

Desarrollo de un Sistema de Entrenamiento para el Control de una Prótesis Mioeléctrica con un Modelo de Prótesis Virtual

Bejarano Jiménez Sandra, Silva Hernández Fernanda, Thoison Ferman Stephen

Abstract—This article presents the design of a training system to control myoelectric prosthesis, for this, EMG signals are acquired from four different muscles and processed offline to project the muscular activity in a virtual prosthesis, aiming to allow the subject to associate the muscular activation time to the prosthesis movements and improve the control over it.

Resumen—El presente trabajo muestra el diseño de un sistema de entrenamiento previo al control de una prótesis mioeléctrica; para ello se adquieren señales de EMG de 4 músculos, se realiza el procesamiento offline y se proyecta la actividad muscular en una prótesis virtual, teniendo como objetivo permitir al sujeto asociar los tiempos de activación muscular a los movimientos de la prótesis y mejorar su control sobre ella.

Palabras Clave—Cuaterniones, EMG, Mundo Virtual, Procesamiento, Prótesis Mioeléctrica, Prótesis Virtual, Protocolo de Entrenamiento.

I. INTRODUCCIÓN

EN México aproximadamente el 5% de la población presenta algún tipo de discapacidad, lo que equivale aproximadamente a 6 millones de personas, que por nacimiento, enfermedad, accidente o edad avanzada ven limitadas sus posibilidades de desplazamiento, orientación o uso de instalaciones. Dentro de ese 5% de la población discapacitada se calcula que el 60% sufren de alguna discapacidad motriz, entre ellas las de miembros superiores, las cuales impiden la manipulación de objetos o realizar la mayoría de las actividades cotidianas; una de las alternativas que tiene la gente que sufre de discapacidades en los miembros superiores es la utilización de prótesis, sin embargo el sujeto no siempre se adapta fácilmente a ellas por lo que en algunos casos un entrenamiento es lo más recomendable.

Uno de los métodos más implementados para controlar las prótesis es mediante señales de electromiografía (EMG); en México según INEGI en 2013 las ventas de prótesis y aparatos ortopédicos fue de \$16,699 miles de pesos, sin especificación en el caso de las prótesis mioeléctricas [1].

México cuenta con dos empresas que desarrollan este tipo de prótesis, LAIDETEC y Probionics, la primera contando con

3 generaciones de mano y un diseño de brazo completo, mientras que la segunda cuenta con diversos modelos y ha instalado ya más de 140; lamentablemente ninguna de estas marcas provee de sistemas de entrenamiento para facilitar al paciente el control de la prótesis; de la misma forma no se cuenta con información sobre el uso de esos sistemas en México, sin embargo el desarrollo de estos sistemas se ha logrado realizar por parte de estudiantes de distintas universidades del país, con la desventaja de no contar con la difusión suficiente para lograr su implementación.

Las características con las que cuenta la señal, en amplitud varía desde el orden de micro volts hasta un rango de mili volts, cerca de 10 mV, sin embargo las señales adquieren ruido mientras viajan por los distintos tipos de tejido, este ruido puede ser eléctrico, ambiental, por movimiento o puede producirse por la inestabilidad de la señal. Generalmente al adquirir la señal utilizando electrodos de superficie, su ancho de banda se encuentra entre los 20 Hz – 500 Hz [2]. Los factores que pueden afectar la señal de EMG se clasifican en [3-4]:

- 1) Causales: son los que afectan directamente a la señal.
 - a) Extrínsecos: Comúnmente son causados por la estructura del electrodo y la localización del mismo.
 - b) Intrínsecos: Son inherentes a la anatomía y fisiología del músculo a estudiar.
- 2) Intermedios: Son los fenómenos físicos y fisiológicos que influyen en otros factores causales, la superposición con otros biopotenciales es un ejemplo.
- 3) Determinísticos: Son los que son influenciados por los factores intermedios.

