

## Diseño de un sistema difuso para el reconocimiento de la actividad muscular en señales de EMG superficiales

### [ Design of a fuzzy logic system for muscular activity recognition using superficial EMG signals ]

*Robin Alfonso Blanco, Andrés Mauricio Cifuentes Bernal, and Mauricio Plaza Torres*

Posgrados de Ingeniería,  
Universidad Militar Nueva Granada,  
Bogotá DC, Colombia

---

Copyright © 2017 ISSR Journals. This is an open access article distributed under the *Creative Commons Attribution License*, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

**ABSTRACT:** This paper presents a discussion about the implementation of mechanisms of fuzzy logic for recognizing patterns and parameters in order to predicting the movement intention from a user, through muscle activity in upper and lower members in adult human beings. This information is obtained through reading surface electromyography and is debugged and analyzed by a fuzzy logic system calculated for the prediction of intended movement. A brief comparison between fuzzy sets of straight lines and curved lines is done to determine the best system in generating reliable control orders for prototype robotic exoskeleton type. The fuzzy system designed is Mandani type with nine rules in the inference engine, which had two stages of interaction with samples: one design and other validation, where sought meet an initial threshold of 80 % of effectiveness. Used analog and digital components for data acquisition processes to perform amplification, filtering, digitization and transmission of samples which were implemented in full. The fuzzy system has four input parameters easy obtaining the electromyographic signal input, looking it fast execution at a later real time application. As an important part harmonization by using RMS envelope to make the system more robust against disturbances in the samples. This information is used for generate control commands to an exoskeleton type robotic system to support some user activities.

**KEYWORDS:** EMG, Fuzzy logic, intended movement, forearm, RMS.

## 1 INTRODUCCIÓN

Diversas aplicaciones de sistemas con lógica difusa han sido implementadas en los últimos años, por un lado, en los campos de predicción y apoyo diagnóstico en humanos [1] [2] [3], y por otro lado, enfocados en tareas de control por medio de la identificación de patrones en señales de diversa naturaleza, incluso para sistemas virtuales [4], algunos sistemas de reconocimiento por medio lógica difusa se han aplicado a señales de electromiografía (EMG) se han encontrado retrasos significativos entre las entradas de información al sistema y respuestas del algoritmo de lógica difusa, derivados usualmente de los tiempos de adquisición y procesamiento, lo que dificulta su aplicación en elementos de dinámica rápida, como los estrictamente electrónicos, sin embargo su aplicación en sistemas electromecánicos es aceptable.

En las aplicaciones predictivas relacionadas con señales electrofisiológicas, la cantidad de información obtenida suele ser grande [4], esto junto con un algoritmo complejo de procesamiento e identificación pueden incrementar los retrasos ya mencionados, por lo tanto es necesario la ejecución de procesamientos rápidos y la obtención de características fáciles de procesar en la señal como por ejemplo, el promedio o nivel DC y el nivel RMS en el dominio del tiempo y la frecuencia pico o de mayor amplitud en el dominio de la frecuencia, la elección de las señales debe entonces realizarse teniendo en mente la aplicación final del algoritmo difuso y la velocidad de respuesta requerida.

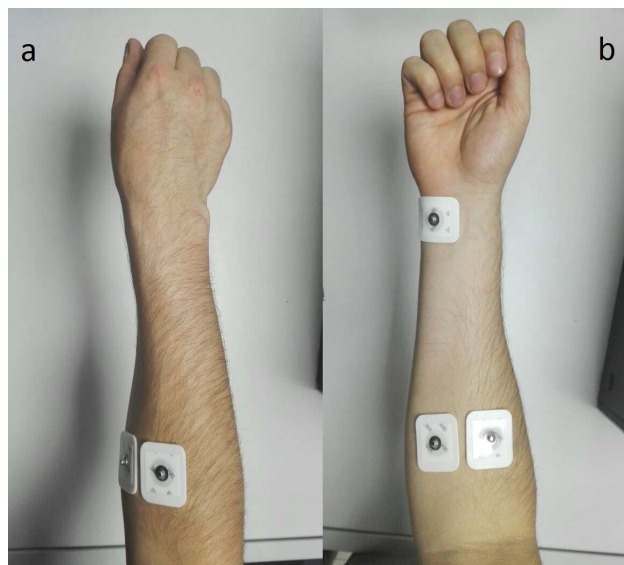
Las señales de electromiografía contienen gran volumen de información relevante que puede ser empleada para el control de sistemas robóticos, el EMG es una señal biomédica que mide la corriente eléctrica generada en los músculos durante su contracción y representa actividad muscular, una de las técnicas más populares para la adquisición de este tipo de señales es la electromiografía de superficie, que suele preferirse en diversos estudios, al ser una técnica no invasiva que hace uso de electrodos que se colocan en la superficie de la piel para la toma del diferencial de bio-potencial originado por las variaciones de corriente en las células musculares [5].

