

Estudio de los rangos articulares en la bipedestación estática en personas normales vs. Amputados transtibiales

Study of joint angles on quiet standing of normal persons versus transtibial amputees

LELY ADRIANA LUENGAS CONTRERAS

Ingeniera Electrónica, especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria, magíster en Ingeniería Eléctrica, estudiante de Doctorado en Ingeniería. Docente e investigadora del grupo “Metis” de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia.

Contacto: laluengasc@udistrital.edu.co

ESPERANZA CAMARGO CASALLAS

Ingeniera en Control e Instrumentación, estudiante de doctorado en Ingeniería. Docente e investigadora del grupo “Digiti” de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia.

Contacto: especamargoc@udistrital.edu.co

GIOVANNI SÁNCHEZ PRIETO

Ingeniero Electrónico, especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria. Docente e investigador de la Universidad de San Buenaventura. Bogotá, Colombia.

Contacto: giosanpri@gmail.com

Fecha de recepción: 15 de agosto de 2013

Clasificación del artículo: investigación

Fecha de aceptación: 1 de noviembre de 2013

Financiamiento: Universidad Distrital Francisco José de Caldas

Palabras clave: bipedestación, biomecánica, rangos articulares.

Key words: Standing, biomechanics, joint ranges.

RESUMEN

La postura erecta o estabilidad postural en bipedestación es una característica del ser humano que se adquiere gracias al sentido que tiene de la situación en el espacio o al equilibrio. El mantenimiento de esta postura se logra mediante una adaptación adecuada de los músculos del cuello, tronco y miembros que actúan para mantener el cuerpo en una posición de equilibrio estable. El propósito de este estudio fue analizar la variación de los rangos articulares de miembro inferior en personas sanas vs. amputados transtibiales en la posición de bipedestación estática. Seis sujetos no amputados fueron seleccionados, teniendo en cuenta edad y buena condición médica. Los sujetos amputados que participaron en el estudio fueron tres, seleccionados por ser amputados unilaterales transtibiales, con buena condición física y alto nivel de actividad, con habilidad para caminar a diferentes velocidades sin ayuda. Todos los sujetos firmaron formularios de consentimiento antes de participaren el estudio. Cada participante completó tres ensayos de medición. Se emplearon goniómetros digitales para la medición de los án-

gulos articulares y se observó el comportamiento en los miembros inferiores.

ABSTRACT

Erect posture or postural stability in standing is a characteristic of human being that is acquired by the sense he has of the situation in space or balance. Maintaining this position is achieved through appropriate adjustment of the muscles of the neck, trunk and limbs that act to keep the body in a position of stable equilibrium. The purpose of this study was to compare the joint ranges variation in lower limb in healthy versus transtibial amputees in static standing position. Six healthy subjects were selected, taking into account age and good medical condition. Subjects amputees who participated in the study were three selected based on their good health and high activity level, ability to walk at a variety of speeds without walking aids, and having a lower limb amputation. All of the subjects signed consent forms prior to participating in the study. Each participant completed three trials measuring. Digital goniometers were used for measuring joint angles.

* * *

INTRODUCCIÓN

La bipedestación estática, el acto de soportar el peso del cuerpo en posición erecta, ha sido investigada en personas no amputadas y en amputados usando una variedad de métodos: se han utilizado galgas extensiométricas, celdas de carga, plataformas de fuerza, goniómetros manuales, entre otros (Jones, Steel, Bashford y Davidson, 1997). Pero hasta el momento ningún estudio realizado en Colombia que relacione los rangos articulares del miembro inferior de una persona no amputada con una amputada se ha identificado en la literatura; esto con el fin de observar la forma como varían los ángulos de la articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

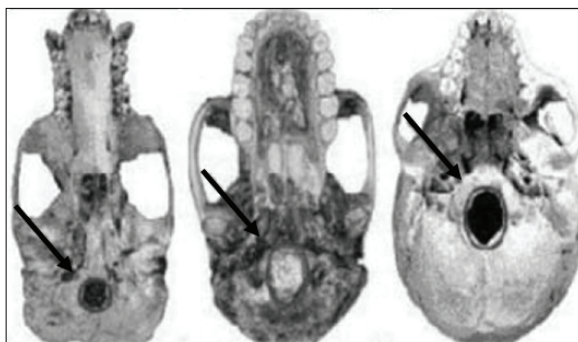
La utilidad de contar con esta información radica en conocer el comportamiento de las articulaciones de miembro inferior para ayudar a detectar patologías presentes en la posición de bipedestación estática; además de dar una aproximación del comportamiento de los rangos articulares cuando una persona sufre de amputación transtibial (Jones *et al.*, 1997; Yu *et al.*, 2008).

