

Técnicas de bajo coste computacional para el reconocimiento de patrones de activación en la señal de EMG superficial

J Roca Jr¹, JM Jiménez¹, M Conesa², J Roca¹, JA Vera¹, M Jiménez¹

¹ G.I. “Electrónica Industrial y Médica”- Universidad Politécnica de Cartagena, Cartagena, SPAIN

² Servicio de Fisioterapia y Rehabilitación, Sto. y Real Hospital de Caridad, Cartagena, SPAIN

Abstract

Se presenta un sistema dedicado al reconocimiento de patrones de actividad, en la señal del EMG superficial, destinado a proporcionar un nuevo canal de comunicación capaz de comandar prótesis y ayudas técnicas para el acceso al ordenador.

El motor de reconocimiento utilizado, ha sido derivado de un algoritmo ampliamente experimentado en el campo del habla, basado en la detección de formantes, adaptándolo a la naturaleza de la señal de EMGS y a las características del microcontrolador responsable de la explotación.

1. Introducción

El grupo de investigación “Electrónica Industrial y Médica” (EIMED) trabaja en aplicaciones de ingeniería biomédica, relacionadas con ayudas tecnológicas a discapacitados y equipamiento para su evaluación.

Así, dentro del campo de las Ayudas Técnicas para Discapacitados, es habitual utilizar una técnica denominada “barrido”, para facilitar el acceso al ordenador.

Esta técnica consiste en ir habilitando sucesivamente una serie de opciones, de las cuales el usuario elegirá la deseada accionando un captador.

Estos captadores, que por norma general son de accionamiento mecánico o bien sensores de proximidad capacitivos, presentan un problema: su ubicación dentro de un entorno accesible al usuario con discapacidad.

Como quiera que toda actividad muscular lleva asociada la generación de unos biopotenciales (las señales de electromiograma detectables en la superficie de la piel), es posible aprovechar esta relación entre la señal de EMG y la fuerza desarrollada, para sustituir la pulsación de un captador por la actividad eléctrica desarrollada en el músculo [1] [4].

1.1. Dinámica Espectral de la señal EMG

Es conocido que la amplitud del Potencial de Acción, MUAP, presenta dependencia de la fuerza desarrollada y la duración de la misma según el siguiente modelo de la actividad EMG [2]:

$$S_m(\mathbf{w}, t, F) = R(\mathbf{w}, d) \left[\frac{1}{v^2(t, F)} G\left(\frac{\mathbf{w} \cdot d}{2v(t, F)}\right) \right]$$

Así, el contenido espectral de la señal de EMG, que depende de la fuerza F y el tiempo t de la contracción (a través de $v(t, F)$, la velocidad de conducción de las miofibrillas activas), se ve afectado por la función de transferencia del sistema de adquisición $R(\mathbf{w}, d)$, función de la distancia d de separación entre los electrodos.

De otra parte, la ecuación explica correctamente, tanto el aumento de amplitud de la señal EMG -cuando la velocidad de conducción “ v ” decrece- como la compresión que, en este caso, se produce en el espectro; originando un incremento de las componentes de baja frecuencia, que viene acompañado de un decrecimiento de las de alta (corrimiento hacia bajas frecuencias), observable en la figura 1.

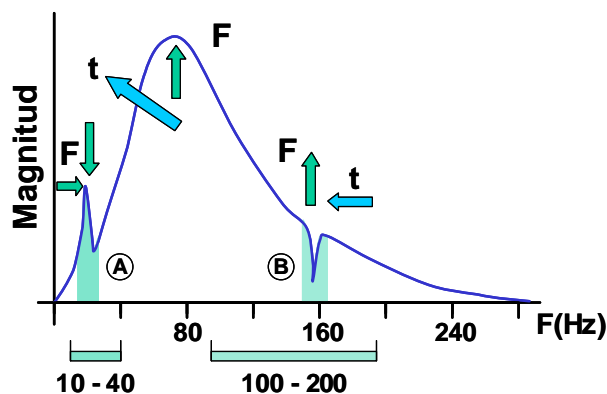


Figura 1. Dinámica Espectral de la señal de EMG.

Por otra parte, hay también que considerar que, la existencia de un término en Sen^2 en $R(w,d)$, origina la aparición de ceros (llamados “*dips*”) en el espectro de densidad de potencia; que han sido ampliamente constatados. En general la presencia de estos ceros, como la presencia de grandes picos en las zonas de frecuencias bajas del espectro, se pone de manifiesto cuando algún MUAPT individual contribuye con una considerable energía al total de la señal de EMG.

Este comportamiento dinámico del espectro de la señal de EMG es el que va a permitir su detección haciendo uso de un algoritmo de reconocimiento originalmente utilizado en la identificación de los formantes vocálicos de las señales del habla.

2. Técnica de Reconocimiento

La técnica a utilizar (F-2F), de amplia difusión, fue depurada, tras los primeros experimentos desarrollados por la compañía Bell en 1952; esta basada en la caracterización de secuencias del habla mediante el análisis espectral de una versión simplificada de la señal de entrada, y su posterior comparación con los patrones de reconocimiento previamente almacenados.

La señal de entrada es procesada mediante un banco de filtros con el fin de determinar el contenido energético asociado a los formantes de baja y alta frecuencia presentes en una ventana temporal de la misma, generando un vector de características.

Una vez procesada ésta, el número de vectores característicos ha de ser normalizado a uno prefijado, con el fin de reducir la influencia de la cadencia de la señal, lo que mejora en gran medida la calidad del reconocimiento, dando lugar a la matriz de características de ese patrón de reconocimiento.

El proceso de reconocimiento se lleva a cabo extrayendo la matriz normalizada de características de la señal a reconocer, para poder comparar esta, elemento a elemento, con las asociadas a los patrones de reconocimiento previamente almacenados.

3. Sistema Propuesto

El sistema de reconocimiento que se propone se estructura en torno a un microcontrolador PIC16F84 de Microchip, según se muestra en la figura 2. Como se ve en la misma, el módulo (a) está constituido por un amplificador de instrumentación de grado “clínico”. El módulo (b) representa al conjunto de filtros asociados al funcionamiento del mismo. El módulo (c) es un comparador con histéresis, que actúa como un convertidor A/D de 1 bit, produciendo una versión discreta de la señal de entrada (PWM, PFM).

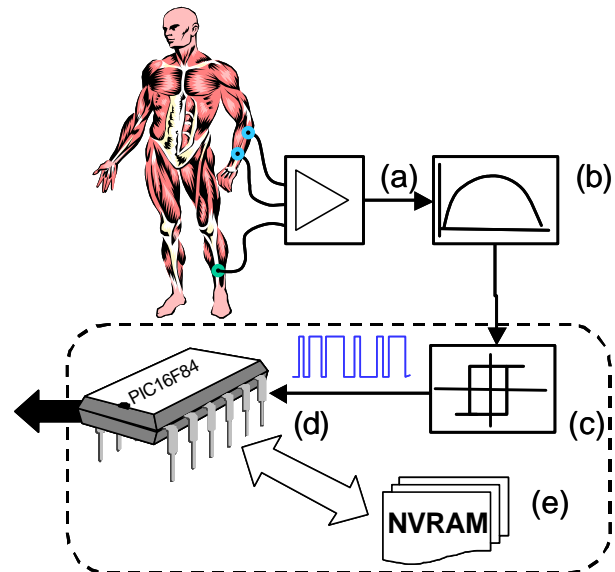


Figura 2. Arquitectura del sistema propuesto.

La ventana de histéresis del comparador se ajusta para que el disparo solo se realice por encima de un nivel de actividad EMGS, mediante la variación de la tensión de referencia con el fin de adaptar el sistema al nivel de espasticidad del sujeto. Se emplea un microcontrolador de la familia PIC, que utiliza una NVRAM serie, como memoria auxiliar y buffer de operaciones.

