

ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PROVENIENTES DEL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA

Edwin Guerrero, Iván Iglesias

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica, FICA, Universidad Técnica del Norte, Av. 17 de Julio, Ibarra, Ecuador

eggerrero@utn.edu.ec, iiglesias@utn.edu.ec

Resumen. *Este trabajo muestra el desarrollo del análisis de señales electromiográficas (EMG) provenientes de los músculos del muslo. Se tiene como objetivo caracterizar, mediante software, las señales EMG en el dominio del tiempo, enfocado a dispositivos de ayuda para personas con discapacidad física, ayudando al proceso de entrenamiento de órtesis o prótesis mioeléctricas.*

En la actualidad se pueden conseguir órtesis o prótesis comerciales que poseen un mayor control comparado con los dispositivos convencionales, que pueden ejecutar movimientos más precisos, pero, las personas discapacitadas acceden más a las prótesis comunes porque no son tan costosas como las de alta tecnología. Por tal motivo, esta investigación trata de generar tecnología en nuestro propio medio y no depender de la extranjera, y así, poder adaptar los dispositivos de ayuda a las necesidades de la población con precios que puedan ser accesibles, principalmente enfocada a la Zona 1, en donde en Imbabura podemos encontrar 4826 personas con discapacidad física.

Como resultado de la investigación, se obtuvo una interfaz gráfica de usuario capaz de obtener características de la señal EMG en el dominio del tiempo dada una región de interés que ayudará al proceso de entrenamiento y control de una prótesis accionada por señales EMG generadas por los músculos del muslo.

Palabras Clave

Características, dominio del tiempo, electromiografía, interfaz gráfica, músculos, prótesis, software.

Abstract. *This paper shows the development of analysis of electromyographic signals (EMG) from thigh muscles. It aims to characterize, through software, EMG signals in the time domain, focused on devices for the help of people with physical disabilities, helping the process of training orthoses or myoelectric prostheses.*

Currently commercial orthoses or prostheses that have greater control compared to conventional devices, which can execute more precise movements, but, disabled people have more access to common prostheses because they are not as costly as high technology ones. For this reason, this

investigation tries to generate technology in our own environment and not depend on the foreigner, and so, to be able to adapt the devices of assistance to the needs of the population with prices that can be accessible, mainly focused to Zone 1, Where in Imbabura we can find 4826 people with physical disabilities.

As a result of the investigation, a graphical user interface was obtained able to obtain characteristics of the EMG signal in the time domain given a region of interest that will help the process of training and control of a prosthesis driven by EMG signals generated by the muscles of the thigh.

Keywords

Characteristics, time domain electromyography, graphic interface, muscles, prosthesis, software,

1. INTRODUCCIÓN

Dentro del campo de la medicina se pueden encontrar señales biológicas producidas por los músculos del cuerpo, como es el caso de la señal electromiográfica (EMG), que está orientada al diagnóstico de enfermedades neuromusculares al igual que tratamientos musculares. La señal EMG se puede obtener de movimientos o contracciones voluntarias haciendo posible su implementación en prótesis inteligentes, contribuyendo así a mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido la pérdida parcial o total de alguna extremidad. Con el adecuado control y entrenamiento, las prótesis mioeléctricas pueden llegar a sustituir a las extremidades perdidas total o parcialmente, creando una extremidad artificial como si fuera una real.

En este documento se presenta una manera de caracterizar, en el dominio del tiempo, las señales electromiográficas de los músculos del muslo que intervienen en el movimiento de flexo-extensión de la rodilla. Utilizando una interfaz gráfica de usuario capaz de monitorear y analizar dichas señales, en donde, se realizó pruebas preliminares en personas sanas tanto hombres como mujeres de diferentes edades.

ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es un registro de la actividad eléctrica muscular, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y una prueba en la integridad del sistema motor, una representación de esta actividad eléctrica se puede observar en la figura 1.1. Se puede decir que la electromiografía de superficie (EMGS), a veces denominada electromiografía cinesiológica, es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento. La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta [1].

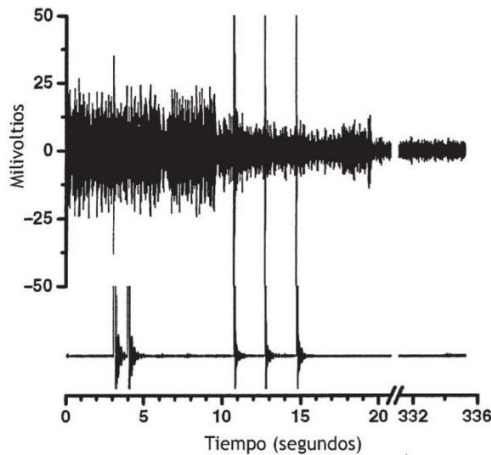


Figura 1.1 Actividad muscular para espinal espontánea en las vértebras lumbares inferiores [2].

Características de la señal EMG

Entre los aspectos importantes de la señal EMG, se puede mencionar que posee una amplitud aleatoria en la naturaleza y se puede representar razonablemente por una función de distribución gaussiana. Esta amplitud puede variar de 0 a 10[mV] (pico a pico) o de 0 a 1,5[mV] (rms), siendo la energía utilizable de la señal limitada a la gama de frecuencia de 0 a 500[Hz] [3].

De donde la información más relevante de las señales EMG se encuentra en una frecuencia oscilante entre 50 y 150 Hz, de aquí se deduce que la frecuencia de muestreo adecuada no debe ser menor de 300 Hz [4].

2. METODOLOGÍA

2.1 TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES EMG

De la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG, se utilizan las siguientes etapas:

- Etapa de pre amplificación.
- Filtro pasa banda Butterworth de cuarto orden de 20 a 500[Hz].
- Filtro Notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz].

- Etapa de amplificación final.

3. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO

3.1 DIAGRAMA DE FLUJO.

En la figura 3.1 se muestra el diagrama de flujo de la interfaz gráfica de usuario desarrollada en la plataforma de LabVIEW en su versión 2014.

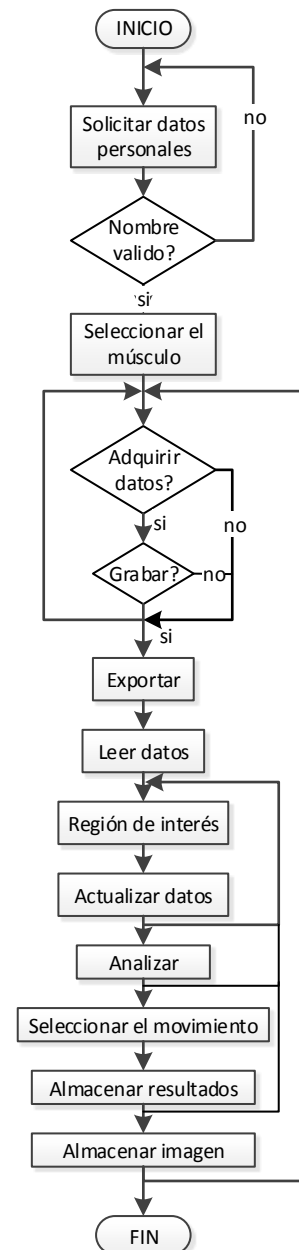


Figura 3.1 Diagrama de flujo de la interfaz gráfica.

3.2 ETAPA INICIAL

En esta etapa el VI Express utilizado es *File Dialog* (ver figura 3.2), en donde se especifica el nombre por default que tendrá el archivo, al igual que su extensión, en este caso tendrá una extensión .xls (Libro de Excel).

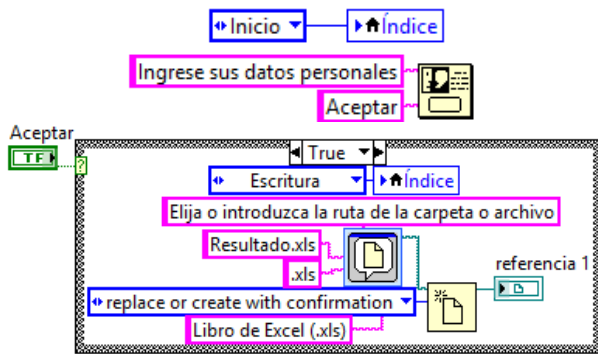


Figura 3.2 Inicio.

3.3 ETAPA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

En esta etapa, se utilizó un *DAQ Assistant* (ver figura 3.3) para adquirir la señal EMG proveniente de la salida de la etapa final de amplificación de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG desarrollada en la Universidad Técnica del Norte “UTN”.

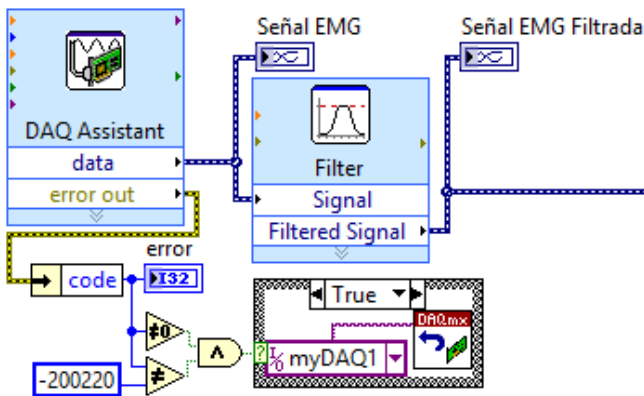


Figura 3.3 Adquisición de datos.

3.4 MUESTREO DE LA SEÑAL

Lo más importante para poder hacer un buen tratamiento de señal, es asegurar en cada paso que la información original no ha sido alterada. El teorema de Nyquist, considerado el más importante en la adquisición de señales establece una condición necesaria y suficiente para la reconstrucción en el dominio temporal, de una señal adquirida. La frecuencia de muestreo debe ser al menos 2 veces mayor que la frecuencia más alta de la señal que se quiere reconstruir [5].

Teorema de Nyquist-Shannon.

El teorema de Nyquist-Shannon afirma que, para una señal limitada en banda, la frecuencia de muestreo (F_{MS}) debe ser mayor que el doble de la frecuencia máxima de la señal (F_{MAXS}) para que ésta pueda ser reconstruida sin errores. De esta manera [6]:

$$F_{MS} > 2 \cdot F_{MAXS}$$

Ecuación 3.1 Teorema de Nyquist.

Según el teorema de Nyquist-Shannon, la frecuencia de muestreo para cada una de las señales biológicas se puede observar en la siguiente tabla 3.1 [6].

Tipo de señal	Frecuencia Máxima (Hz)	Frecuencia de muestreo mínima (Hz)
ECG (electrocardiograma)	250	500
EMG (electromiograma)	500	1000
EEG (electroencefalograma)	150	300
EKG (electrogastrograma)	1	2
EOG (electrooculograma)	50	100
ERG (electroretinograma)	50	100

Tabla 3.1 Resumen con las frecuencias de muestreo para determinadas señales.

Según la tabla 3.1, la frecuencia de muestreo mínima debe ser de 1000 [Hz]. Por lo tanto, se utilizó en la configuración del *DAQ Assistant* (ver figura 3.3) un sobre muestreo de 2000 [Hz] (ver figura 3.4) para que no exista pérdida de información.

