

**DESIGN OF A SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC REGISTER TO
QUANTIFY MOTOR UNITS IN THE FOOT DROP DISEASE****DISEÑO DE UN REGISTRADOR ELECTROMIOGRÁFICO DE SUPERFICIE
PARA CUANTIFICAR UNIDADES MOTORAS EN LA ENFERMEDAD DEL PIE
CAÍDO**

**Ing. Aylen Lisset Jaimes Mogollón, PhD. Cristhian Manuel Durán Acevedo
MSc. Luis Enrique Mendoza**

Universidad de Pamplona

Ciudadela Universitaria. Pamplona, Norte de Santander, Colombia.

Tel.: 57-7-5685303, Fax: 57-7-5685303, Ext. 144.

E-mail: {lissetjaimes, luenmeula}@gmail.com, cmduran@unipamplona.edu.co

Abstract: This paper presents a methodology for characterization of electromyographic signals applied to the quantification of motor units in patients with clinical presentation of foot drop. It carries out the design and implementation of an instrumentation system for the collection of electromyographic signals, the device is portable, has two channels sampling and six sensors (i.e. surface electrodes). We develop a graphical user interface (GUI), such is a tool to facilitate the handling of procedure and the application of signal treatment techniques such as wavelet transform to construct a set of features. The system can be used as a diagnostics tool to identify neuromuscular disease in people.

Resumen: En éste documento se presenta una metodología para la caracterización de señales electromiográficas aplicada a la cuantificación de unidades motoras en pacientes que presentan el cuadro clínico de pie caído. Se realiza el diseño e implementación de un sistema de instrumentación para la captación de señales electromiográficas; el dispositivo es portable, se compone de dos canales de muestreo y seis sensores (es decir, electrodos superficiales). Se desarrolla una interfaz gráfica de usuario (GUI), siendo ésta una herramienta que pretende facilitar el manejo del procedimiento, así como la aplicación de técnicas de tratamiento de señales tal como: la transformada Wavelet para la construcción de un conjunto de características. El sistema puede ser utilizado como herramienta de diagnóstico para identificar enfermedades neuromusculares en las personas.

Keywords: EMG, Wavelet, PAUM, Data Acquisition, Motor Unit.

1. INTRODUCCIÓN

Las señales electromiográficas (EMG), son señales biomédicas de origen bioeléctrico generadas en los músculos durante su contracción o relajación. Las señales EMG capturadas en los músculos de las extremidades inferiores que actúan durante la marcha humana, están relacionadas con la posición de dicha extremidad y fisiología del músculo [4].

Entre las razones para el interés del análisis de señales EMG's, está su utilidad para los diagnósticos clínicos de patologías vinculadas con la actividad neuromuscular. Tal es el caso de la determinación de la forma de onda de los potenciales de acción de unidad motora (PAUM), propios para diagnosticar desordenes neuromusculares presentes en la rehabilitación de la actividad motora. Sin embargo las señales EMG

generalmente vienen contaminadas con ruido de diversas naturalezas tales como: ruido proveniente de equipos eléctricos, medio ambiente, así como de factores determinísticos, movimiento artificial y estabilidad de la señal [4]. Además si la electromiografía es superficial, coleccionará señales de diferentes unidades motoras, generando traslapiamientos entre las señales [4].

Debido a esto, el reconocimiento, procesamiento, clasificación y descomposición de dichas señales se hace con el fin de obtener unas características más claras que permitan análisis más exigentes. A pesar de estos avances, el análisis y los diagnósticos médicos utilizando las señales EMG es un arte más que una ciencia, ya que los mismos dependen más del conocimiento y habilidad del profesional dedicado a su interpretación que de los algoritmos y técnicas desarrolladas [3].

2. FUNDAMENTOS

2.1. Unidad motora

La unidad motora (UM) es el elemento básico de actividad funcional en el músculo y está formado por una motoneurona y las fibras musculares inervadas por ella como puede verse en la Fig. 1. El potencial de acción de unidad motora (PAUM) representa la actividad eléctrica de las fibras musculares de una UM [2].