La adquisición y procesamiento de señales de EMG es ampliamente empleada en el control de sistemas robóticos protésicos y ortésicos [2], donde se busca suplir o potenciar una actividad motora en un paciente por medio de esta clase de mecanismos, sin embargo el problema de cómo hacer que el paciente de órdenes a un sistema protésico para que actúe de forma adecuada y natural, al mismo tiempo que esta actuación sea sincronizada y efectiva para el cumplimiento de una tarea sin generar incomodidades o daños en el paciente es aun motivo de estudio.

El uso de señales EMG para el control de sistemas robóticos con un adecuado procesamiento de estas señales, teniendo cuidado de que su ejecución sea rápida para no generar latencias que incomoden al paciente o no le permitan cumplir la actividad motora o tarea que deseaba cumplir, ha permitido resultados prometedores.

La inmensa diversidad de señales de EMG que pueden ser empleadas para un sistema de predicción y/o control puede llegar a dificultar una elección adecuada. Una de las partes del cuerpo con gran actividad electromiográfica sencilla de adquirir es la extremidad superior, debido a que hay gran variedad de movimientos en ellas y se puede colocar instrumentos de medida sin generar mayor inconformidad en los pacientes.

Una de las parejas de movimientos con las características de riqueza de información y facilidad de captura en la extremidad superior es el de supinación **Erreur ! Source du renvoi introuvable..a** y pronación **Erreur ! Source du renvoi introuvable..b** del antebrazo, que además son movimientos únicos de estas extremidades. Estos movimientos consisten en el cruce de los huesos internos del antebrazo: cubito y radio, los cuales generan grandes destrezas para el ser humano con el fin de ejecutar ciertas tareas con sus manos.



**Fig. 1. (a) Posición de cruce interno de los huesos del antebrazo, (b) Posición de no cruce interno de los huesos del antebrazo. Cuando se va de la posición (a) a (b) se dice que es un movimiento de supinación, y el movimiento opuesto se le conoce como pronación**

En el presente estudio se analizaron las señales derivadas de los movimientos de supinación y pronación de la palma de la mano con el fin de sintonizar las reglas de un sistema de lógica difusa que posterior a la etapa de creación de las reglas difusas, selección de las funciones de membresía y análisis, identifique se forma rápida y acertada, el tipo de movimiento que ejecuta una persona por medio de su señal EMG, para que esta información alimente un mecanismo de control de un sistema electromecánico tipo exoesqueleto.

