

SISTEMA DE ENTRENAMIENTO VIRTUAL PARA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA TRANSRADIAL A PARTIR DEL TRATAMIENTO DE SEÑALES BIOELÉTRICAS

Esperanza Camargo Casallas¹, Joan David Rodríguez Toro², Iván Felipe Tavera Castrillón³

¹PhD(c) en ingeniería. Directora del grupo de investigación DIGITI. Docente ecamargoc@udisrital.edu.co

²Tecnólogo en electrónica. Estudiante ingeniería de Telecomunicaciones. jdrodriguez@udisrital.edu.co

³Tecnólogo en electrónica. Estudiante ingeniería de Telecomunicaciones iftaverac@correo.udisrital.edu.co
Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

RESUMEN

En esta investigación se desarrolló un sistema de entrenamiento virtual para prótesis mioeléctrica transradial, usando electrodos de superficie ubicados en el músculo braquiorradial se controlan los movimientos de aprehensión y prensión, y con el músculo supinador se controla el movimiento de giro. Usando filtros analógicos se realizó el acondicionamiento de las señales y a través de un microcontrolador se efectuó un análisis temporal de la señal EMG fundamental para determinar la clasificación de patrones que determinan la intención de movimiento a realizar y emular el movimiento que controlará la prótesis mioeléctrica transradial, estas señales son enviadas al computador por comunicación RS232 donde se visualiza en una interfaz de usuario desarrollada en Blender 2.4, allí se observa de manera didáctica el aumento o disminución de fuerza aplicado en cada movimiento de control muscular y el accionamiento del movimiento efectuado. La finalidad del proyecto es brindar un aprendizaje en los movimientos de giro, prensión y aprehensión a personas amputadas de miembro superior para que al utilizar la prótesis se le facilite su uso y su adaptación con la misma, además con el fin de evaluar los candidatos a adoptar una prótesis de este tipo antes de que está sea prescrita, evitando gastos innecesarios para el sistema de salud, así como la frustración del amputado.

Palabras clave: Amputado transradial, Biomecánica de la mano, Electromiografía, Prótesis transradial

Recibido: 09 de Septiembre de 2015. Aceptado: 07 de Diciembre de 2015

Received: September 9th, 2015. Accepted: December 07th, 2015

VIRTUAL COACHING SYSTEM FOR TRANSRADIAL MYOELECTRIC PROSTHESIS USING BIOELECTRICAL SIGNALS

ABSTRACT

In this research a system of virtual training for transradial myoelectric prosthesis was developed by using surface electrodes placed on the brachioradialis muscle to control the movements of apprehension and prehension and the supinator muscle to control the rotational movement. With analog filters the signal was procesing and through a microcontroller was performing a temporal analysis of the fundamental EMG signal. It was performed to determine the classification of patterns to determine the intention of movement to perform and to emulate the movement to control the transradial myoelectric prosthesis. These signals are sent to the computer by RS232 communication where it is displayed on a user interface developed in Blender 2.4. There it is observed, in a didactic way, the increase or decrease of force applied to each movement of muscle control and actuation of the movement performed. The project aims to provide training of movements, prehension and apprehension and rotation of upper limb of amputee users of prosthesis. It will facilitate its use and adaptations also in order to assess candidates adopt prosthesis of this type before it is prescribed, avoiding unnecessary costs to the health system and the frustration of the amputee.

Keywords: Amputee transradial, Biomechanics hand, Electromyography, Transradial prosthesis.

Cómo citar este artículo: E. Camargo, J. D. Rodríguez y I. F. Tavera, "Sistema de entrenamiento virtual para prótesis mioeléctrica transradial a partir del tratamiento de señales bioeléctricas," *Revista Politécnica*, vol. 11, no. 21, pp. 97-106, 2015.

1. INTRODUCCIÓN

El estudio de señales mioeléctricas a través del tiempo ha conducido a grandes desarrollos no solo a nivel medico sino también a nivel tecnológico, ya que cuando los músculos se contraen o relajan se producen pequeñas señales eléctricas (EMG) [1-4], que son creadas por la interacción química en el cuerpo estas señales pueden medirse, ser analizadas y convertirse en comandos de control [2, 5-12]. Desde el punto de vista eléctrico, esta señal es muy pequeña, alrededor de 1 a 100uV aproximadamente, debido a la excitación de los músculos [6-18].

En el caso de los amputados, aun cuando el miembro desaparece persiste la actividad eléctrica en el miembro residual, en cuyo lugar se adapta una prótesis con el ánimo de sustituir una parte del cuerpo [19], si bien las prótesis mioeléctricas resultan más funcionales, la rehabilitación y adaptación de estas resulta compleja [7]. Por eso surge la necesidad de los entrenadores mioeléctricos, que en la actualidad solo brindan la ejecución del movimiento en entornos virtuales sin visualizar los niveles de fuerza de los mismos, lo cual resulta muy útil también para brindar un mejor entrenamiento, siendo esta una de las mejoras que se implementa en esta investigación alterno a lo ya establecido.

