

# Promediado de potenciales de acción de unidad motora basado en ventanas deslizantes

A. Malanda Trigueros<sup>1</sup>, I. Rodríguez Carreño<sup>2</sup>, J. Navallas Irujo<sup>1</sup>, J. Rodríguez Falces<sup>1</sup>, M. Fernández Martínez<sup>1</sup>, L. Gila Usero<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad Pública de Navarra, Pamplona, España, [malanda@unavarra.es](mailto:malanda@unavarra.es)

<sup>2</sup> Departamento de Economía, Universidad de Navarra, Pamplona, España, [irodriguez@unav.es](mailto:irodriguez@unav.es)

<sup>3</sup> Servicio de Neurofisiología, Complejo Hospitalario de Navarra, Pamplona, España, [luis.gila.useros@cfnavarra.es](mailto:luis.gila.useros@cfnavarra.es)

## Resumen

*En la electromiografía cuantitativa, un tren de potenciales de acción de unidad motora (PAUM) es representado por una única curva, de la que se determinan varios parámetros que sirven para caracterizarla de cara al diagnóstico neurofisiológico. Existen varios métodos para extraer esta curva representativa. En este trabajo se presenta un nuevo método basado en el uso de ventanas deslizantes y se compara con varios de los métodos existentes de extracción de curvas representativas a partir de trenes de PAUMs. Para el estudio se empleó una colección de PAUMs extraídos de músculos sanos y patológicos (miopáticos, neurógenos subagudos y neurógenos crónicos). Para las comparaciones se hizo uso de curvas patrón (“gold standard”) obtenidas de forma manual por un experto electromiografista y se emplearon varias figuras de mérito, que recogen las diferencias en la forma de las curvas representativas con el “gold standard”. Los resultados indican que el nuevo método mejora las prestaciones del resto de métodos evaluados, para todos los grupos de sujetos bajo estudio, siendo, por tanto, de gran valor en el análisis de PAUMs con fines diagnósticos.*

## 1. Introducción

El análisis del potencial de acción de unidad motora (PAUM) es una herramienta fundamental en la electromiografía (EMG) clínica. Las señales de EMG registradas de manera intramuscular por medio de electrodos de aguja contienen generalmente varios trenes de PAUMs. Para separar estos trenes se pueden utilizar procedimientos manuales, semiautomáticos o completamente automáticos [1-2], a partir de los cuales se construyen curvas representativas que se caracterizan cuantitativamente por medio de parámetros que contienen información de utilidad clínica [1, 3-4].

La literatura especializada recoge diversos métodos de promediado para extraer formas de onda representativas a partir de potenciales bioeléctricos repetitivos de diferente origen: EMG (PAUMs), potenciales evocados o señales electrocardiográficas. Recientemente se publicó una revisión general de tales métodos junto con el análisis comparativo de varios de ellos [5].

Aquí se presenta un nuevo método de promediado de trenes de PAUMs basado en ventanas deslizantes. El presente estudio evalúa las prestaciones del nuevo método en PAUMs registrados en músculos normales y patológicos.

## 2. Materiales

El material empleado en este estudio cuenta con la aprobación expresa del Comité Ético de la Universidad Pública de Navarra. Se usaron 313 señales de EMG de 5s de duración, adquiridas durante contracciones voluntarias débiles: 68 señales tomadas de 14 músculos deltoides normales, 105 de músculos con miopatías, 27 de músculos neurógenos crónicos y 72 de músculos neurógenos subagudos. Las señales patológicas procedían de diferentes músculos: tibial anterior, gastrocnemio medial, abductor digital mínimo, abductor del dedo gordo, primer interóseo dorsal, extensor digital común, abductor corto del pulgar y vasto medial. Las señales fueron adquiridas con un equipo de EMG Synergy Mobile (Oxford Instruments Medical, Inc.) usando electrodos concéntricos tipo DCN37 (diámetro= 0.46 mm, área de registro= 0.07 mm<sup>2</sup>) de la casa Medtronic. Se empleó un filtro paso banda antialiasing de frecuencias de corte de 3 Hz y 10 kHz, y el muestreo se realizó a una frecuencia de 20 kHz y con 16 bits de resolución.

