

Herramienta para simular la marcha de una persona con diplejía espástica

Adriana Mexicano Santoyo¹, José Antonio Cervantes Álvarez², Said Polanco Martagón³,
Jesús Carlos Carmona Frausto⁴ y Edgar Bernardo Ríos Ortega⁵

Resumen—Este trabajo muestra el desarrollo de un sistema computacional que permite simular la marcha de una persona con diplejía espástica. Las señales mioeléctricas son extraídas del músculo recto femoral de las piernas de la persona y son enviadas a un microcontrolador Arduino, el cual realiza la conversión analógica - digital y transfiere las señales a una interfaz gráfica donde se grafican e interpretan para su posterior simulación. Para modelar el sistema, se tomaron 4 muestras de señales, de un minuto, cuando la persona caminó y 2 cuando solo ejerció fuerza, sin mover las piernas. Posteriormente, se calculó la media del voltaje cada 10 ms y se determinaron los valores y variaciones de voltaje, que permitieron identificar cuando la persona intenta caminar y cuando simplemente hace fuerza, pero no mueve las piernas. Finalmente, con los patrones identificados se simuló la marcha de la persona utilizando Labiew.

Palabras clave—Diplejía espástica, simulación de la marcha, herramienta computacional.

Introducción

El movimiento de las articulaciones humanas es una compleja red de vías neuronales y activaciones musculares influidas por muchos factores (Lemon, 2008; Mima, et al. 2001) y el funcionamiento interno del sistema nervioso diferencia entre la gente sana y la discapacitada. De hecho, la diplejía espástica es un tipo de parálisis cerebral que afecta al control de los músculos y la coordinación motora. Las personas con este padecimiento, sufren un aumento exagerado del tono muscular, reflejos exagerados y rigidez (lo que se denomina espasticidad). Los síntomas se dan sobre todo en la parte inferior del cuerpo (piernas) y afectan al movimiento, coordinación y equilibrio de la persona. La gravedad de esta condición puede variar mucho de una persona a otra (Ríos, 2003). Por tanto, una persona con diplejía espástica encuentra dificultad para controlar algunos o todos sus músculos, los cuales tienden a estirarse y debilitarse (Sanromá, 2019), de tal forma que al querer dar un paso para caminar, la persona pierde el equilibrio y cruza los pies. Actualmente, existen varias opciones disponibles que pueden aumentar el rango de movimiento y control de las piernas para dar a la persona un mayor nivel de independencia. El problema de estas opciones es el precio, provocando que la mayoría de las personas continúen con la discapacidad. En este sentido, el control mioeléctrico es un esquema de control basado en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica llamada electromiograma (EMG, por sus siglas en inglés) que es creada por la interacción química en el cuerpo (Medved, 2019) y dichas señales pueden ser caracterizadas para comprender lo que la persona está haciendo. Actualmente con el uso de sensores que entran en contacto con el cuerpo por medio de electrodos es posible registrar las señales EMG. Dichas señales pueden ser medidas y proporcionan información valiosa sobre la fisiología y los patrones de activación muscular (Winter, 2009) dado que reflejan las fuerzas que son generadas por los músculos al realizar un movimiento del cuerpo. De tal forma que en este trabajo se propuso el desarrollo de una herramienta que permitiera adquirir las señales mioeléctricas de una persona con diplejía espástica con la finalidad de simular su marcha.

Herramienta para la adquisición de señales y simulación de la marcha

En este trabajo se muestra la implementación de una herramienta que permite simular la marcha de una persona que padece de diplejía espástica y usa un andador para caminar. Para ello fue necesario obtener las herramientas y software que permitieran adquirir las señales, procesarlas, analizarlas y finalmente lograr que se simulara la marcha.