Dada la necesidad de evaluar cuales amputados transradiales podrían usar prótesis mioeléctricas, en relación a la actividad electromiográfica empleada para accionar la prótesis y para que esta fuera funcional, se desarrolló un sistema de entrenamiento para prótesis mioeléctrica, el cual se desarrolló en cinco etapas: Captura y adquisición de las señales mioeléctricas a través de electrodos de superficie [20-33], Acondicionamiento de la señal utilizando filtros análogos, Procesamiento y control de las señales [4-12, 19-27], Comunicación entre el controlador y el PC y una Interfaz de usuario, con esta última se busca retroalimentar al paciente, para esto se visualizan los movimientos de giro, prensión y aprehensión, realizados por el paciente amputado, en donde, se puede observar de manera didáctica el aumento o disminución de fuerza aplicado en cada contracción que realiza en el miembro amputado.

2. BIOMECÁNICA DE LA MANO Y ANTEBRAZO

La pronosupinación consiste en la capacidad para girar el antebrazo hacia fuera, y en llevar la palma de la mano hacia arriba y hacia dentro [28].

En el movimiento de supinación, los músculos que actúan son el supinador corto, enrollado alrededor del cuello del radio, y el bíceps, que se inserta en la tuberosidad bicipital (o vértice del ángulo que forman los segmentos medio y del radio. Su eficiencia es máxima cuando el codo esta en flexión de 90°, siendo el musculo más potente de la pronosupinación. Cuando el bíceps actúa como supinador, se requiere la acción de los músculos extensores del codo (tríceps y ancóneo) para contrarrestar su acción flexora como se muestra en la fig. 1. El musculo supinador largo no es supinador, sino flexor del codo. A diferencia de la pronosupinación, este movimiento no puede ser sustituido por el hombro. [28]

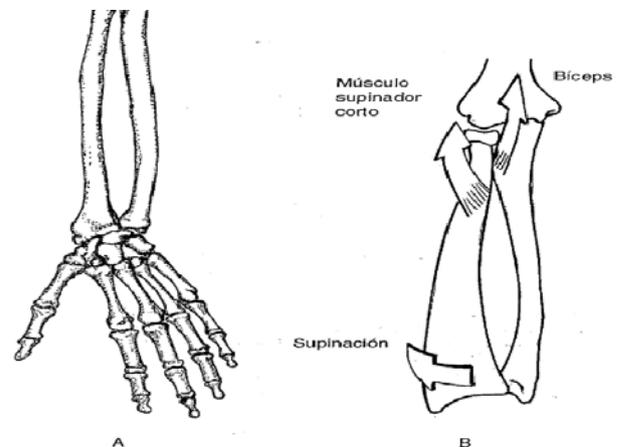


Fig. 1. A) Supinación. B) Músculos supinadores. [28]

En el movimiento de pronación, los músculos que actúan son el pronador cuadrado, enrollado alrededor del extremo inferior del cubito, y el pronador redondo, que se inserta en el vértice del ángulo que forman los segmentos medio e inferior del radio [14]. El pronador redondo tiene dos cabezas, una que se inserta en el borde superior de la epitróclea y otra que lo hace en el borde medial del cubito. Así como el pronador cuadrado es igualmente efectivo en las diferentes posiciones de flexo-extensión del codo, el pronador redondo tiene un momento de acción más débil, sobre todo en extensión, debido a la inserción del humero, que

tiene un mejor brazo de palanca con el codo en flexión como se muestra en la fig. 2 [28].

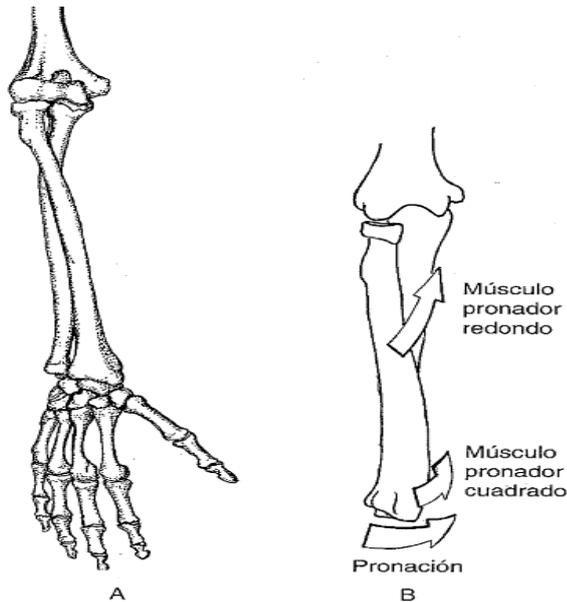


Fig. 2. A) pronadores. B) músculos pronadores. [28]

2.1. Electromiografía

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía (EMG) [1-4], consiste básicamente en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de los electrodos (superficiales, de aguja, implantados) [6-9, 29-31]. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular [7-9].

La adquisición y procesamiento de la señal mioeléctrica hace parte del módulo de control debido al proceso de contracción muscular [11, 32-35], que constituyen una de las vías más naturales de mando protésico [5, 24]. Los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular constituyen la electromiografía (EMG). Esos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente en el músculo atravesando la piel con el electrodo de aguja o de forma superficial [14-15], siendo la última la implementada para la consecución del sistema de entrenamiento para prótesis

mioeléctrica, por su metodología e interacción no invasiva con el paciente [1-4].

