



Prótesis Automatizada de Tobillo y Pie Controlada por Señales Electromiográficas

O. U. Álvarez Maldonado¹, K. E. De León Segura¹, J. C. Montalvo Aguilar¹, R. Vázquez Tapia¹, G. González Badillo², G. Guerrero Mora².

¹Estudiante de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Rioverde, San Luis Potosí, México

²Profesor investigador, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Rioverde, San Luis Potosí, México

Resumen— Las prótesis son extremidades artificiales cuyo objetivo es reemplazar la falta total o parcial de un órgano o miembro. Particularmente, el desarrollo de prótesis de pie es importante ya que gracias a estas se puede devolver movilidad a la persona. El presente trabajo muestra el desarrollo de un prototipo de prótesis de tobillo y pie que se controla a través de la actividad muscular de la pierna (electromiograma). La lectura de las señales mioeléctricas y el control de la prótesis, se implementaron en el microcontrolador ATmega de la plataforma Arduino, mediante el cual se predicen factores tales como la posición del pie cuando se realiza un paso y el torque necesario para impulsar al siguiente paso.

Palabras clave— Amplificador de instrumentación, Butterworth, Electromiograma (EMG), Filtro activo, Manufactura Asistida por Computadora (CAD).

I.- INTRODUCCIÓN

La pérdida de una extremidad es una discapacidad importante. Desde la antigüedad, el ser humano se ha visto en la necesidad de reemplazar partes del cuerpo perdidas a causa de un accidente, se fabricaban miembros artificiales eran con el objetivo de cubrir la acción ejecutada por el miembro perdido. A estos artefactos se les conoce como prótesis, de entre las más conocidas se encuentran las prótesis de los pies.

Desafortunadamente, la tecnología protésica de hoy está muy lejos de realizar reemplazos de miembros artificiales completamente funcionales [1]. Aunque se cuentan con diferentes modelos de mecanismos cada uno permite reducir el esfuerzo y permitir cierta movilidad, todavía persisten problemas locomotores básicos.

Por ejemplo, en comparación con las personas intactas, los amputados caminantes requieren un 10 a 60 por ciento más de energía metabólica dependiendo de la velocidad de la marcha, el nivel de aptitud física y las características de la intervención protésica [2].

Las prótesis comercialmente disponibles comprenden estructuras de muelles que almacenan y liberan energía elástica a lo largo de cada periodo de postura de marcha. La mayoría de los pies protésicos son de “respuesta dinámica”, esto significa que el pie tiene una parte central deformable (que se comporta como resorte) que provee una sensación más intuitiva al caminar. Este tipo de diseño es llamado también como ESAR (Energy Storage and Return) [3].

La investigación y desarrollo en esta área están abriendo el paso de las prótesis clásicas a productos avanzados, haciendo uso de sensores y nuevos materiales. Los sensores pueden ser invasivos o no invasivos, en los sensores invasivos se ocupan cirugías para implantarlos, pero permiten una recepción de señales por parte del sistema nervioso más precisa, en cuanto a los no invasivos la señal es menos fuerte pero su uso es amigable. Otros factores que se deben tomar en cuenta en el diseño de prótesis son el tiempo de respuesta y la biocompatibilidad.

La prótesis desarrollada por John Fox y el Dr. Douglas Murphy hace uso de siete electrodos colocados en la cabeza, de donde se obtienen las señales que operan la prótesis del pie, este método de recopilación de señales no invasivo permitió al paciente reducir los esfuerzos en cuanto a la operación de prótesis [4].

El propósito de este trabajo es desarrollar una prótesis de tobillo y pie, basada en un control mioeléctrico a través de la actividad muscular de la pierna. Este prototipo está fundamentado en el movimiento natural realizado al caminar el tobillo y trata de asemejar el ciclo que se realiza al momento de realizar un paso.

II.- METODOLOGÍA

Para la realización del proyecto se definieron las etapas mostradas en la Fig. 1. Se inicia con el diseño de la prótesis para continuar con la construcción del prototipo. La siguiente etapa consiste en la adquisición y acondicionamiento de las señales electromiográficas, que se evaluarán en el sistema de control en lazo cerrado que se implementa en el Arduino uno. Cada una de las etapas se describe a detalle a continuación.

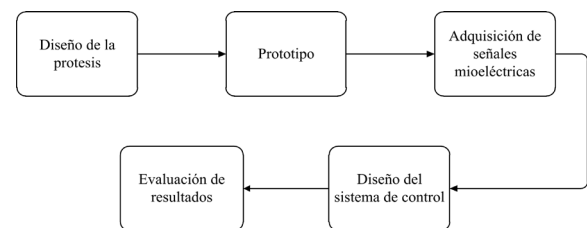


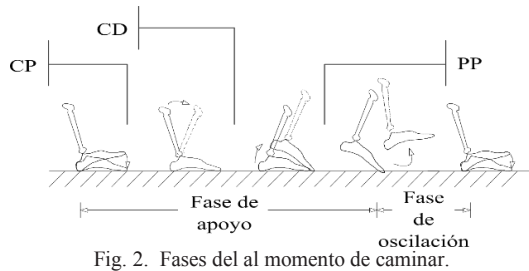
Fig. 1. Etapas del proyecto.

A. Diseño de la prótesis

El diseño conlleva grandes retos de ingeniería, dentro de los cuales los principales son [5] [6]:

- La dificultad de la construcción una prótesis de tobillo-pie que tengan el tamaño y el peso ideal para el sujeto, además de proporcionar una potencia instantánea suficientemente grande para poder impulsarlo.
- No está claro qué tipo de estrategia de control protésico es eficaz para mejorar la locomoción de los amputados.

La biomecánica del tobillo-pie humano normal se puede representar en un ciclo al caminar a nivel del piso, está dado típicamente, empezando por el golpe de talón del pie y finalizando en el siguiente golpe de talón del mismo pie [7]. Las principales subdivisiones del ciclo son la fase de apoyo (60% del ciclo) y la fase de oscilación (40% del ciclo). La fase de oscilación (SW) representa la parte del ciclo de andar cuando el pie está fuera del suelo. La fase de apoyo comienza en el golpe del talón cuando el talón toca el suelo y termina en despegue de los dedos cuando el mismo pie se eleva desde la superficie del suelo. De la fase de apoyo del ciclo se puede dividir en tres subfases [8]: *Controlled Plantar Flexion* (CP), *Controlled Dorsiflexion* (CD), y *Powered Plantar Flexion* (PP), en la Fig. 2 se representan todas las fases.



Especificaciones de diseño: Para el diseño es necesario representar la gráfica mostrada en la Fig. 3, de la forma más precisa con partes mecánicas.

- En la fase de oscilación, el comportamiento deseado es sólo para volver a colocar el pie en una posición de equilibrio.
- Para el control de la fase de apoyo, se cree comúnmente que la mejor manera es dejar que la prótesis mimitice la "rigidez cuasiestática", es decir, la pendiente de la curva de torque-ángulo del tobillo medida durante el apoyo. La imitación de la curva de rigidez cuasiestática de un tobillo al momento de caminar es el objetivo principal del control de la fase de apoyo.
- Una curva de rigidez cuasiestática típica se puede descomponer en dos componentes principales: un operador elástico capaz de almacenar energía el cual varía de manera similar al tobillo humano normal en CP y CD, y una fuente de par que proporciona trabajo de red positivo durante la fase de postura tardía.

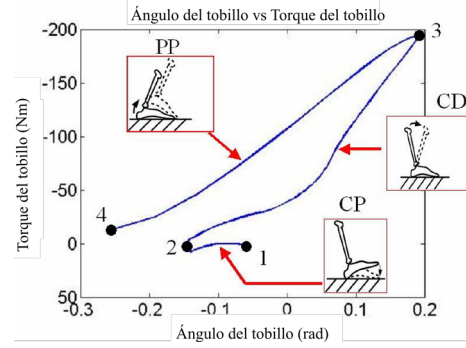


Fig. 3. Características típicas del torque angular del tobillo para una persona de 75 kg que camina a una velocidad auto-seleccionada de 1,25 m/s

Se observa que las prótesis pasivas convencionales sólo proporcionan el comportamiento del muelle pero no proporcionan la función de la fuente de par para propulsar el cuerpo durante PP [9].