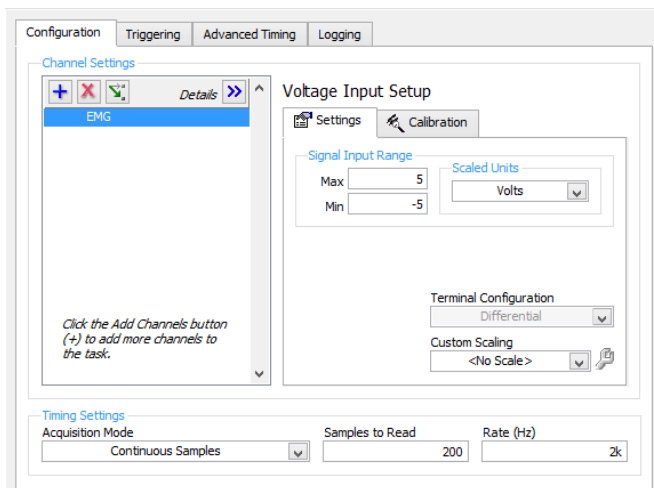


Figura 3.4 Configuración DAQ Assistant.

3.5 ETAPA DE ALMACENAMIENTO DE LA SEÑAL EMG

Para la etapa de almacenamiento de la señal EMG se utilizaron dos estructuras de casos que son: grabar y exportar. En la estructura de casos grabar, (ver figura 3.5) se creó un *waveform chart* para visualizar la señal proveniente de la salida del filtro digital, además se creó un *waveform chart* de tipo *double* que almacenará los datos como si fuera un buffer, el cual podrá almacenar un máximo valor de 30000 datos. (Este valor puede ser modificado).

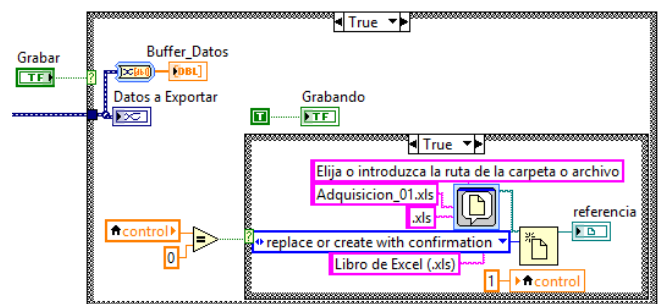


Figura 3.5 Estructura de casos grabar.

En la estructura de casos exportar (ver figura 3.6), se creó la propiedad invocar método del waveform chart denominado Buffer_Datos del caso grabar, para exportar los datos al portapapeles y así poder almacenarlos en el archivo previamente creado en la estructura de casos grabar.

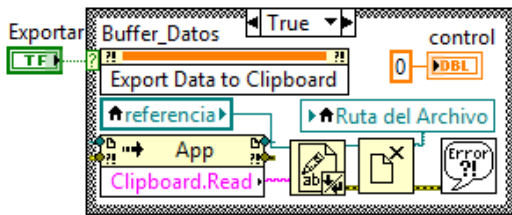


Figura 3.6 Estructura de casos exportar.

3.6 ETAPA DE LECTURA DE LA SEÑAL EMG

En esta etapa, se leen los datos previamente guardados en un archivo de Excel. Se especifica que el archivo a ser leído está en formato de Excel, además de indicar la ruta del archivo (ver figura 3.7). Se menciona la hoja de Excel en donde se encuentran los datos a ser exportados (en este caso es la hoja 0).

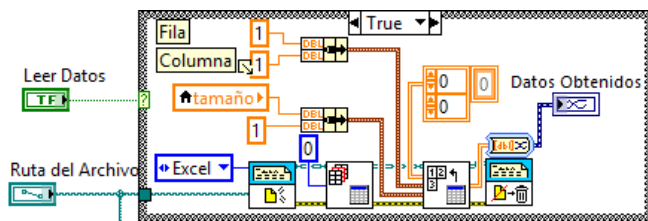


Figura 3.7 Estructura de casos exportar.

3.7 ETAPA DE ACTUALIZACIÓN DE DATOS

Con el fin de extraer solo una parte de la señal que va a ser analizada, se realizó una nueva lectura del archivo que contiene los datos, indicando el nuevo inicio y final que tendrá la lectura. Se utilizó la herramienta nodo de propiedad, para crear cursores de inicio y fin y así, restringir el rango a ser leído (ver figura 3.8).

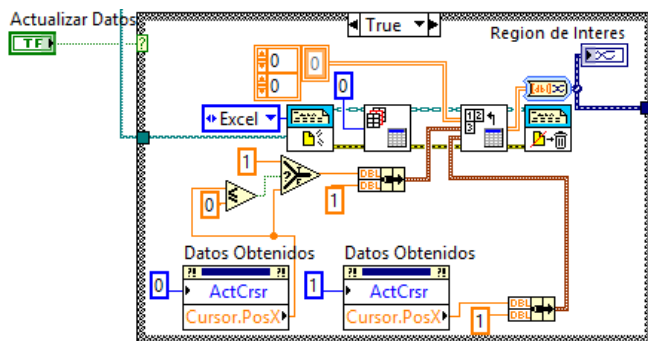


Figura 3.8 Lectura actualizada de la señal EMG.

3.8 ETAPA DE ANÁLISIS DE LA SEÑAL EMG

Una vez extraídos los datos actualizados, se procede a generar una onda con dichos datos, después se procede a utilizar los siguientes bloques que permitirán obtener las características requeridas para el análisis. En la obtención de características de la señal EMG se utilizó la estructura de casos mostrada en la figura 3.9.