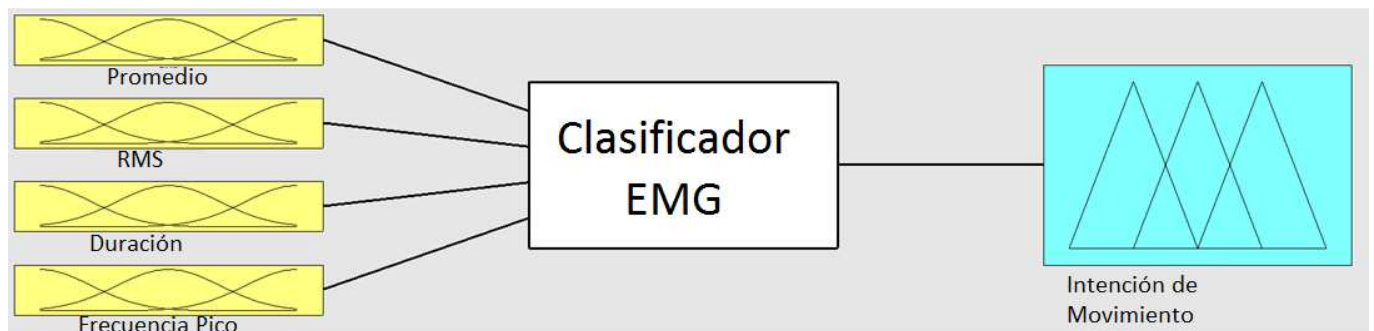
## 2 METODOLOGÍA

El presente documento describe la implementación de un sistema inteligente basado en lógica difusa, de reconocimiento o detección de la intención del movimiento a partir de señales EMG superficiales, con el fin de hacer una predicción sobre la intención del usuario con respecto a su actividad muscular, específicamente la intención en músculos en miembro superior por medio de la información de la actividad mioeléctrica, para los movimientos de pronación-supinación del antebrazo. Este sistema difuso (fig 1), se diseñó para que tuviese como entrada 4 parámetros relevantes de la muestra de la señal de EMG obtenidos de un rápido procesamiento posterior a la adquisición, los cuales son:

1. Promedio o nivel DC.
2. Nivel RMS "Root mean square" o energía de la señal.
3. Tiempo de duración de la señal con información relevante determinada a partir de un criterio de umbral de energía.
4. Frecuencia pico o componente frecuencial de mayor valor en el espectro de Fourier de magnitud.

Estos parámetros previamente mencionados son normalizados o ajustados a una escala de 0 a 1 debido a la variación que tiene los registros, ya sea por una potenciación o inhibición de las actividades neuromusculares o por variaciones de fuerza del paciente en medio del registro. La normalización del valor DC y del RMS se hicieron a partir del valor pico o máximo en tiempo, teniendo cuidado de que no fuese 0 este valor. La normalización del tiempo de duración se hizo dividiendo por el ancho de tiempo de todas las muestras el cual es una constante equivalente a 2 segundos, y finalmente la frecuencia de muestreo no se normalizó debido a que esta es una constante respecto a todos los registros y además se observó su utilidad de estar expresada en Hertz "Hz" para las fases iniciales de diseño de los filtros. Una única salida que corresponde a una cuantificación del grado de intención de movimiento inferida por el sistema difuso.

Para la forma de los conjuntos difusos se hizo una búsqueda en la literatura para escoger la mejor forma de los conjuntos, pero este dilema sigue siendo discutido en muchas investigaciones y resuelto hasta ahora con la afirmación de que para cada aplicación un conjunto generara más ventajas que otros. Por lo tanto, se decidió analizar que formas de conjuntos serían más convenientes en esta aplicación, donde se estudiaron dos: las primeras formas son con trazos rectos: triangulares y trapezoidales; las segundas son con trazos curvos: gaussianas y campanas. En este informe se detallará una breve comparación de los resultados obtenidos con ambas formas.



**Fig. 2. Diseño del sistema difuso en el editor gráfico de Matlab**

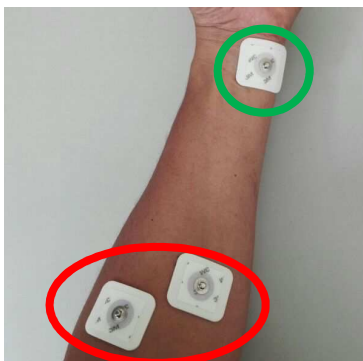
De los parámetros obtenidos de la señal EMG, 3 son el dominio del tiempo y 1 en el dominio de frecuencia, pero todos de fácil obtención, la toma de datos se realizó en 20 pacientes por medio de electrodos superficiales configurados en conexión bipolar como se muestra en la fig 2, en la cual se emplean 2 puntos de captura de voltaje con el fin de eliminar el ruido en modo común presente en el registro.

Se colocaron estos dos electrodos en el musculo pronador redondo en el antebrazo derecho, debido a que, en el movimiento de pronación, este musculo tiene mayor implicación que los otros presentes en el antebrazo. Se pidió a los participantes mantener el brazo al aire, evitando cualquier tipo de apoyo en otras partes del cuerpo o en elementos externos, decisión tomada en función al ruido inducido en las pruebas en iniciales en las que se permitió esta clase de apoyo.