La señal EMG está representada por m y el ruido por n [4,14]. Dado que esos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinado, a veces se adicionan o se cancelan [4,14].

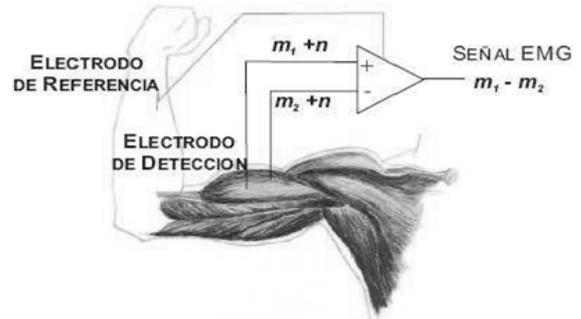


Fig. 3. Esquemático de la configuración del amplificador diferencial [4, 14].

De este modo la señal EMG se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo una energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular y de la situación de los electrodos. Los patrones de la señal EMG varían entre diferentes individuos. Más aún, los cambios fisiológicos en los músculos, cambios en el contacto electrodo-piel, la impedancia eléctrica de la piel, la ubicación de los electrodos, variaciones en el tiempo causadas por fatiga, sudor, etc. Difieren entre usuarios y en diferentes instantes [18, 36-41]. La calidad de la señal EMG medida es usualmente descrita por la relación entre la señal EMG medida y las contribuciones de ruido indeseadas por el ambiente. La meta es maximizar la amplitud de la señal mientras se minimiza el ruido [4-8].

3. MATERIALES Y METODOS

3.1. Captura de señales EMG

Para la captura de las señales EMG se utilizaron electrodos de superficie de cloruro de plata con gel [4-9]. Los electrodos son aquellos que recogen la actividad eléctrica del músculo, pueden ser superficiales o profundos y ambos se utilizan con una pasta conductora para reducir la resistencia de contacto [13,17-20], entre estos se encuentran los electrodos superficiales que son pequeños discos metálicos y se utilizan para obtener un estudio

global del músculo, ya que no pueden detectar potenciales de baja amplitud o de elevada frecuencia. Estos electrodos se pueden clasificar en electrodos secos y electrodos con gel. Los electrodos con gel, utilizan un gel electrolítico como interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo. Las reacciones químicas de oxidación y reducción toman lugar en la región de contacto entre la superficie metálica y el gel, el cual está compuesto por cloruro de plata, que es el más común para la parte metálica de los electrodos desechables y es el tipo de compuesto que recomienda SENIAM (Surface EMG for non-invasive assessment of muscles), la referencia manejada fueron los electrodos Golden Care® de referencia MT-200[42].

Se pueden ubicar los electrodos en las posiciones mencionadas según estudios elaborados con el personal médico de investigación como se observa en la figura 4. De tal forma los movimientos de aprehensión y presión se ven reflejados por el musculo braquiradial donde se nota mejor respuesta a estos movimientos; el musculo supinador largo establece los movimientos de giro, posteriormente, el electrodo ubicado en zona ósea de la clavícula, es un electrodo de referencia u protección, para eliminar la posibilidad de que existan corrientes de fuga que afecten al paciente en el momento de su interacción con el prototipo, este electrodo de referencia no está estrictamente ligado a esta zona, puede ser colocado en otra parte del cuerpo, que no interactúe con la zona a trabajar, preferiblemente que sea un tejido óseo, donde no haya, un mayor volumen de fibra muscular, ya que este muestra mejores resultados.

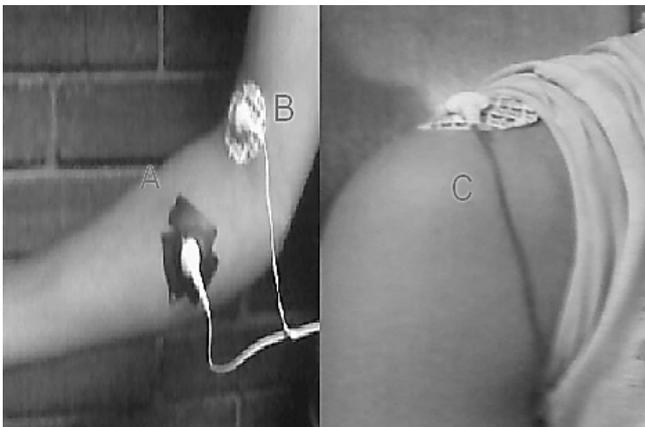


Fig. 4. Ubicación de electrodos. A) Músculo braquiradial. B) Músculo supinador largo y C) Zona ósea de la clavícula. Fuente: El autor

Los electrodos superficiales utilizados durante el desarrollo del prototipo, fueron los distribuidos por la marca Golden Care® [42].