II. METODOLOGÍA

A. Adquisición de las Señales

A partir de las especificaciones de un EMG clínico se decidió realizar un EMG de cuatro canales con un ancho de banda de 10 a 500 Hz. Para ello se calculó un filtro paso altas (FPA) Butterworth con el método Sallen-Key de tercer orden, con una frecuencia de corte de 10 Hz y un filtro paso bajas (FPB) Butterworth, en configuración Sallen-Key de cuarto orden; ensamblados con amplificadores operacionales de precisión (OPA2277).

La señal recibida por los electrodos llega a buffers de acoplamiento y posteriormente a un amplificador de instrumentación (AD620) con ganancia de 500, elegida debido a que la amplitud máxima del EMG superficial (10 mV) no

El presente trabajo fue realizado para la Materia de Procesamiento Digital de Señales Biomédicas, por estudiantes de Séptimo semestre de Ingeniería Biomédica de la Universidad La Salle.

Bejarano (sbejaranojimenez@mail.com), Hernández (iromatotti9@gmail.com), Pérez (sof.perez2@gamil.com), Silva (chezarys@gmail.com), Thoison (thoisonferman@gmail.com).

sobrepasara los 5 V que soporta el ADC; en (1) se muestra la fórmula de la ganancia del AD620, donde Rg es la resistencia necesaria para conseguir la ganancia deseada. Luego de la etapa de filtrado está el acondicionamiento de la señal, donde se le suma un offset y la señal se vuelve a amplificar para obtener la máxima resolución en las medidas, al pasar del microcontrolador a la computadora. Se utilizó un Arduino Leonardo para realizar la lectura analógica, que cuenta con un ADC de 10 bits, posteriormente transmitirla de forma serial a la interfaz de MATLAB, con un cable USB. Utilizando dicho puerto, se alimentó la tarjeta utilizando un convertidor DC/DC de 5 V a ± 5 , lo que permite al dispositivo ser independiente de la red eléctrica.

$$G = \frac{49.4k\Omega}{Rg} + 1 \tag{1}$$

por lo tanto:

$$Rg = \frac{49.4k\Omega}{G - 1}$$

Para caracterizar al sistema, se midió su ancho de banda, lo cual se logró mediante un barrido de frecuencias de la señal de entrada hasta que la señal de salida fuera el 70% de su valor original o la señal se empezará a deformar. De igual forma se midieron las ganancias tanto en modo común como en diferencial, para a su vez obtener la razón de rechazo en modo común (CMRR), cuya fórmula se indica en (2), donde Ad y Ac son las ganancias en modo diferencial y común respectivamente.

$$CMRR = 20 \log \left(\frac{Ad}{Ac} \right) \tag{2}$$

Para realizar el procesamiento se utilizaron señales adquiridas a una frecuencia de muestreo (F_s) de 1500 Hz, utilizando un programa de Java; una vez obtenidos los datos, se almacenaron e importaron a MATLAB.

Los músculos utilizados en la adquisición fueron el bíceps brachi, la cabeza larga del tríceps brachi, pectoral mayor y trapecio descendente; tales estructuras se eligieron ya que el proyecto va enfocado hacia personas que carecen de antebrazo, y son músculos que están ligados a los movimientos naturales de brazo y hombro.

B. Procesamiento

Una vez en MATLAB, las señales se filtran primeramente con un FPA Butterworth de cuarto orden a 10 Hz, y un FPB del mismo orden a 500 Hz para delimitar el ancho de banda, posteriormente se aplicó un filtro Notch a 60 Hz. Luego del filtrado, la señal se recortó para remover el ataque de los filtros y tener un procesamiento óptimo.

Se rectificó tomando el valor absoluto de cada dato; para normalizarla en amplitud se tomó el máximo para dividir cada muestra entre él.

Para establecer umbrales de activación, se realizó un suavizado utilizando un FPB Butterworth de segundo orden a 6 Hz.

Para fines prácticos se realizó en MATLAB una interfaz gráfica de usuario (GUI) donde solo con pulsar un botón, realizaba todo el proceso mencionado en este apartado.