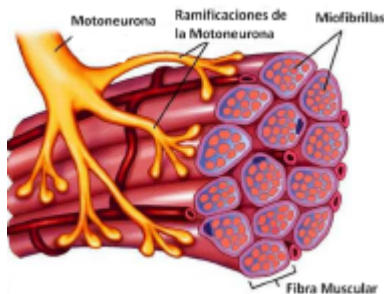


Fig. 1: Unidad Motora

2.2 Caso clínico - pie caído

Cuando existe una parálisis de los músculos extensores dorsales del pie y de los dedos (tibial anterior, extensor largo de los dedos y extensor largo del primer dedo) que están inervados por el nervio peroneal profundo, aparece un pie caído (ó pie equino, ó pie pendular) [5]. El pie pendular o caído describe un trastorno neuromuscular (nervio y músculo) anormal que afecta la capacidad del paciente de levantar el pie a la altura del tobillo. Tal como aparece en la Fig. 2, el pie pendular se caracteriza además por una incapacidad de apuntar

los dedos del pie hacia el cuerpo (dorsiflexión) o mover el pie a la altura del tobillo hacia adentro o hacia afuera. La pérdida de funciones puede estar acompañada por dolor, debilidad y entumecimiento.



Fig. 2: Paciente con cuadro clínico de pie caído

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Como primera etapa del proyecto se realizó la adquisición de la señal electromiográfica, para permitir su procesamiento en un PC. La Fig. 3, muestra un modelo típico de instrumentación el cual está compuesto por: captación de la señal (sensores), acondicionamiento (amplificadores), conversor análogo digital (tarjeta de adquisición de datos) y procesamiento (PC).

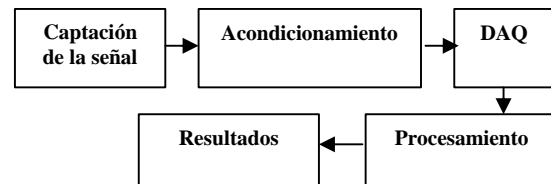


Fig. 3. Sistema de Instrumentación

3.1 Sensores

Los sensores utilizados en éste proyecto tal y como se observa en la Fig. 4, son electrodos de superficie, por medio de los cuáles se puede obtener una idea de la electrogénesis global del músculo, ubicándose sobre la piel suprayacente al músculo que se quiere medir.

Este tipo de electrodos tiene una impedancia que varían de acuerdo al tamaño y tipo del mismo, para reducir esta impedancia de contacto se utilizan electrodos con gel. Debido a esto, los electrodos de Ag - AgCl son usados en más del 80 % de las aplicaciones de EMG de superficie.

Los electrodos con gel usados son desechables, puesto que son más livianos y porque vienen en una gran variedad de formas y tamaños. Con la aplicación apropiada, los electrodos desechables minimizan el riesgo de un desplazamiento del electrodo durante inclusive movimientos rápidos.



Fig. 4: Electrodo con gel 3M

La Fig. 5, muestra la ubicación de los electrodos, según la normatividad SENIAM [7].



Fig. 5: Ubicación de electrodos

3.2 Acondicionamiento

Para la etapa de acondicionamiento de las señales EMG, se implementa un amplificador de instrumentación (Ver Fig.6).

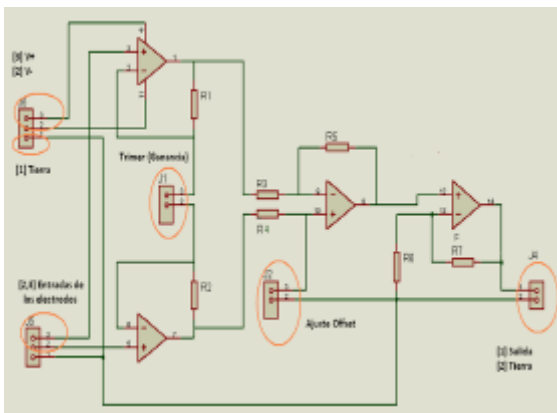


Fig. 6: Acondicionamiento señales EMG

En la Fig. 6, se puede observar cada uno de los elementos que componen el Amplificador de Instrumentación, el cuál funciona de la siguiente

manera: la señal es detectada en dos sitios, el circuito electrónico subtrae las dos señales y después amplifica la diferencia., es decir, cualquier señal que se origina a gran distancia del sitio de detección aparecerá como una señal común, mientras que las señales cercanas a la superficie de detección serán diferenciadas y consecuentemente se amplificarán.

3.3 Adquisición de Datos

Para la adquisición de los datos se utilizó una tarjeta de *National Instruments* [8] DAQ 6009, es de bajo costo, se conecta en modo de configuración "Single-Ended" y se ajusta a una frecuencia de muestreo de 10kHz.