Por lo anterior, se propone este estudio en el cual se miden los ángulos de las principales articulaciones de miembro inferior, tanto en amputados transtibiales unilaterales como no amputados, y se realiza comparación de estos rangos articulares con el fin de observar las posibles diferencias presentes.

BIPEDESTACIÓN

La bipedestación es la acción o situación de mantenerse erguido sobre dos pies, que caracteriza especialmente la locomoción de los humanos (Bonilla, 2008); se considera el evento más importante de la evolución del ser humano y surgió como una adaptación a las condiciones geográficas y climatológicas hace más de 4000 años. Pero para que el hombre se adaptara a la nueva posición de su cuerpo tuvieron que realizarse cambios en su anatomía.

El cráneo sufrió alteraciones morfológicas, pues para permitir la bipedestación se ha desplazado el *foramen magnum* o agujero magno, orificio ovalado mediante el cual se articula la columna vertebral y se comunica el sistema nervioso central con el conducto raquídeo; por él pasa la médula espinal, que da sensibilidad a todo el resto del cuerpo. Mientras en los simios el *foramen magnum* se ubica en la parte posterior del cráneo, en el *Homo sapiens* (y en sus ancestros directos) el *foramen magnum* se ha desplazado casi hacia la base del mismo. En la figura 1 se observa la variación de la posición de este orificio (Bonilla, 2008).



Gorila Australopithecus africanus Homo sapiens

Figura 1. Vistas inferiores del cráneo de tres especies diferentes para mostrar la ubicación del foramen magnum

Fuente: Bonilla (2008).

La columna vertebral, bastante rectilínea en los simios, ha adquirido en el *Homo sapiens* y en sus

ancestros bípedos diversas curvaturas para soportar mejor el peso de la parte superior del cuerpo y se ha erguido casi 90° a la altura de la pelvis. La figura 2 muestra la evolución de la columna vertebral (Ros, 2013).

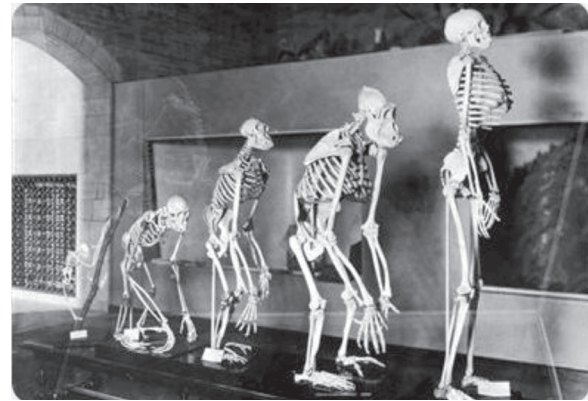


Figura 2. Evolución de la columna vertebral en el hombre. En la actualidad está erguida, cerca de 90° sobre la pelvis y presenta curvaturas como efecto resorte para soportar el peso de la parte superior del cuerpo

Fuente: Ros (2013).

La pelvis se ha ensanchado y los huesos ilíacos de la región pelviana rotan hacia el interior de la pelvis, lo que permite soportar mejor el peso de los órganos al estar en posición erecta, pero implica una disminución en la velocidad de la carrera (Ros, 2013).

Los miembros inferiores se han robustecido, el fémur humano se inclina hacia adentro, de modo que le posibilita la marcha sin necesidad de girar casi todo el cuerpo. Los pies se han alargado, particularmente en el talón, y se ha reducido así la longitud de los dedos del pie y ha dejado de ser oponible el pulgar del pie, con el fin de dar soporte a todo el cuerpo; aspecto que facilita el equilibrio y el impulso hacia adelante al marchar o correr (Ros, 2013).