Se utilizó un método automático de descomposición [6] para extraer uno o varios trenes de PAUMs de cada señal de EMG. Los potenciales de cada tren se guardaron en secciones de señal de 50 ms. El pico máximo negativo del PAUM se centró en el 40 % de la longitud de la ventana (20 ms). A continuación los potenciales aislados de cada tren fueron alineados en el eje temporal utilizando el criterio de máxima correlación [7-8] y en el eje de amplitudes usando un algoritmo para minimizar la distancia euclídea [9]. Por otro lado, se implementó en Matlab una herramienta software interactiva para visualizar los PAUMs y permitir la exclusión manual de potenciales inadecuados (excesivamente ruidosos, pequeños o corrompidos por potenciales de otros trenes). Se comprobó que todos los potenciales seleccionados para el estudio estaban bien definidos sobre la línea de base y presentaban un tiempo de subida (“rise-time”) de menos de 1 ms. Por último, se descartaron los trenes de PAUMs con menos de 50 potenciales, siendo éste el tamaño mínimo de los trenes fijado para el análisis comparativo. Al final se aceptaron un total de 218 trenes de PAUMs: 37 de músculos normales, 69 de miopáticos, 64 de neurógenos subagudos y 48 de neurógenos crónicos.

### 3. Métodos

#### 3.1. Método de promediado basado en ventanas deslizantes (PVD)

Los  $N$  potenciales  $x_i(n)$  del tren se dividen en secciones empleando una ventana deslizante de longitud  $L_w$ .

$$x_{ij}(n) = x_i(n+j), \quad 0 \leq n \leq L_w - 1, \quad i = 1, \dots, N \quad (1)$$

Para cada intervalo temporal (localización  $j$  de la ventana), se calcula una “sección mediana” entre todas las secciones  $x_{ij}(n)$  del tren.

$$x_{j,med}(n) = \text{median}_{i=1..N} \{x_{ij}(n)\}, \quad 0 \leq n \leq L_w - 1 \quad (2)$$

También se calcula la desviación estándar mínima de las amplitudes de las muestras en el intervalo.

$$\sigma_{j,min} = \min_{n=0..L_w-1} \{SD\{x_{ij}(n)\}\} \quad (3)$$

Las secciones  $x_{ij}(n)$  cuya distancia euclídea a la “sección mediana” es menor que el parámetro  $\sigma_{j,min}$  son seleccionadas y promediadas, obteniéndose una curva representativa,  $y_j(n)$ , del intervalo.

$$\text{if } \|x_{ij}(n) - x_{j,med}(n)\| < \sigma_{j,min}, \text{ then } i \in I_j^{valid} \quad (4)$$

$$y_j(n) = \text{mean}_{i \in I_j^{valid}} \{x_{ij}(n)\}, \quad 0 \leq n \leq L_w - 1 \quad (5)$$

La ventana se desplaza una muestra ( $j=j+1$ ) y se repite la operación, y así hasta finalizar toda la extensión del potencial. Finalmente las secciones representativas se desplazan en el tiempo y se promedian.

$$\hat{y}(n) = \frac{1}{L_w} \cdot \sum_{j=1}^{L_w} y_j(n-j) \quad (6)$$

Llamaremos a este método promediado basado en ventanas deslizantes (PVD). Para su evaluación se utilizaron tres versiones diferentes, con longitudes de ventana de 50, 150 y 250 muestras (2.5, 7.5 y 12.5 ms). Estos valores se tomaron a partir de pruebas experimentales preliminares, para obtener figuras de mérito (ver Sección 3.4) optimizadas, pero manteniendo cierta variabilidad en el método. Llamaremos a estas configuraciones PVD 1, PVD 2 y PVD 3, respectivamente.

#### 3.2. Métodos de promediado convencionales

El PVD se comparó con otros tres métodos de promediado para la extracción de ondas representativas a partir de trenes de PAUMs:

- Promediado convencional* (PC)
- Promediado de mediana* (PM) [10]
- Promediado de los 5 potenciales más próximos* entre sí en términos de la distancia euclídea (PCMP) [5].

En el estudio comparativo mencionado [5], PM obtuvo los mejores resultados. PC no quedó entre los mejores, pero es el más simple de los métodos de promediado y sirve como referencia general para la comparación. Por su parte, PCMP obtuvo resultados intermedios.

