

Desarrollo de una ElectroMioPrótesis de Mano

Aden M. Díaz Nocera¹, Diego Beltramone².

^{1 y 2} Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación, Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, Universidad Nacional de Córdoba

E-mail: adiaz@lifes.com.ar, dbeltramone@efn.uncor.edu.

Abstract. La utilización de señales Mioeléctricas como señales de control brinda una vía alternativa a las convencionales para el comando de dispositivos. En este trabajo se presenta la aplicación de la señal Mioeléctrica como señal de control de una prótesis robótica de mano. Adicionalmente, se incluye el diseño y desarrollo de un sistema de entrenamiento para futuros usuarios de la misma.

1. Introducción

1.1. Objetivos y Lineamientos

El trabajo tiene como objetivo diseñar y desarrollar una prótesis robótica de mano comandada por señales Mioeléctricas. Para lograrlo, se establecieron los siguientes objetivos y lineamientos.

1.1.1. *Objetivos*

- Prótesis de bajo costo
- Viabilidad de fabricación nacional
- Practicidad de uso

1.1.2. *Lineamientos del Trabajo*

- Se evitará toda clase de métodos invasivos para la adquisición de señales biológicas
- La prótesis deberá ser lo más similar posible a una mano natural, con el objetivo de favorecer la aceptación psicológica por parte del usuario

2. Materiales y Métodos

2.1. Electromiografía

La adquisición de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como ElectroMioGrafía (EMG). Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. Esta adquisición puede ser realizada directamente en el músculo, o de forma superficial sobre la piel.

Según las Recomendaciones SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), para la adquisición de señales Mioeléctricas se colocan dos electrodos sobre

la piel en el área del músculo a sensar o en él –si se utilizan electrodos intramusculares-, alineados con las fibras musculares. La distancia entre los electrodos debe ser de aproximadamente dos centímetros. Por último, se debe colocar un tercer electrodo de referencia sobre un lugar distinto al músculo que se medirá, preferentemente sobre una zona donde exista un hueso próximo a la piel.

La señal Mioeléctrica es amplificada de forma diferencial, es decir, la señal EMG es la diferencia de potencial entre los dos electrodos que se encuentran sobre el músculo, ambos referenciados al electrodo de referencia.

2.2. Señales de Control

Si bien el objetivo del trabajo es la utilización de la señal Mioeléctrica como señal de control, también se consideró recurrir al uso de señales Electroencefalográficas para el mismo fin. Por lo tanto, inicialmente se evaluaron las ventajas y desventajas del uso de los dos tipos de señales a modo de control para la prótesis propuesta:

- Electroencefalografía (EEG)
- Electromiografía (EMG)

Considerando la colocación de los electrodos, se concluyó que la utilización de señales EEG como señales de control no era un procedimiento práctico para su utilización diaria, ya que el paciente debería utilizar un dispositivo de adquisición sobre la cabeza para comandar la prótesis. Adicionalmente, la correcta ubicación y colocación de los electrodos para adquirir las señales no es un procedimiento sencillo para realizarlo con esa cadencia. Sin embargo, existe la posibilidad de utilizar dispositivos de adquisición que cuentan con electrodos fijos dispuestos según normativas internacionales, como la norma 10-20. Otro criterio de selección fue el costo, según se planteó como primer objetivo de este trabajo: el uso de este tipo de dispositivos incrementa el costo final de la prótesis, lo cual conlleva a la elección de la adquisición de señales Mioeléctricas.

Se evaluaron las ventajas y desventajas de la práctica de EMG para la adquisición de señal y su utilización como señal de control. En este caso, los electrodos podrían ubicarse dentro de la misma prótesis, con la consideración de que su ubicación sea sobre la piel, en el área del músculo a sensar. En cuanto a la ubicación y colocación de los electrodos, esta hipótesis no presenta problemas debido a estarían fijados dentro de la prótesis y a medida del usuario en particular. De este modo, se logra el objetivo de la utilización de métodos no invasivos, ya que los electrodos a utilizar son de superficie (sobre la piel).

En función de las ventajas y desventajas observadas en los dos métodos (EEG y EMG), *se optó por utilizar la señal Mioeléctrica para el control de la prótesis robótica.*

El nombre ElectroMioPrótesis o EMP (sigla que se utilizará en adelante para referirse a la prótesis) se crea considerando la señal biológica de control de la prótesis (ElectroMio) y el dispositivo del que se trata (Prótesis).

2.3. Tratamiento de la Señal Mioeléctrica

La señal Mioeléctrica sensada en superficie debe ser amplificada, ya que su amplitud varía desde las centenas de microvoltios hasta las unidades de milivoltios y no es suficiente para su utilización directa como señal de control. Además de ser una señal de baja amplitud, se suma la componente de ruidos propios del cuerpo y ajenos a él, por lo que es necesario filtrarla para discriminarla de otras señales no deseadas.

El tratamiento de la señal Mioeléctrica se ha organizado en bloques o etapas (Figura 1), detalladas a continuación.

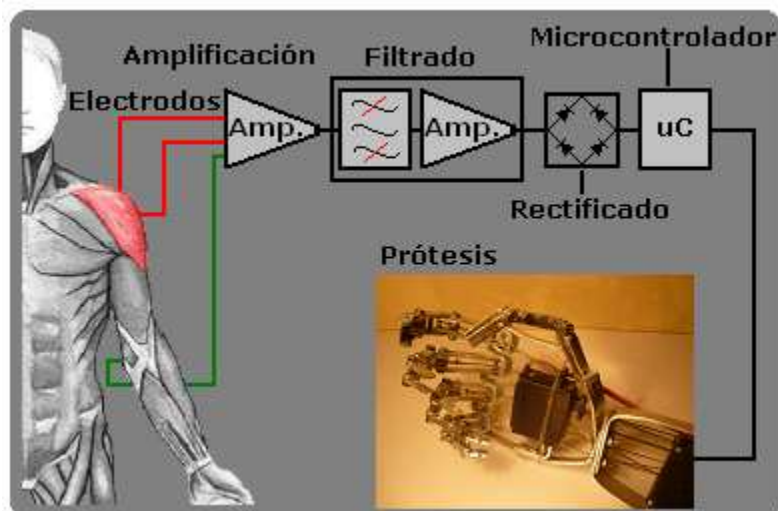


Figura 1. