

# Análisis de la marcha en voluntarios con amputación transtibial usando sensores Kinect

V. Castillo Madrigal<sup>1</sup>, R.Q. Fuentes Aguilar<sup>2</sup>  
<sup>1,2</sup>Tecnológico de Monterrey, Escuela de Ingeniería y Ciencias, Zapopan, Jalisco

\*[victor.castillo@live.com](mailto:victor.castillo@live.com), [rita.fuentes@tec.mx](mailto:rita.fuentes@tec.mx)

**Abstract**— This paper presents a gait cycle analysis of transtibial amputees and non-amputees volunteers with the design and implementation of a portable and low-cost motion capture system based on Kinect cameras. For this system, two Kinect sensors and an electric treadmill were used. These elements allowed the quantitative analysis by measuring different biomechanical variables such as step distance, cadence, curvature angles of column and foot, among others. A comparison of gait was made, between using prostheses with a Patellar Tending Bearing (PTB) type socket designed by traditional methods and prostheses with PTB sockets designed with molds from a 3D anatomical model. The results showed that a person without amputation has a 47.41% more stable step and a 57.78% lower angle of curvature of the spine, while a volunteer with a PTB socket made from a 3D design mold is 8.31% faster and presents a 7.83% more stable step than a using a conventional socket. Creating a low-cost motion capture system will allow a greater accessibility of these technologies, leading to a future where ergonomic prostheses based on gait analysis are possible.

**Palabras clave**—Amputación Transtibial, Análisis de Marcha, Kinect.

## I. INTRODUCCIÓN

El ciclo de la marcha corresponde a un proceso mecánico cuya principal función es permitir caminar (Fig. 1).

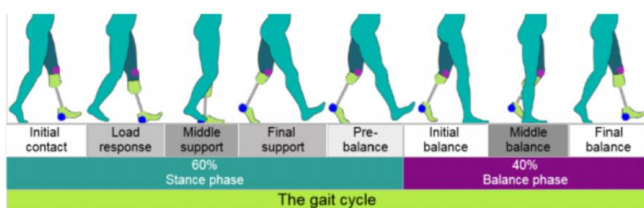


Fig. 1: Ciclo de la marcha. Tomado de [5].

A pesar de que el análisis de este comenzó desde inicios del siglo XVII con Giovanni Alfonso Borelli, no existen suficientes datos como se pensaría [1]. Concretamente, se trata de una serie de movimientos complejos donde las extremidades inferiores participan, se divide en 2 fases: apoyo y balanceo. Donde la fase de apoyo corresponde al 60% del ciclo y el balanceo al 40% restante. La fase de apoyo comienza con el talón tocando el suelo con el pie en

dorsiflexión permitiendo un doble soporte para el cuerpo, posteriormente se carga el peso al posicionar el antepié en el suelo y se estabiliza la pelvis al detener el movimiento (etapa intermedia). Una vez terminada la etapa intermedia se despega el dedo del suelo para comenzar el proceso de pre-balanceo. Posteriormente el balanceo inicial y medio consiste en acelerar al utilizar los músculos flexores de la cadera y dorsiflexores del tobillo. El ciclo finaliza con la extensión de la rodilla para posicionar el pie en el suelo [2]. Una amputación transtibial (Fig. 2a) consiste en un proceso quirúrgico por debajo de la rodilla con el objetivo de remover una porción de la tibia y fíbula. En personas con esta condición, el uso de una prótesis es necesario, y aún con una, su ciclo de la marcha se ve comprometido presentando irregularidades en las variables biomecánicas como zancada, cadencia y ángulos de las articulaciones. Los componentes de una prótesis son: pie, articulación del tobillo, tubo o vástago y socket. Este último es muy importante ya que consiste en el sistema de unión entre la prótesis y el usuario (Fig. 2b), existiendo diferentes tipos, un ejemplo de estos es el *Patellar Tending Bearing* (PTB), analizado en el presente trabajo.

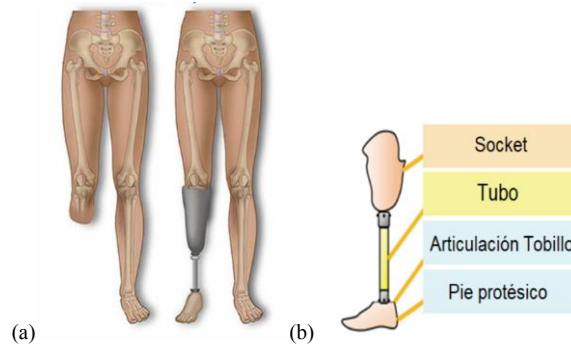


Fig. 2: Componentes de una prótesis transtibial. Modificado de [3]