El diseño CAD realizado está basado en el movimiento natural del tobillo que realiza una persona normalmente al caminar y a las diferentes fases que se producen durante este proceso. Este diseño es de un solo grado de libertad, el cual consiste en una junta de revoluta, como se muestra en la Fig. 4.

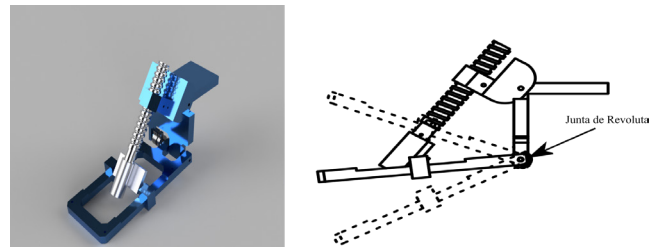


Fig. 4. Modelo CAD del prototipo.

B. Prototipo

En la Fig. 5 se puede observar el prototipo realizado en base al modelo CAD.



Fig. 5. Vista del prototipo.

Como se mencionó previamente se necesita de un operador elástico para poder imitar las secciones CD y CP, en nuestro caso este operador es goma elástica, para poder imitar el comportamiento de la curva de la Fig. 3 en la sección PP se implementó un sistema de transmisión que consiste en una varilla roscada acoplada a un motorreductor, el cual al momento de accionarse este último se desliza a través de la

sección que representa el pie, además de que esta sección gira debido al movimiento de la varilla roscada, asemejando el tobillo.

C. Electromiograma

El EMG es la principal herramienta para el estudio de la actividad eléctrica muscular tanto en el área clínica para la detección de neuropatologías musculares. Las señales electromiográficas tiene una amplitud típica entre 0-6 mV, y la frecuencia útil está en el rango de 0-500 Hz con la mayor cantidad de energía concentrada entre los 50 -500 Hz [10].

La adquisición y el acondicionamiento de la señal de EMG se realizaron mediante una serie de etapas como se muestra en la Fig 6.

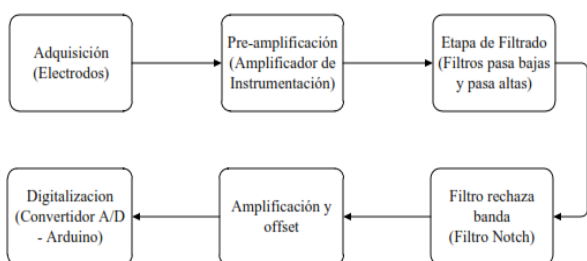


Fig. 6. Adquisición y acondicionamiento de la señal de electromiograma

Para la adquisición se utilizaron electrodos de superficie de cloruro de plata los cuales constan de una película de metal altamente conductora, plata (Ag), conectada con su sal (AgCl). La señal pre-amplificada se hizo pasar a través de una serie de filtros para eliminar para eliminar el ruido característico del contacto entre el electrodo y la piel (que aparece en la banda de 0-20 Hz), el ruido de los cables y el ruido proveniente de las lámparas fluorescentes y otros dispositivos que emiten ruido o generan campos electromagnéticos (con una frecuencia de 60Hz) [11]. Durante las etapas de filtrado la señal mioeléctrica sufre una pérdida de energía por lo que se aplica una etapa de amplificación. Finalmente, la digitalización de la señal se implementó en el microcontrolador ATmega de la plataforma Arduino el cual posee una resolución de 10 bits. Este

microcontrolador cuenta con 6 canales analógicos pero solamente un convertidor A/D por lo que se utilizó una frecuencia de muestreo de 3KHz y se multiplexó el convertidor para permitirle transformar 2 señales de manera casi simultánea brindando una frecuencia de muestreo de 1.5KHz para cada una, evitando de esta manera el efecto de aliasing respetando el teorema de Nyquist.