3.2. Acondicionamiento de las señales EMG

Al capturar las señales EMG que actúan en los movimientos del antebrazo y la mano se realizó un acondicionamiento de estas señales a través de una etapa de amplificación y filtrado [2,43-44]. El sistema de amplificación de las señales electromiográficas se logró que fueran más legibles, ya que se encuentran en un rango bastante bajo del orden de los micro voltios [9,45], magnitud imposible para trabajar. La amplificación debe ser de una cantidad de veces de 1 a 1000, para que permita llevar la magnitud de voltaje a un rango apropiado entre 0 a 5 voltios aproximadamente, para que la señal electromiográfica sea digitalizada con mayor facilidad [26].

Uno de los problemas a tratar es que al amplificar la señal también son amplificados valores indeseables como el ruido de la señal, por lo que posteriormente se debe pasar por una etapa de filtración para eliminar características no deseadas en la señal a implementar en el control del entrenador mioeléctrico. Para lo cual se implementó un amplificador instrumental, en este caso se utilizó un AD620. Posterior a obtener las señales amplificadas se procede a pasar la señal por el respectivo procesamiento, el cual consta de un sistema de filtración analógica [26], para elaborar su adecuación, la cual consiste en eliminar de la señal ruidos de la red, interferencias electromagnéticas de otros equipos, permitiendo obtener así, una señal electromiográfica filtrada y más libre de impurezas, en donde su intervalo de información requerida oscila entre espectros de frecuencias de 20 a 500 Hz [26].

Para la realización del proyecto se utilizaron tres filtros respectivamente con amplificadores operacionales TL084, un filtro pasa bajo, pasa alto y notch. Se diseñó un filtro pasa bajo de segundo orden para lograr restringir problemas de alta frecuencia [32], con una frecuencia de corte de 500Hz [7-9], se utilizó igualmente un filtro pasa bajo de segundo orden con arquitectura sellen key, con una frecuencia de corte igual a 20 Hz [7-9], se

implementó este filtro para la eliminación de ruidos de baja frecuencia como los evidenciados en los cables de adquisición. La siguiente etapa fue la eliminación de ruido producida por la red eléctrica [32]; se llevó a cabo el diseño de un filtro de muesca de 60Hz con un ancho de banda $B= 12$ Hz [7-9]. También fue implementado un circuito de protección con un electrodo de referencia, con el fin de brindarle mayor comodidad al paciente, puesto que sin este, podría estar expuesto a una molestia muy usual en los prototipos mioeléctricos, como lo son las corrientes de fuga [11].

3.3 Procesamiento de las señales EMG

En el procesamiento de estas señales EMG se realizó una extracción de características de los patrones relevantes de estas señales que fueron observados en la identificación de pruebas por osciloscopio, los cuales fueron picos de voltaje, número de cruces por cero durante un intervalo corto de tiempo en segundos para estas señales, y en donde se considera el valor medio absoluto(1) el cual es un estimador de la señal, x_i , en el segmento i , el cual tiene N muestras de longitud [46-47].

$$\begin{aligned} \hat{x}_i &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \\ \hat{x}_i &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \hat{x}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \hat{x}_i = \\ &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| (1) \end{aligned}$$

El valor de la Varianza es un estimador de la variancia de la señal (2) en el segmento i . Donde $E\{x_i\}$ es el valor esperado de la señal en el segmento i [46,47].

$$\sigma_i^2 = E\{x_i^2\} - E^2\{x_i\} \quad \sigma_i^2 = E\{x_i^2\} - E^2\{x_i\} \quad (2)$$

Los cruces por cero es una forma simple de medir la frecuencia de la señal, puede determinarse contando el número de veces que la forma de onda cruza por cero. Se requiere un umbral para reducir el número de cruces por cero inducidos por ruido como se puede observar en la ecuación (3) [46-47].

$$CPC = \sum_{k=1}^N [x(k) = 0] \quad k = 1, 2, \dots, N \quad CPC = \sum_{k=1}^N [x(k) = 0] \quad k = 1, 2, \dots, N \quad (3)$$

Para la caracterización de los movimientos se partió de una conversión analógica a digital muy minuciosa [23], manejando interrupciones de conversor analógico para que dicha adquisición

fuese más exacta, a partir de esto se implementan series de 250 muestras para realizar un análisis temporal, en el cual se deducen datos como el valor absoluto visto en la ecuación (1), varianzas como en la ecuación (2), y cruces por cero como en la ecuación (3), que permiten diferenciar los movimientos y sus niveles de fuerzas, partiendo del concepto que las señales pueden ser caracterizadas diferenciándolas en su frecuencia la cual establece el movimiento y de su amplitud podemos obtener sus niveles de fuerzas.

En las figuras 5, 6 y 7, las cuales fueron visualizadas en osciloscopio en las pruebas realizadas, se pueden ver como se evidenciaron parámetros que permitieron caracterizar las señales EMG durante el intervalo de muestreo de 250 muestras; como fueron las diferencias en frecuencia y los niveles de amplitud de voltaje.