La descripción funcional del sistema puede verse en la figura 3:

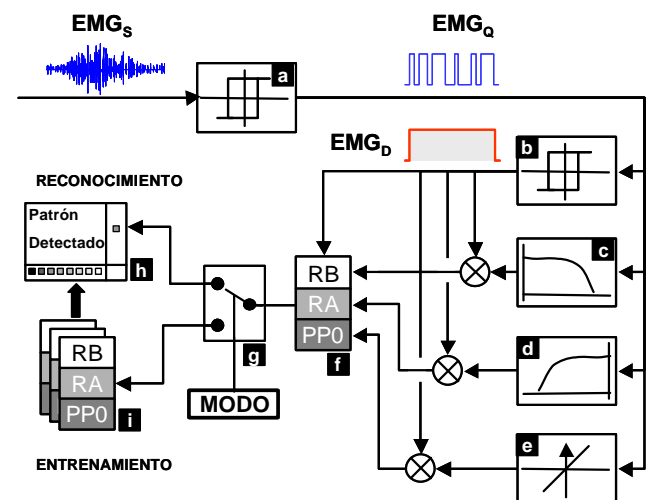


Figura 3. Descripción funcional del sistema propuesto.

La señal de EMG acondicionada (EMG_s), es discretizada mediante el comparador analógico (a) dando lugar a una versión digital de la misma (EMG_o) a procesar de forma digital. La detección de un periodo de actividad (b) superior a 50 muestras (50ms a 1KHz) activa la señal de activación muscular (EMG_D).

Durante la activación muscular, se procede al análisis del contenido energético en ventanas de 256 muestras (256ms a 1KHz). Para cada una de estas ventanas, se definen dos registros para el recuento de “alta” (RA) y “baja” (RB) frecuencia y un tercero auxiliar para el recuento de los pasos por cero ($PP0$) que serán actualizados como sigue:

El contador de baja frecuencia detecta la presencia de “formantes” inferiores a unos 80Hz – 100Hz, mientras que el de alta frecuencia hace lo propio para frecuencias mayores. La estimación de las componentes de alta frecuencia (d) se realiza incrementando RA si p muestras consecutivas presentan el mismo estado. Por otra parte, para evaluar el contenido de baja frecuencia (c), se incrementa RB si RA supera un valor q , reseteándose este último. El número de pasos por cero (e) se realiza incrementando el valor de $PP0$ ante cada cambio en el estado de dos muestras consecutivas [3]. Una vez procesada la ventana, se almacenan los valores de los contadores. Se repite el proceso hasta que la señal de EMG presenta una actividad inferior al nivel prefijado durante una cantidad de tiempo prefijada, desactivándose la señal EMG_D .

Se tienen entonces n vectores tridimensionales formados por el valor de los tres contadores (RA , RB , $PP0$) para cada una de las n ventanas.

Con el fin de normalizar las características de la señal con el tiempo, se procede a transformar los n vectores obtenidos en una *Matriz Característica Normalizada* (f) de m vectores mediante una técnica aproximada para el *dynamic time warping* basada en la interpolación lineal.

Esta matriz será redireccionada en función del modo de funcionamiento seleccionado (g), almacenándose en la posición de la NVRAM seleccionada en modo entrenamiento como patrón (i) o siendo procesada por el motor de reconocimiento en este último caso.

La etapa de identificación (h) se estructura en torno a una sencilla red neuronal, ilustrada en la figura 4.

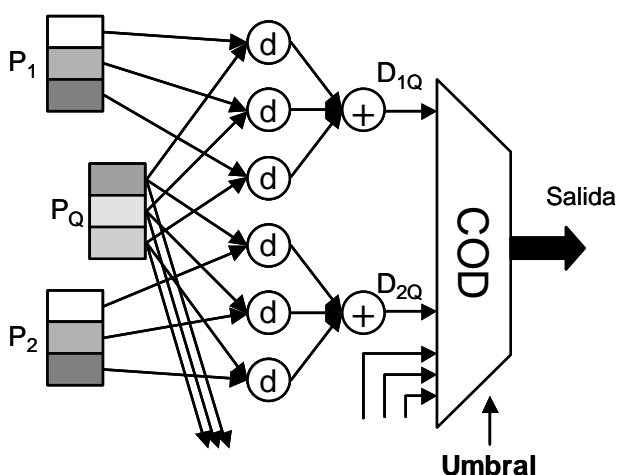


Figura 4. Etapa de identificación propuesta.