4. TRATAMIENTO Y ANALISIS DE DATOS

Algunas veces las señales provenientes de los sensores contienen información que dificulta la extracción de características en forma apropiada, por lo tanto se hace necesario tratar los datos antes de ser analizados.

4.1 Centralización de datos

Ajusta las señales a una escala adecuada. En (1), se observa el proceso matemático aplicado para el centrado de datos.

$$\bar{R}_j = \frac{\sum_{i=1}^n R_{ij}}{n} \quad (1)$$

$$\bar{R}_j = R_{ij} - \bar{R}_j$$

Donde R_{ij} hace referencia a los datos de los sensores en determinado tiempo, R_j es la media aritmética y n es la cantidad de sensores.

4.2 Descomposición de la señal

La descomposición de la señal se realiza aplicando la transformada *Wavelet*.

La Transformada *Wavelet* (2), pertenece a una serie de técnicas de análisis de señal denominadas comúnmente análisis multiresolución. Con ello se difiere que es capaz de variar la resolución de los parámetros que analiza (escala, concepto relacionado con la frecuencia y tiempo) a lo largo del análisis.

$$W_y s(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (2)$$

De donde:

$$y_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \left(\frac{t-b}{a} \right)$$

Siendo:

$$y_{a,b}(t) = \left(\frac{t-b}{a} \right): \text{Wavelet madre}$$

$s(t)$: Señal Emg.

b : Corresponde al desplazamiento.

a : Corresponde a la escala.

Su principal característica es que permite conocer qué frecuencias componen una señal en cada instante con las siguientes resoluciones:

- Para las altas frecuencias consigue una buena resolución en el tiempo que permita su exacta localización temporal, aún a cambio de perder resolución frecuencial.
- Para las componentes de bajas frecuencias lo más relevante es conocer su frecuencia aún a costa de perder resolución temporal.

El hecho de poder localizar en el tiempo las componentes frecuenciales de una señal es fundamental cuando la señal es no estacionaria y parte de la información relevante reside en el momento en el que aparece cada componente. Ésta es justo la problemática a la que se enfrenta el análisis de la señal EMG. Esta señal es de baja frecuencia e intrínsecamente no estacionaria. A ella se suman, como ya se ha explicado anteriormente, ruidos, también llamados artefactos, que suelen ser señales de más altas frecuencias.

La gran ventaja del uso de la transformada *wavelet* reside en que es capaz de localizar con exactitud en el tiempo estas últimas componentes no deseadas, y permite conocer de forma precisa la frecuencia de las señales de baja frecuencias, que son las que mejor información aportan acerca del estado de un músculo.

De todas las familias de funciones *wavelet* disponibles la elección de la familia delimita drásticamente las posibilidades de éxito de la transformada. Cuanto más parecida sea la función elegida a las componentes que se desean localizar, mejores serán los resultados.

La descomposición de la señal incluye dos pasos:

- El filtrado de la señal por dos filtros mitad banda (los coeficientes de los filtros corresponden a una base *wavelet*) y el submuestreo de las señales resultantes. A la salida de cada etapa de descomposición se le

denomina coeficientes de detalle, si provienen del filtro pasa altos o de aproximación, si provienen del filtro pasa bajos [2].

- La descomposición se puede aplicar a partir de los coeficientes de aproximación o a partir de los coeficientes de detalle y de aproximación. La Fig. 7, muestra el árbol de descomposición *Wavelet* para 7 niveles, desarrollado en éste trabajo.

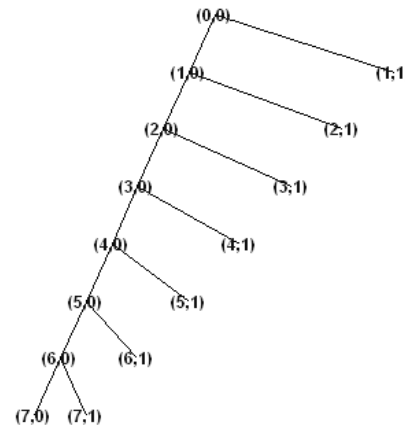


Fig. 7: Árbol de descomposición *Wavelet* $N=7$

5.1 Umbralización de los Coeficientes

En la aplicación, los coeficientes de aproximación del último nivel de descomposición permanecen intactos, y solamente se modifican (umbralizan) los cuatro últimos coeficientes de detalle.