¹ Adriana Mexicano Santoyo es profesora del Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico de Cd. Victoria, Tamaulipas. mexicanoa@gmail.com (**autor corresponsal**)

² José Antonio Cervantes Álvarez es profesor de la Universidad de Guadalajara, Ciudad Ameca, Jalisco. Scervantes2007@gmail.com

³ Said Polanco Martagón es profesor de la Universidad Politécnica de Victoria, Tamaulipas. spolancm@upv.edu.mx

⁴ Jesús Carlos Carmona Frausto es profesor del Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico de Cd. Victoria, Tamaulipas. farguellesgmsc@gmail.com

⁵ Edgar Bernardo Ríos Ortega es alumno del Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico de Cd. Victoria, Tamaulipas. iran_iram@hotmail.com

Integración del circuito

Para integrar el circuito que permitiera adquirir las señales, se utilizaron dos sensores MyoWare, por su fácil instalación y la capacidad de procesamiento de señales mioeléctricas. Además se utilizó una tarjeta electrónica de hardware Arduino con el microcontrolador ATmega328. La tarjeta tiene una entrada mini-usb a través de la cual se incorpora el código fuente para la ejecución de los comandos, 14 puertos digitales de entrada/salida, 8 puertos análogos, una memoria de 16 KB, 1 KB de SRAM y 512 bytes de EPROM. El sensor que ayudó a extraer las señales de la pierna derecha se conectó al puerto analógico A0 del Arduino, el otro sensor obtuvo las señales de la pierna izquierda y se conectó al puerto analógico A1 del Arduino. A través de dichos puertos, las señales se convirtieron de analógicas a digitales y los valores fueron grabados en una memoria microSD. Con la finalidad de extraer las señales cada sensor requirió tres Electrodo ECG, los cuales se acoplaron a los conectores, de estilo broche de presión del sensor, lo cual hizo que fuera sencillo conectar y desconectar los electrodos. De acuerdo a la Figura 1 se observa que dos de los conectores de los sensores fueron ubicados directamente en la tarjeta Arduino y el tercero fue ubicado en el extremo del cable del electrodo. Adicionalmente, se agregó un módulo Bluetooth con la finalidad de adquirir los datos y enviarlos a la computadora para ser graficados. La Figura 1 muestra las conexiones del sensor MyoWare – Arduino – Micro SD y Bluetooth.

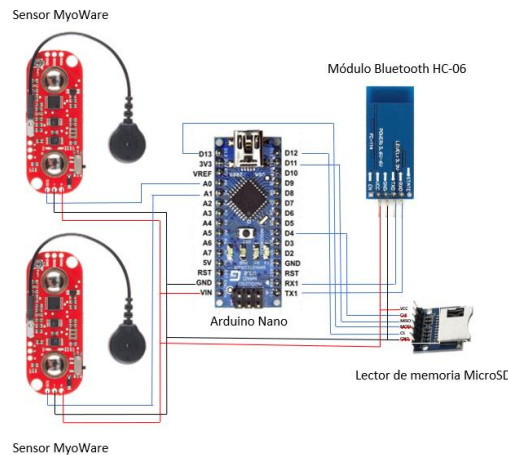


Figura 1 Conexiones Arduino, Sensores MyoWare, Bluetooth y MicroSD

Identificación de los músculos a utilizar para adquirir las señales

Después de analizar qué señales emitidas por los músculos podrían ser de utilidad para simular la marcha, se identificó el músculo Recto Femoral (Figura 2) cuyas principales funciones son extensión de la rodilla y flexión de la cadera [14], de tal forma que se decidió extraer las señales del recto femoral. Adicionalmente, se consideró la normatividad de SENIAM [15], que indica que la posición longitudinal es la forma más práctica de trabajar, los electrodos de captación se colocan a unos 20 mm de distancia entre centros y el electrodo de referencia se ubica en cualquier parte de la muñeca.

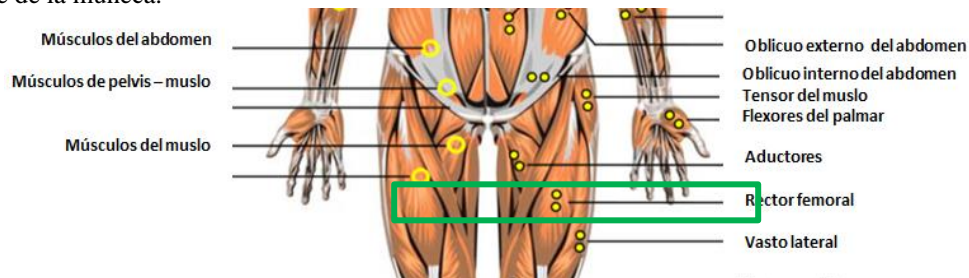


Figura 2 Posiciones anatómicas para colocar los electrodos superficiales [10].