Se diseñó un mundo de realidad virtual en la interfaz de MATLAB, que simule un brazo humano. Cada parte de brazo se emuló con diferentes figuras geométricas. En la Fig. 1 se

muestra un esquema de los objetos padre e hijo que tiene el mundo, donde cada dedo, a su vez tiene más objetos que simulan las articulaciones y las falanges de cada dedo.

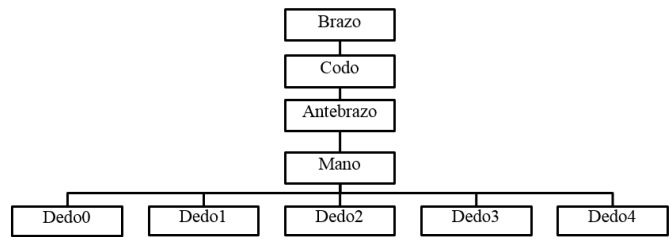


Fig. 1. Esquema de objetos padre-hijo del esquema 3D.

El modelo final del mundo virtual en 3D se muestra en la Fig. 2, con los ejes correspondientes en la posición inicial donde el plano cartesiano indica el centro del sistema. Cabe mencionar que en la posición de la figura todos los objetos presentarían los mismos ejes; sin embargo cada uno presenta un centro y la posición de éste cambia conforme los objetos padre rotan o se modifican.

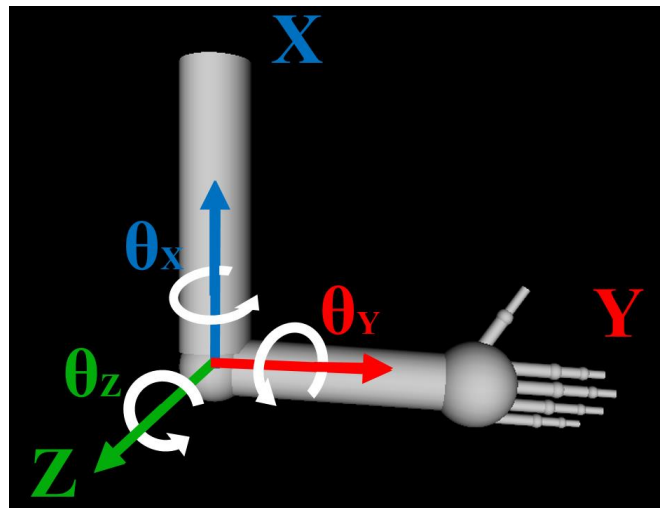


Fig. 2. Mundo Virtual 3D que modela la prótesis mioeléctrica con ejes plano cartesiano en el centro del sistema.

El movimiento del modelo se asoció con la actividad eléctrica de diferentes músculos, teniendo así 3 grados de libertad. La actividad muscular de tríceps y bíceps correspondió a la extensión-flexión del antebrazo, respectivamente, asociando una rotación en el eje Z del objeto Codo. Al activar el trapecio se relacionó a la pronación de la mano, en caso de no presentar actividad se regresa a la posición inicial correspondiente a un punto medio entre supinación y pronación, estos movimientos se asociaron a la rotación en el eje Y del objeto antebrazo. La posición inicial de la mano es en cierre, mientras que en caso de actividad en el pectoral mayor se ejercía el movimiento de apertura de mano, asociando rotaciones a los objetos dedos en el eje X. Igualmente se establecieron límites angulares de cada rotación para que los movimientos se vean naturales.

En la Tabla I se muestra como la activación de diferentes músculos se relaciona a cierto movimiento de la prótesis virtual, así como el objeto en que se realiza la rotación, el eje y los límites angulares.