Existen diferentes métodos para calcular umbrales, en éste caso se trabajó el umbral universal (3), éste se calcula como:

$$d = \sqrt{2 \log(N) \sigma} \quad (3)$$

Donde,

N corresponde a la longitud de la señal (total de datos), σ hace referencia a la varianza.

Una vez calculado el umbral, se puede multiplicar por un factor de escalamiento que puede ser mayor o menor a 1; y posteriormente se umbralizan los coeficientes [1].

4.3 Reconstrucción de la Señal

La reconstrucción de la señal consiste en aplicar a los coeficientes de aproximación y de detalle umbralizados, un sobremuestro seguido de filtros digitales de reconstrucción, empezando por el último nivel hasta llegar al primero, y sumando las señales reconstruidas de cada nivel antes de volver a reconstruir.

5. RESULTADOS

Para la validación del sistema desarrollado, se realiza la adquisición de señales electromiográficas a 12 pacientes en el músculo tibial anterior provenientes de contracciones isométricas durante cuatro segundos digitalizadas a una frecuencia de muestreo $f_s=10000$ Hz. En la tabla 1 se observa los datos de los pacientes a quienes se les realizó el examen.

Tabla 1. Características de los pacientes registrados

Paciente	Sano	Lesionado	Género:	Edad (años)	Peso (kilogramos)	Estatura (centímetros)
1	Si		Masculino	36	75	170
2	Si		Masculino	32	80	180
3	Si		Masculino	23	70	170
4	Si		Masculino	12	42	130
5	Si		Masculino	9	25	120
6	Si		Femenino	22	58	165
7	Si		Femenino	20	56	160
8	Si		Femenino	18	54	161
9	Si		Femenino	19	50	159
10	Si		Femenino	12	43	145
11		Si	Masculino	37	69	166
12		Si	Femenino	40	62	164

Una vez almacenadas las señales en archivos tipo texto, se realiza el tratamiento de la señal.

La *wavelet* madre elegida para la descomposición fue la “db5”, ya que presentaba características muy similares con la señal original y su grado de descomposición se apreció mejor en 7 niveles, conservándose de ésta manera gran parte de la forma de onda y las particulares de la señal EMG original.

Para el conteo de unidades motoras se tomó como base el registro cuantitativo de las pruebas, infiriendo un diagnóstico con sensibilidad del 80% de certeza, en el cuál se aprecia que la cantidad de unidades motoras reclutadas en 2 segundos durante este movimiento debe estar en un rango de 70 a 130, para señales que representen las mayores amplitudes, es decir, pacientes con fuerza muscular; en el caso contrario existen dos tipos de interpretaciones, si el paciente presenta el cuadro clínico de pie caído y su reclutamiento se encuentra en éste rango pero su señal es débil, (amplitudes muy bajas), la persona tiene debilidad muscular pero posee reclutamiento; si no presenta reclutamiento se infiere que su músculo es anormal.

En la Fig. 8, puede verse la señal característica de un paciente que presenta el cuadro clínico de pie caído, se analiza la fase de contracción que tiene una duración de 2 segundos.

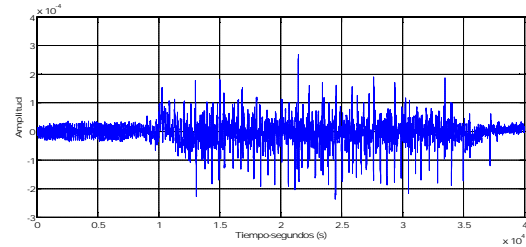


Fig. 8: Señal EMG, paciente 12

Como etapa importante de tratamiento se aplica normalización a la señal, se aprecia en la Fig. 9.

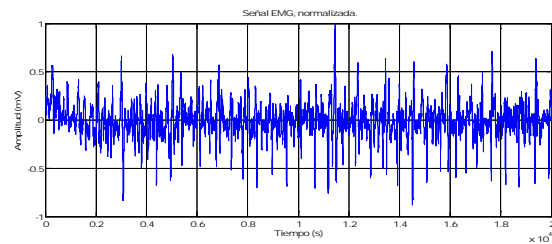


Fig. 9: Señal EMG-normalizada

En la Fig. 10, se presenta la descomposición de la señal en 7 niveles. El primer nivel corresponde a los coeficientes de aproximación (A) que es el resultado del filtro pasa baja. El segundo, tercero, cuarto, quinto, sexto, séptimo y octavo (d6, d5, d4, d3, d2, d1, d0) nivel pertenecen a los coeficientes de detalle, consecuencia del filtro paso alto.