Fig. 5. Señal EMG en prensión

Fuente: El autor

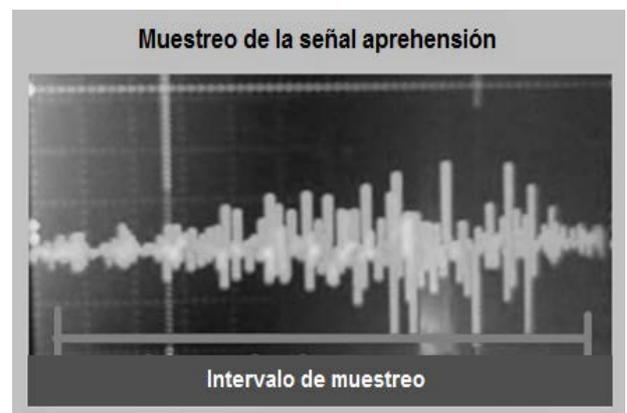


Fig. 6. Señal EMG en aprehensión

Fuente: El autor



Fig. 7. Señal EMG en el giro
Fuente: El autor

La caracterización partió de que el movimiento de prensión tenía la mayor frecuencia al momento del accionar, y de manera decadente, la de menor frecuencia es la de giro; luego se tomaba la amplitud y la intensidad que son factores que nos permitían obtener el nivel de fuerza aplicado en cada movimiento.

3.4. Comunicación y entorno virtual.

Se realizó un entorno virtual que permite al usuario, generar una rehabilitación de realidad virtual en su discapacidad de miembro superior, el cual se fundamenta en la determinación de señales electromiográficas por medio de un microcontrolador [48-52], que posteriormente se comunica con la PC por comunicación RS232 [16,53], que permite corregir movimiento de prensión aprehensión y giro en el miembro superior [28], por medio del interfaz de usuario, implementado en la plataforma Blender 2.4.

Por su funcionalidad en objetos en tres dimensiones que permiten observar un antebrazo virtual por computador, en donde se desarrolló primero el modelo de la mano, editando su material y textura para que se asemejara a una mano real, luego se realizaron los movimientos a trabajar (prensión, giro y aprehensión) a partir de animaciones para cada uno de estos creadas en el entorno del programa, y por último se implementó el motor de juegos de Blender 2.4 la cual es una poderosa herramienta de programación a alto nivel en donde se llevó a cabo el control de estos movimientos. Para realizar el diseño de la mano en el programa se buscó varios modelos y se compararon entre sí, al final se escogió el más adecuado teniendo en cuenta las características que se iban a trabajar, para utilizarlo como guía en

el diseño del modelamiento en 3D realizado en Blender 2.4 (fig. 8).

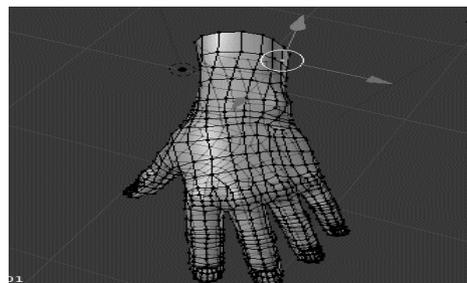


Fig. 8. Modelo de la mano realizado en Blender.
Fuente: El autor

Después de elaborar el modelo 3D de la mano se diseñó la estructuración de los huesos de los dedos, para así darle forma a la realización de los movimientos de forma real. (fig. 9).

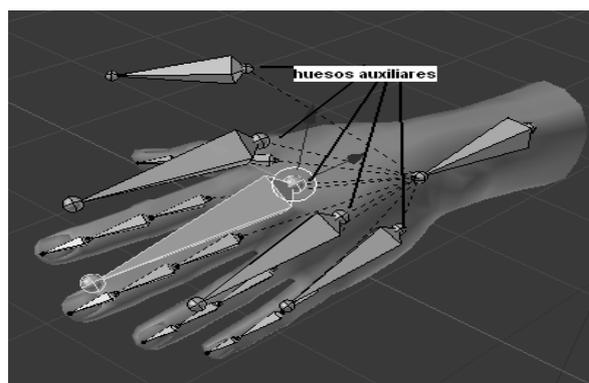


Fig. 9. Diseño estructurado con los huesos de los dedos.
Fuente: El autor

4. RESULTADOS Y DISCUSION

Se obtuvo un dispositivo de adquisición de señales mioeléctricas por medio de tres electrodos de superficie debidamente ubicados en zonas específicas en el antebrazo que permiten captar los movimientos de prensión, aprehensión y giro, teniendo en cuenta que su ubicación varía un poco respecto a cada paciente ya que depende de la interacción de movimiento de los músculos de cada uno de ellos que por ejemplo lo causa si la persona es zurda o derecha; posteriormente se realizó un control por medio de un análisis temporal que permite caracterizar los movimientos por medio de un algoritmo temporal en un microcontrolador PIC 16F873A, se tiene como consideración que luego de pruebas abordadas es indispensable tener el

equipo de visualización conectado a una protección a polo a tierra, para que los datos arrojados no sean erróneos, gracias a la inducción de ruido en la señal estudiada.

La acción de dichos movimientos son accionados por comunicación RS-232 en un interfaz gráfico. Dicha interfaz se desarrolló en el software tridimensional Blender 2.4, el cual permite ver los movimientos en tiempo real.

