

Analysis of the lower limb kinematics through a GUI for prosthesis design

Didia Carrillo-Hernández
Posgrado Interinstitucional en
Ciencia y Tecnología
CIATEC A.C.
León, Guanajuato, México
dcarrillo.picyt@ciatec.mx

Israel Miguel-Andrés
Departamento de Biomecatrónica
CIATEC A.C.
León, Guanajuato, México
imiguel@ciatec.mx

Javier Cruz-Salgado
Departamento de Investigación y
proyectos
UPB
León, Guanajuato, México
jcruzs@upbicentenario.edu.mx

Abstract— Several studies for active prosthetic equipment have been developed in order to improve the quality of life of patients. Health sector statistics show that there is constantly an increase in patients suffering from limb amputations due to various causes, which is why the demand for prosthetic elements is more than the health sector can cover. The present work allows us to analyze the characteristics of the kinematics of the lower limbs of the human body, such as the range of movement and angular speed in the knee and ankle joints, necessary features to develop the intelligent control systems. This allows the patient to control the movements granted by the prosthetic equipment and recover lost mobility, eliminating motor problems caused by bad postures and also, recovering self-esteem and decreasing psychological problems caused by the loss of one or more limbs.

Keywords—Ankle joint, Knee joint, Movements, Speed, Prosthesis.

I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad en el país el número de pacientes amputados mantiene un incremento anual con más de 27 mil casos de amputaciones de miembros superiores e inferiores, las principales causas son: traumatismos, problemas congénitos o cáncer y vasculares[1]. En los últimos años se han desarrollado equipos protésicos activos con la finalidad de mejorar la calidad de vida del paciente, sin embargo, debido a diversos factores como mecanismos pesados y ruidosos, tiempos de respuesta de los actuadores inadecuados y alineaciones ineficientes que provocan poca movilidad y limitan al paciente a adaptarse a un equipo protésico, no se comprueba si el paciente mejora o recupera su vida cotidiana, esto último con el fin de verificar la funcionalidad que otorga la prótesis activa[2]–[4]. Uno de los desafíos que se presenta en el desarrollo de las prótesis activas, es el diseño de un modelo matemático y entorno gráfico que emule el movimiento del cuerpo humano, es decir, que permita recrear, simular y analizar movimientos durante el ciclo de marcha de cualquier

persona[5]. Esto con la intención de desarrollar mejores elementos como exoesqueletos, prótesis, órtesis, etc.

En el presente trabajo se desarrolló una interfaz gráfica que tiene como objetivo analizar los parámetros de la cinemática de las extremidades inferiores para obtener los rangos de movimiento y la velocidad angular en las rodillas y tobillos, que permitan mejorar los diseños del sistema de control de equipos protésicos para miembros inferiores.

II. MARCO TEÓRICO

A. Antecedentes

Una limitación significativa de las tecnologías convencionales en prótesis es su incapacidad para proporcionar una salida de potencia positiva neta en las articulaciones. Esta limitación se traduce en la incapacidad de la prótesis para restaurar la funcionalidad normal de la pierna y, en consecuencia, en el amputado provoca problemas clínicos asociados con la falta de movilidad y la fatiga de la locomoción [6]. Y en ocasiones el propio diseño de la prótesis provoca inestabilidad debido a la falta de alineación [7]. Actualmente las prótesis electrónicas reflejan una mejor calidad de vida para el paciente, estos avances tecnológicos tratan de crear prótesis con las características propias que definen a una persona [8].

B. Datos estadísticos presentados por el Sector Salud

El Sistema de Salud de México presenta encuestas de diferentes instituciones donde se atienden pacientes con amputaciones desde su operación quirúrgica hasta su rehabilitación.

El INEGI reporta que el número de amputados en el 2010 eran 785 000, los datos a 2014 muestran que hay cerca de 900 mil amputados en México, siendo realizadas de 75 a 78 amputaciones diarias, reporte realizado por la Academia Nacional de Cirugía; la mayor parte de este universo de discapacitados tienen alguna incapacidad e incluye personas de todas las edades, el 81% de este universo está representado por amputaciones provocadas por enfermedades vasculares, el 16% representa amputaciones traumáticas y el 3% amputaciones por

Identify applicable funding agency here. If none, delete this text box.

malformaciones. Por otra parte, se sabe que sólo 1 de cada 10 personas con miembros amputados se rehabilita, y que sólo el 30% de los rehabilitados saben usar la prótesis [1]. Esta es la población que se debe atender para lograr su rehabilitación.

