

# Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano

## *Myoelectric prostheses trainer for hand and arm amputees*

<sup>1</sup> Universidad de Valladolid  
<sup>2</sup> Hospital Clínico Universitario de Valladolid  
<sup>3</sup> Abad Industrial S.A.

Alonso Alonso A.<sup>1</sup>  
 Hornero Sánchez R.<sup>1</sup>  
 Espino Hurtado P.<sup>2</sup>  
 De la Rosa Steinz R.<sup>1</sup>  
 Liptak L.<sup>3</sup>

### RESUMEN

**Introducción:** Los objetivos del entrenador mioeléctrico virtual son el evaluar la adecuación de una prótesis mioeléctrica para amputados de mano y posibilitar un aprendizaje previo de manejo de prótesis a bajo coste.

**Material y métodos:** Se emplean equipos de adquisición de señales de electromiograma de desarrollo propio, un ordenador compatible convencional y un conjunto de programas que controlan el sistema, distinguen los patrones de electromiograma y representan una imagen en tres dimensiones de una prótesis de mano. El sistema puede hacerse funcionar sobre cualquier PC actual. Se define un protocolo de ensayos sobre pacientes. El programa registra datos sobre la evolución de los pacientes.

**Resultados preliminares y discusión:** Se ha probado el sistema sobre dos personas sin amputación que han realizado entrenamientos con éxito, consiguiendo controlar apertura y cierre de la mano y giro de la muñeca en ambos sentidos. Se emplea tan sólo la señal de dos canales diferenciales de electromiograma registrados en dos músculos antagonistas del brazo. Las prestaciones de sistema pueden ampliarse.

**Conclusiones:** Se han desarrollado equipos de bajo coste y programas que instalados sobre un ordenador compatible consiguen funcionar como un entrenador de prótesis mioeléctricas. Estos sistemas son adecuados para valorar la utilidad en un paciente de una prótesis mioeléctrica y realizar aprendizajes previos sobre su uso. El bajo coste y la sencillez del sistema permiten su posible utilización en el domicilio del paciente, facilitando y acortando el período de aprendizaje.

**Palabras clave:** Adecuación de prótesis, prótesis virtual mioeléctrica, patrones de EMG, entrenador de prótesis.

Alonso Alonso A, Hornero Sánchez R, Espino Hurtado P, de la Rosa Steinz R, Liptak L  
 Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano  
*Mapfre Medicina*, 2002; 13: 11-19

### ABSTRACT

**Introduction:** The objectives of the virtual myoelectric trainer are to assess suitability of a myoelectric prosthesis for hand amputee persons and allow a previous training for prosthesis use at a low cost.

**Material and methods:** The equipment consists of a device for electromyography signal acquisition developed by us, a conventional personal computer, and software to control the system, which identifies electromyography patterns and displays a three-dimension image of a hand prosthesis. The system can work on any current PC. A trial protocol with patients is defined. The program records data about the patient's evolution.

**Preliminary results and discussion:** The system has been tried in non-amputee persons who have done training successfully, being able to control hand opening and closing, and to rotate the wrist toward two directions. Only the signal from two electromyography differential channels recorded from two antagonist muscles of the arm is used. The system capabilities can be extended.

**Conclusions:** We have developed low-cost equipment and software that, installed on a personal computer, can act as a trainer of myoelectric prostheses. These systems are suitable to evaluate the usefulness of a myoelectric prosthesis in a patient and carry out a previous training on its use. The system low cost and simplicity allow use in the patient's home, facilitating and shortening the training period.

**Key words:** Prosthesis suitability, myoelectric virtual prosthesis, EMG patterns, prosthesis trainer.

Alonso Alonso A, Hornero Sánchez R, Espino Hurtado P, de la Rosa Steinz R, Liptak L  
 Myoelectric prostheses trainer for hand and arm amputees  
*Mapfre Medicina*, 2002; 13: 11-19

### Correspondencia:

Alonso A. Alonso  
 Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones  
 E.T.S.I. Telecomunicación  
 Pº del cementerio, s/n  
 47011 Valladolid

**Fecha de recepción:** 12 de marzo de 2001

## INTRODUCCIÓN

---

Las amputaciones en miembros superiores, en particular las producidas por debajo del codo, resultan en una importante pérdida de funcionalidad en las personas afectadas. Las prótesis tradicionales de gancho y accionadas mediante movimientos del hombro, que han sustituido de manera más o menos satisfactoria la mano perdida en muchos amputados, están dejando paso gradualmente a otras soluciones más perfeccionadas: las prótesis mioeléctricas (1-3). Una prótesis mioeléctrica es un sistema accionado por servomotores que se gobierna a partir de señales EMG recogidas en el muñón del paciente para lo cual es preciso un reconocimiento en tiempo real de las características de dichas señales.