En esta interfaz se puede ver la acción de cada uno de los movimientos (Giro, Prensión y aprensión), teniendo en cuenta que esta es una herramienta para el entrenamiento, el usuario puede retroalimentar sus acciones de manera visual, viendo el nivel de fuerza (bajo – alto) desarrollado por sus músculos y el respectivo movimiento ejecutado con la simulación de la mano, ver fig. 10.

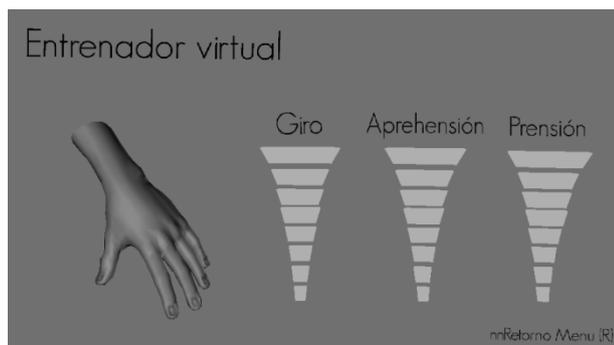


Fig. 10. Interfaz de usuario. Fuente: El autor

Se realizaron pruebas con pacientes amputados de diferentes edades, permitiendo observar que las señales solo varían en su potencial de fuerza y en su dificultad de llegar al máximo de esta misma, si el brazo es el más usual de manejo en tareas cotidianas se les hace más fácil llegar a un máximo de fuerza, en caso contrario se dificulta un poco la marca de máxima fuerza, en las tablas del 1 al 3 se evidencian datos tomados en algunas pruebas donde se observan tendencia de errores en cada movimiento y fuerza en diferentes edades del individuo a estudiar.

Tabla 1. Pruebas aprehensión.

Prueba	Aprehensión (voltios)	Error absoluto (voltios)	Error relativo (%)
1	0,358	0,0004	0,1116071
2	0,343	0,0154	4,296875
3	0,361	0,0026	0,7254464
4	0,346	0,0124	3,4598214
5	0,4	0,0416	11,607142
6	0,41	0,0516	14,397321
7	0,323	0,0354	9,8772321
8	0,344	0,0144	4,0178571
9	0,354	0,0044	1,2276785
10	0,345	0,0134	3,7388392

Tabla 2. Pruebas prensión

Pruebas	Prensión (voltios)	Error absoluto (voltios)	Error relativo (%)
1	2,1	0,015	0,71942446
2	2,02	0,065	3,117505995
3	2,3	0,215	10,3117506
4	1,92	0,165	7,913669065
5	1,94	0,145	6,954436451
6	2,16	0,075	3,597122302
7	2,08	0,005	0,239808153
8	1,98	0,105	5,035971223
9	2,15	0,065	3,117505995
10	2,2	0,115	5,51558753

Los datos de las tablas fueron tomados donde cada individuo tenía que proyectar su movimiento a un umbral máximo de fuerza (en este caso lograr encender todas las siete barras de niveles en cada movimiento) que de la siguiente manera: las pruebas 1,2,3 se realizaron en personas mayores a 40 años, las pruebas 4 y 5 en niños de 8 a 15 años, y las de la 6 a la 10 en personas entre 18 y 39 años, lo que cabe resaltar es que para el movimiento de aprensión los datos no varían considerablemente entre los grupos de personas y sus diferencias de edad, para el movimiento de

presión y giro las pruebas varían en el esfuerzo que tienen que hacer los individuos para lograr el umbral máximo, de acuerdo a la cantidad de masa muscular, esta define el grado de facilidad para alcanzar el umbral máximo. Las tablas muestran la probabilidad de error que se refleja en el funcionamiento al cambiar de individuo, ya sea por el acople de electrodos desechables, fisiología del individuo, agentes externos existente en la piel; esto con el fin que el ente médico no tenga posibles errores al momento de utilizar el equipo.

Tabla 3. Pruebas giro.

Pruebas	Giro (voltios)	Error absoluto (voltios)	Error relativo (%)
1	1,2	0,0408	3,519668737
2	0,92	0,2392	20,63492063
3	0,702	0,4572	39,44099379
4	1,52	0,3608	31,12491373
5	1,7	0,5408	46,65286404
6	1,1	0,0592	5,106970324
7	1,4	0,2408	20,77294686
8	0,81	0,3492	30,1242236
9	1	0,1592	13,73360939
10	1,24	0,0808	6,970324362

Según los resultados obtenidos se puede decir que la adquisición de estas señales se vuelve compleja al trabajar con pacientes de diversas edades, debido a que la colocación de los electrodos de superficie es variante respecto a varios milímetros en la mayoría de los casos para que el entrenador trabaje de manera óptima, también podemos notar que los valores de amplitud de voltaje no varían tanto respecto a la media establecida en el proceso de muestreo, y se logra el objetivo de implementar una mejora respecto a los entrenadores actuales, el cual es visualizar de manera óptima por medio de barras el nivel de fuerza de los movimientos de presión, giro y aprehensión.

5. CONCLUSIONES

Es fundamental para el funcionamiento del dispositivo, la debida ubicación de los electrodos en las zonas musculares específicas arrojadas en la investigación, para tener una captación eficiente de señales EMG que interactúan en los tres movimientos a emular virtualmente.