El proceso de identificación de una señal de entrada se realiza mediante la comparación, elemento a elemento, de la matriz característica determinada (P_Q) con las correspondientes a los patrones de entrenamiento previamente almacenadas (P_1 a P_{12}).

El proceso de valoración da lugar a un índice de disimilitud para cada una de ellas (D_{1Q} a D_{12Q}), mediante el uso de una función de distancia.

El codificador recibe los índices obtenidos de cada patrón y determina el mínimo de ellos, que en caso de ser inferior al umbral, es identificado como válido, generando la aparición del código digital asociado a dicho patrón. El software puede ser equipado con un elemento de decisión en el que se señalen los niveles umbrales de similitud necesarios para activar el código binario de 4 bits correspondiente al patrón identificado como de máxima similitud. La identificación de este código binario provocará que la Ayuda Tecnológica, la prótesis o el sistema de biofeedback desencadene la acción correspondiente.

4. Pruebas Realizadas

Las pruebas realizadas, tras resolver algunos problemas como la determinación de la frecuencia frontera de comparación y el umbral (que lógicamente evidenció estar relacionado con el grado de espasticidad de los sujetos), han permitido obtener resultados iniciales muy prometedores. Las señales de prueba fueran captadas en sesiones de entrenamiento con bio-feedback controladas mediante un software especialmente diseñado a tal efecto bajo Labview, ilustrado en la figura 5, capaz de generar los estímulos, muestrear la señal de salida de la etapa de preprocesado analógico y presentar el resultado conseguido de forma gráfica.

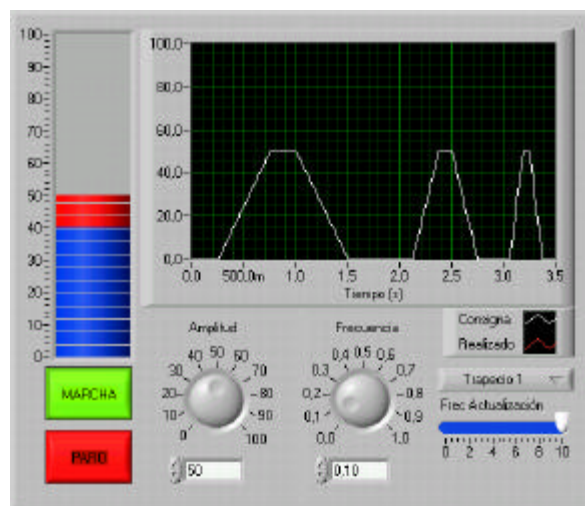


Figura 5. Plataforma de entrenamiento por biofeedback.