Existen en la actualidad diversos tipos 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 todo caso, las prótesis mioeléctricas son muy caras y gran parte de los amputados no resultan buenos candidatos para ser usuarios de dichas prótesis. Algunos estudios (1-5) reflejan que muchos amputados no llegan a utilizar regularmente sus prótesis porque no son capaces de controlarlas eficientemente o porque éstas no ofrecían suficientes prestaciones como para que la satisfacción obtenida compensara el esfuerzo de aprendizaje necesario para su uso. Por otra parte, la fabricación y comercialización de prótesis cada vez más perfectas, aunque lenta, abre nuevas perspectivas para aquellos que en un principio no fueron considerados buenos candidatos para el manejo de manos mioeléctricas.

Hemos desarrollado un sistema encaminado a sustituir a las prótesis reales en el proceso de aprendizaje y de determinación de la adecuación del sujeto a los sistemas mioeléctricos. La prótesis que el paciente acciona en este caso es una representación tridimensional de una mano en la pantalla de un ordenador. Está justificado (4) que este procedimiento de aprendizaje es muy apropiado para niños amputados donde este sistema se asimila a un juego de ordenador y se elimina la sensación de rechazo inicial que supone la colocación de un elemento extraño (la prótesis) sobre el brazo de los pequeños. En efecto, muchas veces se comprobaba que resultaba muy traumático para el niño el intento de control de una mano robotizada que parecía tener vida propia, acoplada a su propio cuerpo.

Resulta interesante, por otra parte, disponer de un sistema flexible que puede incorporar más rápidamente que las prótesis comerciales cualquier avance en el reconocimiento de las señales de electromiograma y respecto a la realimentación de estímulos hacia el paciente, con objeto de comprobar sobre los amputados su adaptación a dichas mejoras aun antes de que las prótesis estén disponibles en el mercado. El interés de la simulación de prótesis mioeléctricas tiende a crecer y la realización de sistemas de entrenamiento virtual similares al nuestro han sido llevadas a cabo por diversos grupos de investigación en el mundo (4, 6, 7).

El sistema también comprende un procedimiento de evaluación de la mejora en el uso de la prótesis según se van desarrollando unas pruebas de aprendizaje generadas por el propio sistema.

Por último, resulta interesante destacar que el sistema de entrenamiento desarrollado es fácilmente instalable sobre cualquier PC actual, resultando además simple y barato, de manera que se hace posible su uso en los propios hogares de los amputados.

## MATERIAL Y MÉTODOS

---

En primer lugar describiremos la estructura y funcionalidad del sistema de entrenamiento mioeléctrico, destacando los aspectos referidos a nuestros propios desarrollos y el funcionamiento del software de entrenamiento. En segundo lugar se expondrán algunos aspectos neurofisiológicos y consideraciones sobre el procedimiento experimental. Por último se describirá el protocolo de ensayos.

### Estructura de sistema del entrenamiento mioeléctrico

En la Figura 1 se representan los elementos que constituyen nuestro sistema. El diseño aprovecha la actual disponibilidad del popular PC para agrupar en torno a él los elementos necesarios para su funcionamiento. Así pues, las partes que componen el sistema son:

- Un PC convencional.
- Una tarjeta de adquisición externa con conversión analógico-digital.
- Una cabecera de amplificación analógica.
- Un conjunto de electrodos.

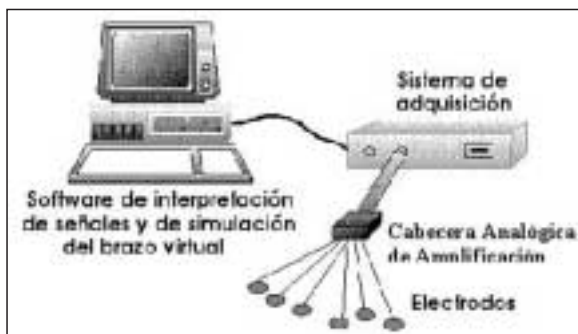


Figura 1. Elementos del sistema.

Sin embargo, funcionalmente, la división de los elementos del sistema es diferente:

- Una cabecera de adquisición de varios canales de electromiografía.
- Un sistema de adquisición de datos basado en PC.
- Un módulo software de reconocimiento de patrones y generación de comandos,
- Un módulo software de simulación gráfica tridimensional para la prótesis.
- Un módulo software para el entrenamiento de pacientes.

Describiremos brevemente los elementos de esta clasificación funcional.

