

HERRAMIENTA GRÁFICA PARA ENTRENADOR DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS

Ramón de la Rosa¹, Alonso Alonso¹, Roberto Hornero¹, Daniel Abásolo¹, Víctor Rodríguez¹

¹E.T.S.I. de Telecomunicación. Universidad de Valladolid.

RESUMEN

La presente comunicación describe una herramienta informática desarrollada para asistir al investigador en el proceso de búsqueda de las mejores características para clasificar señales mioeléctricas, ofreciendo una observación en tiempo real del rendimiento del sistema de clasificación de patrones. Dicha herramienta es además notablemente útil para el entrenamiento de los pacientes, permitiendo con la realimentación que ofrece la pantalla del ordenador, un sistema más sencillo y rápido de autocontrol muscular, como etapa previa a un entorno gráfico de simulador de brazo mioeléctrico. Esta herramienta se ha incluido en el sistema de entrenamiento para manejo de prótesis mioeléctricas que se encuentra en desarrollo en el grupo de Bioingeniería y Telemedicina de la Universidad de Valladolid.

1. INTRODUCCIÓN

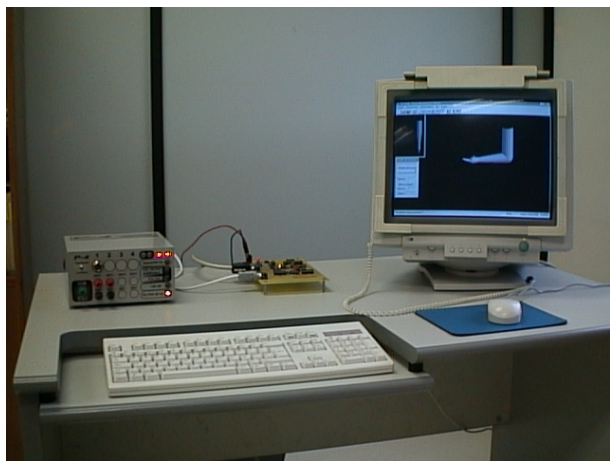


Figura 1. Entrenador mioeléctrico para manejo de prótesis.

El Entrenador Mioeléctrico de Prótesis para amputados de brazo o mano, en desarrollo en el grupo de Bioingeniería y Telemedicina de la E.T.S.I. de Telecomunicación de Valladolid, permite que los pacientes amputados de brazo o mano, candidatos a usar una prótesis mioeléctrica, realicen un entrenamiento previo con una prótesis virtual para comprobar la adecuación del paciente a su manejo [1], [2]. Dicho entrenador mioeléctrico incluye un entorno gráfico que permite realizar una serie de ejercicios, con el fin de que el paciente se familiarice con el manejo de una prótesis

y adquiera capacidad para realizar diferentes movimientos de prótesis utilizando tan sólo dos músculos antagonistas: el bíceps y el tríceps. El programa que se ejecuta en el ordenador tiene la tarea de recoger la señal electromiográfica (EMG) muestreada y luego analizarla. A partir de aquí es necesario definir una serie de acciones o estados; para este caso, se han definido cinco estados: reposo, abrir o cerrar mano y flexionar o extender el brazo. El paciente debe tratar de alcanzar uno de estos cinco estados empleando bíceps y tríceps. A partir de técnicas de reconocimiento de patrones, en función del análisis efectuado a la señal EMG, el programa decide el estado a que ha llegado el paciente y por tanto, la acción a realizar.

2. CLASIFICACIÓN DE SEÑALES

2.1. Definición de características

La señal EMG recogida con electrodos de superficie es el resultado de los múltiples potenciales de acción de unidad motora (PUM) que están interviniendo en la activación de las fibras musculares. El PUM generado por una unidad motora (UM) ya tiene cierta complejidad al agrupar los diferentes potenciales de acción que repetitivamente inervan la UM, por lo que, extendiendo esto a más UM, la información contenida en una señal EMG de superficie va a ser notablemente más alta al agrupar una elevada cantidad de PUM.

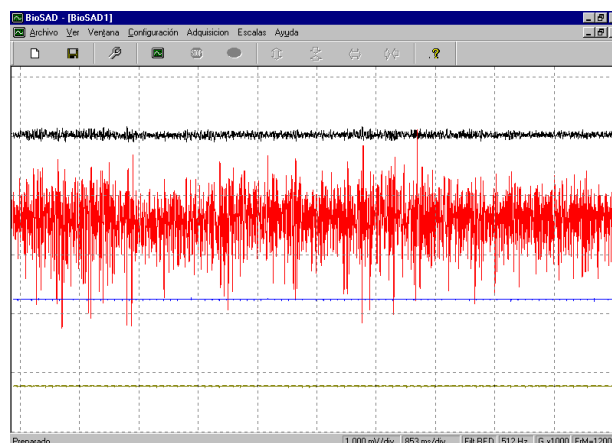


Figura 2. Trazas de EMG de superficie en una contracción de bíceps: la traza superior corresponde al EMG del tríceps; la segunda traza es el EMG del bíceps.