Tabla I. Actividad muscular asociada al movimiento de la prótesis virtual.

| Músculos | Movimiento | Objeto | Eje de Rotación | Ángulos Límite (rad) |
|----------|----------------------|-----------|-----------------|----------------------|
| Triceps | Extensión | Codo | Z | 6 |
| Biceps | Flexión | Codo | Z | 3.5 |
| Trapezio | Supinación-Pronación | Antebrazo | Y | 3 - 4 |
| Pectoral | Apertura-Cierre | Dedos | X | 3.2 - 4.2 |

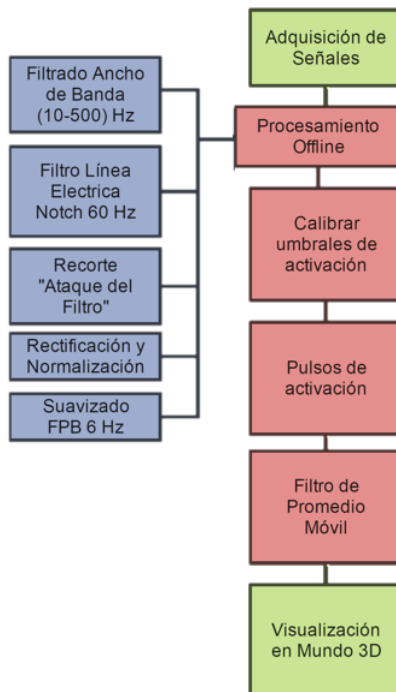
Por lo tanto se tienen 2.5 rad de libertad en extensión-flexión (144°), 1 rad de libertad en el movimiento de supinación-pronación (57°), y 1 rad de libertad en apertura-cierre (57°). La información de la rotación se manda al objeto en el mundo 3D en cuaterniones, para lo cual se utiliza (1), donde θ es el ángulo en radianes de la rotación, en el vector (x, y, z).

$$n\left(-\right) + n\left(-\right) \quad n\left(-\right) + s\left(-\right) \quad (1)$$

En total se diseñaron tres GUIs, la primera para la adquisición de señales. La segunda GUI se realizó para el análisis de las señales, y poder determinar el procesamiento final necesario para las mismas.

La tercera GUI se diseñó para el análisis y visualización eficiente de las señales adquiridas, así como su preprocesamiento, calibración y poder mandar los movimientos al modelo de brazo en el mundo 3D. Otro de sus objetivos es que ésta puede ser utilizada por personas que no estén familiarizadas con otras interfaces de programación y procesamiento, como los son los terapeutas y rehabilitadores, quienes serían los usuarios finales de este sistema.

En el esquema de la Fig. 3 se muestra el diagrama a bloques del funcionamiento de la GUI final.

**Fig3. Diagrama a bloques de al GUI.**

Al determinar las señales de pulsos de activación para cada movimiento, es posible aplicar filtros de promedio móvil de

orden 20 a las señales y a los pulsos de activación, con el objetivo de evitar intermitencias en los movimientos.

C. Protocolo de Pruebas

Se elaboró un protocolo de pruebas para obtener el EMG, las pruebas fueron pensadas de tal forma que pudieran realizarse en sujetos que presentaran o no la ausencia del antebrazo por debajo del codo; sobretodo con muñones muy cortos, menor a un cuarto de la longitud original.

Previo a la adquisición de las señales, se frota las zonas de la piel con alcohol en el lugar donde se colocan los electrodos, los cuales son de Ag/AgCl, dispuestos en forma bipolar, con separación de dos centímetros entre ellos, la colocación de los mismos se realizó de acuerdo a las recomendaciones del SurfaceElectroMyoGraphyforthe Non-InvasiveAssessment of Muscles (SENIAM), para el bíceps, tríceps y trapecio, de la misma forma la colocación de los electrodos en el pectoral se realiza de acuerdo a J. Clemons y C. Aaron [5] con modificaciones, ya que la colocación se hizo al 60% partiendo del proceso xifoides hasta la cavidad supraesternal, mientras que el electrodo de referencia se colocó en la séptima cervical (C7).

Una vez colocados los electrodos, se le muestra al sujeto la forma de realizar adecuadamente los movimientos que posteriormente reproducirá, con el fin de que pueda ensayarlos y le resulten familiares. Los participantes se deben encontrar en posición de sentado con el brazo cayendo de forma natural a su lado para realizar los movimientos ensayados.