### Cabecera analógica

La cabecera analógica está formada por un conjunto de cuatro amplificadores de instrumentación trabajando con entrada diferencial capaces de procesar cuatro canales de electromiografía con un ancho de banda de hasta 8 kHz. El diseño y desarrollo se ha realizado por completo en nuestro grupo de investigación basándonos en el operacional integrado de instrumentación INA114 de la marca Burr-Brown. La cabecera analógica se ha diseñado para un sistema de adquisición de datos genérico de señales de ECG y de EMG que muestra su representación en tiempo real en la pantalla del PC (sistema BioSAD), para lo cual dispone de filtros conmutados configurables que proporcionan una gran flexibilidad en la elección de anchos de banda para cada caso.

Se muestra el aspecto de la pantalla durante el registro de una señal EMG (Figura 2); se trata de la actividad eléctrica del músculo bíceps braquial al levantar dos veces, con una relajación entre medias, un peso de unos 2 kg.

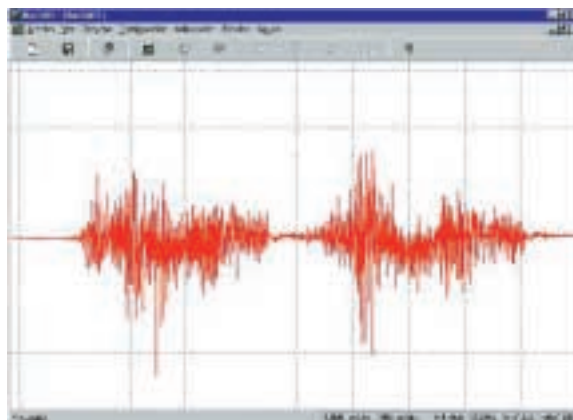


Figura 2. Aspecto de la pantalla durante el registro de una señal de EMG con nuestro sistema.

Las prestaciones que necesitamos para nuestro entrenador mioeléctrico quedan muy por debajo de la capacidad de ésta cabecera analógica: dos canales de electromiografía y 512Hz de ancho de banda, requisitos suficientes para el trabajo con prótesis mioeléctricas (3, 6, 7, 9-12).

Se muestran, en las Figuras 3 y 4, la actividad del tríceps braquial (en lo alto de la pantalla) y del bíceps braquial (debajo de la correspondiente al tríceps). En el caso de la primera se ve la respuesta al sostener un peso de unos 300 g y en la siguiente la respuesta al sostener unos 2 kg.

En la fotografía (Figura 5) se muestra el aspecto del módulo de cuatro canales, donde se usan sólo dos de ellos y también la tarjeta de adquisición.

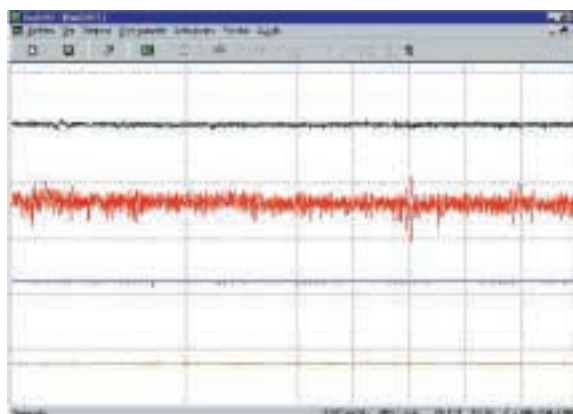


Figura 3. Flexión débil del brazo (300 g). En negro el tríceps y en rojo el bíceps. Los otros dos canales (azul y verde) no se utilizan.

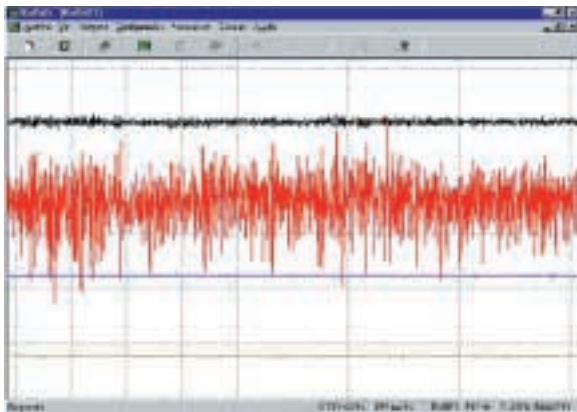


Figura 4. Flexión media del brazo (2 kg).

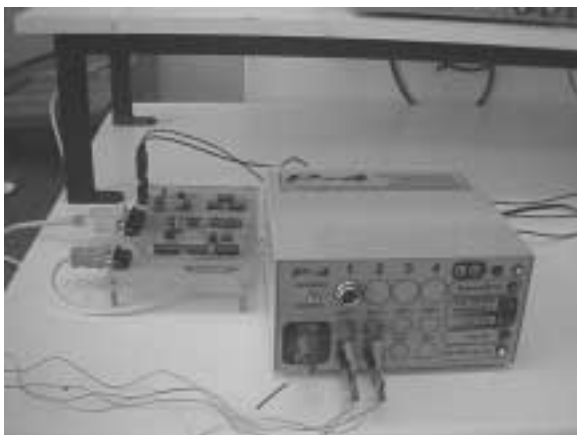


Figura 5. Tarjeta de adquisición diseñada (sin caja) y amplificadores de cabecera al cual se conectan los electrodos.