Características de la bipedestación

Para la existencia de bipedestación estática se requiere un control efectivo del equilibrio, el cual

depende de la interacción de muchos factores que incluyen la información visual, vestibular y propioceptiva de la posición del cuerpo, una alineación biomecánica adecuada, suficiente fuerza muscular y coordinación de la activación muscular. La postura es el término utilizado para describir la orientación de cualquier segmento del cuerpo con relación al vector gravitacional, es el resultado del equilibrio entre las fuerzas musculares antigravitatorias y la gravedad (Miralles y Puig, 2000). El equilibrio se refiere a la dinámica de la postura del cuerpo que impide una caída. Para mantener el equilibrio, el sistema de control postural mantiene el centro de masa del cuerpo (*COM*, por sus siglas en inglés) sobre la base de apoyo o base de sustentación (*BOS*, por sus siglas en inglés). La *BOS* es el área mínima que encierra el contacto del cuerpo con el suelo. Por lo tanto, cuando se está en bipedestación estática, la *BOS* es el área que encierra la planta de los pies (o zapatos). El proceso de control posturales es entonces un proceso de estabilidad dinámica (Meyer y Ayalon, 2006); por lo tanto, podemos decir que la bipedestación estática no es un equilibrio en el sentido físico de este, sino un desequilibrio permanente, constantemente compensado (Mora, 1986).

La posición bípeda estática se logra con el cuerpo en posición erecta y el peso distribuido entre los dos pies, así el centro de gravedad del cuerpo está alineado, es decir, la línea imaginaria de reacción del suelo al peso de la persona está extendida de la cabeza a los pies, atraviesa el orificio occipital, pasa por delante de la columna dorsal, aproximadamente un centímetro anterior a la cuarta vértebra lumbar, 0,6 centímetros por detrás de la articulación de la cadera, por delante de la articulación de la rodilla y termina entre 1,5 a 5 centímetros por delante de la articulación del tobillo (ver figura 3) (Perry, 1992).

La posición bípeda no es totalmente estacionaria, sino que revela un balanceo, tanto en el plano sagital como en el coronal. Existe un pequeño, pero continuo, traspaso del peso del cuerpo entre los

dos miembros inferiores, y se presenta variación en los ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo. El tobillo es menos estable que la cadera y la rodilla. Por eso, cuando sucede un balanceo anterior los músculos de la pantorrilla se contraen para impedir la caída. Dos mecanismos contribuyen a esta sutil inestabilidad del cuerpo: la dinámica cardíaca y la falta de propiocepción absoluta (Perry, 1992).

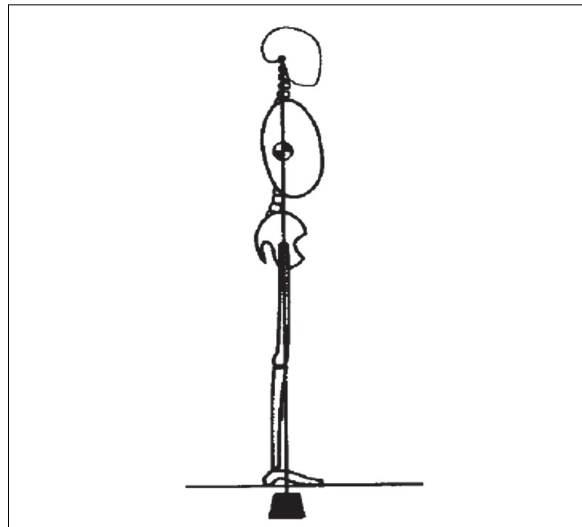


Figura 3. Proyección de la componente vertical de la reacción de la tierra sobre el cuerpo en posición de bipedestación estática

Fuente: Perry (1992).

Bipedestación en amputados

El soporte del peso del cuerpo en condiciones estáticas y dinámicas es una de las principales funciones de la extremidad inferior. El cambio de la distribución simétrica del peso sobre los miembros durante la postura es un problema para las personas con una amputación de miembro inferior. Debido a la pérdida del miembro inferior, el centro de gravedad se desplaza lateralmente hacia el lado de la extremidad no amputada, ya que la pérdida no se compensa completamente con la masa de la prótesis (Gauthier-Gagnon, Gravel, Amand, Murie y Goyette, 2000; Winter, 1995).