Los movimientos que el sujeto debe realizar consisten en aplicar fuerza en el bíceps de tal forma que intentase levantar algo, y con el tríceps como si lo bajara, los movimientos de hombro son subirlo y bajarlo, mientras que el de pectoral consiste en mover el brazo como si se pretendiera tocar la cadera contraria con la mano.

Los ciclos de prueba, son dos, y constan de tomar 15 segundos de inactividad, seguidos de 3 segundos de máxima contracción voluntaria (MCV) para bíceps, cinco segundos de descanso y de nuevo tres segundos de MCV para tríceps, finalizando con 15 segundos más de inactividad. La segunda prueba es homóloga para trapecio y pectoral. Lo anterior con el objetivo de alcanzar los umbrales máximos y los tiempos durante los cuales se desea llegar al movimiento máximo de la prótesis virtual.

Cada ciclo se repite tres veces con intervalos de descanso de 20 segundos para evitar la fatiga del paciente, si esta se presenta el tiempo de relajación se puede extender.

Estas pruebas se aplicaron a 6 diferentes sujetos sanos, repitiendo las mediciones 3 veces. Fueron 4 hombres y 2 mujeres, de entre 20 y 24 años, con compleciones físicas delgadas, sin embargo algunos con mayor masa muscular que otros y de diferentes estaturas, desde los 155 cm hasta 190 cm.

III. RESULTADOS

A. Adquisición de la Señal

En la caracterización del sistema se obtuvo un ancho de banda de 7Hz a 434Hz. Se obtuvo una ganancia en modo diferencial de 424 y en modo común una de 0.009, dando como resultado un CMRR de 102.

En la Fig. 4 se muestran las señales adquiridas antes del procesamiento.

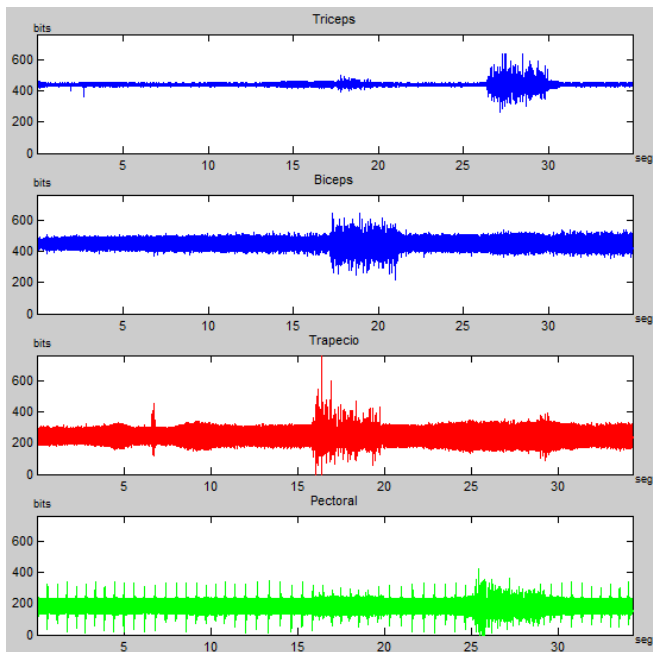


Fig. 4. Señales Adquiridas de los 4 músculos.

Donde las primeras dos señales azules corresponden a la activación del tríceps y bíceps respectivamente. La roja del trapecio y la verde al hombro la señal del hombro también se registran señales de electrocardiografía (ECG).

B. Procesamiento

Para el procesamiento, Fig. 5 se muestra las mismas señales adquiridas, ya procesadas siguiendo los colores mencionados anteriormente, mientras que en rosa se muestra el umbral de activación para cada músculo.