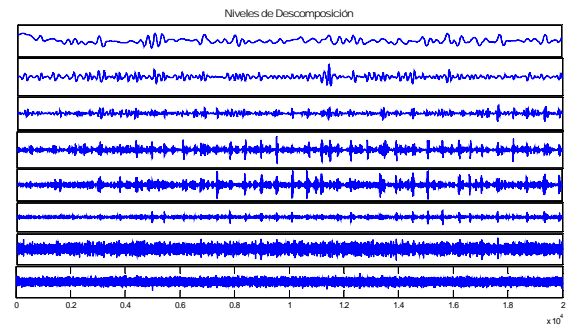


Fig. 10: Descomposición Señal EMG

Como puede verse en la Fig. 11, en la reconstrucción se conserva en su mayoría las características más relevantes de la señal.

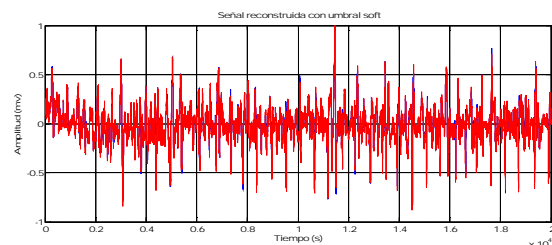


Fig. 11: Señal EMG-reconstruida umbral Soft

En la tabla 2 se muestra los primeros resultados de cuantificación de unidades motoras.

Tabla 2. Resultados proceso de cuantificación de unidades motoras

PACIENTE	SANO	LESIONADO	CANTIDAD DE UNIDADES MOTORAS
1	SI		157
2	SI		96
3	SI		85
4	SI		91
5	SI		80
6	SI		85
7	SI		65
8	SI		93
9	SI		79
10	SI		84
11		SI	0
12		SI	25

8. CONCLUSIONES

La caracterización de señales EMG utilizando la transformada Wavelet, presenta resultados contundentes y aporta métodos eficaces para ser herramientas útiles en diferentes campos de aplicación.

Es posible generalizar los criterios de conteo de unidades motoras funcionantes estableciendo un umbral de selección dependiendo de las características de los datos.

En un futuro trabajo se debe buscar aplicar los técnicas desarrolladas en éste trabajo pero con más muestras tomando un grupo de sujetos de estudio que sea estadísticamente más apropiado. Estos resultados permitirán realizar una caracterización más a fondo de las señales EMG recopiladas y relacionarlas con aquellas tomadas en ésta primera etapa del estudio creando una base de datos amplia que proporcione un soporte teórico para futuros desarrollos.

El sistema puede ser utilizado como herramienta de diagnóstico para identificar enfermedades neuromusculares en las personas.

9. AGRADECIMIENTOS

Queremos dar los más sinceros agradecimientos a las siguientes personas que contribuyeron en forma significativa en la elaboración de este trabajo. Al Dr. Omar Albarracín (Fisiatra Universidad Militar-Colombia). Al PhD. Oscar Eduardo Gualdrón

Guerrero (Docente Universidad de Pamplona-Colombia, y al estudiante Jhon Fredy González (9 semestre de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Pamplona- Colombia perteneciente al Grupo de Ingeniería Biomédicas GIBUP, Universidad de Pamplona- Colombia.

REFERENCIAS

- [1]. Burrus C, Gopinath R, Guo H. Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms. Prentice Hall. 1998. Pags: 1-40.
- [2]. Malanda A., Herramienta software de análisis electromiográfico para el diagnóstico de enfermedades neuromusculares. Universidad Pública de Navarra. Pamplona.
- [3]. Mendoza L.E., Castellano R.D., Rojas R.D.. Aportes y alcances de las técnicas de procesamiento, clasificación y descomposición de señales electromiográficas.
- [4]. Reaz M, Hussain M, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis; Detection, processing, classification and applications, Faculty of engineering, Multimedia University. 2006.
- [5]. Stewart G. Eidelson, MD. Spine Universe Founder, Orthopaedic Surgeon South Palm Orthospine Institute Delray Beach, FL
- [6]. Welling P et al. Electromyogram data compression using single-tree and modified zero-tree wavelet encoding. Proc IEEE Conf Eng Med Bio Soc. 1998; 3:1303-6.

SITIOS WEB

- [7]. www.seniam.com
- [8]. www.ni.com