Se implementó un algoritmo de análisis temporal que permitió por un solo canal de adquisición, discriminar las características de los movimientos, obteniendo variables de frecuencia, amplitud e intensidad.

Se diseñó un interfaz virtual por computador, que permitió simular los movimientos de presión, aprehensión y giro en un antebrazo, con su respectivo nivel de fuerza en una escala de 7 niveles.

El entrenador para prótesis mioeléctrica transradial desarrollado, es un sistema de bajo costo que puede ser usado tanto en las clínicas de rehabilitación como en los domicilio de los pacientes que reciben el entrenamiento, facilitando así el proceso de aprendizaje sobre la adecuación del sujeto para el manejo de una prótesis mioeléctrica.

6. AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Octavio Silva Director de la especialización en Fisiatría de la Universidad Nacional y al servicio de Fisiatría de la misma Universidad. Esta investigación fue desarrollada por el grupo de investigación DIGITI de la Universidad Distrital

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Bouwsema, H., Van der Sluis, C. K., Bongers, R., Learning to control opening and closing a myoelectric hand, Archives of physical medicine and rehabilitation, 91, 1–5, 2010.
- [2] Díaz, J. C., Dorador, J. M., El futuro en las prótesis de mano, LA SOMIM, 1, 1–11, 2010.
- [3] Brito, J., Quinde, M. Cusco, D, Calle, J., Estudio del estado del arte de las prótesis de mano, Ingenius, 6, 57-64, 2013.
- [4] Loaiza, J., Arzola, N., Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano, DYNA, 78, 1-5, 2011.

- [5] Perez, M. Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis [Tesis Maestría], México, WA: Instituto Politécnico de Nacional de México, 2011.
- [6] Pinzón, J., Mayorga, R., Hurtado, G., Brazo robótico controlado por electromiografía., Revista Universidad Tecnológica de Pereira, 52, 165-173, 2012.
- [7] Quinayás, C., Muñoz, M., Vivas, O., Gaviria C., Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC, SCIELO, 14, 223–237, 2010.
- [8] Sarmiento, L. C., Paez, J. J., Sarmiento J. F., Prótesis mecatrónica para personas amputadas entre codo y muñeca, TEA, 25, 22–40, 2008.
- [9] Loaiza, J., Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad [Tesis Maestría]., Bogotá, WA: Universidad Nacional de Colombia. 2012.
- [10] Sánchez, C., Loaiza, J., Cortés C. J., Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador para prótesis mioeléctrica de mano, ingeniería e investigación, 26, 5–11, 2006.
- [11] Ceres, R., Pons, J., Calderón, J., Moreno, J., la robótica en la discapacidad. desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand., Robotics, 5, 60–68, 2008.
- [12] Faraón, M., Romero, C., Bioseñales del cuerpo humano, SINCO, 1, 7–9, 2010.
- [13] Escudero, Z., Leija, L., Alvarez, J., Muñoz, R., Prótesis para extremidad superior controlada mediante la interpretación de la señal mioeléctrica en músculos remanentes, CINVSTAV, 14, 1–4, 2008.
- [14] Aguirre, A., Enríquez, J., Yapur, M., Mediciones Electrocardiográficas, ESPOL, 10, 1–7, 2011.
- [15] Cifuentes C., Martínez, Romero, E., Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión, SCIELO, 18, pp. 182–196, 2010.
- [16] Wojtczak, P., Amaral, T., Dias, O., Wolczowski, A., Kurzynski, M., Hand movement recognition based on biosignal analysis, Engineering Applications of Artificial Intelligence, 22, 608–615, 2009.
- [17] Salas, B., Becerra, Y., Análisis de señales mioeléctricas orientadas a la robótica [Tesis Pregrado], Bogotá, WA: Universidad de la Salle, 2007.
- [18] Introducción y conceptos básicos de la instrumentación biomédica. Disponible en: <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%201%20-%20introduccion%20a%20la%20instrumentacion.pdf>. [Consultado el 23 de julio de 2015].
- [19] Bolaños, P., López, B., Diseño e implementación de un prototipo de electromiografía de extremidades inferiores y superiores del ser humano, Cirugía Española, 85, 394–394, 2009.
- [20] Cifuentes, I., Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas [Tesis Pregrado], Yucatán, WA: Universidad autónoma de Yucatán, 2010.
- [21] Ruiz, A., Brunetti, F., Rocon, E., Adquisición y procesamiento de información EMG en el modelado de sistemas biológicos, Instituto de automática industrial, 1, 1–5, 2007.
- [22] Aguilar, J. A., Rivera J., Quiñones, M. E., Detección de Señales Mioeléctricas y su análisis con Redes Neuronales, Facultad de ingeniería Pontificia Universidad Javeriana, 1, 1–4, 2007.
- [23] López, M., Toranzos, V., Lombardero, O., Sistema de adquisición y visualización de señales mioeléctricas, UNNE, 1, 1–6, 2011.
- [24] Gila, L., Malanda, A., Navallas, J., Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas, SCIELO, 32, 27–43, 2009.
- [25] Muñoz, N., Arias, F., Ordóñez, L., Adquisición y procesamiento de señales EMG para controlar movimiento de un brazo hidráulico, Dialnet, 7, 1–18, 2014.
- [26] Garzón, D. A., Ramírez, A., Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie, SCIELO, 46, 70–79, 2008.
- [27] Martínez, C., Vergara, S., Vargas, M, Reyes, F., Vargas, M. A., Palomino, A., Sistema de Adquisición de Datos para Evaluar la Mejora de Pacientes con Discapacidad Motriz, Asociación mexicana de mecatrónica, 10, 10–15, 2011.
- [28] Miralles, R. L., Cunillera, M., Biomecánica clínica del aparato locomotor, Masson, Barcelona, 1998.
- [29] Ramos, J. J., Sistema de adquisición portátil con telemetría bluetooth para señales biomédicas [Tesis pregrado]., Barcelona, WA: Universidad Politécnica de Cataluña, 2009.
- [30] Yang, J., Pitarch, E., Abdel-Malek, K., Patrick, A., Lindkvist, L., A multi-fingered hand