Adquisición de señales EMG

Con la finalidad de adquirir las señales, se limpió la zona de detección sobre la cual serían colocados los sensores mioeléctricos, ya que las mediciones son afectadas si la zona no está lo suficientemente limpia. Posteriormente, se alimentó el circuito para proceder a conectar los electrodos y realizar el proceso de adquisición de señales. En la Figura 3 se muestra la ubicación y conexión de los sensores para obtener las señales mioeléctricas del músculo recto femoral de las piernas.



Figura 3. Ubicación de los sensores en el paciente.

Para transmitir las señales EMG del sensor a la computadora, se utilizó el software desarrollado en LabView. El microcontrolador Arduino se comunicó con el software en ejecución utilizando el puerto analógico, el cual tomó la señal analógica del sensor MyoWare, la convirtió en digital y la envió por puerto serial a LabView. El diagrama de la Figura 4 se diseñó en LabView para obtener las señales y guardarlas en un archivo .DAT. En el diagrama se observa que se usó un objeto donde se declara el puerto serial utilizado para comunicarse con el Arduino y mediante un ciclo WHILE se adquieren las señales, las cuales son almacenadas utilizando un objeto tipo FILE que guarda los datos con el formato fecha, hora, valor de la señal.

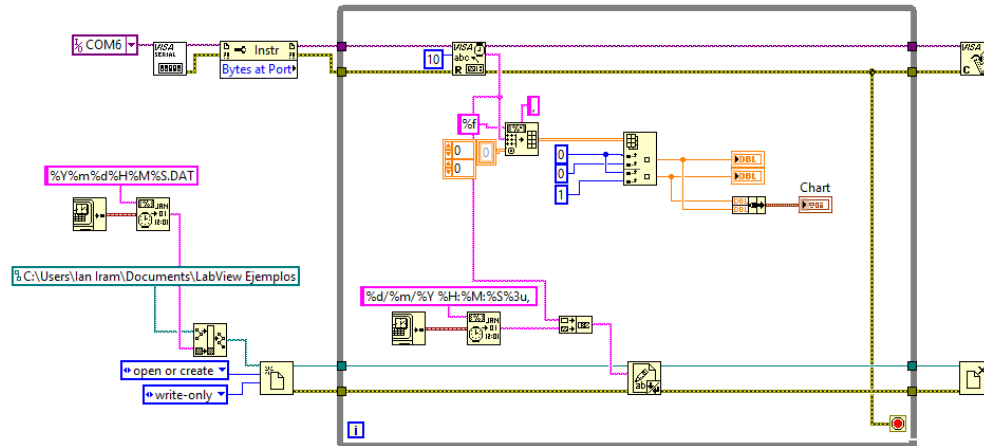


Figura 4. Diagrama de bloques para adquirir señales.

Representación gráfica de las señales

Para representar las señales de manera gráfica se utilizó un panel frontal donde se grafican los voltajes de las señales EMG que envía el Arduino. Las figuras 5 y 6 muestran la graficación de varias señales adquiridas, el eje *Amplitud* corresponde a los mili volts de las señales y el eje *Time* corresponde a los tiempos de muestreo. En las figuras se muestran claramente las variaciones de voltaje mientras caminó la persona. Cada línea representa el movimiento de cada una de las piernas, la pierna derecha se representa con la línea roja y las señales de la pierna izquierda son representadas con la línea azul.

En la Figura 5 se puede observar el voltaje de cada pierna al iniciar el movimiento, la derecha (línea roja) inicia con un voltaje de 450 mv y la izquierda (línea azul) con 350 mV. Además, se puede observar que la pierna izquierda realiza el movimiento en menos tiempo .82 seg y la derecha en 1.2 seg.

La Figura 6 muestra las señales cuando la persona intentó dar pasos sin mover las piernas. Se observa que, al aplicar fuerza en las piernas sin moverlas, las señales registradas alcanzaron los valores de las señales cuando camina con andador, sin embargo, se realizaron simultáneamente y el voltaje mínimo llegó a ser más alto que cuando camina la persona. En la Figura 6 la línea roja corresponde a los pasos que se dieron con la pierna derecha y la azul corresponde a los pasos que se dieron con la pierna izquierda, se puede observar que el voltaje de cada una al iniciar el movimiento es de 450 y 350 mv para la pierna derecha e izquierda, respectivamente. Sin embargo, al igual que en la gráfica de la Figura 5 se observa que la pierna derecha alcanza voltajes ligeramente más altos que la izquierda.