En la siguiente ilustración (Figura 6) se muestra una ventana de configuración de los parámetros de adquisición de la señal que actúan sobre la cabecera analógica y sobre la tarjeta de adquisición.

### Sistema de adquisición de datos basado en PC

Se trata de una tarjeta de adquisición de hasta cuatro canales basada en un convertor analógico/digital integrado de 12 bits de resolución que nos permite introducir en el PC las señales de los dos canales que utilizamos en esta primera etapa de pruebas con el entrenador mioeléctrico. La tarjeta también ha sido diseñada y construida en su totalidad por nuestro grupo de investigación. Se han obtenido buenos resultados trabajando con

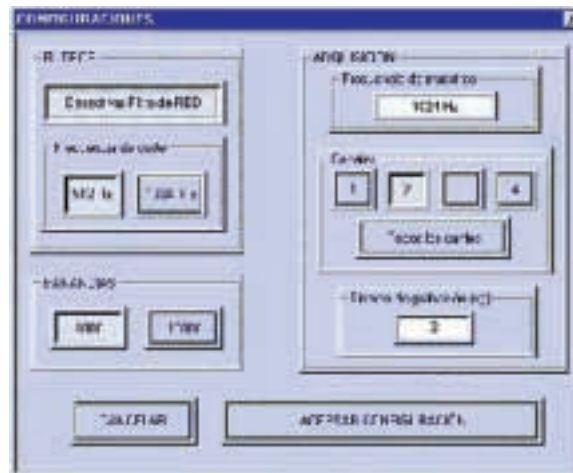


Figura 6. Ventana de configuración de parámetros para registros de EMG.

velocidades de muestreo de 1.024 muestras/segundo y 512 muestras/segundo, correspondientes a anchos de banda de las señales EMG de 512Hz y de 256Hz respectivamente. La tarjeta de adquisición se controla desde el PC e introduce en él los datos utilizando el puerto paralelo estándar de éste.

### Módulo de reconocimiento de patrones sobre las señales EMG y generación de comandos

Se ha desarrollado un software de reconocimiento de los rasgos distintivos de las señales de los dos canales de electromiografía procedentes del paciente y que se introducen en tiempo real en el PC. Existen en diversas referencias descripciones de algoritmos rápidos para la extracción de patrones a partir de señales en EMG para el control de prótesis (10, 11)\*. Nosotros hemos ensayado un algoritmo original y muy sencillo, inspirado en el método del histograma de Zardoshti, que ha demostrado poseer buenas prestaciones.

También existen estudios sobre métodos tiempo-frecuenciales para la extracción de características de EMG (13, 14)\*#. Nuestro grupo ha explo-

\* SALUDES P. Extracción de características de las señales de EMG mediante wavelets (dirigido por D. Roberto Hornero Sánchez). Proyecto fin de carrera E.T.S.I. Telecomunicación de Valladolid, 1998.

# TEJEDO A. Análisis de señales de EMG mediante wavelets y redes neuronales para el control de una prótesis mioeléctrica (dirigido por D. Roberto Hornero Sánchez). Proyecto fin de carrera E.T.S.I. Telecomunicación de Valladolid, 2000.

rado esta línea, que cuenta en opinión de muchos expertos con un gran potencialidad de futuro. Además, existen trabajos que aplican las técnicas de redes neuronales para la clasificación de los patrones extraídos mediante los métodos anteriores (15)<sup>#</sup> y que también ha sido objeto de nuestra dedicación. Los resultados iniciales obtenidos con este método clasificador no han sido tan satisfactorios como cabría esperar del trabajo que otros grupos han comunicado en las publicaciones y no los hemos aplicado por tanto a nuestro sistema de entrenamiento de prótesis.

El rasgo que se pretende determinar en cada canal es el nivel de contracción del músculo (o músculo residual) del cual proviene la señal EMG. Los niveles distinguibles se han definido como: contracción nula, contracción media y contracción máxima. Combinando las características de nuestros dos canales pueden extraerse hasta nueve parejas diferentes que pueden hacerse corresponder con nueve comandos distintos en nuestra prótesis virtual tridimensional. Desgraciadamente algunas de las combinaciones son, en la práctica, difíciles de identificar analizando las dos señales EMG. Sin embargo sólo necesitamos cinco combinaciones para poder manejar una prótesis capaz de abrir y cerrar la mano y de girar a izquierda y a derecha la muñeca; se han elegido para ello las cinco parejas más distinguibles. Es posible también emplear una o dos combinaciones más para controlar la fuerza del agarre.