Para las personas amputadas la línea de carga en el plano sagital pasa por delante del hombro (hasta 70 mm), delante de la cadera o del trocánter mayor (hasta 30 mm), delante del centro de la rodilla (máximo 40 mm) y delante del tobillo en el maléolo lateral (máximo 70 mm), como se muestra en la figura 4 (Blumentritt *et al.*, 1999).

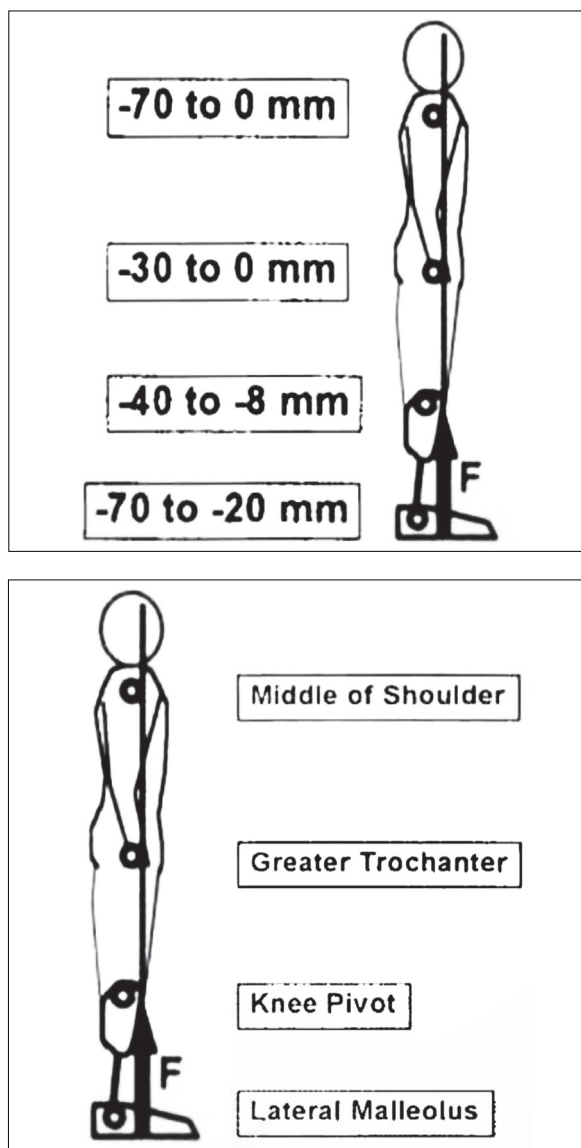


Figura 4. Medición lateral de los puntos anatómicos con respecto a la línea de carga. Se dan los rangos de valores en cada punto articular de los miembros inferiores presentados en bipedestación por amputados transtibiales

Fuente: Blumentritt *et al.* (1999).

METODOLOGÍA

Sujetos-población

Se contó con dos grupos poblacionales. El primero constituido por seis sujetos (3 hombres y 3 mujeres) en edades entre 40 y 43 años, con talla promedio de 1,64 m y masa corporal promedio de 60,9 kg. El criterio de inclusión fue el siguiente: adultos sanos, sin problemas de estabilidad en bipedestación, sin problemas de locomoción y que dieran su consentimiento sobre el estudio. La tabla 1 muestra las características de este grupo.

Tabla 1. Grupo poblacional G1 incluido en el estudio

Número de sujeto	Masa corporal (kg)	Talla (m)	Edad (años)
S1	59	1,62	40
S2	55	1,6	40
S3	71	1,69	41
S4	57,3	1,7	43
S5	54	1,58	43
S6	70	1,67	42

Fuente: elaboración propia.

El segundo grupo poblacional G2 se constituyó con 3 sujetos masculinos amputados a nivel transtibial, en edades entre 25 y 35 años, con talla promedio de 1,73 m y masa corporal promedio de 72 kg. El criterio de inclusión fue el siguiente: usuario de prótesis modular endoesquelética, usuario por más de 2 años, funcional en bipedestación y marcha sin ayudas externas, con un rango normal de movilidad de las articulaciones de los miembros inferiores, con alineación protésica certificada por protesista y que diera su consentimiento sobre el estudio. Todos los sujetos usan pie tipo axial y la causa de amputación fue por trauma debido a minas antipersona. La tabla 2 relaciona los sujetos de este grupo.