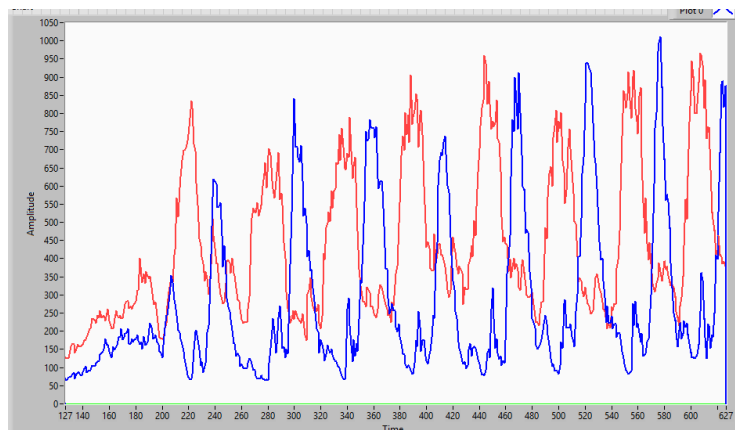


Figura 5. Panel frontal donde se grafican las señales EMG extraídas.

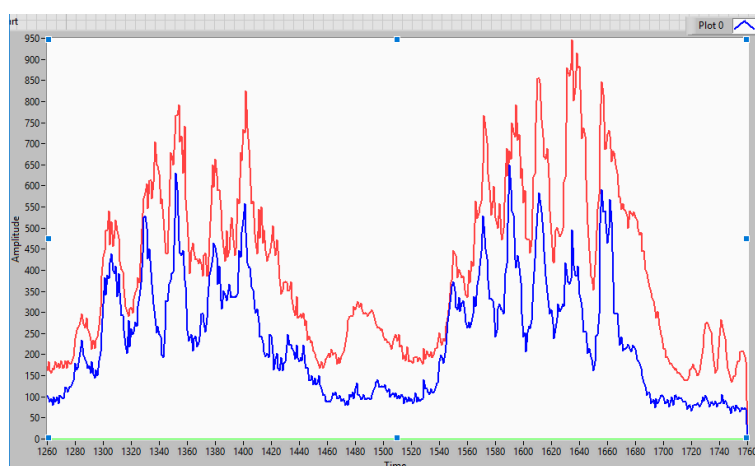


Figura 6. Gráfica de señales cuando el paciente sólo intenta caminar, sin mover las piernas.

Análisis de las señales e identificación de patrones

Con la finalidad de analizar las señales se realizaron 4 pruebas de un minuto, cuando la persona caminó y 2 cuando solo ejerció fuerza, con estas pruebas se identificaron los voltajes promedio cuando la persona levanta y baja el pie y se identificaron los voltajes promedio cuando la persona hace la fuerza en las dos piernas pero sin caminar. De acuerdo a las pruebas realizadas en la Tabla 1 se muestran los promedios de voltaje que se obtienen al caminar e intentar caminar. De manera general se observó que los voltajes son menores cuando la persona solo hace intentos por mover los pies, sin caminar que cuando camina. Además se observa que la fuerza se ejerce de manera alternada cuando camina y que cuando solo hace el intento, la fuerza se ejerce en los dos pies simultáneamente.

Tabla 1. Voltajes promedio ejercidos cuando camina y cuando solo intenta mover las piernas, sin caminar.

| Pierna Derecha (mV) | Pierna Izquierda (mV) | Alternadas |
|--------------------------------|-----------------------|------------|
| Caminando con andador | | |
| 450 | 350 | Si |
| 490 | 390 | Si |
| 510 | 410 | Si |
| 500 | 400 | Si |
| Ejerciendo fuerza, sin caminar | | |
| 450 | 350 | No |
| 340 | 270 | No |

De acuerdo a las características observadas en los experimentos, se determinó que:

- La pierna derecha aplica más fuerza que la izquierda.