Las instituciones públicas de salud como el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), DIF, CRIT, etc.[1], regularmente otorgan una prótesis de tipo pasiva principalmente por el alto costo que presenta la fabricación de una prótesis de tipo activa donde los costos se elevan alrededor de 600 mil pesos[9] sin considerar los costos que conlleva la rehabilitación del paciente ya que es un proceso largo, tedioso y complicado donde además de fortalecer su musculatura se debe de fortalecer al paciente para que no abandone la prótesis porque no sienta el beneficio [10], [11].

III. METODOLOGÍA

A. Protocolo experimental

Se realizó el estudio de la cinemática de miembros inferiores durante del ciclo de marcha de un joven adulto considerando que el participante cumpliera con las siguientes características:

- Sexo Masculino
- Edad 20-29 años
- Sin intervención quirúrgica en la zona
- Sin esguinces o fracturas en la zona
- Sin problemas de motricidad

B. Materiales y Equipos

Las mediciones se obtuvieron a partir de un sistema de visión VICON, que se encarga de tomar las coordenadas de cada marcador durante el desplazamiento del ciclo de marcha y el procesamiento de las señales se realizó en el software de Matlab.

C. Desarrollo experimental

El participante realizó la prueba con las siguientes indicaciones: se deberá caminar en una superficie de 2 metros de ida y vuelta como cotidianamente lo realiza. A continuación, se colocaron 16 marcadores en las protuberancias óseas de la cintura a los pies del participante y, por medio del sistema de visión VICON, se obtuvieron las coordenadas globales X, Y y Z de cada marcador como se muestra en la Fig.1.

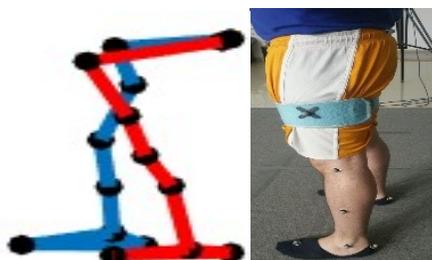


Fig.1 Marcadores del sistema VICON

Procesamiento de datos: El archivo que se genera en el sistema de visión VICON, contiene la orientación de cada marcador, es decir, las coordenadas X, Y y Z.

D. Creación y diseño de la interfaz

Para poder determinar los rangos de movimiento y velocidad angular de miembros inferiores en una persona, se desarrolló una interfaz gráfica en el software Matlab R2015a versión 8.5.0.197613 para determinar las características propias de una persona, parámetros necesarios para el diseño de sistemas de control en una prótesis. Esta interfaz consta de cuatro secciones: Adquisición de datos, Análisis de Rodillas, Análisis de Tobillos y Velocidades angulares.

La sección de Adquisición de datos permite cargar el archivo con la información necesaria para el análisis y realiza una simulación del movimiento realizado por el participante.

La sección de Análisis de Rodillas determina los rangos de movimiento de la rodilla izquierda y derecha, representados por medio de una gráfica, además promedia los ciclos de marcha realizados en el transcurso de la prueba.

La sección de Análisis de Tobillos determina los rangos de movimiento del tobillo izquierdo y derecho, representados por medio de una gráfica.

La sección de Velocidades angulares determina de manera individual las velocidades de cada miembro y lo representa por medio de una gráfica.

Con la información generada por el sistema de visión VICON, en la interfaz GUI se determina la distancia existente en cada eje del sistema coordenado, a partir de 3 marcadores, con intención de formar un triángulo y por medio de la ley de cosenos determinar el ángulo que genera el marcador, por ejemplo, para determinar el rango de movimiento del tobillo se utilizan tres marcadores, dos marcadores están ubicados en el tobillo y el tercer marcador está ubicado en el segundo metatarso del pie, el cual es el que representa el rango de movimiento del tobillo.

IV. RESULTADOS

El procesamiento de las señales que se obtuvieron en la prueba realizada, fueron analizados en la interfaz GUI desarrollada en el software de Matlab, donde se obtuvieron los rangos de movimiento y velocidad angular de rodillas y tobillos como se muestra en la Fig.2. La interfaz Gait – Kinematics analiza los datos generados por el sistema VICON, determinados a partir de marcadores ubicados en la pierna derecha, izquierda y en la cadera; 16 marcadores en total distribuidos como se indica en el manual de uso del software VICON.