Tabla 2. Grupo poblacional G2 incluido en el estudio

Número de sujeto	Masa corporal (kg)	Talla (m)	Edad (años)
S1	70	1,75	31
S2	70	1,7	25
S3	76	1,75	35

Fuente: elaboración propia.

Protocolo

Teniendo en cuenta los puntos anatómicos de miembros inferiores y los parámetros cinemáticos de los ángulos articulares, se ha establecido un protocolo de medición con ayuda de un médico fisiatra, especialista en rehabilitación física y experto en prótesis.

El protocolo permite medir el rango articular de flexión-extensión en cadera, rodilla y tobillo, haciendo uso del equipo de medición de goniometría marca *Biometrics®*. En este protocolo se estableció que la persona debía ponerse en posición erecta bipedestada, con distancia de separación entre sus pie de 9 cm, ángulo de progresión del pie de 7 grados, brazos extendidos a lo largo del cuerpo, cabeza erguida. Se ubicaron tres pares de goniómetros, uno en cada articulación; para medir la cadera se ubicó un extremo del goniómetro en el vértice superior de la cresta ilíaca y el otro extremo en la región subtracontérica del fémur; para la medición de la rodilla, el goniómetro se ubicó entre la región supracondilia del fémur y la tuberosidad tibial; y para el movimiento del tobillo, el goniómetro se colocó entre la metafisis distal de la tibia y la cuña medial. En la figura 5 se muestra la ubicación de los goniómetros.

Medición de rangos articulares

Inicialmente se midió la masa corporal y la talla de cada sujeto para poder conocer sus caracterís-

ticas fisiológicas. Posteriormente, se ubicaron los goniómetros en las posiciones anatómicas sugeridas según el protocolo establecido y se le pidió a cada sujeto que se colocara en posición bípeda estática y que permaneciera inmóvil durante 20 segundos. Durante la medición los sujetos fueron instruidos para centrarse en un punto focal a nivel del ojo para ayudar a mantener el equilibrio; así mismo, se mantuvo un ambiente de silencio para no perturbar la atención del paciente, ya que se ha demostrado que frente a influencias cognitivas varía el control postural de los sujetos medidos. Se realizaron tres ensayos para cada evaluación.

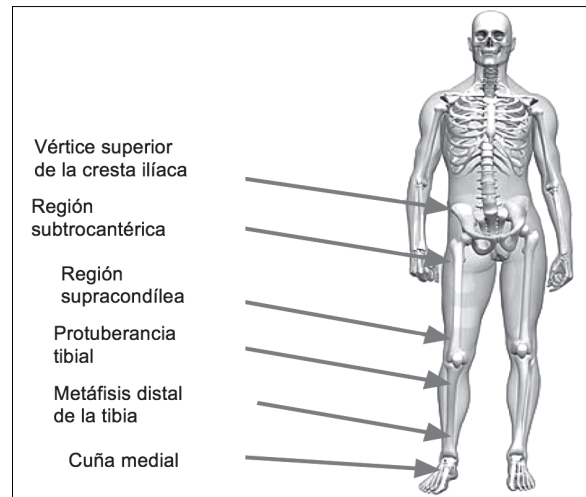


Figura 5. Puntos anatómicos del protocolo establecido para la medición de los rangos articulares en miembros inferiores en la posición de bipedestación estática

Fuente: elaboración propia.

Análisis de los datos

Los datos fueron procesados luego de su adquisición, ya que el *software* del sistema de medición solo entrega las curvas de una medición. Se realizó la medición de cada sujeto tres veces y los datos obtenidos se promediaron. Los datos más significativos en la variación se encuentran en el plano sagital, ya que se desea comprobar el rango de flexión-extensión presentado por cada articulación.

RESULTADOS

Mediciones de los rangos articulares en grupo 1 (G1)

La medición para el grupo 1, grupo de sujetos no amputados, permitió detectar que existe variación en el ángulo de la cadera, con un valor mínimo de 0 grados y un valor máximo de 0,32 grados, el promedio es de -0,16 grados; en la rodilla se tiene un valor que oscila entre -0,2 y -0,35 grados, con un promedio de -0,3; y en el tobillo entre -0,2 y -0,35 grados está la variación del ángulo, el valor promedio es -0,3 grados. Estas mediciones permiten concluir que la cadera se encuentra en extensión, mientras que la rodilla y el tobillo están en flexión, colocaciones articulares que hacen que el centro de masa se ubique dentro de la base de sustentación, hecho que permite tener control postural, lo cual concuerda con lo citado por Perry *et al.* (1992). En la figura 6 se muestran las gráficas de estas mediciones.