#### 3.3. Gold standard

Para obtener las curvas “gold standard” (CGS) de los trenes de PAUMs, los potenciales del tren se superpusieron en la

misma gráfica y se marcaron manualmente los puntos de inicio y fin del tren. A continuación se seleccionó un subconjunto de potenciales similares dentro del intervalo marcado por estos puntos y finalmente se obtuvo su curva promedio. Un especialista en Neurofisiología, coautor del trabajo, (LGU), realizó la marcación manual y la selección de potenciales utilizando una herramienta gráfica interactiva diseñada al efecto.

#### 3.4. Figuras de mérito

Se usaron dos tipos de figuras de mérito: figuras de similitud de curvas y parámetros de cuantificación del PAUM.

##### A) Figuras de similitud de curvas (FSC)

Miden la similitud general entre una curva representativa del PAUM y la CGS. Se consideraron tres figuras:

- Potencia de error normalizada (PEN): potencia media de la señal de diferencia entre la curva analizada y la CGS dentro de los límites de la duración del PAUM, normalizada a la potencia media de la curva analizada.
- Potencia de la línea de base (PLB): potencia media de la curva analizada fuera de los límites de la duración del PAUM, dividida por la potencia media de la curva analizada dentro de los límites de la duración del PAUM.
- Derivada de la potencia de error (DPE): potencia media de la derivada de la diferencia entre la curva analizada y la CGS, dentro de los límites de la duración del PAUM, normalizada a la potencia media de la derivada de la curva analizada.

##### B) Parámetros de cuantificación del PAUM (PCP)

Son parámetros usados en EMG cuantitativa para describir el PAUM. Encierran información sobre la estructura, tamaño y funcionamiento de las unidades motoras, por lo que son de interés en la evaluación clínica neurofisiológica. En el estudio se usaron seis parámetros ampliamente aceptados para caracterizar el PAUM [11-12], calculados dentro de los límites de duración del PAUM:

- Amplitud pico a pico (mV).
- Área de la curva rectificadas (mV·ms).
- Número de fases: número de cruces por la línea de base más uno. Se exige que la curva exceda un umbral de 20  $\mu$ V por encima de la línea de base.
- Número de “turns” (“giros”): número de picos positivos y negativos que difieren en amplitud del pico anterior de polaridad opuesta más de un determinado umbral. Se usaron dos umbrales diferentes, 25  $\mu$ V y 50  $\mu$ V, ambos utilizados en estudios previos [13-14].
- Coeficiente de irregularidad [4]: mide la longitud de la curva del PAUM normalizada por su amplitud pico a pico. Se calcula como la suma de las diferencias en valor absoluto de las muestras consecutivas de la curva, dividida por su amplitud pico a pico.
- Duración de la espiga (ms): intervalo entre los dos picos máximos positivos anterior y posterior al pico máximo negativo del potencial.

Las medidas de error se calcularon como las diferencias entre los parámetros de la curva generada por el método analizado y los de la CGS. Estos errores se normalizaron dividiendo el correspondiente error por el PCP de la CGS. En el caso del número de “turns”, se calcularon dos figuras de mérito: errores de “turn” por defecto y por exceso, considerándose coincidentes (sin error) el “turn” de una curva y el de la CGS, si sus respectivas localizaciones temporal no excedían de 0.25 ms (5 muestras).

## 4. Resultados

Para estudiar el comportamiento de los seis métodos en cuanto a las FSCs, se establecieron 12 escenarios diferentes: combinaciones posibles de los 4 grupos de sujetos y las 3 figuras de similitud de curvas estudiadas. En cada escenario se determinó el método que obtuvo mejores resultados estadísticos (“método vencedor”) y los métodos cuyos errores resultaron significativamente mayores que el “método vencedor”. Las Tablas 1 y 2 muestran para cada

	PC	PM	PCMP	PVD 1	PVD 2	PVD 3	Media
Normales	33.33	0	100	0	0	0	22.22
Miopáticos	100	66.67	100	66.67	0	0	55.56
Neurógenos subagudos	100	66.67	100	66.67	66.67	0	66.67
Neurógenos crónicos	66.67	0	100	0	0	0	27.78
Media	75.0	33.33	100	33.33	16.67	0	43.06

**Tabla 1.** Porcentajes de escenarios en los que el error en las FSC fue significativamente mayor que el “método vencedor”, promediando por figuras de similitud.