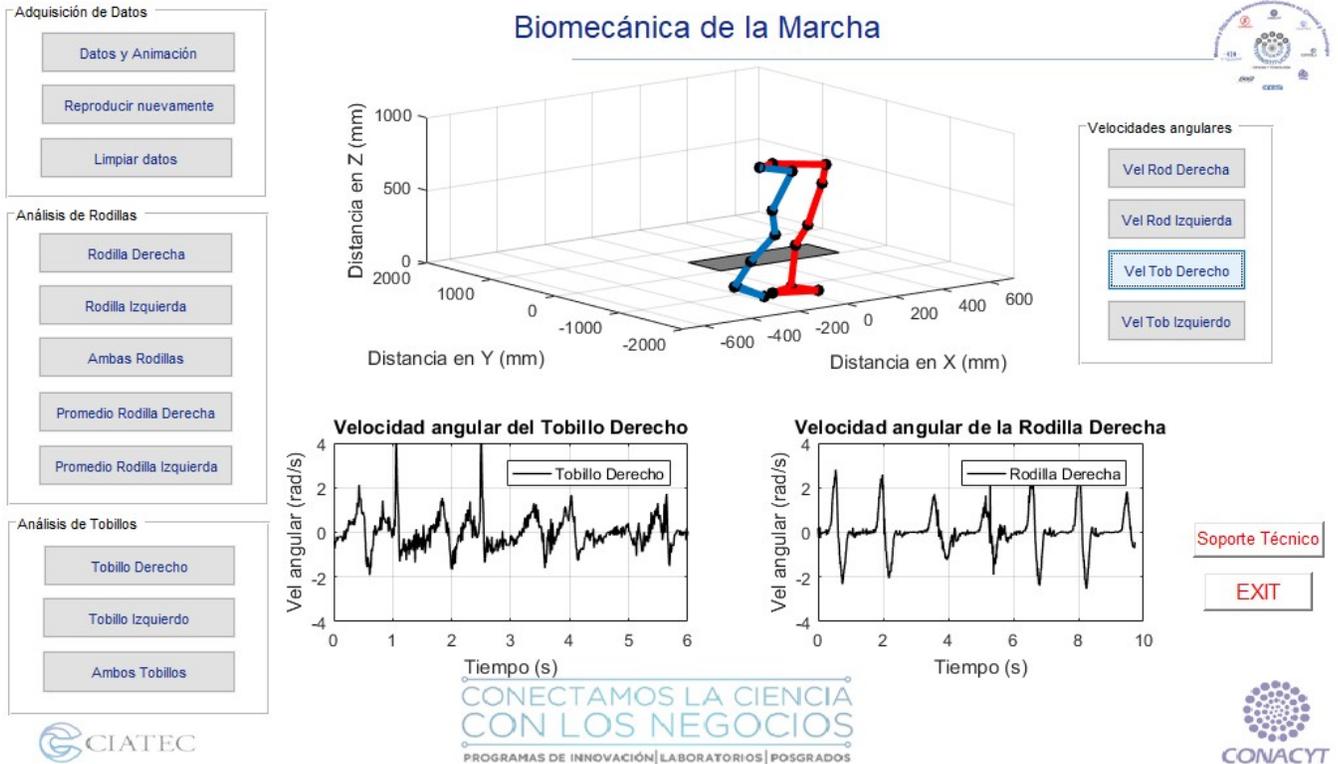


Fig.2 Interfaz GUI Gait-Kinematics 1.0

Se puede observar que los rangos de movimiento en tobillo (Fig.3) y de la rodilla (Fig.4) corresponden a lo que se presenta en las investigaciones ya desarrolladas [4] y que son confiables para la creación de sistemas de control..