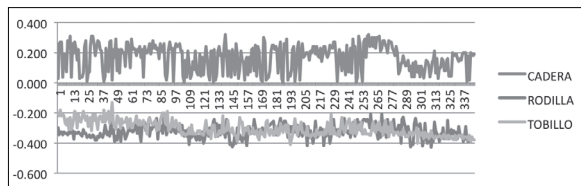


Figura 6. Ángulos de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo presentadas por sujetos normales en posición de bipedestación estática

Fuente: elaboración propia.

Mediciones de los rangos articulares en grupo 2 (G2)

Las mediciones en el grupo 2, sujetos amputados transtibiales usuarios de prótesis, se realizaron en el miembro no amputado y se obtuvo variación de ángulo de la cadera entre -0,7 grados y -1,2 grados, con un promedio de -0,9 grados; en la rodilla la variación está entre -0,07 y 0,2 grados, con 0,06 grados como valor promedio, y en el to-

billo, entre 0,32 y 0,14 grados, 0,24 grados como promedio. La figura 7 permite ver la variación de los ángulos.

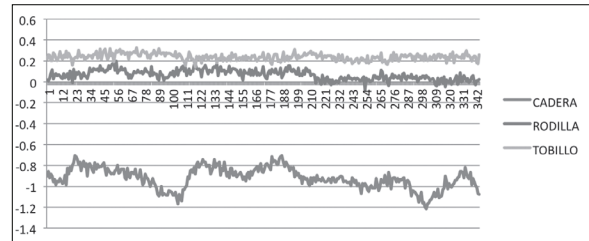
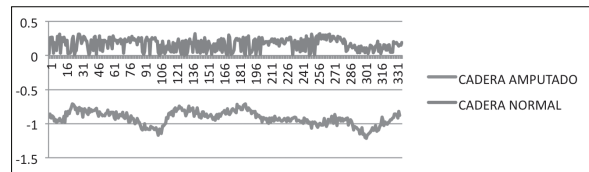


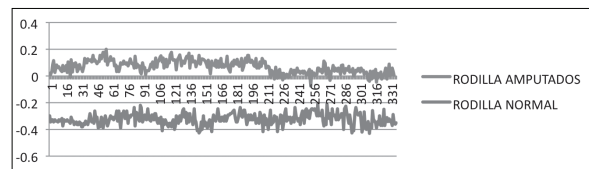
Figura 7. Ángulos medidos en articulaciones de miembro inferior en la pierna sana en amputados transtibiales unilaterales usuarios de prótesis

Fuente: elaboración propia.

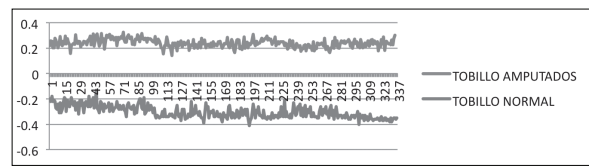
Se compararon los datos de las caderas, las rodillas y los tobillos entre los dos grupos, la figura 8 muestra estas comparaciones.



(a)



(b)



(c)

Figura 8. Comparación de los ángulos de las articulaciones de miembro inferior presentados por sujetos normales y amputados

Fuente: elaboración propia.

En la comparación de los rangos articulares de cadera se pudo observar que el amputado presenta un ángulo de flexión mientras que el normal presenta extensión. Esto se debe a mecanismos de compensación que realizan los sujetos amputados para mantener la estabilidad. La variación en el ángulo es mayor en los amputados, porque el balance para equilibrar peso entre sus dos extremidades aumenta debido a que la biomecánica de la extremidad inferior cambia, y de esta manera da lugar a la necesidad de modificar las estrategias de control existentes que se utilizan para la locomoción y el control postural, lo cual concuerda con la literatura consultada (Czerniecki *et al.*, 1991; Kendell *et al.*, 2010).