Diversos artículos han tratado de abordar el tema de análisis de marcha en sujetos con amputación transtibial. Para hacerlo se requiere un sistema de captura de movimiento, que puede basarse en vídeo, imágenes o en nubes de puntos [4], [5], [6]. Incluso hay experimentos con sensores Kinect en Latinoamérica donde se usaron plantillas para recrear el cuerpo de manera tridimensional [7]. Retomando el análisis de marcha en personas con amputación transtibial, existen experimentos relevantes relacionados con sistemas de sensado de presión. En 2013, un experimento en Malasia utilizó transductores del tipo F-socket para el sistema socket-muñón y se creó un nuevo sistema de suspensión [8]. Al crear un sistema de captura basado en sensores Kinect es posible aumentar la accesibilidad de este tipo de tecnologías ya que se trata de sensores más económicos a las cámaras actualmente utilizadas como las del sistema VICON.

Además, se trata de un sistema portable que puede ser utilizado en distintos ambientes y laboratorios por lo que

facilita el acceso a aquellas personas que se les dificulta trasladarse.

## II. METODOLOGÍA

Para la realización de este trabajo es necesario contar con los siguiente:

*Equipo y Software:*

- Kinect v2 para Windows - Configuración de seguimiento corporal y Kinect v1 para Windows - Configuración de seguimiento del esqueleto: ángulo de inclinación de cero grados
- Caminadora *NordicTrack C97OPRO*
- 1 estación de trabajo Windows 10 PC 8GB RAM
- AMD Ryzen 5
- Kinect para Windows Toolkit V1.8 y Kinect SDK
- Microsoft Plataforma SDK
- MATLAB R2018b con paquete de soporte de Adquisición de Imágenes para Kinect de Windows

### A. Participantes

La selección de participantes consistió en 4 voluntarios con amputación transtibial y 3 voluntarios sin amputación, todos de 22 a 59 años. Los participantes con amputación debían cumplir con 100 puntos en el índice de Barthel (capaces de realizar actividades de la vida diaria) y considerados en la clasificación K3 (más allá de simple locomoción) para usuarios de prótesis de acuerdo con la Asociación Americana de prótesis y ortesis. Se realizaron pruebas a voluntarios con 2 tipos de sockets: tradicional PTB y modelo 3D. Un resumen de los voluntarios estudiados se puede observar en la tabla I.

### B. Sistema de Captura de Movimiento

La prueba consistió en una marcha de 10 minutos en una caminadora eléctrica a una velocidad de 1.4 km/h con 2 sensores Kinect en cada lado de esta como se observa en la Fig. 5.

Las pruebas se realizaron en 2 diferentes laboratorios con las mismas condiciones. Los componentes de la marcha analizados son: cadencia, distancia del paso y la zancada, trayectorias de la cadera y pies en el eje Y, la posición del pie en el eje X, ángulos de curvatura de columna y la angulación del pie con respecto al suelo y con respecto a la tibia. El sistema de captura de movimiento consiste en el uso de sensores Kinect v1 y v2, las cuales presentan una resolución de 640x480 píxeles y de 1920x1080 píxeles, respectivamente. Ambas cámaras se sitúan en cada lado de la caminadora a una distancia de 2 y 2.4 metros (Fig. 3). El eje Y corresponde al eje vertical, el eje Z se encuentra longitudinalmente a la caminadora y el eje X es perpendicular al eje Z. El protocolo de captura de movimiento para adquisición de datos consiste en los siguientes pasos:

- Solicitar al voluntario subir al centro de la caminadora y posicionarse de frente a ambos sensores y saludar para

- ser reconocido.
- Una vez los sensores detectan al sujeto, comienza el programa de adquisición de datos en Matlab.
- Después se le solicita encender la caminadora y avanzar durante 10 minutos a una velocidad de 1.4 km/h.
- Finalmente, se detiene la captura de datos y la caminadora y se procesan los datos en la computadora.