El movimiento de pronación fue realizado por los pacientes cada 4 segundos, intercalado con un movimiento de supinación a los dos segundos, el movimiento fue periódico por un rango de 1 minuto. En cada registro de 1 minuto hay

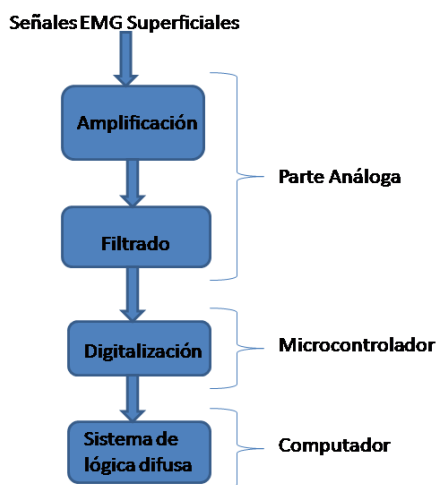
tanto 15 movimientos de pronación como de supinación, para un total de 20 registros de donde se obtienen un consolidado de 600 muestras para analizar.

El diseño propuesto consta esencialmente de cuatro etapas fig 2, la primera, una etapa análoga de amplificación; la segunda corresponde a una etapa de filtrado para remoción de ruido consistente en señales de muy alta y baja frecuencia sin información relevante; la tercera etapa es una digitalización de la señal EMG realizada por un microcontrolador el cual posteriormente envía datos a la última etapa, correspondiente a un PC correspondiendo, para su procesamiento y reconocimiento por parte del sistema inteligente.



**Fig. 3. Disposición de los electrodos. En rojo 2 electrodos sobre la parte gruesa del musculo en configuración bipolar correspondiente a una distancia del 30% de largo del antebrazo desde la articulación proximal o codo, y en verde 1 electrodo de referencia colocado en una parte lejana donde se asume que la actividad eléctrica del musculo a registra es casi nula.**

Para la amplificación se usó un amplificador de instrumentación con rechazo en modo común de 120 dB, configurado en una ganancia de 100 y alimentado con fuente dual con referencia a tierra. Adicionalmente se implementó una ganancia de 5, para tener una mejor resolución de la señal al ser analizada, con un amplificador operacional en configuración de no inversor.



**Fig. 4. Esquema general del diseño propuesto**

En la parte de filtrado se usó un filtro “notch” de 60 Hz de segundo orden y un filtro pasabanda activo de orden 1 con un rango de paso de 0.5 a 200 Hz, donde se buscaba dejar pasar las frecuencias que más llevan la energía de las señales EMG correspondientes al rango de 50 a 150 Hz [2] pero dejando un rango de movilidad en frecuencia para jugar con los filtros digitales y evaluar su desempeño. Se usaron filtros digitales en Matlab® para mejorar la relación señal ruido (SNR), un filtro “notch” adicional de 60 Hz para minimizar aún más la perturbación de la red eléctrica, y un filtro pasabanda de 50 a 150 Hz que corresponde al mejor rango de información para las señales de EMG [5].

La digitalización se hizo empleando un microcontrolador PIC18F4550 que permitió una codificación de la señal en 10 bits de resolución. Se configuro una frecuencia de muestreo de 400 Hz la cual cumple con el criterio del teorema del muestreo de

Shannon-Nyquist, aparte se tuvo cuidado de no dañar el microcontrolador con la introducción de valores negativos a este, por lo tanto, se montó la señal que va ser digitalizada en un valor DC que posteriormente se removería con los filtros digitales.

Los datos obtenidos son enviados al sistema computacional a una velocidad de 19200bps, valor elegido por cumplir con la restricción dada en la Ec 1, que a su vez es la mínima que no genera latencias considerables en el proceso. Para esto se tuvo en cuenta que la transmisión se hace solo en Bytes, por lo tanto, si se quiere transmitir cada dato de 10 bits se requiere de 2 Bytes, dando una resolución de 16 bits a una frecuencia de muestreo ( $f_s$ ) de 400 Hz, finalmente en el cálculo de la rata de baudío o velocidad de transmisión se debe escoger una velocidad estándar o predefinida en algunos programas, por encima de la calculada con los parámetros previos con un buen factor de seguridad por ejemplo 2.