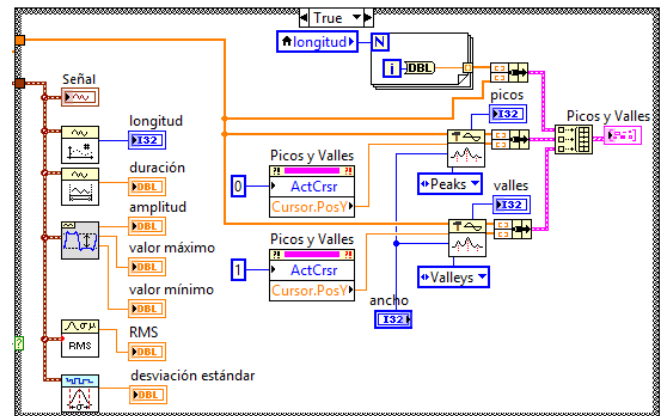


Figura 3.9 Análisis de la señal EMG.

3.9 ETAPA DE ALMACENAMIENTO DE RESULTADOS

El archivo creado en la etapa inicial es utilizado para almacenar los datos personales y los resultados obtenidos del análisis. Se almacenan los datos personales del paciente, además de los resultados obtenidos del análisis realizado a la señal EMG en formato de texto (ver figura 3.10) en el archivo previamente creado.

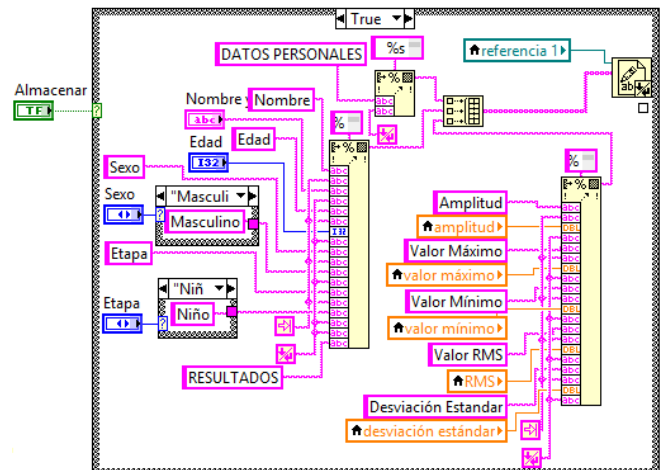


Figura 3.10 Análisis de la señal EMG.

4. RESULTADOS OBTENIDOS.

A continuación, se presenta los resultados obtenidos en función de las edades de los pacientes de sexo masculino.

4.1 AMPLITUD

La figura 4.1 muestra los valores de amplitud de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de amplitud es el vasto medio de un niño de 10 años.

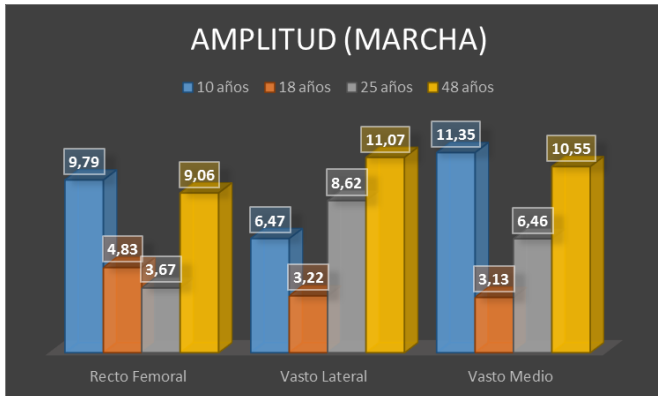


Figura 4.1 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La figura 4.2 muestra los valores de amplitud de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de amplitud es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

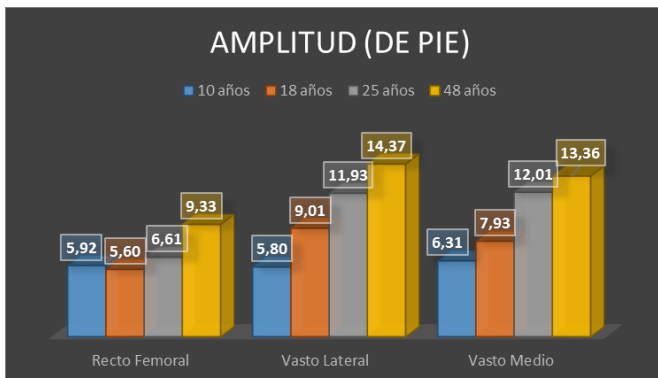


Figura 4.2 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La figura 4.3 muestra los valores de amplitud de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de amplitud es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

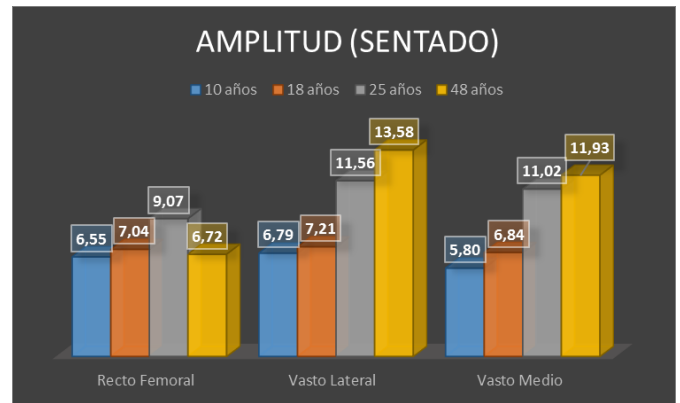


Figura 4.3 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

4.2 VALOR MÁXIMO

La figura 4.4 muestra los valores máximos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de la señal es el vasto medio de un niño de 10 años.