TABLA I  
Información de voluntarios

Sujeto ID	Edad	Estatura	Amputado o no amputado	Individual o doble	Derecha o izquierda	Tipo de socket	Materiales
NA1-23	23	175 cm	No amputado	X	X	X	X
NA2-22	22	173 cm	No amputado	X	X	X	X
NA3-22	22	175 cm	No amputado	X	X	X	X
A1-ST-59	59	180 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Derecha	PTB (antiguo)	Plástico /Silicon/Poliuretano
A1-SC-59	59	180 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Derecha	PTB (actual)	Plástico /Silicon/Poliuretano
A2-SC-56	56	176 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Derecha	PTB	Plástico /Silicon/Poliuretano
A2-SD-56	56	176 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Derecha	PTB a partir de molde de modelo anatómico 3D	Plástico /Silicon/Poliuretano
A3-SC-43	43	165 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Izquierda	PTB	Plástico /Silicon/Poliuretano
A3-SD-43	43	165 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Izquierda	PTB a partir de molde de modelo anatómico 3D	Plástico /Silicon/Poliuretano
A4-SC-29	29	1.76 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Derecha	PTB	Plástico /Silicon/Poliuretano
A4-SD-29	29	1.76 cm	Amputado (transtibial)	Individual	Derecha	PTB a partir de molde de modelo anatómico 3D	Plástico /Silicon/Poliuretano

\*NA: Voluntario no amputado, A: Voluntario Amputado, ST: Socket Tradicional PTB, SC: Socket Convencional PTB (uso actual), SD: Socket de modelo 3D.

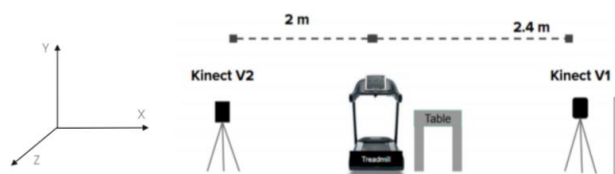


Fig. 3: Espacio de trabajo y su eje de coordenadas.

### C. Procesamiento de los Datos

La información de los sensores Kinect nos brinda la posición del cuerpo en X, Y & Z, a partir de esos datos se calcula cada variable en Matlab. Para la distancia del paso se utilizó la posición del pie en el eje X en el inicio y final del ciclo de marcha, de esta manera se registra la diferencia de ambos valores en metros y se suman paso derecho e izquierdo para obtener la distancia total de zancada. Para la cadencia se creó una función contadora de pasos tomando en cuenta los valores pico de la posición en X del pie y dividiendo el valor sobre 60, de esta manera se registra la velocidad en pasos por minutos. Para el análisis de la curvatura de columna se usó una relación de posición entre la cabeza y base de la columna usando operaciones trigonométricas. El análisis del ángulo del pie se realizó usando 2 diferentes referencias, el suelo y la tibia, y calculando el ángulo del vector que se encuentra entre la articulación del tobillo y el suelo. Mientras que para la

segunda referencia se consideran 3 diferentes articulaciones: rodilla, tobillo y pie y el ángulo entre ambos vectores. La representación gráfica de los ángulos se puede visualizar en la Fig. 4.

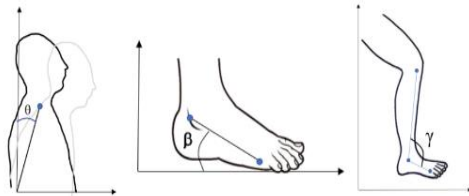


Fig. 4: Representación gráfica de los ángulos de curvatura de columna y pie.

### III. RESULTADOS Y DISCUSIONES

En esta sección se encuentran presentadas tablas con valores promedios de las variables biomecánicas analizadas, así como gráficas con la información con respecto al porcentaje del ciclo de la marcha obtenidas automáticamente mediante la herramienta generadora de reportes de Matlab. El espacio de trabajo se colocó en dos laboratorios diferentes. Algunas fotografías del acomodo de las cámaras Kinect y la caminadora se muestran en la Fig. 5.

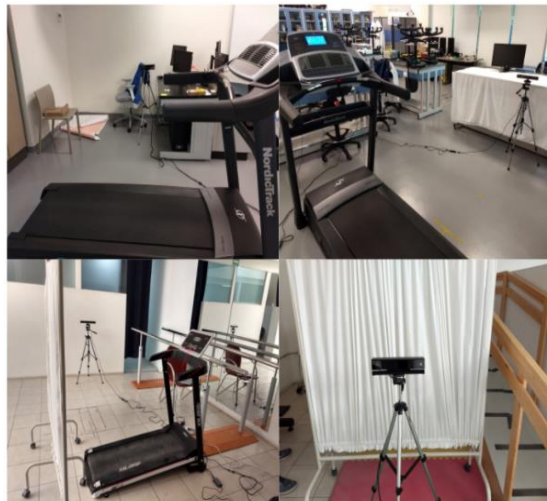


Fig. 5: Espacio de trabajo recreado en 2 diferentes laboratorios.