$$\text{Baud Rate} = f_s * \text{resolución} \quad \text{Ec. 1}$$

$$\text{Baud Rate} = 400 * 16 = 6400$$

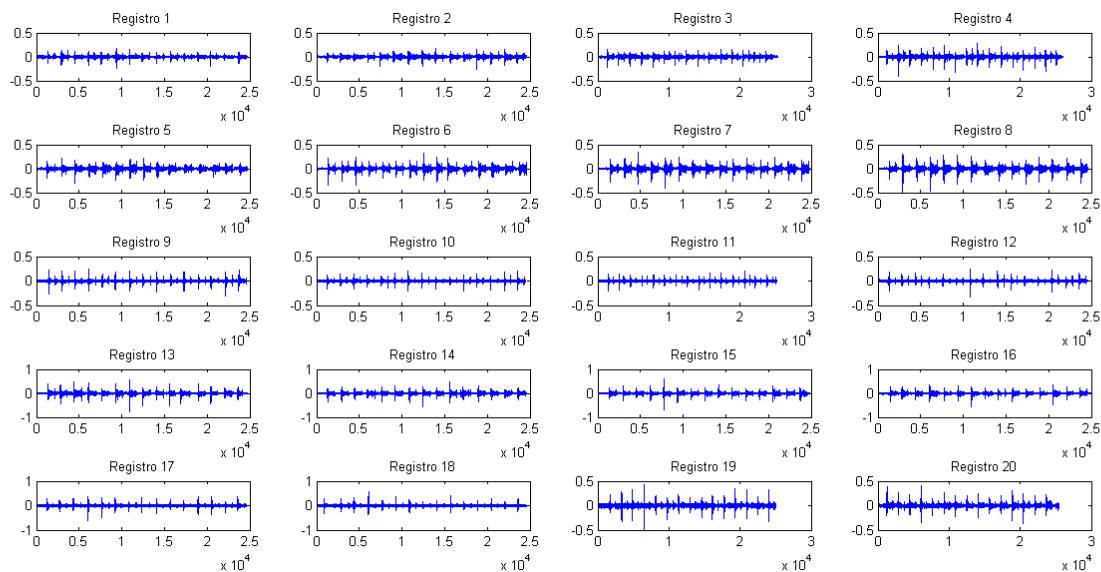
Finalmente, en un PC se reciben los datos donde un programa realizado en Matlab® cumple las siguientes tareas:

1. Segmentación: Debido a que es un registro largo donde hay varias muestras de los movimientos de pronación y supinación, donde se ubicaba los movimientos relevantes haciendo ventanas de 2 segundos y se dividían en 2 grupos correspondientes a los diferentes movimientos.
2. Filtrado: Se realiza un filtrado pasabanda y un parabanda “notch” a la señal para obtener una mejor relación SNR y principalmente remover los artefactos de movimiento y la perturbación de la red eléctrica [6].
3. Armonización: Debido a la gran variación en la señal principalmente su gran cantidad de cruces por cero principalmente por todavía ruido presente, entonces se realizó un recorrido por toda la muestra con una ventana relativamente pequeña para el cálculo del promedio RMS en esa ventana y remplazar el dato original, obteniendo una nueva muestra con una curva más suave conocida como la envoltura RMS [7].
4. Parámetros en tiempo: Se calcula el nivel DC, RMS y el tiempo de duración de la señal por medio de su envoltura RMS.
5. Parámetro en frecuencia: Se obtiene la frecuencia pico por medio de la FFT de la muestra y un recorrido en el espectro de magnitud.
6. Evaluación en el sistema difuso: Ya obtenidos los 4 parámetros son llevados y evaluados en el sistema difuso, para que este por medio de una evaluación numérica determine el grado de intención de movimiento en la muestra de EMG.

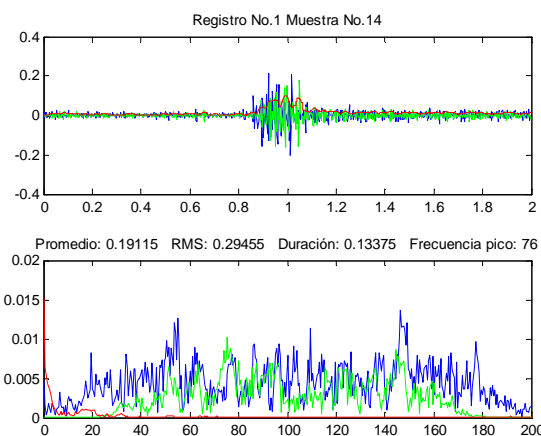
Para el diseño y validación del sistema difuso se tomó la totalidad de las muestras y se dividieron en 2 grupos de forma aleatoria: un grupo correspondiente al 70% se analizó estadísticamente por medio de histogramas para el diseño de los conjuntos difusos, las reglas del sistema o base de conocimiento; el segundo grupo correspondiente al 30% se dejó al final como datos de validación donde se tomaron para estudiar la efectividad del sistema.