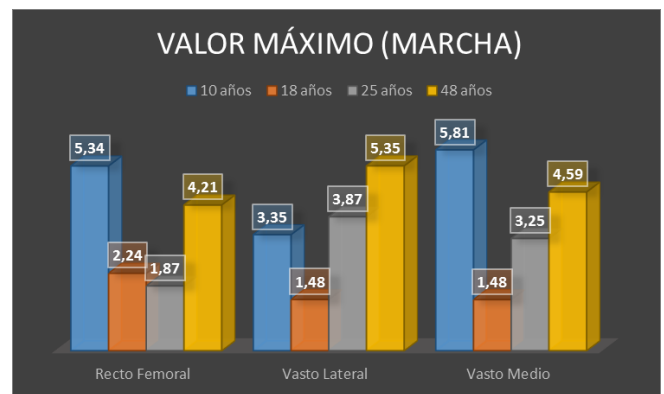


Figura 4.4 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La figura 4.5 muestra los valores máximos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

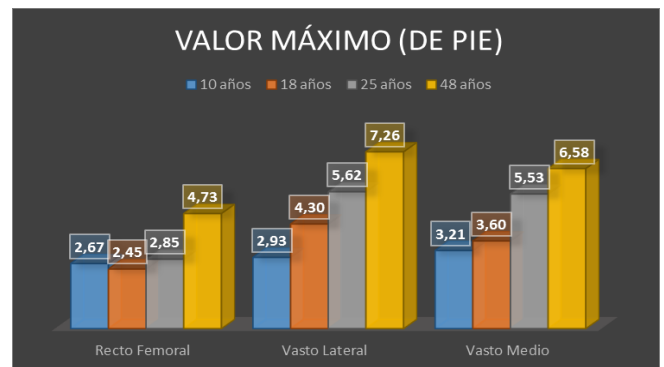


Figura 4.5 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La figura 4.6 muestra los valores máximos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

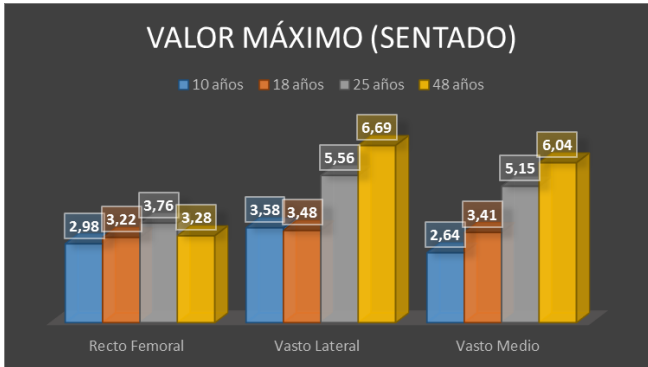


Figura 4.6 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

4.3 VALOR MÍNIMO

La figura 4.7 muestra los valores mínimos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el mínimo valor de la señal es el vasto medio de un adulto de 48 años.

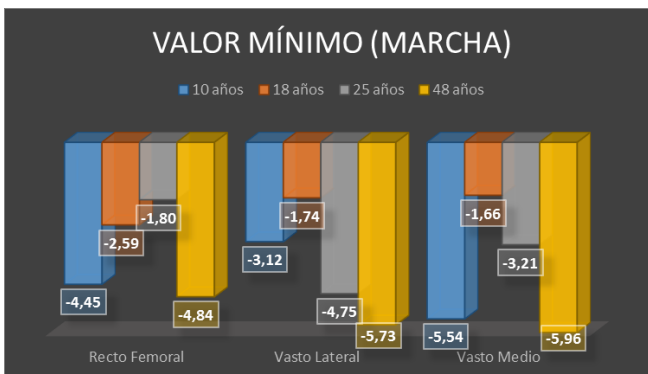


Figura 4.7 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La figura 4.8 muestra los valores mínimos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el mínimo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

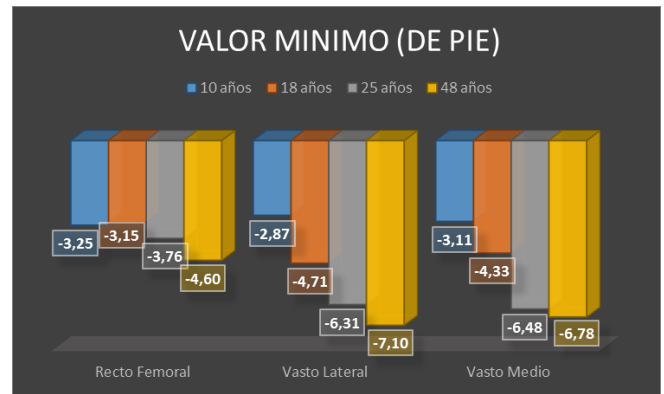


Figura 4.8 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La figura 4.9 muestra los valores mínimos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el mínimo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

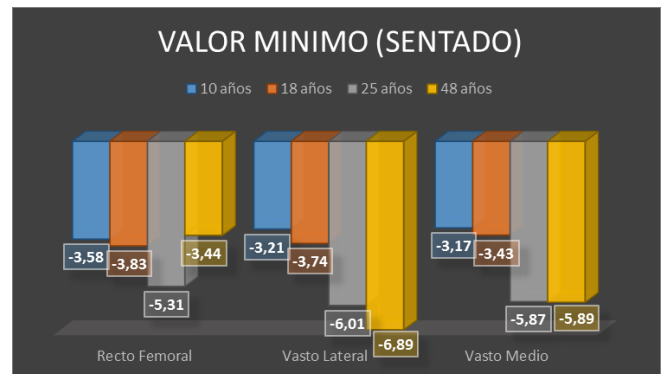


Figura 4.9 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

4.4 LONGITUD DE ONDA

La figura 4.10 muestran los valores de longitud de onda de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral de un niño de 10 años.