Con el propósito de identificar las acciones que representa una señal EMG, es necesario reducir la

cantidad de información que posee la señal, con el fin de que el sistema informático pueda clasificar dichas acciones; es necesario extraer características de esos patrones EMG, como puede ser, por ejemplo, la envolvente de la señal, que fue una de las primeras características empleadas para reconocer acciones, siendo fácilmente identificable su utilidad para mostrar actividad muscular a partir de la simple inspección visual de una señal EMG (ver Figura 2).

No obstante, además de la envolvente, es posible definir más *características* de la señal que identifiquen su comportamiento y permitan clasificar acciones por medio de un ordenador. Algunos ejemplos de estas características que se utilizan para análisis de señales EMG [3] son:

- *Integral del Valor Absoluto (IVA)*: se define como

$$IVA = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|$$

- *Cruces por cero (CC)*: número de veces que la señal atraviesa el eje de amplitud 0. Se calcula como:

$$CC = \sum_{i=1}^N \text{sgn}(-x_i x_{i+1})$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } x > 0 \\ 0 & \text{resto} \end{cases}$$

- *Varianza (VAR)*: ofrece una medida de la potencia de la señal; se calcula como:

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2$$

- *Amplitud Willison (AMPW)*: número de veces, por cada cambio en la amplitud de la señal EMG, que se excede el umbral predefinido de amplitud Willison, donde este umbral es elegido entre 50 y 100 mV. Se puede formular como:

$$AMPW = \sum_{i=1}^N f(|x_i - x_{i+1}|)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } x > \text{umbral} \\ 0 & \text{resto} \end{cases}$$

- *Histograma EMG*: basado en dividir el rango dinámico de amplitudes de la señal en nueve intervalos y obtener nueve números: cada uno identifica el número de muestras que han caído dentro de cada intervalo.

A pesar de que son numerosas las publicaciones que analizan la bondad de estas características para la clasificación de señales EMG, se ha considerado necesario diseñar una herramienta visual incluida en el entorno del entrenador mioeléctrico, que permitiese comprobar en tiempo real y de forma intuitiva la calidad y las oscilaciones en el procedimiento de clasificación de acciones.

2.2. Procedimiento de clasificación

Una vez definido un cierto número de características, se trabajará con ellas de forma conjunta, agrupándolas en un vector. Puesto que vamos a trabajar con cinco estados, estableceremos cinco vectores de referencia que representan a cada estado. La forma de definir estos vectores es flexible y depende de cada paciente, por lo que hay que establecer un mecanismo para fijar estos vectores, que está incluido en la herramienta de visualización.

El modo de operar en tiempo real es recoger la señal EMG generada por los músculos bíceps y tríceps, creando el vector de características de ese instante. Este vector se compara con un clasificador de distancia euclídea con cada uno de los cinco estados: aquél estado que ofrezca la menor distancia será el que se tome como decisión.

El número de componentes necesarias en cada vector (las características), con el fin de buscar un clasificador lo más eficiente posible, todavía está en proceso de investigación. Hasta el momento el sistema ha sido probado satisfactoriamente utilizando dos tipos de características:

- *Nivel central del Histograma EMG*: número de veces que recaen las muestras en el intervalo central de amplitudes, con dicho intervalo de anchura 1/9 del rango dinámico. Se genera un vector de dos componentes: una para el bíceps y otra para el tríceps.
- *Histograma EMG*: ya descrito. Se genera un vector de 18 componentes: 9 para el bíceps y 9 para el tríceps.

3. LA HERRAMIENTA DE VISUALIZACIÓN

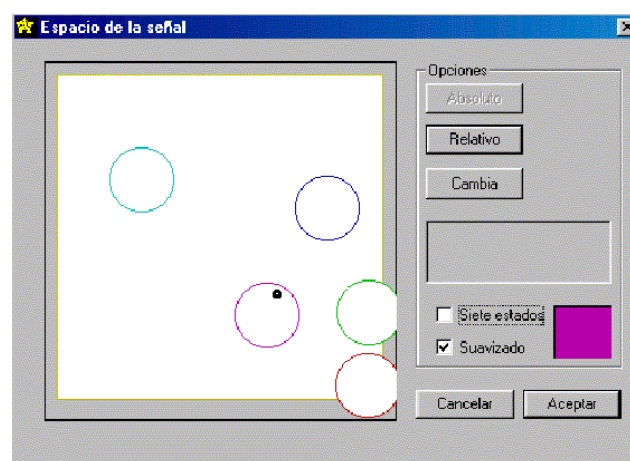


Figura 3. Ventana donde se representan los estados (circunferencias) y el puntero móvil (círculo pequeño). El cuadrado de la parte derecha indica el estado que se ha decidido.