D. Sistema de Control

En la Fig. 7 se puede muestra en general un diagrama de bloques del sistema. La salida del microcontrolador controla al actuador vía PWM (Modulado por Ancho de Pulso), esta toma valores entre -255 y 255, en donde el signo solo indica el giro del actuador. Como entrada tiene el sensor y la señal del EMG, la cual es procesada por el microcontrolador en donde se recolectan 100 muestras de dicha señal esto con la finalidad de evitar falsos positivos de picos de voltajes que no representaran contracciones musculares voluntarias y al mismo tiempo para poder tener una respuesta rápida del sistema, el sensor que retroalimenta la posición es del tipo resistivo rotatorio. El sistema se sintonizo vía experimental por la complejidad del modelo, y aplicando un control proporcional como la mejor respuesta del sistema.

III.- RESULTADOS

Al realizar las pruebas con el EMG se observó que los filtros activos rechazaban bandas de frecuencia diferentes de los 20 – 500 Hz, por lo cual se logró captar las señales del musculo peroneo largo, esta señales fue con la que se trabajó durante el proyecto y con la cual se implementó el cálculo del promedio sobre las 100 muestras.

La Fig. 8 a) muestra el movimiento del tobillo en la fase PP, en este movimiento se captó la señal electromiográfica del músculo peroneo largo el cual se muestra en la Fig. 8 b), en dicha grafica también se muestra el umbral de activación del músculo, sobre este umbral (Fig 8 c)), tomando 100 muestras del músculo contraído, se calculó el valor promedio de la señal.

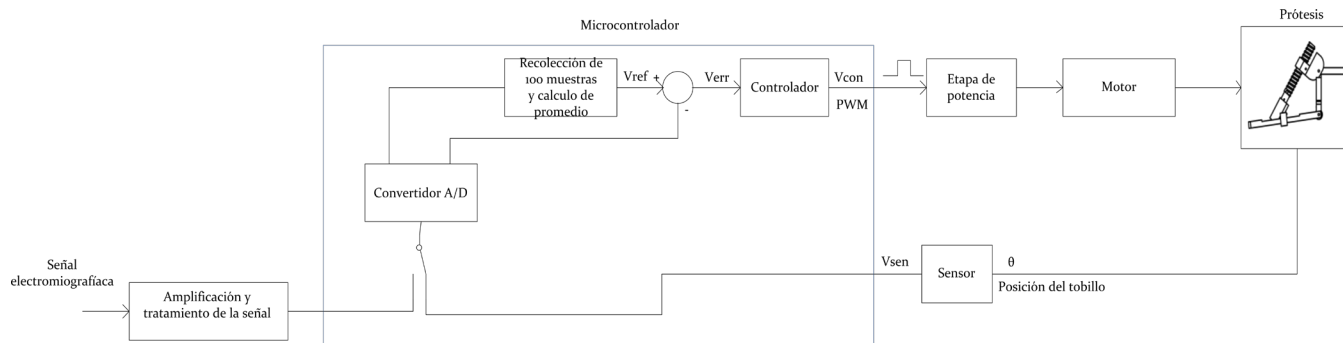


Fig. 7. Diagrama de bloques del sistema de control.

Durante las pruebas realizadas con el prototipo se comprobó que el sistema del control seguía la señal de referencia que superaba el umbral y que tenía un promedio de 3.3V, no obstante se notó que había un tiempo de retardo grande, esto debito al sistema de transmisión ya que el paso de la varilla roscada es demasiado grande.