### 3 RESULTADOS

Como parte importante se debe observar si los datos de entrada corresponden a muestras fieles de señales EMG, para lo cual se graficaron y se compararon visualmente fig 5, ya avaladas las muestras se procesaron con filtros digitales, funciones de cálculo de media, RMS y transformada de Fourier en Matlab fig 6. Para la obtención del tiempo de duración es importante armonizar la señal con una envolvente RMS que genere buenos resultados al minimizar la presencia de artefactos y ruido en la señal.



**Fig. 5. Registros de los pacientes donde se observa la separación casi equidistante de los movimientos de pronación y supinación en la duración de los registros.**



**Fig. 6. Análisis de una muestra de EMG de movimiento de pronación. En la parte superior el análisis en el dominio del tiempo: señal original (azul), señal filtrada (verde) y señal armonizada (rojo). En la parte inferior el análisis en el dominio de la frecuencia: espectro original de la señal (azul), espectro de la señal filtrada (verde) y espectro de la señal armonizada (rojo).**

Como parte importante del diseño de los conjuntos difusos se necesita conocer no solo sus formas sino sus fronteras para lo cual se obtuvieron al analizar los histogramas de los parámetros obtenidos fig 7 y fig 8, donde después de un análisis detallado se definieron unas fronteras iniciales que fueron evaluadas y ajustadas detenidamente con los datos destinados para el diseño.

Ya con los parámetros obtenidos se evaluaron con dos sistemas difusos que disponían de las mismas reglas, pero diferían en la forma de sus conjuntos, uno con funciones triangulares y trapezoidales fig 9, y el otro con funciones gaussianas, campanas y de tipos S y Z fig 10. Para evaluar la salida de estos sistemas se hizo un análisis con histogramas donde definido un valor umbral fig 11 y fig 12, el cual se tomó como 0.6, se analiza el porcentaje de aciertos y desaciertos con el conjunto de muestras de validación y que contienen datos de movimientos de pronación y de supinación.

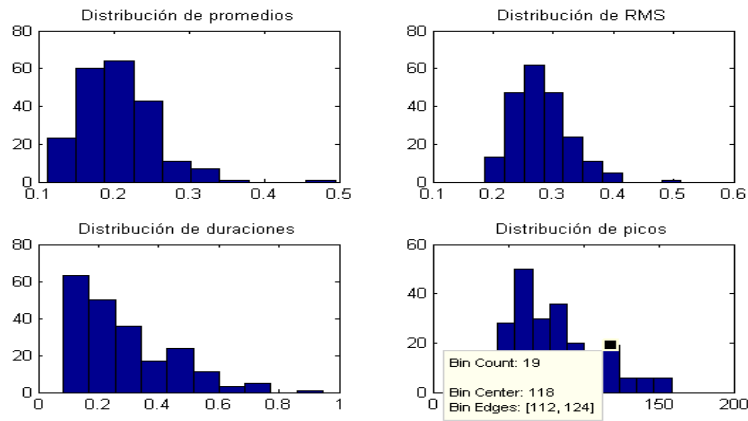


Fig. 7. Histograma de los parámetros obtenidos para las muestras de los movimientos de pronación

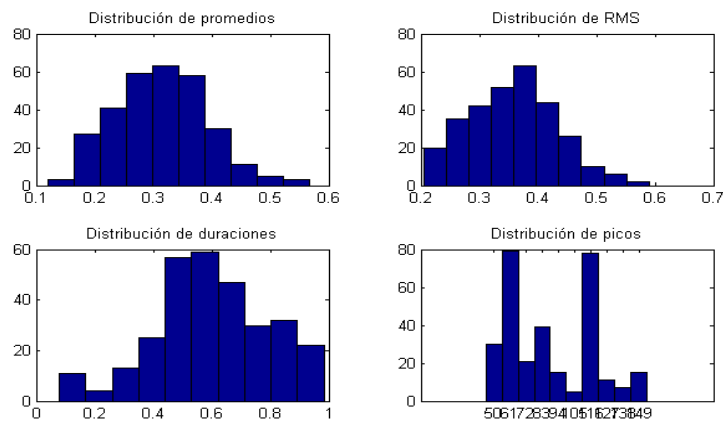


Fig. 8. Histograma de los parámetros obtenidos para las muestras de los movimientos de pronación