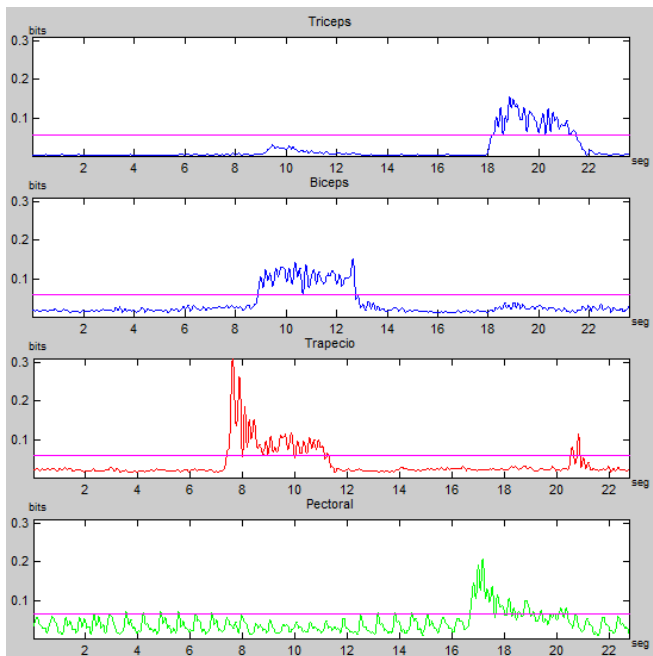


Fig. 5. Señales Procesadas y sus umbrales de activación.

Gracias a estos umbrales se pudieron crear vectores de activación como los que se muestran en Fig. 6, donde en azul pertenece a flexo-extensión valor positivo para flexión y

negativo para extensión, rojo a prona-supinación y verde apertura y cierre de mano.

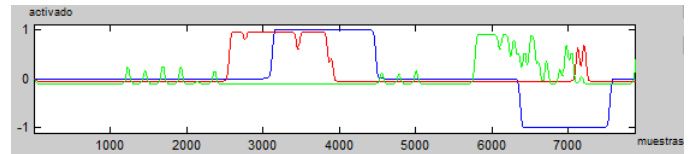


Fig. 6. Vectores de activación muscular

Por último se muestra en Fig. 7 los movimientos que puede realizar el modelo 3D del brazo con los vectores de activación anteriores, estos movimientos se realizan con una activación muscular de tres segundos.

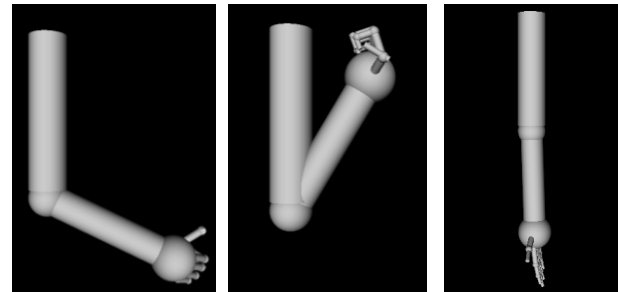


Fig. 7. Movimientos del modelo en el mundo 3D.

Por lo tanto, las activaciones musculares se reflejan en los movimientos de la prótesis, donde es posible calibrar los umbrales para cada sujeto.

IV. DISCUSIÓN

A. Adquisición de la señal

Uno de los principales problemas para adquirir las señales fue el ruido de 60 Hz provocado por la línea eléctrica, el cual al amplificarse enmascaraba completamente a la señal de activación del musculo, este problema se resolvió parcialmente al implementar filtros digitales Notch a 60 Hz, y alimentando el circuito por medio de un cable USB y un DC/DC de 5 V a $\pm 5V$.

Con las implementaciones mencionadas el ruido disminuyo sin embargo no se eliminó por completo debido a los cables de adquisición, los cuales no estaban diseñados para adquirir señales bioeléctricas; posiblemente con cables blindados y trenzados la adquisición mejoraría a gran escala.

Otro problema común fue que a varios sujetos de prueba se les dificultaba realizar la activación de un musculo en específico, sobre todo en los ejercicios de bíceps y tríceps, por lo que se tuvieron que realizar varias repeticiones del ejercicio antes de poder tomar la medición de interés.

