores era desigual, lo que generaba mayor inclinación pélvica hacia el lado más corto, alterando la distribución del peso corporal en las extremidades y, posiblemente, la estabilidad de las personas con ATU. Aun así, Nederhand et al.<sup>11</sup>, consideran que el equilibrio no está estrechamente relacionado con la contribución de la carga de peso en cada segmento en la persona con ATU, sino con las oscilaciones anteroposteriores y mediolaterales del centro de presión en posición bípeda.

En este estudio, en la prueba de estabilometría estática, la distribución de la superficie de elipse en la mayoría de los participantes fue mayor en el MIS respecto al protetizado, resultados acordes con Ku et al.<sup>5</sup>, lo que indica que para hacer ajustes posturales en posición bípeda el MIS debe realizar movimientos compensatorios adicionales<sup>11</sup> y mayores fuerzas<sup>12</sup>. El índice de Romberg se acercó al valor referencia (< 1), excepto en 2 de los participantes en quienes fue mayor, lo que indicó uso acentuado del sistema visual con relación somatosensorial y vestibular para mantener la estabilidad, resultados coincidentes con el estudio de Hlavackova et al.<sup>13</sup>, realizado en personas con amputación transfemorales. Quizá, lo anterior sucede para compensar la pérdida de información propioceptiva del tobillo y pie, configurando la manera como se percibe y mantiene la estabilidad.

En cuanto a la estabilometría dinámica, según Molero et al.<sup>14</sup>, las personas con ATU reducen los límites de la estabilidad y la precisión en los movimientos en sentido posterior y hacia el MIP en comparación con personas sanas, situación que, según Curtze et al.<sup>4</sup>, se debe a que el MIP en personas con ATU contribuye a equilibrar el control direccional significativamente menos, hecho que se ocasiona probablemente por la falta de control activo desde tobillo protésico, haciendo que en ATU presenten mayor dificultad para controlar las perturbaciones en la estabilidad en sentido posterior y hacia el MIP.

Además, los límites de estabilidad fueron predominantemente mayores con OA que con OC en sentido anteroposterior y mediolateral, similar a lo encontrado por Sadeghisani et al.<sup>15</sup>. La frecuencia de balanceo fue menor con OA que con OC en sentido anteroposterior y variable en sentido mediolateral en los sujetos del estudio, probablemente por la disminución de la retroalimentación y aferencias desde los sistemas que fundamentan el control de la estabilidad.

## Conclusión

Las personas con ATU participantes en el estudio presentaron de manera general mayor porcentaje de apoyo del peso corporal y aumento de la superficie de elipse de baricentro en el MIS, así como disminución de los límites de estabilidad con OC para controlar activamente el tobillo desde el MIP y mantener así la estabilidad estática y dinámica.

## Financiación

El presente trabajo ha sido financiado por la Universidad Autónoma de Manizales [código del proyecto: 637-094] y Confa Caldas [código del convenio: 18002278].

## Agradecimientos

A la Universidad Autónoma de Manizales (UAM), por proveer los recursos necesarios para el desarrollo del proyecto. A Confa por trabajar consensuadamente con la academia para la formación de jóvenes investigadores. Al equipo del Laboratorio de Análisis de Movimiento de la UAM, especialmente a la docente Liliana Patricia Escobar Serna por su acompañamiento y apoyo académico, y a la ingeniera Daniela López Londoño por su compromiso con el desarrollo técnico del proyecto. A Mónica A. Hurtado y Alice James, quienes son parte del Centro de Traducción de la UAM, por traducir y revisar el resumen.

## Bibliografía

- Esquenazi A, DiGiacomo R. Rehabilitation after amputation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001;91:13-22, <http://dx.doi.org/10.7547/87507315-91-1-13>.
- Espinoza MJ, García D. Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente. *Rev Médica Clínica Las Condes.* 2014;25:276-80, [http://dx.doi.org/10.1016/s0716-8640\(14\)70038-0](http://dx.doi.org/10.1016/s0716-8640(14)70038-0).
- Sahay P, Prasad SK, Anwer S, Lenka PK, Kumar R. Efficacy of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques versus traditional prosthetic training for improving ambulatory function in transtibial amputees. *Hong Kong Physiother J.* 2014;32:28-34, <http://dx.doi.org/10.1016/j.hkpj.2013.02.002>.
- Curtze C, Hof AL, Postema K, Otten B. The relative contributions of the prosthetic and sound limb to balance control in unilateral transtibial amputees. *Gait Posture.* 2012;36:276-81, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.010>.
- Ku PX, Abu NA, Wan WAB. Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait Posture.* 2014;39:672-82, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.006>.
- Sansam K, Neumann V, O'Connor R, Bhakta B. Predicting walking ability following lower limb amputation: A systematic review of the literature. *J Rehabil Med.* 2009;41:593-603, <http://dx.doi.org/10.2340/16501977-0393>.
- Krewer C, Bergmann J, Gräfrath PC, Jahn K. Influence of foot position on static and dynamic standing balance in healthy young adults. *Hear Balanc Commun.* 2018;16:208-14, <http://dx.doi.org/10.1080/21695717.2018.1507576>.
- Molina-Rueda F, Molero-Sánchez A, Alguacil-Diego IM, Carratalá-Tejada M, Cuesta-Gómez A, Miangolarra-Page JC. Weight Symmetry and Latency Scores for Unexpected Surface Perturbations in Subjects With Traumatic and Vascular Unilateral Transtibial Amputation. *PM&R.* 2016;8:235-40, <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.05.024>.
- Jayakaran P, Johnson GM, Sullivan SJ. Postural Control in Response to Altered Sensory Conditions in Persons With Dysvascular and Traumatic Transtibial Amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96:331-9 [consultado 16 May 2019] Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25450125>. [10.1016/j.apmr.2014.09.037](http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2014.09.037).
- Gaunaud I, Gailey R, Hafner BJ, Gomez-Marin O, Kirk-Sanchez N. Postural asymmetries in transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2011;35:171-80, <http://dx.doi.org/10.1177/0309364611407676>.
- Nederhand MJ, van Asseldonk EHF, van der Kooij H, Rietman HS. Dynamic Balance Control (DBC) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side. *Clin Biomech.* 2012;27:40-5, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.07.008> 2011.
- Bolger D, Ting LH, Sawers A. Individuals with transtibial limb loss use interlimb force asymmetries to maintain multi-directional reactive balance control. *Clin Biomech.* 2014;29:1039-47, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.08.007> 2014.
- Hlavackova P, Fristios J, Cuisinier R, Pinsault N, Janura M, Vuillerme N. Effects of Mirror Feedback on Upright Stance Control in Elderly Transfemoral Amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90:1960-3, <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.05.016> 2009.
- Molero-Sánchez A, Molina-Rueda F, Alguacil-Diego IM, Cano-de la Cuerda R, Miangolarra-Page JC. Comparison of Stability Limits in Men With Traumatic Transtibial Amputation and a Nonamputee Control Group. *PM&R.* 2015;7:123-9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.08.953> 2014.
- Sadeghisani M, Karimi MT, Kamali M. Nonlinear analysis of postural sway in subjects with below knee amputation during opened and closed eye conditions. *J Orthop.* 2016;13:152-6, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jor.03.009> 2016.