	PC	PM	PCMP	PVD 1	PVD 2	PVD 3	Media
PEN	100	50.0	100	50.0	25.0	0	54.17
PLB	75.0	0	100	0	0	0	29.17
DPE	50.0	50.0	100	50.0	25.0	0	45.83
Media	75.0	33.33	100	33.33	16.67	0	43.06

**Tabla 2.** Porcentajes de escenarios en los que el error en las FSC fue significativamente mayor que el “método vencedor”, promediando por grupos de sujetos.

	PC	PM	PCMP	PVD 1	PVD 2	PVD 3	Media
Normales	50.0	16.67	87.5	33.33	16.67	0	34.03
Miopáticos	58.33	33.33	37.5	0	0	0	21.53
Neurógenos subagudos	37.5	0	95.83	0	0	0	22.22
Neurógenos crónicos	87.5	16.67	95.83	0	0	0	33.33
Media	58.33	16.67	79.17	8.33	4.17	0	27.78

**Tabla 3.** Porcentajes de escenarios en los que en los que el error del PCP fue significativamente mayor que el “método vencedor”, promediando por PCPs.

	PC	PM	PCMP	PVD 1	PVD 2	PVD 3	Media
Amplitud	25.0	0	75.0	0	0	0	16.67
Área	75.0	25.0	75.0	25.0	25.0	0	37.5
Num. fases	50	0	100	25.0	0	0	29.17
Coefficiente de irregularidad	100	25.0	50.0	0	0	0	12.5
Turns defecto (Umb= 50 $\mu$ V)	0	0	100	0	0	0	16.67
Turns defecto (Umb= 25 $\mu$ V)	75.0	0	100	0	0	0	29.17
Turns exceso (Umb= 50 $\mu$ V)	0	0	100	0	0	0	16.67
Turns exceso (Umb= 25 $\mu$ V)	25.0	0	100	0	0	0	20.83
Duración de la espiga	75.0	50.0	100	0	0	0	33.33
Media	58.33	16.67	79.17	8.33	4.17	0	27.78

**Tabla 4.** Porcentajes de escenarios en los que en los que el error del PCP fue significativamente mayor que el “método vencedor”, promediando por grupos de sujetos.

grupo de sujetos los porcentajes de escenarios en los que los distintos métodos obtuvieron errores significativamente mayores que el “método vencedor”, promediando las tres figuras de similitud (Tabla 1), o los cuatro grupos de sujetos (Tabla 2). La última fila en estas tablas muestra la media de los porcentajes evaluada entre los tres FSCs y los cuatro grupos de sujetos.

De forma similar, para estudiar el comportamiento de los distintos métodos en cuanto a los PCPs, se establecieron 36 escenarios diferentes: combinaciones posibles de los 4 grupos de sujetos y los 9 parámetros del PAUM estudiados. Las Tabla 3 y 4 muestran los porcentajes de escenarios en los que el error en el PCP fue significativamente mayor que el “método vencedor” para cada uno de los grupos de sujetos, promediando los nueve PCPs (Tabla 3) o los cuatro grupos de sujetos (Tabla 4). Para calcular estos porcentajes, los cuatro parámetros relacionados con los “turns” (errores por defecto y por exceso, y umbrales de 25 y 50  $\mu\text{V}$ ) se promediaron previamente. La última fila en estas dos tablas muestra la media de los porcentajes entre los nueve PCPs y los cuatro grupos de sujetos. Estas medias (en las cuatro Tablas) serán consideradas como el error global de los métodos evaluados.

Los mejores resultados se obtuvieron para PVD 3, en el que los errores de FSC y de PCP no fueron significativamente mayores que los del “método vencedor” en ninguno de los escenarios considerados (error global de 0% para ambas figuras de mérito). El segundo mejor método fue PVD 2, (errores globales de 16.67 % y 4.17% para FSC y PCP, respectivamente). El tercer método fue PVD 1 y el cuarto PM. Por último, PC y PCMP obtuvieron las peores prestaciones, con errores globales muy superiores al resto.