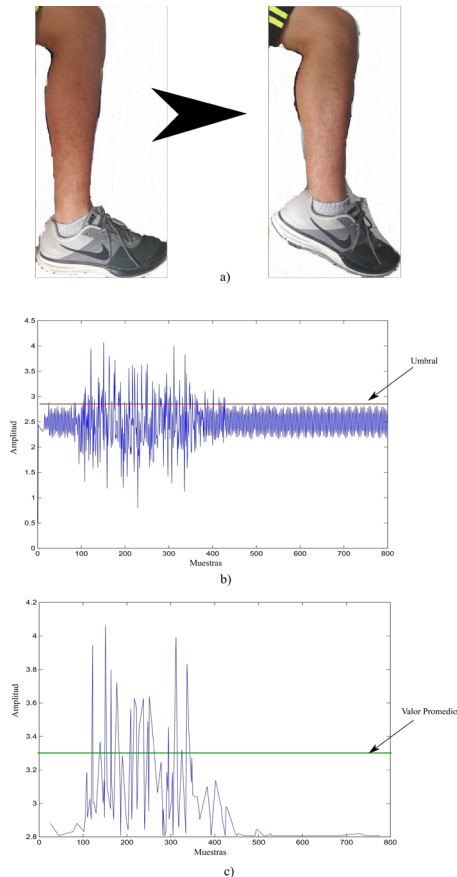


Fig. 8. Señal del EMG del músculo peroneo largo.

IV.- CONCLUSIÓN

En este trabajo se construyó un prototipo prótesis de pie de tobillo, el cual está diseñado para imitar el comportamiento normal del caminar humano en base a las señales electromiográficas generadas por los músculos del pie. El prototipo La señal del EMG que se obtuvo no es exactamente la mejor para este tipo de trabajos, debido a la posición de los electrodos.

El trabajo futuro incluye un post procesamiento de la señal más complejo ya no solo basado en la amplitud de la señal del EMG si no utilizando una técnica por análisis Fourier y/o Wavelet para así poder buscar un mejor control del dispositivo prostético, al igual se buscará cambiar el sistema de transmisión incluyendo el actuador para la realización de pruebas físicas, buscando imitar la Fig 3. Se buscara la reubicación de los electrodos para una mejor captación de las señales, por último se pretende cambiar el material con el cual se diseñó la prótesis ya que este es totalmente rígido, por fibra de carbono ya que este material

es de menos rigidez y suaviza aún más el golpe del talón y ayuda al operador elástico a imitar el movimiento de la curva en la subfases de CP y CD.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Samuel K. and Hugh M., "Powered Ankle-Foot Prosthesis," IEEE Robotics and Automation Magazine, pp. 52-54, Sep. 2008.
- [2] N. H. Molen., "Energy/speed relation of below-knee amputees walking on motor-driven," treadmillEur. J. Appl. Physiol. Eur. J. Appl. Physiol, pp. 173-185, 1973.
- [3] Alejandro D., "Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales," Ph.D. dissertation, Biomed. Eng. Program, Univ. de Chile, Chile, Chile, 2015.
- [4] Charles Fishburne, (1992, August). McGuire VA Medical Center Develops Artificial Limb with Computer Interface to Brain. Community Idea Stations, Disponible en: <http://ideastations.org/radio/news/mcguire-va-medical-center-develops-artificial-limb-computer-interface-brain>.
- [5] K. Koganezawa, I. Kato, "Control aspects of artificial leg," IFAC Control Aspects of Biomedical Engineering, pp.71-85, 1987.
- [6] S. K. Au, P. Dilworth, H. Herr, "An ankle-foot emulator system for the study of human walking biomechanics," Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Orlando, FL, pp. 2939-2945, May 2006.
- [7] V. T. Inman, H. J. Ralston, F. Todd, "Human walking," Baltimore: Williams and Wilkins, 1981.
- [8] D. H. Gates, "Characterizing ankle function during stair ascent, descent, and level walking for ankle prosthesis and orthosis design," Master's thesis, Boston University, 2004.
- [9] S. Ron, "Prosthetics and Orthotics: Lower limb and Spinal," Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [10] Gerdle, b.; Karlsson, s.; Day, s.; Djupsjöbacka m., "Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram," Modern Techniques in Neuroscience, Cap. 26: pp 705-755. Ed. Windhorst U. & Johanson H. Springer Verlag, Berlín, 1999.
- [11] Santos C., "El Abecé de la electroneuromiografía clínica," Ed. Ciencias Médicas, 2003.
- [12] J.I.Huircán, "Filtros Activos, Conceptos Básicos y Diseño," Ed. IEEE.