La rodilla y el tobillo de las personas no amputadas se encuentran en flexión para aumentar el control postural, y el ángulo descrito por estas dos articulaciones tiene un valor semejante, como citan Runge *et al.* (1999). En bipedestación se presenta una ligera dorsiflexión del tobillo, flexión de la rodilla y una ligera extensión de cadera. En los amputados, el ángulo de la rodilla tiende a ser cero, pues el control postural lo ejerce con cadera y tobillo, por ello se presenta variación angular en el tobillo (Czerniecki *et al.*, 1991; Kendell *et al.*, 2010). Una de las estrategias para mantener el equilibrio es la llamada estrategia de tobillo, ya que se utiliza esta articulación como balance para alcanzar la estabilidad, lo que hace que su comportamiento se asemeje a un péndulo invertido.

CONCLUSIONES

En el presente estudio se encontró que el valor de los ángulos de las articulaciones varía dependiendo de la condición física y médica del sujeto, ya

que si presentan alguna anomalía, tal como amputación transtibial, estos ángulos tienden a incrementarse. De allí que la variación de los rangos articulares de cadera, rodilla y tobillo en los sujetos sanos sea menor que la presentada por amputados; así mismo, la cadera de los amputados se encuentra con un ángulo de flexión mayor al de personas no amputadas normales, lo cual concuerda con la información obtenida de la revisión bibliográfica.

Los resultados anteriores demuestran que la posición bípeda no es estática, como consecuencia de los mecanismos que realizan los miembros inferiores para tender a la estabilidad en respuesta a la interferencia interna presente en el cuerpo humano.

El protocolo propuesto para medirla variación articular en miembros inferiores permite observar el comportamiento de los ángulos de flexión-extensión en las tres articulaciones del miembro inferior desde el plano sagital, entregando información útil sobre el valor promedio del ángulo descrito por cadera, rodilla y tobillo.

Por medio del valor de los ángulos descritos por las articulaciones y su variación se puede conocer la existencia de la estabilidad en bipedestación. Luego estos datos pueden ayudar en un futuro a reconocer la presencia de una patología que afecte el control postural en la posición bípeda estática.

Es importante tener en cuenta la edad en el grupo poblacional normal por estudiar, ya que inicialmente se incluyeron dos adultos mayores de 65 años y la variación de los ángulos era alta; por lo tanto, estos datos medidos no se tuvieron en cuenta y el grupo se limitó a sujetos entre 40 y 43 años.

REFERENCIAS

- Bonilla, J. (2008). El origen del bipedalismo en los primates. *Casa del tiempo*, 1 (9), 67-70.
- Blumentritt, S., Schmalz, T., Jarasch, R. y Schneider, M. (1999). Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing transtibial amputee knee loads. *Prosthetics and Orthotics International*, 23, 231-238.
- Czerniecki, J., Gitter, A. y Munro, C. (1991). Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet. *Journal of Biomechanics*, 24, 63-75.
- Gauthier-Gagnon, C., Gravel, D., Amand, H., Murie, C. y Goyette, M. (2000). Changes in Ground Reaction Forces during Prosthetic Training of People with Transfemoral Amputations: A Pilot Study. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 12 (3), 72.
- Jones, M., Steel, J., Bashford, G. y Davidson, I. (1997). Static versus dynamic prosthetic weight bearing in elderly trans-tibial amputees. *Prosthetics and orthotics international*, 21, 100-106.
- Kendell, C., Lemaire, D., Dudek, N. y Kofman, J. (2010). Indicators of dynamic stability in transtibial prosthesis users. *Gait & Posture*, 31, 375-379.
- Meyer, G. y Ayalon, M. (2006). Biomechanical aspects of dynamic stability. *Eur Rev Aging Phys Act*, 3, 29-33.
- Miralles, R. y Puig, M. (2000). *Biomecánica aplicada del aparato locomotor*. España: Editorial Masson.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, Estados Unidos de América: Editorial SLACK Incorporated.
- Ros, E. (2013) *La evolución humana-4. Evolución anatómica*. España. Recuperado de <http://evolucionhumana.freehostia.com/contenido.php?contenido=4>
- Runge, C., Shupert, C., Horak, F. y Zajac, F. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait&Posture*, 10, 161-170.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214.
- Yu, E., Abe, M., Masani, K., Kawashima, N., Eto, F., Haga, N. y Nakazawa, K. (2008). Evaluation of Postural Control in Quiet Standing Using Center of Mass Acceleration: Comparison Among the Young, the Elderly, and People With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 1133-1139.