Por último la adquisición de las primeras señales, las cuales fueron para validar nuestro procesamiento, se obtuvieron a través de un programa hecho en Java ya que la adquisición en MATLAB presentó una frecuencia de muestreo baja por lo que no se cumplía el teorema de Nyquist.

B. Procesamiento

Una vez teniendo las señales se tuvo confusión con el orden del procesamiento, sin embargo con este se logró de manera más óptima establecer umbrales de activación, ya que para

cada sujeto su valor máximo y mínimo de activación muscular implicaba distinto voltaje, por lo que se aplicó una normalización.

Para el mundo virtual se tuvieron que realizar bastantes pruebas para determinar la sensibilidad del movimiento del brazo, lo cual determinaba la velocidad y el tiempo al que prótesis recorriera el trayecto completo de los distintos movimientos.

C. Protocolo de entrenamiento

El propósito del sistema que se desarrolló es el de poder en un futuro diseñar e implementar un protocolo de entrenamiento que utilice nuestro sistema en pacientes que no tengan antebrazo sin embargo conserven la tuberosidad del radio y el olecranon los cuales son los sitios de inserción del bíceps y tríceps respectivamente.

Esto se propuso ya que como se mencionó anteriormente a la mayoría de los sujetos se les complicó la activación separada entre el tríceps y el bíceps. Por lo que a un paciente se le puede dificultar mucho el uso de una prótesis mioeléctrica sin una serie de ejercicios o algún protocolo de entrenamiento previo.

Sin embargo para poder lograr diseñar un protocolo de entrenamiento todavía falta realizar muchas pruebas en sujetos con y sin antebrazo, para poder generalizar nuestro protocolo.

Una de las limitantes que se tiene en estos momentos es el hecho de que nuestro sistema no es en tiempo real, pero es uno de las mejoras que se le tiene que hacer por medio de una tarjeta de adquisición más rápida o algún programa que sea menos pesado lo cual no se pudo por falta de recursos.

Nuestro sistema sin embargo tiene la ventaja de que se puede alimentar perfectamente conectándose a cualquier computadora a través de un cable USB, por lo que es un sistema relativamente portátil e independiente.

V. CONCLUSIONES

A pesar de que el sistema de adquisición puede mejorar, se destacó con base en los resultados obtenidos que la adquisición es sencilla para el usuario ya que cuenta con alimentación independiente a la red eléctrica, esto siendo de importancia para la protección del paciente. El procesamiento es validado por señales que cumplen con el teorema de Nyquist; y es fundamental para determinar la activación muscular.

Existe una versión de este sistema, para que los pacientes aprendan a utilizar una prótesis comercial física. El presente sistema tiene la ventaja de ser aplicable a cualquier tipo de personas, ya sea que tengan o no alguna discapacidad; además de ser extensible al uso de distintos músculos.

Además, los sistemas que ya existen, son específicos para una prótesis particular. Cuando algún paciente solicita o compra una prótesis, tarda al menos un año en que se le entregue, y es hasta entonces que puede comenzar a practicar con el sistema propio de la prótesis que haya adquirido. El sistema diseñado, puede llegar a ser un dispositivo mucho más económico y flexible, puesto que es aplicable a pacientes con diferentes amputaciones o bien con otros músculos de activación, permitiéndoles desarrollar cierto entrenamiento o capacidad para que posteriormente sea fácil su adaptación con la prótesis física y su control.

El desarrollo de este sistema va enfocado hacia el desarrollo e implementación posterior de un protocolo de entrenamiento para personas que cuenten con discapacidad de miembro superior, igualmente siendo extensible hacia el tratamiento de otras discapacidades motrices.

Actualmente se están realizando mejoras en el sistema de adquisición y procesamiento, pasando la adquisición de Arduino a RaspberryPi y la interfaz y procesamiento de MATLAB a Python. Esto tiene por objetivo hacer el sistema más eficiente y económico para el usuario final.