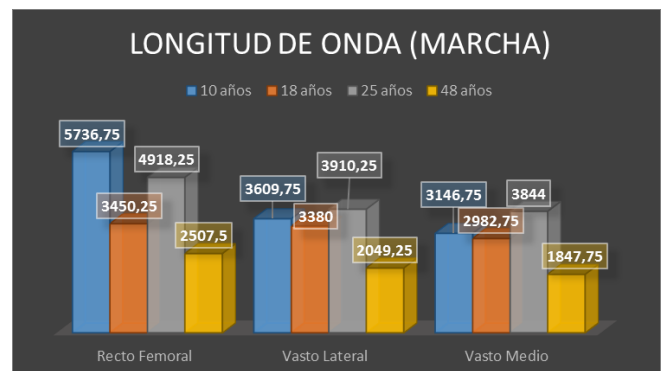


Figura 4.10 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La figura 4.11 muestra los valores de longitud de onda de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral de un niño de 10 años.

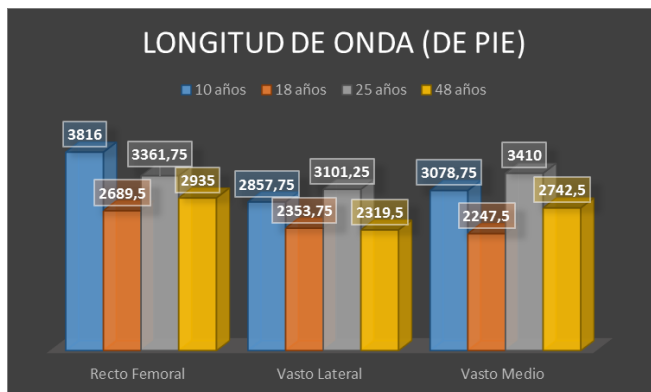


Figura 4.11 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse.

La figura 4.12 muestra los valores de longitud de onda de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral de un joven de 25 años.

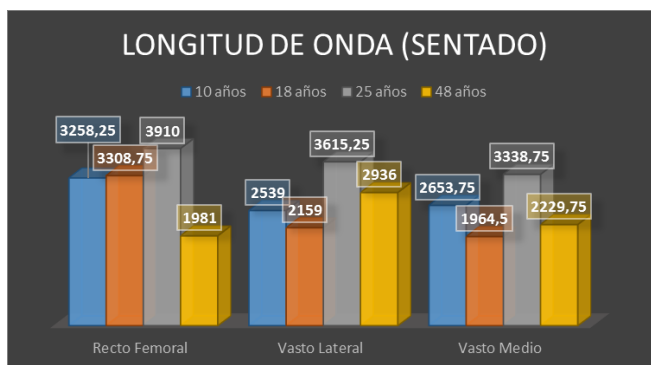


Figura 4.12 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse.

4.5 VALOR RMS

La figura 4.13 muestra los valores RMS de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto medio de un niño de 10 años.

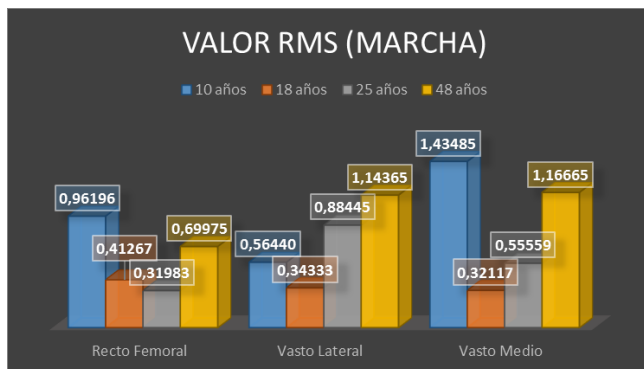


Figura 4.13 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La figura 4.14 muestra los valores RMS de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto lateral en un joven de 25 años y en un adulto de 48 años.

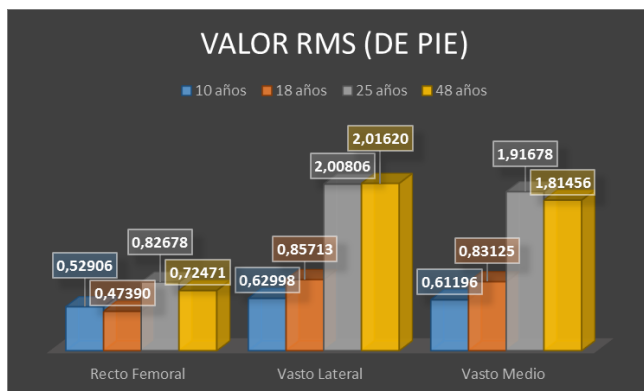


Figura 4.14 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La 4.15 muestra los valores RMS de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

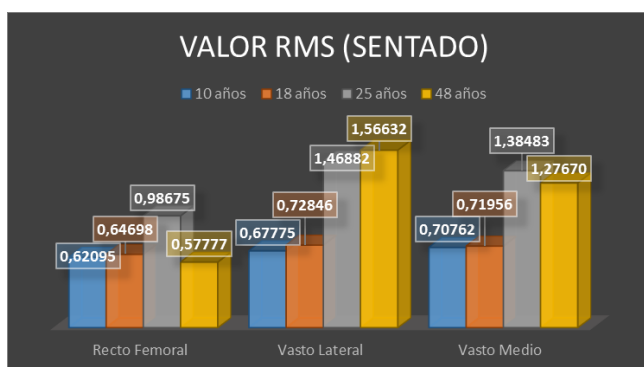


Figura 4.15 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

4.6 DESVIACIÓN ESTÁNDAR

La figura 4.16 muestra los valores de desviación estándar de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto medio de un niño de 10 años.

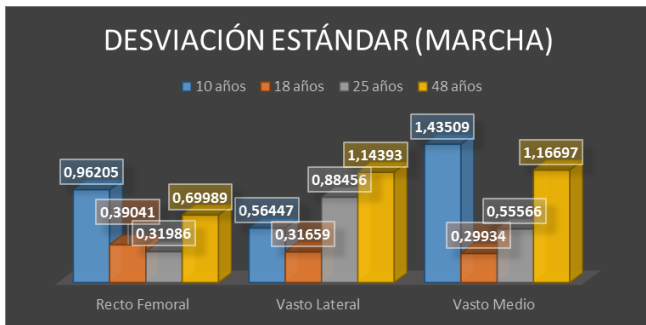


Figura 4.16 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La figura 4.17 muestra los valores de desviación estándar de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto lateral de un joven de 25 años y de un adulto de 48 años.