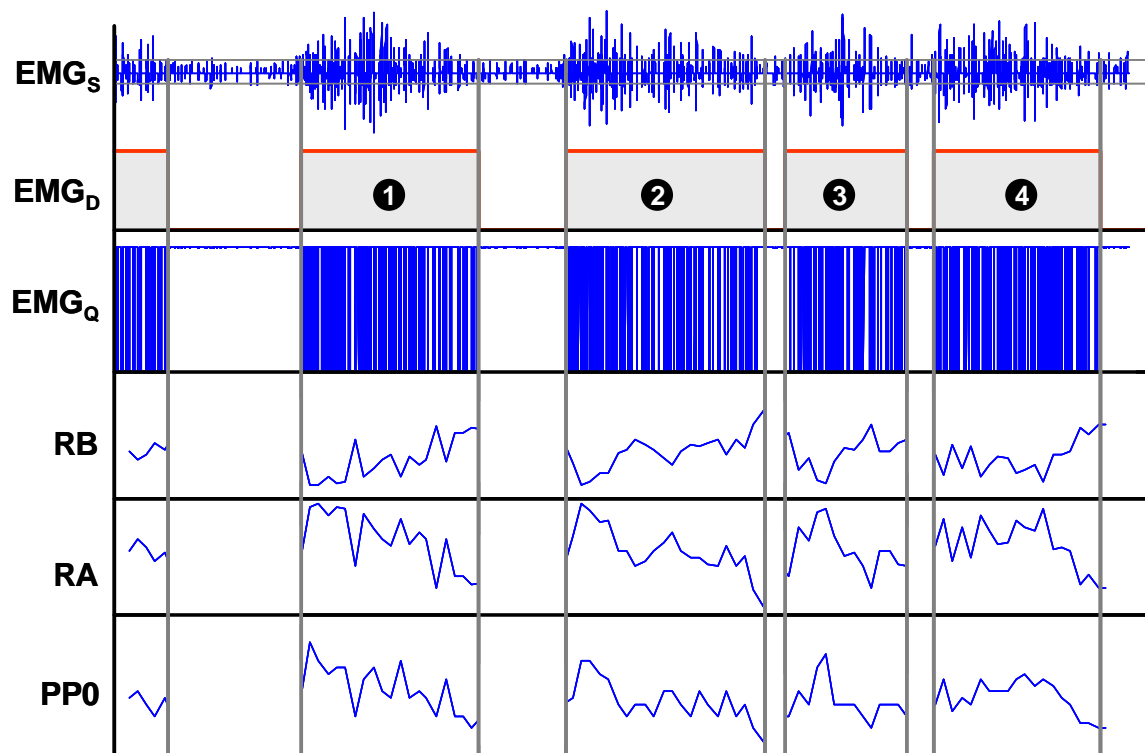


Figura 6. Proceso de caracterización

En la figura 6, se puede observar la progresión del proceso de extracción de características a partir de la señal de EMG superficial (EMG_s). Nótese que en la figura se han concatenado varias señales obtenidas en distintas sesiones con el fin de representar de forma clara este proceso.

De las cuatro señales contenidas en la figura 6, las dos señales centrales, (1) y (2), corresponden a las consideradas como respuestas adecuadas. Se puede observar como las envolventes de los contenidos espectrales en baja frecuencia, alta frecuencia y pasos por cero, presentan grandes similitudes. El índice de disimilitud para estas señales fue de un 8,5% mientras que para las señales primera (1) y última (5) de la figura se obtenía un índice de disimilitud de un 83,7%.

Obviamente, estos resultados dependieron de una sintonización de los parámetros del proceso de caracterización espectral, pero demostraron la posibilidad del uso del sistema, en este tipo de aplicaciones.

5. Conclusiones

El sistema descrito demostró su validez como herramienta de reconocimiento de patrones de actividad de la señal EMG. Adicionalmente, la solución tanto en hardware, como en carga computacional puede ser clasificada como de bajo costo, lo cual es de gran interés

especialmente para su aplicación en pequeños equipos de bio-feedback de uso en rehabilitación y entrenamiento en el domicilio de los usuarios. Esta última consideración (bajo costo) fue la que nos inclinó a adoptar este simple método de parametrización, evitando así el uso de técnicas más avanzadas (LPC, etc.), pero que involucraban un mayor coste computacional, y por tanto, del hardware.

Referencias

- [1] R. Martínez, R. Muñoz, L. Leija, P.R. Hernández y JA. Alvarez. "Separabilidad de señal mioeléctrica durante contracciones isométricas". *1er Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Mazatlan*, pp.139-142, 1998.
- [2] J.V. Basmajian and C.S. De Luca. "Muscle alive: their functions revealed by electromyography", *Edit Williams & Wilkins, Baltimore* pp 65-100, 1985..
- [3] G.F. Inbar, J. Allin, O. Paiss, and H. Kransz. "Monitoring surface EMG spectral changes by the zero crossing rate.", *Med. & Biol. Eng. & Comp.*, 24, pp 10-18, January, 1986.
- [4] Cristiano Fermo ,Vladimir Dynnikov. "Determinação De Referências Para Ativação De Próteses Mioelétricas De Membro Superior.", *1er Congreso Iberoamericano de Tecnología de Apoyo para la Discapacidad IBERDISCAP 2000, Madrid Octubre de 2000*, pp 99-101, 2000.