- Cuando la persona da un paso, provoca una variación de voltaje, por lo que sube el voltaje y cuando la pierna vuelve a detenerse, baja el voltaje, al mismo tiempo pasa el proceso inverso con la otra pierna.
- Al intentar caminar sin mover las piernas, aumenta los voltajes de ambas piernas simultáneamente ya que se aplica la fuerza en las dos piernas al mismo tiempo.
- El tiempo en que se realiza la fuerza en el músculo es directamente proporcional al aumento del voltaje. Es decir, el aumento en voltaje dura mientras la persona da el paso completo y se interpreta como la velocidad con la que sube la pierna y el tiempo que dura al dar el paso.

Simulación de la marcha

Para simular la marcha de la persona se consideró la biomecánica de la marcha, la cual indica que el ciclo de la marcha se divide en dos fases, la de apoyo (cuando está en contacto con el suelo) y la de balanceo (cuando no está en contacto con el suelo). Las dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. En un paso completo, el apoyo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo [32]. La distancia entre estos dos puntos de contacto con el suelo se le llama un paso completo, de tal forma que éstas características más las que se identificaron en las señales observadas, fueron incluidas para desarrollar el simulador de la marcha del paciente. El simulador se desarrolló considerando los siguientes datos:

- Se utiliza el rango de voltaje mínimo de 500 mV para determinar cuándo inicia la marcha.
- Se determinó la velocidad promedio al dar dos pasos (uno en cada pierna) de 1.2 seg, la distancia promedio del paciente al dar un paso es aproximadamente 30 cm entre piernas, 60 cm al dar los dos pasos. La velocidad promedio de una persona de altura normal y sin discapacidad es de 1 metro por segundo.
- Se determinaron los ángulos y tiempos de movimiento entre las piernas, de acuerdo al promedio de variación de voltajes en las señales y el tiempo de duración.
- Los ángulos de las piernas cuando la persona camina, de acuerdo a la biomecánica de la marcha.

Para implementar la visualización de la simulación de la marcha se desarrolló un diagrama de bloques que hace uso de los objetos esfera y cilindro, el largo del cilindro utilizado fue de 30 cm y 3 de radio, mientras el radio utilizado para la esfera fue de 5 cm. La Figura 7 muestra a manera de ejemplo los valores de los parámetros.

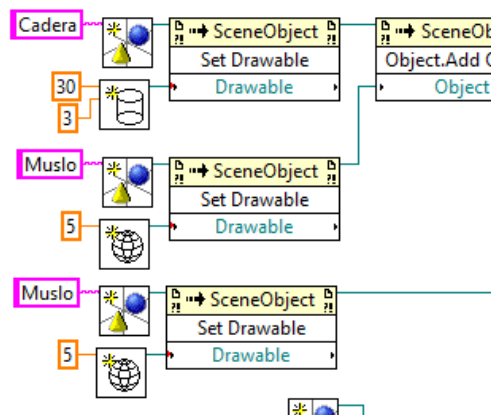


Figura 7. Ejemplo de diagrama de bloques donde se declaran los objetos.

Los ángulos de giro y traslado de los objetos fueron calculados considerando la biomecánica de la marcha. Para ello se crearon arreglos que permitieran ir simulando el ángulo de la marcha, dependiendo del tiempo en ms que llevara la persona el caminar, se consideraron 1.2 ms por paso y los ángulos de giro para la pierna se fueron incrementando o decrementando, según fuera el caso, en 2.5 unidades mientras daba el paso, se comenzó de 2.5 hasta 12.5 para la primera mitad del paso y de 12.5 a 2.5 para terminar el paso. En el caso de la rodilla los incrementos en el ángulo fueron de 6 unidades, se comenzó del 6 al 30 y de 30 a 6 dependiendo de la fase del paso.

Sistema en ejecución

La herramienta se implementó en LabView, utilizando una computadora con procesador AMD Radeon a 3.7 GHz, RAM de 8 GB y sistema operativo Windows 8. Las pruebas que se realizaron en este proyecto fueron con una persona que tiene rigidez en los músculos de las piernas lo que provoca que de los pasos cortos, lentos y no doble lo suficiente la rodilla para poder dar pasos más largos y/o subir escaleras y rampas. En la Figura 8a se observa cómo

se toman las señales con el sensor, en la Figura 8b se observa la graficación de las señales, donde también se envían a la interfaz de simulación. Finalmente, la Figura 8c muestra la simulación.