Se ha desarrollado una función de asignación de comandos flexible capaz de asignar de la manera más conveniente cada pareja identificada a un comando cualquiera sobre la prótesis; esta facilidad permite una mayor flexibilidad para adaptar el sistema a diferentes pacientes, según sus circunstancias particulares.

### Módulo de simulación gráfica tridimensional de la prótesis

La prótesis de brazo representada en la pantalla del ordenador ofrece una apariencia realista y de hecho posee casi todos los grados de libertad propios de un brazo real completo (Figuras 7 y 8). En nuestro caso se han fijado los parámetros necesarios para simular una prótesis virtual correspondiente a una amputación por debajo del codo,

<sup>#</sup> TEJEDO A. Análisis de señales de EMG mediante wavelets y redes neuronales para el control de una prótesis mioeléctrica (dirigido por D. Roberto Hornero Sánchez). Proyecto fin de carrera E.T.S.I. Telecomunicación de Valladolid, 2000.

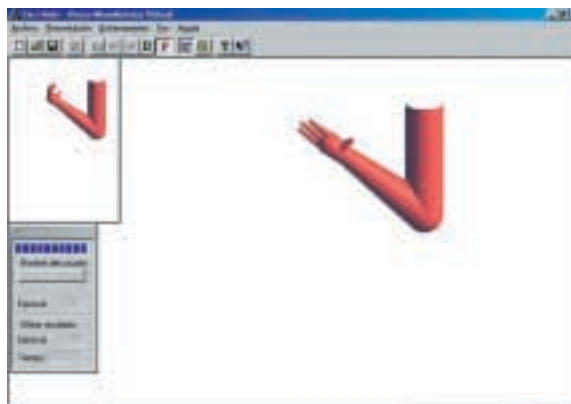


Figura 7. Ventana de partida para uno de los ejercicios con la prótesis virtual.

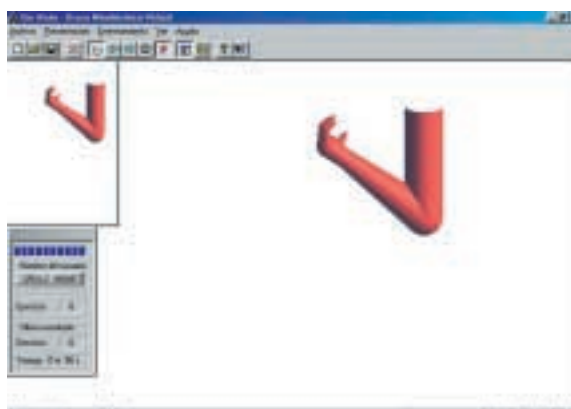


Figura 8. Ventana que muestra el final de un ejercicio, con la posición conseguida en 56 segundos.

es decir, movemos únicamente muñeca y mano. Los límites de rotación de la muñeca son los naturales y los movimientos de la mano están limitados, de momento, a apertura y cierre.

La prótesis virtual puede efectuar un pequeño movimiento incremental cada 100 ms, que es la ventana temporal de análisis tomada sobre las señales EMG. En cada uno de esos segmentos de tiempo puede extraerse un patrón de niveles de contracción dado en la pareja de canales EMG y que corresponde a un comando de movimiento.

El incremento de variación de la posición puede modificarse de modo que con la evolución del aprendizaje vaya siendo progresivamente aumentado y el movimiento de la prótesis virtual, en consecuencia, sea cada vez más rápido.

La prótesis representa también la fuerza del agarre en forma de variación progresiva de color

(desde tonos fríos a tonos calientes) y en forma de diagrama de barras simultáneamente.

### Módulo software para el entrenamiento de pacientes

Se ha dotado al entrenador mioeléctrico de una batería de ejercicios consistentes en alcanzar una posición objetivo similar al diseñado por el grupo de Dupont (4), representada en pequeño tamaño sobre la parte superior izquierda de la pantalla, a partir de una posición inicial. Se muestra en las dos figuras anteriores (Figuras 7 y 8) el funcionamiento del ejercicio señalando la situación de partida y el resultado final del mismo junto con el tiempo empleado en alcanzarlo.

El programa dispone de muchos ejercicios diferentes y con distinto grado de complejidad, que deberán ser superados (realizados en un tiempo máximo) por el paciente, para que pueda ser considerado un buen candidato para el uso de prótesis mioeléctricas.

Cada ejercicio realizado genera un apunte sobre el fichero personal del paciente correspondiente. Este fichero se genera en la primera utilización del entrenador por dicho paciente (Figura 9). En la figura se muestra el aspecto de un fichero de ejemplo, con tres apuntes realizados en dos días diferentes. En un uso normal del entrenador este fichero comprendería cientos de apuntes diferentes realizados a lo largo de varios días o semanas.