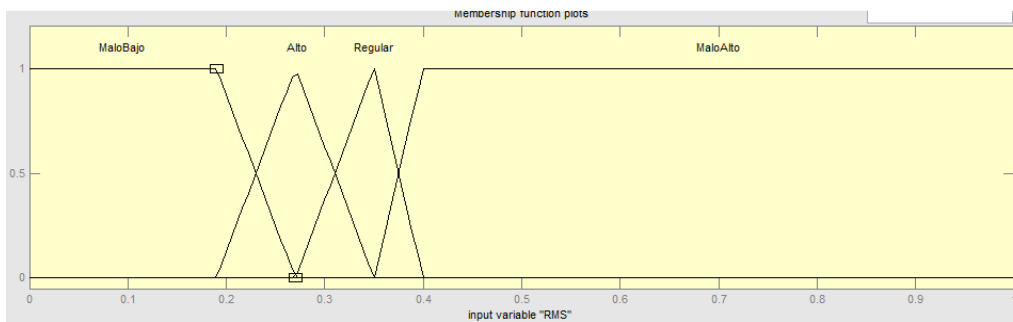


Fig. 9. Forma de los conjuntos difusos para la entrada del parámetro RMS usando conjuntos de trazos rectos

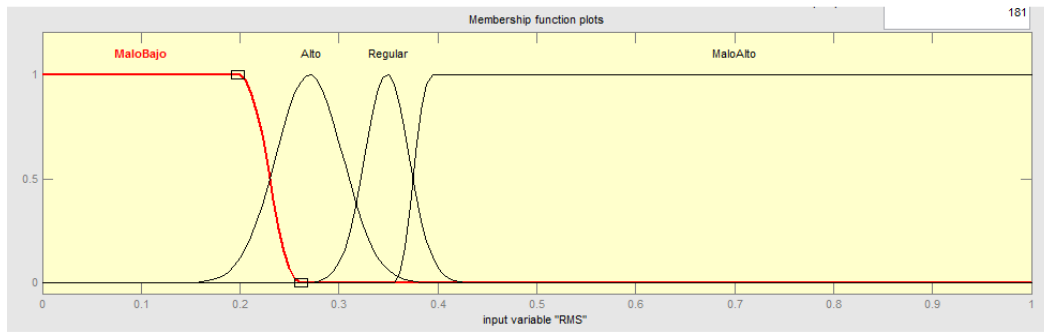


Fig. 10. Forma de los conjuntos difusos para la entrada del parámetro RMS usando conjuntos de trazos curvos

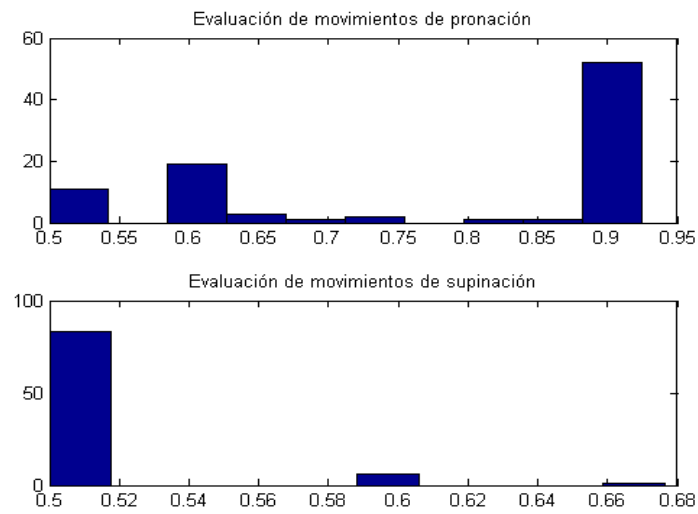


Fig. 11. Histograma de los datos evaluados con el conjunto difuso de trazos curvos.