REFERENCES

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía. Ventas netas de mercancías y margen comercial de los establecimientos comerciales grandes1 del sector privado y paraestatal2 que realizaron actividades en 2013. Recuperado el 26 de noviembre de 2015 de: http://buscador.inegi.org.mx/search?tx=Protesis&q=Protesis&site=sitioINEGI_collection&client=INEGI_Default&proxystylesheet=INEGI_Default&getfields=%2A&entsp=a__inegi_politica&lr=lang_es%257Clang_en&filter=1
- [2] J. Webster. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2 Ed. Vol. 3.
- [3] M.Reaz, M. Hussain. F. MohdYasin. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. 2006.
- [4] De Luca, C. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics.
- [5] J. Clemons, C. Aaron. Effect of Grip Width on the Myoelectric Activity of the Prime Movers in the Bench Press. Journal of Strength and Conditioning Research. 1997. 11(2). 82-87.
- [6] Zumbahlen Hank, Linear Circuit Design Handbook, Chapter 8 Analog Filter, Newnes, 2008.
- [7] Analog Filter Wizard, Analog Devices, Diseño Virtual de Filtros Analógicos, <http://www.analog.com/designtools/en/filterwizard/#/type>, consultado el 17 de agosto del 2015.
- [8] FDA, Electromyograph, Diagnostic, 21 CFR 890.1375
- [9] FDA, Premarket Notification 510(k) Summary, For MyoTracinfiniti, 2007, 21 CFR 890.1375
- [10] Simulink 3D Animation Toolbox TM, User's Guide, R2015a, Mathworks, MATLAB.

ANEXO

La versión final de la GUI se muestra en la Fig. 8, la cual tiene las siguientes secciones:

- a) Gráficas de las señales de EMG de los músculos tríceps, bíceps, trapecio y pectoral.
- b) Gráfica de los vectores de activación de movimiento.
- c) Selección de tipo de señales
- d) Selección de sujeto de prueba
- e) Selección de repetición
- f) Cargar nuevamente los archivos originales, o bien regresar a las gráficas actuales.
- g) Botones de pre-procesamiento por separado.
- h) Botón que realiza todo el pre-procesamiento.
- i) Cuadro de mensajes.
- j) Matriz de calibración de umbrales y sensibilidad para cada señal.
- k) Selección de valores en el mundo 3D y guardar umbrales específicos del sujeto de pruebas
- l) Filtros de Promedio Móvil a la Señal y a los vectores de activación
- m) Botón para graficar los umbrales y los vectores de activación de movimiento. Botón para mandar los movimientos en el mundo 3D.

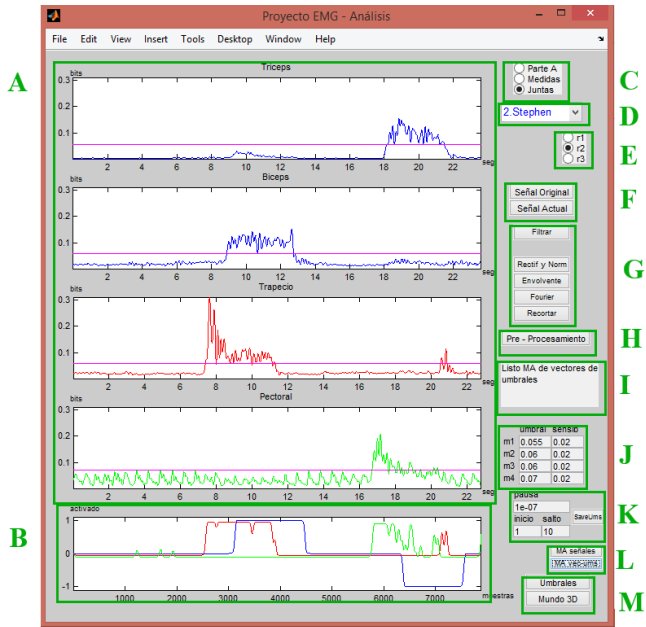


Fig. 8. Secciones de la Interfaz Final