Figura 9. Fichero simplificado de ejemplo.

### Aspectos neurofisiológicos y consideraciones sobre el procedimiento experimental

#### Origen, naturaleza, recogida e interpretación de las señales

La contracción muscular es un fenómeno secundario a la despolarización de la membrana de las células que componen el músculo. De manera natural, esta despolarización está inducida por el estímulo del nervio motor correspondiente. La sumación de los potenciales de acción de las fibras musculares que forman una unidad motora (fibras inervadas por un axón del nervio motor) constituye el denominado potencial de unidad motora (PUM) y la fuerza de contracción de un músculo en un momento dado depende del número de unidades motoras puestas en juego. Así, la colocación de electrodos superficiales nos permite recoger la actividad del músculo a través de la detección de sus señales mioeléctricas (SME).

Los electrodos que utilizamos son los denominados «de cucharilla», fabricados en Ag/AgCl y con una forma circular cóncava que permite el relleno con pasta conductora para mejorar el contacto con la piel, utilizando un montaje bipolar entre dos electrodos próximos entre sí (aproximadamente 30 mm entre el centro de uno y otro). También usamos electrodos adhesivos desechables. Para el proceso de entrenamiento de la prótesis es muy conveniente utilizar siempre los mismos puntos de colocación de los electrodos, allí donde la amplitud de la señal sea lo suficientemente alta para que su detección no ofrezca dificultades.

Una contracción muscular voluntaria ligera induce la aparición de descargas semirrítmicas de pocas unidades motoras subyacentes a la zona de registro. Al aumentar el esfuerzo se producen dos fenómenos diferentes pero relacionados: el reclutamiento de unidades previamente inactivas y el aumento de la frecuencia de descarga de las unidades ya activadas. Esto se traduce en un aumento de la densidad de descarga y en una sumación en amplitud que constituyen el llamado patrón interferencial por reclutamiento de muchas unidades motoras, en el que no es posible distinguir los PUM individuales. Este patrón de reclutamiento con contracciones del músculo débil, fuerte o inexistente constituye la SME que hay que filtrar y procesar.

Es deseable el registro simultáneo de dos músculos, generalmente antagonistas entre sí (un flexor y un extensor) cuyas actividades combinadas pueden traducirse en los comandos de funcionamiento de la mano virtual.

Un ejemplo de asignación de comandos a los patrones extraídos de dos canales (dos músculos) podría ser el siguiente en un determinado paciente:

Músculo A	Músculo B	Comando
<i>nulo</i>	<i>nulo</i>	<i>no movimiento</i>
<i>fuerte</i>	<i>nulo</i>	<i>cerrar mano</i>
<i>nulo</i>	<i>fuerte</i>	<i>abrir mano</i>
<i>fuerte</i>	<i>fuerte</i>	<i>intensidad crece</i>
<i>fuerte</i>	<i>medio</i>	<i>intensidad decrece</i>
<i>medio</i>	<i>medio</i>	<i>rotación izquierda</i>
<i>medio</i>	<i>fuerte</i>	<i>rotación derecha</i>

### *Sobre diversos casos de amputación*

#### a) Amputación por debajo del codo

Los músculos del antebrazo se dividen en dos grupos fundamentales: los que están en posición ventral, o flexores, y los que están en posición dorsal, o extensores. En ambos grupos se pueden distinguir dos subgrupos según el nivel de profundidad. La acción flexora o extensora está referida a la mano en su conjunto (muñeca) o a los dedos.

Los electrodos se colocan en los músculos más superficiales y voluminosos, más fáciles de identificar y con una acción más delimitada. Así, son candidatos apropiados para registrar la acción flexora, el flexor radial del carpo, el flexor superficial de los dedos y el flexor cubital del carpo. La extensión se identifica mejor en el extensor común de los dedos y en el extensor cubital del carpo. Así, la detección de actividad en los flexores se puede utilizar como entrada para generar una acción de cierre de la mano protésica y el músculo extensor será el inductor de la acción de apertura.

#### b) Amputación por encima del codo

En el brazo tenemos el bíceps braquial, con una función flexora del antebrazo sobre el brazo, y el tríceps braquial, con una función extensora. Cuando la altura de la amputación imposibilita el registro de actividad en ningún músculo del antebrazo, se pueden utilizar estos músculos del brazo. Además, la función supinadora del bíceps se puede trasladar para generar un nuevo tipo de movimiento diferente al de cierre. También es posible, en casos de amputaciones aún más altas, utilizar el músculo deltoides del hombro cuya acción produce una separación del brazo con respecto al cuerpo.