Fig.3 Rango de movimiento del Tobillo Derecho

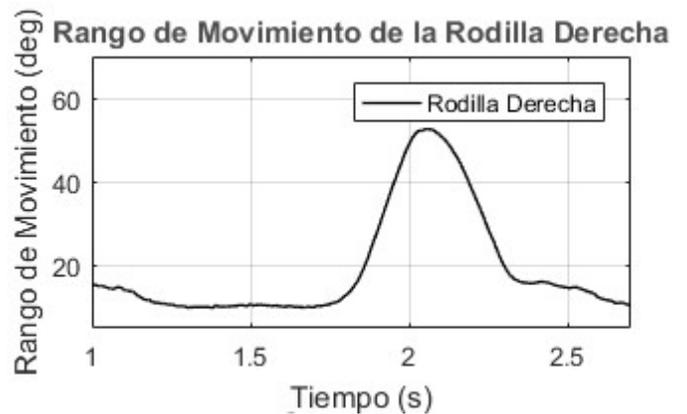


Fig.4 Rango de movimiento de la Rodilla Derecha

Así mismo, se compararon los rangos de movimiento generados en el software de VICON y los obtenidos en la GUI. Para el caso de VICON, se obtuvo un promedio de $45.72^\circ \pm 1.45^\circ$ en la rodilla izquierda y $46.91^\circ \pm 0.34^\circ$ en la rodilla derecha. La interfaz obtuvo un promedio de $46.53^\circ \pm 1.17^\circ$ en la rodilla izquierda y $47.1^\circ \pm 0.52^\circ$ en la rodilla derecha. El coeficiente de variación para el software de VICON fue de 3.18% en rodilla izquierda y 0.73% en rodilla derecha y para la GUI fue de 2.52% en rodilla izquierda y 1.12% en rodilla derecha.

REFERENCIAS

Finalmente, el análisis de los datos mostró que la diferencia de los resultados obtenidos entre la GUI y VICON, no fue significativa, por lo que se puede concluir que la GUI es una herramienta útil para el procesamiento de la información sin depender directamente del software VICON.

Adicional a los rangos de movimientos de rodillas y tobillos, la interfaz permite calcular la velocidad angular de tobillos (Fig.5) y rodillas (Fig.6), información necesaria para determinar el actuador adecuado para el mecanismo de una prótesis.



Fig.5 Velocidad angular de la rodilla izquierda

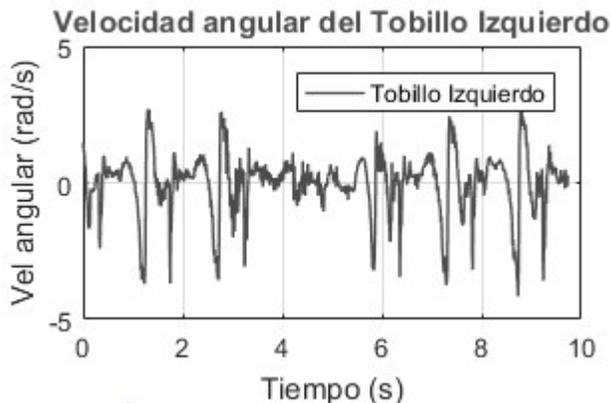


Fig.6 Velocidad angular del tobillo izquierdo

Los resultados de este desarrollo determinaran las características de selección de componentes para el diseño y fabricación de equipos protésicos de miembros inferiores.

- [1] E. Vazquez Vela, M. Hajar Medina, R. P. L, I. G. Espinosa Jove, and X. Rojas, "Los amputados, un reto para el Estado," *Acta la Sesión la Acad. Nac. Med.*, 2015.
- [2] J. C. Delgado, C. M. Bravo, and I. C. Escobar, "Diseño y construcción de una prótesis mioelectrónica transtibial activa," 2015.
- [3] O. U. Á. Maldonado, K. E. D. L. Segura, J. C. M. Aguilar, R. V. Tapia, G. Badillo, and G. G. Mora, "Prótesis Automatizada de Tobillo y Pie Controlada por Señales Electromiográficas," pp. 336–339.
- [4] T. Garikayi, "Development of a robust myoelectric control architecture for lower limb robotic prosthetic applications," 2018.
- [5] F. Martinez, A. Claudio, S. Vergara, J. M. Rodriguez, and A. Olmos, "Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores," *Congr. Anu. 2010 la Asoc. México Control Automático*, 2010.
- [6] E. C. Martinez Villalpando, "Design and evaluation of a biomimetic agonist-antagonist active knee prosthesis," p. 102, 2012.
- [7] E. S. Neumann, "State of the Science Review of transtibial Prosthesis."
- [8] L. C. Díaz Montealegre, "Prótesis electrónicas: Una nueva esperanza para mejorar la calidad de vida de las personas," *Inf. técnico, ISSN 0122-056X, ISSN-e 2256-5035, Vol. 80, N°. 2, 2016, págs. 169-177*, vol. 80, no. 2, pp. 169–177, 2016.
- [9] A. J. Doberti Martínez, "Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales," p. 86, 2015.
- [10] G. P. Arredondo, "Amputaciones en un hospital general en pacientes con pie diabético análisis de tres años," 2013.
- [11] D. E. Gutiérrez, L. L. García, J. G. Sánchez, and G. E. Gutiérrez, "Amputación del miembro inferior por pie diabético en hospitales de la costa norte peruana," vol. 20, no. 3, pp. 138–144, 2003.