

ENTRENADOR MIOELÉCTRICO DE PRÓTESIS PARA AMPUTADOS DE BRAZO O MANO

Ramón de la Rosa. Alonso Alonso. Roberto Hornero. Evaristo J. Abril. Miguel López.

Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones e Ingeniería Telemática
Universidad de Valladolid
ramros@tel.uva.es alonso3@tel.uva.es

ABSTRACT

The goal of the virtual myoelectric trainer showed is to predict the ability of arm or hand amputee patients to adapt themselves to a myoelectric prosthesis. That is why it has been developed the electronics and the programming required by a learning system for managing a prosthesis. The system has been proved with two people without amputation, who had carried out trainings successfully, achieving the control of hand opening/closing, the same way as wrist turning in both directions.

1. INTRODUCCIÓN

Existen en la actualidad diversos modelos de prótesis mioeléctricas de mano con prestaciones dispares, desde las que únicamente realizan el movimiento de pinza para agarrar objetos hasta las que rotan la muñeca y transmiten sensaciones relacionadas con frío o calor y con la presión ejercida. En cualquier caso, estas prótesis son caras y no todos los pacientes resultan ser buenos candidatos a usuarios de dichas prótesis, debido a que no son capaces de controlarlas de forma eficiente.

El sistema, que se encuentra en avanzada fase de desarrollo y ha sido diseñado íntegramente en nuestro grupo de investigación, está encaminado a sustituir a las prótesis reales en el proceso de aprendizaje.

2. CARACTERÍSTICAS

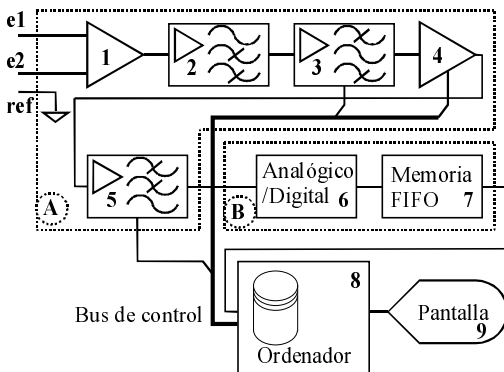


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema

El propósito del sistema desarrollado es el de medir, por medio de electrodos, las señales bioeléctricas generadas por el cuerpo humano en el proceso de activación de las fibras musculares que no han quedado dañadas por la lesión. Las características del equipo diseñado pueden resumirse con el diagrama de bloques que se muestra en la Figura 1.

2.1. Módulo A: canal diferencial

El módulo A de la Figura 1 representa, por su modo de funcionamiento, un canal diferencial al cual se conectan tres electrodos: e1, e2 y ref. Si definimos V_{e1} como la diferencia de potencial entre el electrodo e1 y ref y, de la misma manera, V_{e2} como diferencia de potencial entre e2 y ref, la tarea del canal es recoger y amplificar la diferencia de tensiones $V_{e1} - V_{e2}$, que se van a generar durante la actividad muscular del paciente. Los diferentes bloques del canal, descritos a continuación, se encargarán de acondicionar la señal para ser recogida por el ordenador:

1. Amplificador de instrumentación integrado INA114, de la casa Burr-Brown.
2. Filtro activo paso-alto. Determina el comienzo de la banda de paso.
3. Filtro activo de ranura (para rechazo de espúreos de 50 Hz de la red). Configurable.
4. Selector de ganancia.
5. Filtro paso-bajo. Determina el final de la banda de paso. Incluye una etapa de filtros conmutados, basada en el LMF100 de National Semiconductor, activable a voluntad por medio del bus de control. El diseño del bloque 5 permite dos modos de trabajo: i) Sin activar los filtros conmutados: la frecuencia de corte es seleccionada entre dos valores posibles. ii) Activando los filtros conmutados. Permite ajustar la frecuencia de corte en función de una señal cuadrada de reloj, que debe ser suministrada por un módulo exterior.

2.2. Módulo B: comunicación con el ordenador

El módulo B se encarga de convertir la señal analógica a formato digital (bloque 6) y traspasarla al ordenador por medio de una memoria FIFO que es leída periódicamente por el ordenador a través del puerto paralelo (bloques 7, 8, 9), para luego mostrar en pantalla los resultados.

2.3. Comportamiento del sistema

El módulo A es el corazón de la “cabecera analógica”, la cual consta de varios módulos de tipo A y otros elementos adicionales ensamblados conjuntamente, pudiéndose utilizar hasta cuatro tarjetas A (cuatro canales diferenciales) en dicha cabecera. Su respuesta en frecuencia ha sido medida de forma real barriendo en frecuencia con un generador de funciones y observando los datos en un osciloscopio digital. Dicha respuesta, para la máxima banda de trabajo posible, es la que se muestra en la Figura 2.