## **Protocolo de ensayos con amputados**

### *1.ª Etapa (una semana aproximadamente)*

En esta fase se identificarán las partes de los músculos parcialmente conservados sobre los que se colocarán los electrodos. Le indicaremos al sujeto que trate de hacer los movimientos correspondientes a los músculos que pretendemos registrar. Así, si existen aparentemente restos funcionales de un músculo flexor de la muñeca, el sujeto debe concentrarse en la idea de flexionar una mano inexistente con el fin de estimular por el mecanismo nervioso fisiológico el músculo en cuestión. El intento de contracción voluntaria debe producir una señal mioeléctrica discernible y con una amplitud suficiente. Los puntos en los que se obtengan las mejores señales se marcarán con tinta indeleble para su utilización futura.

### *2.ª Etapa (una semana aproximadamente)*

Con los puntos identificados en la fase anterior, el sujeto se someterá a unas sesiones de entrenamiento dirigidas a modular la intensidad de esfuerzo necesaria. En un electromiógrafo o en nuestro propio sistema de visualización de señales en la pantalla del ordenador (BioSAD), verá los distintos patrones de respuesta a las contracciones voluntarias que realice. Estas imágenes actuarán como retroalimentación para que el sujeto constate y mida las respuestas. La finalidad es conseguir que se familiarice con los músculos viables para producir señales válidas, así como con los grados de ausencia de contracción, contracción débil y contracción fuerte.

### *3.ª Etapa (duración variable según el paciente)*

Una vez que tenemos identificados los músculos viables y que la persona es capaz de contraerlos emulando lo que sería una acción normal en caso de que el miembro superior estuviese íntegro, es el momento de que la señal mioeléctrica se utilice como entrada. En esta etapa, cabe la posibilidad de plantear la reasignación de los canales o sus combinaciones a la realización de movimientos en la prótesis, diferentes de los fijados en un principio. Esto se hará usando el módulo de «reasignación» que se ha implementado en el ordenador.

Estos entrenamientos tendrán diferentes resultados y evolución para los diversos individuos. Según los autores consultados (3, 6, 7), algunos

pacientes aprenden con rapidez, mientras que otros se muestran incapaces, por factores físicos o psicológicos (paciencia, interés, etc.) de controlar la prótesis. Existe un caso intermedio en el que el paciente progresa con lentitud, pero que evoluciona de forma positiva y acaba siendo un candidato adecuado para manejar la prótesis real al cabo de un, relativamente largo, período de entrenamiento. Por ello, dichos autores no aconsejan fijar un umbral fijo de descarte para el paciente, sino que se emplee una valoración personalizada en cada caso y se llegue a un acuerdo entre el paciente y el médico rehabilitador.

## RESULTADOS PRELIMINARES Y DISCUSIÓN

El entrenador se ha probado en dos sujetos no amputados y sin preparación previa del manejo del equipo. En ambos casos, al cabo de menos de una hora, eran capaces de controlar la apertura y cierre de la mano virtual y la rotación de la muñeca en ambos sentidos.

Las pruebas realizadas indican que, durante la ejecución, se pierden algunos de los patrones generados, ralentizando en consecuencia el movimiento aparente de la prótesis. De todos modos, el resultado ha sido para nosotros muy satisfactorio, dado que aún nos encontramos en etapas iniciales de optimización del funcionamiento del sistema.

La adecuada elección del punto de fijación de cada electrodo resultó ser muy importante e incluso para los dos individuos sin amputación se manifestaron diferentes preferencias respecto a este aspecto.

El módulo de asignación de comandos flexible también demostró su utilidad a la hora de seleccionar, para la generación de comandos de la prótesis, las parejas de niveles de esfuerzo más fácilmente distinguibles y desechar las combinaciones que conducían a mayor número de errores. El entrenador, en consonancia con otros trabajos (6), puede ser de gran ayuda para el diseño de nuevas prótesis de mano y para la adaptación personalizada de dichas prótesis a cada paciente particular.

Es preciso probar el equipo con amputados de mano para comprobar la influencia de la amputación en la calidad de las señales registradas en el muñón y la variabilidad de resultados entre diversos pacientes; este aspecto ya ha sido tratado por algunos grupos como el de O'Neill (5) proporcionando unas interesantes guías que pueden ayudarnos en esa tarea. De todos modos, se espera que el funcionamiento del entrenador mio-

eléctrico sobre amputados que conserven (o desarrollen con el entrenamiento) una buena capacidad de controlar los restos musculares del muñón, no repercuta demasiado en la calidad de los resultados obtenidos en sujetos sanos.

## CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un sistema propio de registro de señales EMG y un software de control original que, apoyados en un ordenador personal corriente, constituyen un entrenador de prótesis mioeléctricas para amputados de mano.

El entrenador de prótesis mioeléctricas es un sistema de bajo coste que puede ser usado tanto en las clínicas de rehabilitación como en los domicilios de los pacientes que reciben el entrenamiento, facilitando así el proceso del aprendizaje y el estudio sobre la adecuación del sujeto al manejo de una prótesis mioeléctrica.