## 5. Conclusiones

1. Las prestaciones del método de promediado basado en ventanas deslizantes (PVD) han sido comparadas con las de otros métodos de promediado de trenes de PAUMs, usando señales de EMG de músculos normales, miopáticos, neurógenos subagudos y neurógenos crónicos. El método PVD obtuvo las mejores prestaciones en términos de similitud de las curvas y de los parámetros de cuantificación del PAUM con respecto a curvas “gold standard” obtenidas manualmente.
2. El método PVD presentó un rendimiento superior a los otros métodos para un rango de valores de la ventana de análisis de 7.5 a 12.5 ms. Para las señales de estudio empleadas en este trabajo una ventana de análisis de 12.5 ms fue la que dio el mejor rendimiento. Para señales con mayor presencia de potenciales interferentes (por ejemplo, registros continuos en contracciones de nivel de fuerza moderadas) es esperable que otras ventanas de menor longitud (de 2.5 a 7.5 ms) resulten más apropiadas, haciendo que el método PVD supere aún más a otros métodos de promediado de trenes de PAUMs.
3. El comportamiento del método PVD ante trenes de PAUMs cuyas curvas varían considerablemente (alto nivel de “jiggle”), que suelen aparecer en estados patológicos en los que el funcionamiento de la unidad

motora es inestable, no ha sido probados en este estudio, requiriéndose nuevas investigaciones para analizar la adecuación del método en este interesante caso.

4. El método PVD proporciona mejoras claras en precisión y fiabilidad a la hora de extraer curvas representativas de los trenes de PAUMs y puede resultar, por tanto, de utilidad clínica diagnóstica.

## Agradecimientos

Trabajo financiado por el Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (Proyecto TEC2014-58947-R).

## Referencias

- [1] Nandedkar SD. Quantitative analysis: objective and interactive assessment in electromyography. In T. E. Bertorini (ed), *Clinical evaluation and diagnostic tests for neuromuscular disorders*. Butterworth Heinemann, Amsterdam, 2002.
- [2] Merletti R, Parker P.A.(eds) *Electromyography, Physiology, Engineering and non invasive applications*. Piscataway, NJ: IEEE Press Series in Biomedical Engineering, 2004.
- [3] Stålberg EV, Andreassen S, Falck B, Lang H, Rosenfalck A, Trojaborg W. Quantitative analysis of individual motor unit potentials: a proposition for standardized terminology and criteria of measurement. *J Clin Neurophysiol* 1986;3:313–48.
- [4] Zalewska E, Hausmanowa-Petrusewicz I. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1995 Jun;42(6).
- [5] Malanda A, Navallas J, Rodriguez J, Rodriguez I, Gila L. Averaging methods for extracting representative waveforms from motor unit action potential trains. *J Electromyogr and Kinesiol.* 2015 Aug;25(4):581-95.
- [6] Florestal JR, Mathieu PA, Malanda A. “Automatic decomposition of intramuscular electromyographic signals”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol 53, no. 5, May 2006. pp. 832-839.
- [7] Proakis JG, Manolakis DG. *Digital signal processing. Principles, algorithms and applications* (Third edition). Prentice-Hall International, 1996.
- [8] Campos C, Malanda A, Gila L, Segura V, Lasanta M.I., Artieda J. Quantification of jiggle in real electromyographic signals. *Muscle and Nerve*. 23, pg. 1022-1034, 2000.
- [9] Navallas J, Malanda A, Gila L, Rodríguez J, Rodríguez I, Florestal JR, Mathieu PA. “An algorithm for optimal discharge selection for MUAP waveform extraction”. *XVth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK 2006)*. Torino, 2006.
- [10] Antoni L. *ÅiD: computer programs for automatic EMG analysis*. Balinge, Sweden, 1983.
- [11] Stålberg E, Nandedkar SD, Sanders DB, Falck B. Quantitative motor unit potential analysis. *J Clin Neurophysiol* 1996;13:401-422.
- [12] Zalewska E, Hausmanowa-Petrusewicz I. Effectiveness of motor unit potentials classification using various parameters and indexes. *Clin Neurophysiol.* 2000 Aug;111(8):1380-7.
- [13] Stålberg E, Falck B, Sonoo M, Stålberg S, Aström M. Multi-MUP EMG analysis--a two year experience in daily clinical work. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1995 Jun;97(3):145-54.
- [14] Pfeiffer G, Kunz K. Turn and phase counts of individual motor unit potentials: correlation and reliability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 85 (1992): 161-65.