- prosthesis, *Mechanism and Machine Theory*, 39, 555–581, 2004.
- [31] Yapur, M., Briones, J., Guardado, G., Prototipo de holter digital, *ESPOL*, 7, 1–5, 2009.
- [32] Torres, R., Ramirez, J., Valencia, E., Desarrollo de la línea de Bioinstrumentación, señales e imágenes médicas en el programa de Ingeniería Biomédica de la EIA-CES, *Revista Ingeniería Biomedica*, 2, 12-15, 2008.
- [33] López, N., Soria, C., Orosco, E., Sciascio, F., Valentinuzzi, M., Control mioeléctrico para movimientos en 2D de un manipulador robótico industrial, *UNSJ*, 1, 1–4, 2007.
- [34] Carvajal, L., Diseño de un Método para Capturar Señales Mioeléctricas de Miembros Superiores, *Revista Universidad de Amazonas*, 1, 1–10, 2011.
- [35] Cifuentes, I. A., Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas, *UADY*, 1, 1–110, 2010.
- [36] Alva, C., Reaño, W., Castillo, J., “Diseño y Construcción de un electrocardiógrafo de bajo costo,” *Universidad Ricardo Palma del Perú*, 1, 1–4, 2011.
- [37] Lu, G., Brittain, J. S., Holland, P., Yianni, J., Green, A. L., Stein, J. F., Aziz, T. Z., Wang S., Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering., *Neuroscience letters*, 462, 1–6, 2009.
- [38] Meseguer, M. F., Martínez J. L., Silvestre, J., Sáiz, J., Ponce, J., Análisis de la actividad mioeléctrica intestinal basada en el computador, *Cirugía Española*, 280–285, 2012.
- [39] Muñoz, G., Caracterización de la señal de electromiograma, *E.U.I.T.I.*, 1, 1–147, 2004.
- [40] Yagué, J. J., control automático de un brazo robot de 5 grados de libertad con arduino [Tesis de Pregrado]. Valladolid, WA: Universidad de Valladolid, 2013.
- [41] Romo, H., Realpe, J., Jojoa, P., Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano, *Facultad electrónica universidad del Cauca*, 4, 1–10, 2007.
- [42] Electrodo de monitoreo Care®. Disponible en: <http://www.quirurgicosltda.com/productos/consumibles.html> [Consultado el 23 de Julio de 2015]
- [43] Jaramillo, H., Desarrollo de dispositivos, *INGENIUM*, 57, 1–13, 2010.
- [44] Villarejo, J., Caicedo, E., Campo, O., Detección de la intención de movimiento durante la marcha a partir de señales electromiográficas, *Universidades del valle y autónoma de occidente*, 1, 1–7, 2008.
- [45] Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F., Van Dieën, J. H., Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation a tutorial and review., *Journal of electromyography and kinesiology*, 20, 375–387, 2010.
- [46] Gallego J. L., Análisis de series temporales, *LADE y LE*, 1, 111–128, 2008.
- [47] Belalcázar, C., Rengifo, Z., Clasificación de señales electromiográficas para una prótesis de mano [Tesis de Pregrado], Popayán, WA: Universidad del cauca, 2007.
- [48] Asghari, M., Hu, H., Myoelectric control system a survey, *Biomedical Signal Processing and Control*, 2, 275–294, 2007.
- [49] Loza, E., Brazo Robótico Controlado por una Computadora en un Ambiente de Realidad Virtual, *CIDETEC*, 1–75, 2008.
- [50] Ochoa, A., Maciel, M., Estrada, F., Diaz, C., Felix, R., Alvarez, J., Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas, *Sistemas Cibernética e informática*, 7, 1–15, 2010.
- [51] Ballesteros, D., Sistema de transmisión inalámbrica de señales ECG y de temperatura para ambientes hospitalarios, *Ingeniería biomédica*, 4, 55–63, 2010.
- [52] McGinley, J., Baker, R., Wolfe, R., Morris, M., The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review, *Gait & posture*, 29, 360–369, 2009.
- [53] Essaban, M., Sistema portátil de electromiografía de tres derivaciones con comunicación wireless, *EPSC*, 1, 1–81, 2006.