El objetivo del entrenador de prótesis mioeléctricas con el que se está trabajando en el laboratorio es el de ofrecer utilidades que permitan al paciente familiarizarse con el control mioeléctrico de una prótesis, pero a la vez, facilitar las tareas de investigación, obtención de datos y visualización en tiempo real del control que está teniendo el paciente del sistema con el fin de evaluar la calidad del sistema de reconocimiento.

Se observó que un paciente que utilizaba por primera vez el equipo, tenía dificultades para familiarizarse con el manejo de la representación tridimensional del brazo, dificultades que podían ser reducidas utilizando una herramienta intermedia que permitiese mostrar al paciente la actividad que estaba realizando con cada músculo. Como solución, se creó el entorno de visualización mostrado en la figura 3, que ofrece una representación bidimensional de la actividad muscular, donde cada eje de la ventana rectangular interior corresponde a la actividad de cada uno de los dos músculos con los que se actúa: bíceps y tríceps.

El eje horizontal va a recoger la actividad del bíceps y el vertical la del tríceps; la actividad conjunta en ambos ejes viene representada por un pequeño puntero circular que se desplaza por la extensión rectangular que delimitan los dos ejes. Cada eje representa, desglosado para cada músculo, el valor de distancia euclídea del vector de características instantáneo respecto al vector de características que representa señal EMG nula. El valor de distancia se actualiza cada 220 ms, que es la longitud temporal de patrón que se está tomando para hacer la extracción de características. La decisión tomada por la rutina de clasificación se representa por medio de un cuadrado coloreado situado en la parte derecha, teniendo en cuenta que hay asignado un color para cada estado; los estados están representados por circunferencias coloreadas dentro del cuadrante por donde se va a desplazar el puntero de color negro.

Este entorno supone una etapa previa al entrenamiento con una prótesis virtual o real, creando una realimentación entre paciente y máquina que permite al paciente observar inmediatamente resultados de sus acciones musculares, facilitando el autocontrol. En cambio, si se emplea directamente la imagen tridimensional de un brazo o la misma prótesis, es bastante fácil que las acciones aparentemente anárquicas que se observan cuando se usa por primera vez el sistema, provoquen que el paciente rechace el sistema de aprendizaje.

4. CONCLUSIONES

Este sencillo sistema de visualización permite apreciar los efectos que está teniendo el algoritmo de clasificación en tiempo real mientras se adquiere la señal EMG. Es intuitivo y resulta de enorme interés práctico a la hora de comprobar los algoritmos de reconocimiento. Se ha empleado con éxito con una versión de la *Nivel central del Histograma EMG* como clasificador y en el momento de escribir este artículo, se está utilizando para evaluar el funcionamiento del *Histograma EMG*. Observar los resultados de la clasificación en tiempo real mientras se interacciona con el sistema permite analizar y comparar rápidamente la voluntad del sujeto con los resultados que interpreta el sistema. En cuanto a entrenamiento, supone un paso previo para el manejo de la prótesis, al permitir adquirir con rapidez un cierto control de los músculos que se van a emplear.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] R. De la Rosa, A. Alonso, R. Hornero, E. Abril, M. López, "Entrenador Mioeléctrico de Prótesis para Amputados de Brazo o Mano". *URSI 2001: XVI Simposium Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio*. Madrid, Spain, pp. 77-78, 2001.
- [2] A. Alonso, R. Hornero, P. Espino, R. De la Rosa, L. Liptak, "Myoelectric Prosthesis Trainer for Hand and Arm Amputees". *Mapfre Medicina*, vol 13, nº 1; pp: 11-19. 2002.
- [3] M. Zardosthi-Kermani, B. Wheeler, K. Badie, R. Hashemi, "EMG Feature Evaluation for Movement Control of Upper Extremity Prostheses". *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, vol. 3, No. 4, pp. 324-333 December 1995.
- [4] K. Fukunaga, *Statistical Pattern Recognition*. Second Edition. Academic Press, 1990.
- [5] D. Graupe, J. Magnussen, A. Beex, "A Microprocesso System for Multifunctional Control of Upper-Limb Prostheses via Myoelectric Signal Identification". *IEEE Trans. on Automatic Control*, vol. AC-23, No. 4, pp. 538-544. August 1978
- [6] A. C. Dupont, E. L. Morin, "A Myoelectric Control Evaluation and Trainer System". *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, No. 2. June 1994.
- [7] P. A. O'Neill, E. L. Morin, R. N. Scott, "Myoelectric Signal Characteristics from Muscles in Residual Upper Limbs". *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, No. 4. December 1994.