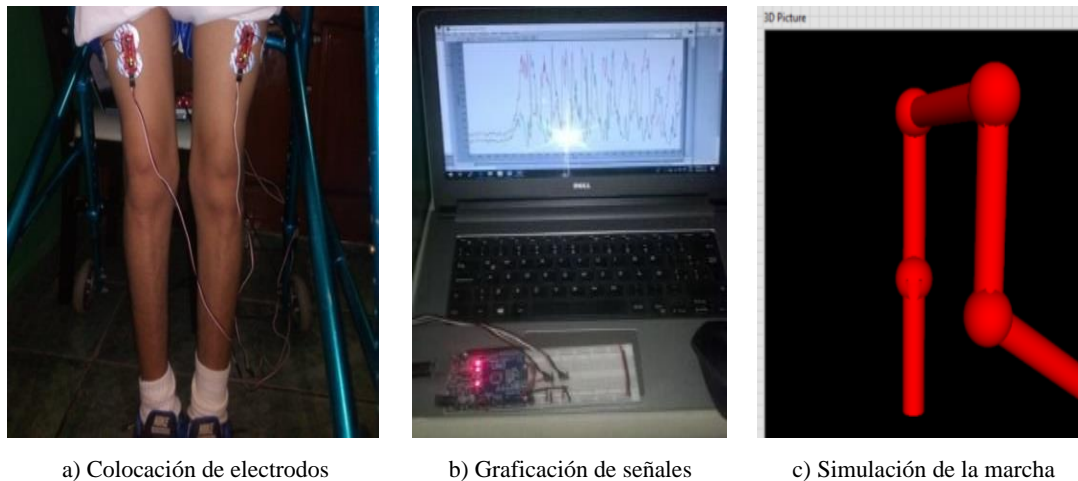


Figura 4. Pantalla que muestra el uso de la herramienta desarrollada en tiempo real.

Conclusión

En este trabajo se presenta el diseño de un sistema que puede simular la marcha de una persona que padece diplegia espástica. El sistema simula la marcha evaluando las señales que se adquieren mientras camina la persona, contra un conjunto de patrones que fueron identificados en los casos cuando la persona está caminando y cuando solo está intentando moverse, pero no camina. El sistema fue modelado y desarrollado en LabView y recibe las señales mioeléctricas extraídas del músculo femoral de la persona utilizando un microcontrolador Arduino. De acuerdo a las 4 pruebas que se realizaron, se pudo observar que el sistema simula de manera correcta la marcha de la persona, sin embargo, el tiempo de retraso aún es alto ya que demora un segundo en lo que la persona emite la señal y se grafica. De tal forma que es predecible que se deban realizar modificaciones en la forma de adquirir las señales. Finalmente, se puede decir que el sistema desarrollado puede contribuir al diseño de un exoesqueleto que ayude a mejorar la marcha de la persona con la que se desarrolló el presente proyecto ya que la interpretación de las señales puede ayudar al exoesqueleto a identificar la intensidad de movimiento de la persona y servir de apoyo para mejorar la marcha.

Referencias

- Roger N. Lemon, "Descending pathways in motor control." Annual Review of Neuroscience. 31:195-218, 2008.
- T. Mima, K. Toma, B. Koshy and M. Hallett, "Coherence between cortical and muscular activities after subcortical stroke." Stroke, 32(11):2597-2601, 2001.
- Merche Ríos, Manual de Educación Física adaptada al alumnado con discapacidad, Barcelona España, Editorial Paidotribo, 2003.
- M. Sanromá, ASPACE Asociación Sevillana de Parálisis Cerebral, "Principales tipos de Parálisis Cerebral," Febrero 2019. Disponible en línea: http://aspacesevilla.org/index.php?option=com_content&view=article&id=125 &Itemid=119.
- Vladimir Medved, Measurement of Human Locomotion. CRC Press, 2019.
- David A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movements, Editorial University of Waterloo Press, Canada, cuarta edición, 2009.