#### A. Comparativa entre amputado y no amputados

Es posible observar en la tabla II que los voluntarios no amputados son 1.45% más veloces que los voluntarios sin amputación. Además, los voluntarios no amputados presentan comportamientos lineales, coincidiendo con la tendencia lineal del paso, presentando un 47.41% menor variación en cada paso, por lo que su paso es más estable que en los voluntarios con amputación. Es posible observar en la Fig. 6 que los voluntarios no amputados (magenta, amarillo y negro) tienen un 57.78% menor curvatura de la columna la cual es deseable que sea menor a los 15°. En

cuanto al rango del movimiento del pie no se presenta una diferencia mayor al 5%.

#### B. Comparativa entre socket PTB tradicional y socket PTB a partir de modelo anatómico 3D.

En la tabla II se puede apreciar que los voluntarios que utilizan el PTB socket a partir de tecnología 3D son 8.31% más rápidos que cuando están usando su socket tradicional, lo que les permite tener mayor autonomía. También la variación del pie con respecto al eje X es 7.83% menor en el socket a partir de modelos 3D que en los sockets tradicionales. Pero se reporta un incremento del 6.67% en la curvatura de la columna (tabla III, por lo que se trata de un aspecto de mejora para estos sockets fabricados a partir de moldes 3D de modelos anatómicos). En general el socket PTB a partir de modelos 3D presenta un mayor rango de movimiento del pie de un 6.44% en comparación con el uso del socket tradicional. Es importante aclarar que un mayor rango de movimiento es deseable puesto que se acerca al rango de movimiento de dorsiflexión y flexión plantar que es de 20° y 30° respectivamente [9]. Por lo tanto, ángulos entre 0° y 50° son esperados para el caso del ángulo del pie con respecto a la tibia y no deben ser mayores a 90° para el caso del pie con respecto al piso.

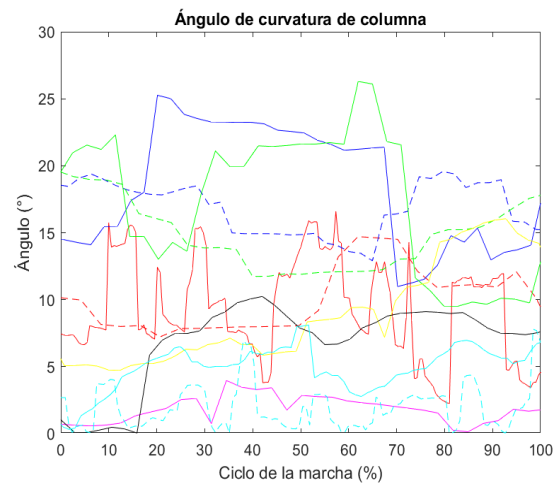


Fig. 6: Gráfica del ángulo de curvatura de columna con respecto al porcentaje del ciclo de la marcha. A1-ST-59 (línea roja), A1-SC-59 (línea roja punteada), A2-SC-56 (línea azul), A2-SD-56 (línea azul punteada), A3-SC-43 (línea verde), A3-SD-43 (línea verde punteada), A4- SC-29 (línea cian), A4-SD-29 (línea cian punteada) NA1-23 (línea magenta), NA2-22 (línea amarilla), NA3-22 (línea negra).

TABLA II

Valor promedio de paso, zancada, cadencia y posición del pie en eje X.

ID Sujeto	Distancia paso derecho (m)	Distancia paso izquierdo (m)	Zancada (m)	Cadencia (pasos/min)	Posición de pie derecho en eje X (m)	Posición de pie izquierdo en eje X (m)
NA1-23	0.4206	0.4260	0.8466	60.8571	0.1813	0.4422
NA2-22	0.4768	0.3582	0.8350	61.5000	0.2329	0.4224
NA3-22	0.5475	0.5458	1.0933	69.6207	0.3600	0.3200
Promedio de no amputados	0.4816333	0.4433333	0.9249666	63.9926	0.25806667	0.39486667
Desviación estandar	0.0635879	0.0949935	0.1458962	4.8846660	0.0919698	0.06558791
A1-ST-59	0.3640	0.4216	0.7856	45.1000	0.9826	0.5309
A1-SC-59	0.4064	0.4587	0.8651	44.9143	1.1126	0.4473
A2-SC-56	0.4777	0.4889	0.9603	72.2	0.9098	0.4429
A2-SD-56	0.4381	0.4663	0.9045	88.3000	0.8201	0.4437
A3-SC-43	0.3985	0.4635	0.8619	88.0000	0.6134	0.6771
A3-SD-43	0.3970	0.5010	0.8980	54.8000	0.5979	0.5401
A4-SC-29	0.4540	0.5019	0.9559	63.8000	0.6339	0.6076
A4-SD-29	0.4580	0.5171	0.9752	62.4000	0.8143	0.6180
Promedio amputados	0.4242125	0.477375	0.9008125	64.939287	0.810575	0.53845
Desviación estandar	0.0385952	0.0308111	0.0634619	17.051962	0.18749651	0.09008659