El sistema proporciona unas rutinas de entrenamiento y registra los resultados obtenidos en cada realización de una prueba de manera automática. Se genera así un fichero que recoge la evolución de la habilidad del paciente en el control de la prótesis virtual durante el periodo de entrenamiento. Este fichero proporciona datos objetivos sobre la capacidad del sujeto para manejar una prótesis real. El entrenador puede ayudar al proceso de diseño y de adaptación al paciente de nuevas prótesis mioeléctricas.

Los objetivos de este sistema son fundamentalmente dos: el de demostrar la adecuación de un amputado para ser usuario de una prótesis mioeléctrica de manera objetiva y el de constituir un aprendizaje para el manejo de una prótesis real. De todos modos resulta fácil imaginar muchas otras posibles aplicaciones que este equipo, convenientemente adaptado, puede tener en la mejora de la movilidad y en la interacción con el medio de otros tipos de discapacitados. La fuente de las señales de control podrían ser otras en algunos casos, como por ejemplo la actividad cerebral en personas paralizadas. Los algoritmos de extracción de patrones funcionan perfectamente también en señales EEG, que son además sobre las que nuestro grupo más ha trabajado.

Es preciso señalar que, aunque el entrenador ha sido muy eficaz desde el principio de su funcionamiento, en la actualidad trabajamos en algunos aspectos de mejora del reconocimiento de patrones que puedan proporcionar un rendimiento aún mejor.



Sería muy adecuado instalar un segundo equipo en la clínica FREMAP con objeto de comprobar su utilidad y prestaciones, así como de recibir sugerencias de mejora.

### Agradecimientos

Este trabajo de investigación y desarrollo ha sido subvencionado por la Fundación MAPFRE Medicina. Agradecemos su apoyo y el interés mostrado, sin el cual no podríamos haber conseguido la realización de nuestro entrenador de prótesis mioeléctricas. Este hecho ha supuesto un valioso respaldo a nuestro grupo en su dedicación definitiva al trabajo en el área de las Tecnologías de Rehabilitación.

Agradecemos también la valiosa colaboración de los ingenieros L. Ferrero Muñoz, A. Hernández Bajo en el diseño y construcción de algunas de las partes del equipo.

### BIBLIOGRAFÍA

1. HEARD D C Y, FARRY K A, ATKINS D J. A comparison of functional capabilities of below-elbow unilateral body-powered hook and electric hand users. *Myoelectric Control '95 (MEC'95)*. New Brunswick, Canada: Fredericton, August 1995; 28-35.
2. HARWIN W S, RAHMAN T, FOULDS R A. A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to north american research. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1995; 3 (1): 3-12.
3. DOERINGER J A, HOGAN N. Performance of above elbow body-powered prostheses in visually guided unconstrained motion tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995; 42 (6): 621-631.
4. DUPONT A C, MORIN E L. A myoelectric control evaluation and trainer system. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1994; 2 (2): 100-107.
5. 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; 2 (4): 266-270.
6. HECKATHORNE, CRAIG W. Prosthetic arm design and simulation system (PADSS) for assessing alternative fitting of upper-limb prostheses. Capabilities. *Northwestern University Prosthetics Research Laboratory & Rehabilitation Engineering Research Program*. 1995; 4 (3): 1-2.
7. COOPER R, CULLIS E, CUMBO J, ANGLISS V, BACH T M, CONTOYANNIS B. A visual feedback system for myoelectric training. *Proceedings of the 8th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics*. Melbourne, 1995.
8. FARRY K A, WALKER I D, BARANIUK R. Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*. 1996; 12 (5): 775-788.
9. KYBERD P J, HOLLAND O E, CHAPPELL P H, SMITH S. MARCUS. A two degree of freedom hand prosthesis with hierarchical grip control. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1995; 3 (1): 70-76.
10. ZARDOSHTI-KERMANI M, WHEELER B C, BADIE K AND HASHEMI R M. EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1995; 3 (4): 324-333.
11. PARK EULJOON, MEEK SANFORD G. Fatigue compensation of the electromyographic signal for prosthetic control and force stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1993; 40 (10): 324-333.
12. PARK EULJOON, MEEK SANFORD G. Adaptive filtering of the electromyographic signal for prosthetic control and force stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995; 42 (10): 1048-1052.
13. BONATO PAOLO, GAGLIATI GIANLUCA, KNAFLITZ MARCO. Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 1996; 15 (6): 102-111.
14. KNAFLITZ M, BONATO P. Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999; 9: 337-350.
15. PATTICHIS C S, SCHIZAS C N, MIDDLETON L T. Neural network models in EMG diagnosis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995; 42 (5): 486-496.