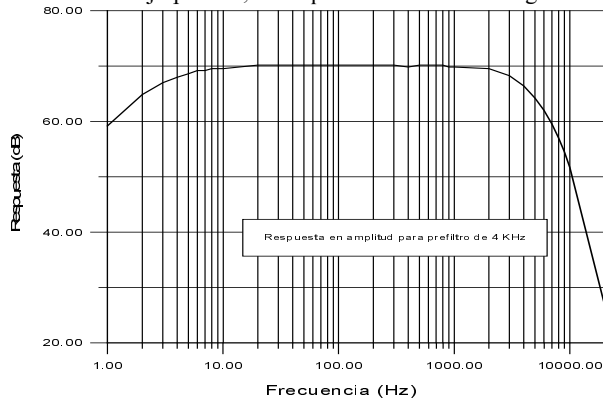


Figura 2. Respuesta en frecuencia del sistema

Es posible verificar gráficamente el funcionamiento del sistema de adquisición, formado por la cabecera analógica A y el módulo de conversión digital B, por medio del *software* desarrollado específicamente para el sistema, que muestra en tiempo real las señales recogidas. En la figura se observa el resultado para una contracción de bíceps medida con nuestro equipo.

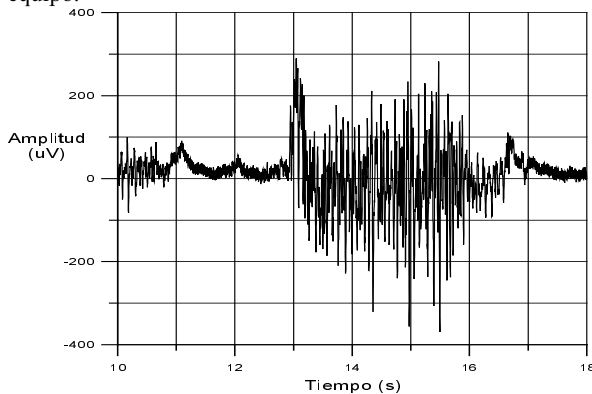


Figura 3. Contracción del bíceps

El segundo módulo importante de *software* es el que permite reconocer las señales procedentes del sistema de adquisición y generar la representación tridimensional del brazo, así como sus movimientos, en la pantalla del ordenador. Dicho *software* establece un programa gráfico de entrenamiento, en el cual el paciente debe completar una serie de ejercicios propuestos, haciendo que la representación del brazo que observa en la pantalla (Figura 4) responda a sus esfuerzos musculares de forma coordinada.

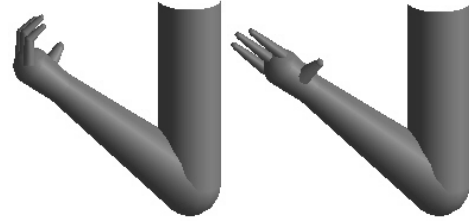


Figura 4. Dos ejemplos de la representación gráfica vista en la pantalla

El reconocimiento de las señales bioeléctricas recogidas por la cabecera analógica se efectúa utilizando un algoritmo basado en el método del histograma de Zhardosti [2], modificado y adaptado para esta aplicación, de forma que se clasifica el nivel de esfuerzo realizado en función de las amplitudes recogidas por el sistema de adquisición. La clasificación distingue tres niveles de esfuerzo muscular:

- contracción nula;
- contracción media;
- contracción fuerte.

Los experimentos se han efectuado empleando dos canales del tipo A, de forma que, atendiendo a esta última clasificación, vamos a disponer de 9 grados de libertad para generar diferentes acciones sobre el brazo virtual que se presenta en la pantalla.

3. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un sistema de bajo coste, utilizando un ordenador estándar tipo PC y *software* y electrónica de diseño propio, obteniéndose resultados prácticos muy satisfactorios y una electrónica robusta. No obstante, seguimos trabajando en la mejora de los algoritmos de reconocimiento de patrones con el fin de lograr un mejor rendimiento de las rutinas del entrenador.

3.1. Agradecimientos

Agradecemos el apoyo e interés mostrado por parte de la Fundación MAPFRE Medicina, que ha permitido el desarrollo de este proyecto.

4. REFERENCIAS

- [1] Mundo Electrónico (varios autores). *Introducción a la Bioingeniería*. Ed. Marcombo, 1998.
- [2] Zardoshti-Kermani M., Wheeler B. C., Badie K. and Hashemi R. M. *EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses*. IEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1995, vol. 3, nº 4.
- [3] Dupont A. C., Morin E. L. *A myoelectric control evaluation and trainer system*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1994, vol. 2, nº 2.
- [4] O'Neill P. A., Morin E. L., Scott R. N. *Myoelectric signal characteristics from muscles in residual upper limbs*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1994; vol.2, nº 4.