TABLA III

Valores promedio de los ángulos de curvatura de columna de cada voluntario

Sujeto ID	Ángulo de curvatura de columna inicial (°)	Ángulo de curvatura de columna medio (°)	Ángulo de curvatura de columna final (°)	Ángulo de curvatura de columna máximo (°)
NA1-23	2.0536	1.3722	0.9857	7.0161
NA2-22	4.0377	3.3736	2.6601	10.9982
NA3-22	2.9448	1.5339	1.6767	9.0563
Promedio no amputados	3.01203333	2.09323333	1.77416667	9.02353333
Desviación estandar	0.99375724	1.11177373	0.84144439	1.9912522
A1-ST-59	5.9627	4.5693	3.5863	14.1281
A1-SC-59	12.9868	6.2993	3.6560	16.6343
A2-SC-56	19.7952	9.6990	5.4365	22.3810
A2-SD-56	17.1486	8.4423	5.6847	21.2198
A3-SC-43	10.2050	5.3402	3.9081	16.7718
A3-SD-43	15.5215	7.2512	5.5246	19.7573
A4-SC-29	3.9597	1.8126	1.6184	7.4131
A4-SD-29	2.5670	1.2888	1.1451	6.9314
Promedio amputados	11.0183125	5.5878375	3.8199625	15.6546
Desviación estandar	6.39460943	2.97982386	1.73564502	5.8749194

IV. CONCLUSIONES

Se puede concluir que un sistema de captura basado en sensores Kinect puede ser usado para analizar el ciclo de marcha, así como que se trata de un sistema económico y portable. Los resultados nos muestran que la cadencia no se ve afectada entre voluntarios no amputados y amputados puesto que no es mayor a 5%. Un voluntario no amputado presenta una mayor estabilidad y postura. Usar técnicas de diseño 3D para la fabricación de moldes basados en estructuras anatómicas de los pacientes puede aumentar la posibilidad de la creación de diseños más ergonómicos y mejores prótesis para amputados transtibiales ya que siguen una forma más realística del muñón del usuario. Aún hay aspectos de mejora en el diseño de moldes a partir de modelos 3D como lo es reducir la curvatura de columna.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Grupo de Investigación con Enfoque Estratégico en Robótica y al Laboratorio de Biomecatrónica del Tecnológico de Monterrey, a Gisel Sánchez por sus aportaciones, a los voluntarios por su disposición y confianza, así como a la empresa Proactible por brindarnos sus instalaciones para corroborar la portabilidad del sistema.

REFERENCIAS

[1] Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & posture*, 26(3), 331-342.

[2] Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2018). *Clinically oriented anatomy*. Wolters kluwer india Pvt Ltd.

[3] Gallardo Riquelme, S. F. (2018). Diseño y fabricación de socket transtibial para prótesis de extremidad inferior.

[4] Torres Pérez, Y. (2004). *Evaluación cuantitativa en prótesis de miembro inferior unilateral* (Master's thesis, Uniandes).

[5] Ibarra Aguila, S., Sánchez, G. J., Sauvain, E. E., Alemon, B., Fuentes-Aguilar, R. Q., & Huegel, J. C. (2020). Interface Pressure System to Compare the Functional Performance of Prosthetic Sockets during the Gait in People with Trans-Tibial Amputation. *Sensors*, 20(24), 7043.

[6] Agrawal, S. K., Vashista, V., Jiyeon, K. A. N. G., & Jin, X. (2019). *U.S. Patent No. 10,406,059*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[7] Ochoa, C. O., Valencia, J. V., Córdova, J. L., López, A. O., & Ortiz, M. M. (2011). Análisis de marcha mediante plataforma Kinect. *La Investigación y las Aplicaciones en Ciencias de la Computación. FCC-BUAP. Puebla, México*, 17-21.

[8] Eshraghi, A., Osman, N. A. A., Gholizadeh, H., Ali, S., Sævarsson, S. K., & Abas, W. A. B. W. (2013). An experimental study of the interface pressure profile during level walking of a new suspension system for lower limb amputees. *Clinical Biomechanics*, 28(1), 55-60.

[9] Radtka, S. A., Oliveira, G. B., Lindstrom, K. E., & Borders, M. D. (2006). The kinematic and kinetic effects of solid, hinged, and no ankle-foot orthoses on stair locomotion in healthy adults. *Gait & posture*, 24(2), 211-218.