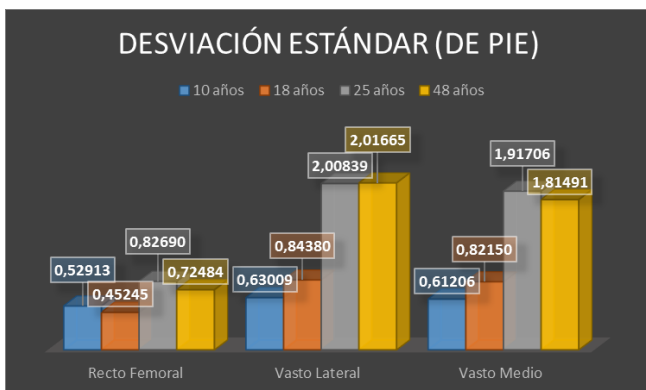


Figura 4.17 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse.

La figura 4.18 muestra los valores de desviación estándar de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

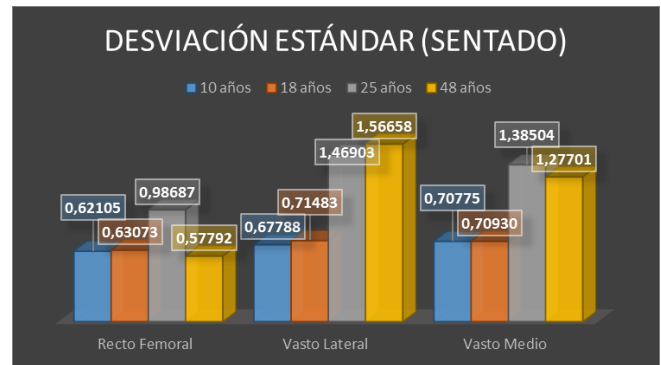


Figura 4.18 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse.

5. RESULTADOS Y DISCUSIONES

Inicialmente se realizaron pruebas de funcionamiento del duplicado de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG para depurar errores. Una vez comprobado el correcto funcionamiento de la tarjeta se integró con la tarjeta de adquisición de datos *NI MyDAQ*, y mediante el software de LabVIEW se pudo observar la señal EMG con sus características.

Se desarrolló una interfaz gráfica de usuario creada en el software de LabVIEW que realizará el análisis respectivo de los parámetros estadísticos mencionados anteriormente.

Una vez corregido los errores generados al realizar la interfaz gráfica, se procede a realizar las pruebas preliminares con un músculo del muslo realizando una contracción (ver figura 5.1), en este caso se seleccionó el recto femoral.

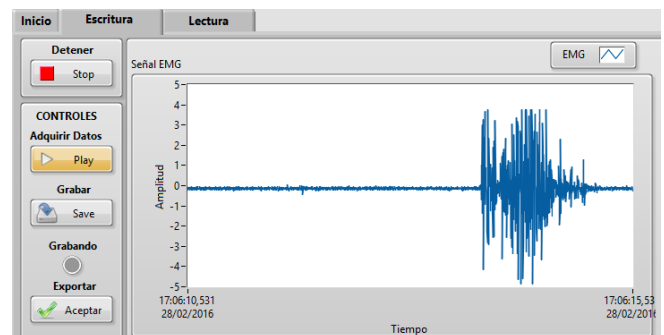


Figura 5.1 Prueba de una contracción con el músculo recto femoral.

Después se realizaron pruebas de almacenamiento de la señal en un *waveform chart* que simulará en buffer de datos (ver figura 5.2).

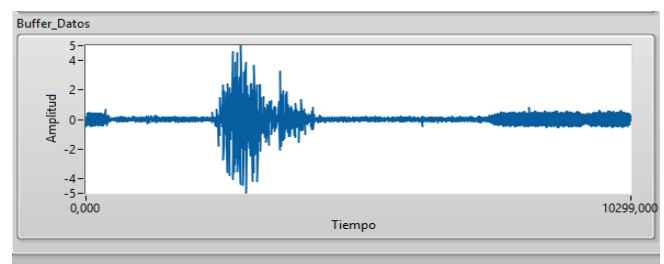


Figura 5.2 Datos almacenados.

Posteriormente se realizaron pruebas en la restricción del inicio y fin del movimiento en interés y el procesamiento de los datos (ver figura 5.3).

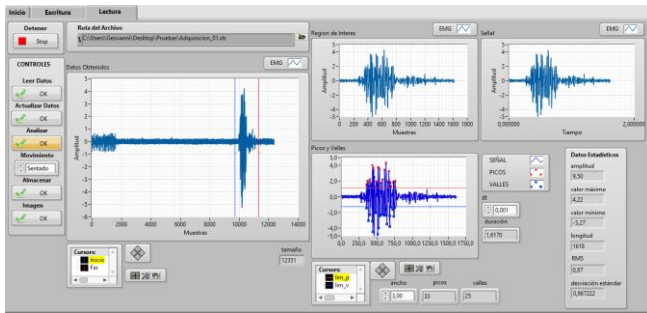


Figura 5.3 Restricción de la región de interés y resultados estadísticos.

6. CONCLUSIONES

La aplicación permite obtener de los músculos del cuádriceps, ejecutando tres tipos de movimientos, datos estadísticos de amplitud, valores máximos, mínimos, longitud de onda, valor RMS y desviación estándar de la señal EMG.

La interfaz gráfica diseñada permite obtener las características de una señal electromiográfica, dada una región de interés previamente seleccionada.