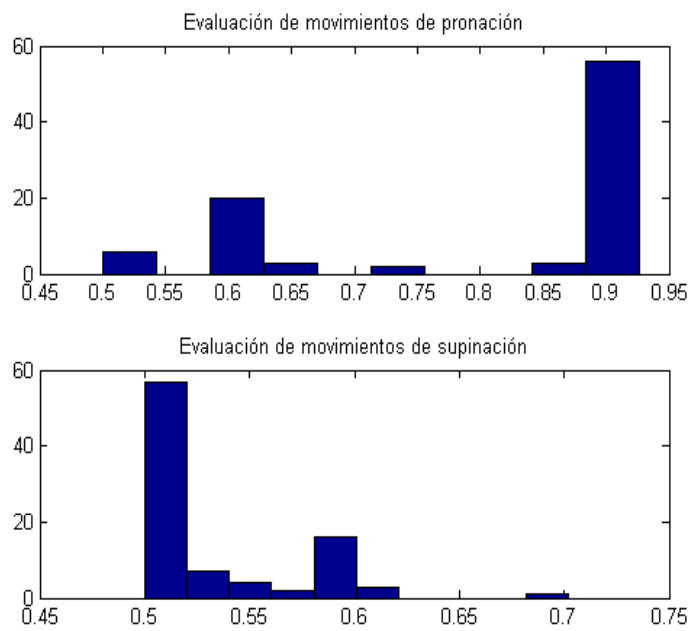


Fig. 12. Histograma de los datos evaluados con el conjunto difuso de trazos curvos.



#### 4 CONCLUSIÓN

Se observa comportamientos muy similares en los dos sistemas difusos cumpliéndose la meta de una efectividad del 80%, y debido a que arrojan resultados no muy diferentes es de más utilidad el sistema difuso de trazos rectos debido a que el costo computacional de cálculo es mucho menor al solo calcular valores en líneas rectas. La tasa de efectividad se cumplió con el objetivo propuesto, pero puede ser mejorada con el uso de sistemas difusos de tipo 2 sin la necesidad de implementar más reglas que harían el sistema más lento y rígido.

#### AGRADECIMIENTO

Este trabajo es apoyado por el proyecto ING-2135 soportado y financiado por la Vicerrectoría de Investigación de la Universidad Militar Nueva Granada en Bogotá, Colombia.

#### REFERENCIAS

- [1] R. Desai and F. Lin, « Medical Diagnosis with a Kohonen LVQ2 Neural Network (PDF Download Available),» 1 Agosto 2014.  
[On line] Available:  
[https://www.researchgate.net/publication/237738026\\_Medical\\_Diagnosis\\_with\\_a\\_Kohonen\\_LVQ2\\_Neural\\_Network](https://www.researchgate.net/publication/237738026_Medical_Diagnosis_with_a_Kohonen_LVQ2_Neural_Network).  
(26 May 2016)
- [2] A. K. L. O. H. Horia-Nicolai L. Teodorescu, "Report of research activities in fuzzy AI and medicine at USF CSE," *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 21, no. 1-3, pp. 177-183, 2001.
- [3] s. d. / . l. ©. 2. S. E. Inc et u. c. l. u. c. b.-s. 3. w. a. required, «tikz pgf - Draw a Kohonen SOM feature map? - TeX - LaTeX Stack Exchange,» TEX, 2016. [En ligne]. Available: <http://tex.stackexchange.com/questions/144366/draw-a-kohonen-som-feature-map>. (30 June 2016).
- [4] L. J. Hargrove, K. Englehart and B. Hudgins, "A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification," *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, pp. VOL. 54, NO. 5, 2007.
- [5] H. A. Romo, J. C. Realpe and P. E. Jojoa, "Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano," vol. 14, no. 1, 2007.
- [6] G. Choi and Y. Jang, "EMG-based Continuous Control Method for Electric Wheelchair," 2014.
- [7] J. A. García-Pinzón, L. E. Mendoza and E. G. Flórez, "Control de brazo electrónico usando señales electromiográficas," vol. 24, no. 39, 2015.
- [8] G. A. BETANCOURT O., E. GIRALDO SUÁREZ and J. F. FRANCO B., "RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE MOVIMIENTO A PARTIR DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS," vol. 10, no. 26, 2004.