Utilizando las funcionalidades de Excel, desde la aplicación es posible generar reportes, así como almacenar los datos de la señal adquirida y de los resultados obtenidos.

Para evitar una saturación en la adquisición de datos, se utilizó la recomendación de National Instruments de usar una relación de 1/10 entre el número de muestras y la frecuencia de muestreo, respectivamente.

Al efectuar el movimiento de marcha se pudo apreciar que los datos de los pacientes de 10 y 48 años fueron los más altos en relación a los pacientes de 18 y 25 años. Esto se debe a que los primeros pacientes no tuvieron un entrenamiento previo efectuando ese tipo de movimiento.

Al realizar el movimiento de levantarse y sentarse en una silla, analizando el musculo vasto lateral y vasto medio, se pudo evidenciar que existe un crecimiento ascendente en el valor de los datos estadísticos, excepto en los resultados de longitud de onda.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] N. Massó, F. Rey, D. Romero, G. Gual, L. Costa y A. Germán, Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte, Barcelona: apunts, 2010.
- [2] J. G. Pickar, Efectos neurofisiológicos de la manipulación vertebral, Iowa : The Spine Journal, 2002.
- [3] G. De Luca, Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition, Delsys Inc., 2003.
- [4] R. R. Rubio, 03 Mayo 2016. [En línea]. Available: <http://www.encuentros.uma.es/encuentros53/aplicaciones.html>.
- [5] J. Alvarado Reyes y C. Stern Forgach, Un complemento al teorema de Nyquist, México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2010.
- [6] J. Calle Plaza, Sistema inalámbrico y multicanal para monitorización de señales biológicas en tiempo real., Madrid: Universidad Rey Juan Carlos., 2010.
- [7] CONADIS, «Una mano para la inclusión,» 14 08 2015. [En línea]. Available: <http://prometeo.educacionsuperior.gob.ec/una-mano-para-la-inclusion/>.
- [9] SENIAM, «Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles,» 2015. [En línea]. Available: <http://www.seniam.org/>. [Último acceso: 06 Enero 2015].
- [10] J. V. Basmajian y C. J. De Luca, Muscles Alive, Fifth ed., Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.
- [11] K. L. Moore, A. F. Dalley and A. Agur, Anatomía con orientación clínica, Seventh ed., China: Wolters Kluwer Health, S.A., Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [12] Ministerio de Salud Pública, «Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades,» 2015. [En línea]. Available: http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2015/04/registro_nacional_discapacidades.pdf. [Último acceso: 29 Mayo 2015].
- [13] Organización Mundial de la Salud, «Informe mundial sobre la discapacidad,» 2011. [En línea]. Available: http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/. [Último acceso: 10 Diciembre 2014].
- [14] D. Graupe y W. K., Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes, IEEE Transactions on, 1975.
- [15] S. FERGUSON y R. DUNLOP, Grasp Recognition From Myoelectric Signals, New Zealand, 2002.

- [16] A. Chan y K. Englehart, Continuous myoelectric control for powered prostheses using hidden Markov models, IEEE Transactions on, 2005.
- [17] E. J. Bronzino J., INTRODUCTION TO BIOMEDICAL ENGINEERING, Elsevier, 2012.
- [18] R. Churchill, Series de Fourier y Problemas de Contorno, New York: McGraw-Hill, 1978 .
- [19] M. R. Guglielminotti P, Effect of electrode location on surface myoelectric signal variables: a simulation study, Florence: 9th Int. Congress of ISEK, 1992.
- [20] Y. Singh, ANALYSIS AND CLASSIFICATION OF EMG SIGNAL USING LabVIEW WITH DIFFERENT WEIGHTS, Punjab, India: Department of Electrical and Instrumentation Engineering, 2013.
- [21] E. J. C. R. I. P. E. J. P. Harold A. Romo, Análisis de Señales EMG Superficiales y su , Medellín: Revista Avances en Sistemas e Informática, 2007.
- [22] G. D., Theory of communication., J Inst Elect Eng, 1946.
- [23] O. Tabernig, Eliminación de la respuesta muscular evocada del electromiograma de superficie de un músculo estimulado eléctricamente, Entre Ríos, Argentina: Universidad Nacional de Entre Ríos, 2004.
- [24] M. A. V. Aparicio, Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación, Madrid: J I Ibarra Lúzar Rehabilitación, 2005.
- [25] WOLFRAM, «WOLFRAM MATHEMATICA,» 15 Noviembre 20015. [En línea]. Available: <http://www.wolfram.com/mathematica/new-in-8/wavelet-analysis/visualize-wavelet-transform-using-common-y-axis-pl.es.html>.
- [26] Á. Orozco, G. Betancourt y E. Suárez, Determinación de movimientos a partir de señales electromiográficas utilizando máquinas de soporte vectorial., Pereira, Colombia: Universidad Tecnológica de Pereira, 2004.
- [27] M. Raez., M. Hussain. y F. Mohd-Yasin, Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, Malaysia, 2006.
- [28] F. H. Maldonado, Modelos de gestión para médicos de familia, Madrid: Ediciones Díaz de Santos, 2005.
- [29] D. M. M. Reyna, ELECTROMIOGRAFIA, Guatemala: UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA, 2015.
- [30] R. B. Navarro, ELECTROMIOGRAFÍA, Entre Ríos, Argentina: UNIVERSIDAD DE ALCALÁ, 2015.
- [31] J. G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, vol. 1, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [32] F. Cadena, «TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA PRÓTESIS DE RODILLA ACCIONADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS,» Ibarra, 2015.
- [33] DALCAME, «Dalcame. Grupo de Investigación Biomédica,» 16 Julio 2016. [En línea]. Available: <http://www.dalcame.com/emg.html#.V4p6XUZ97IU>.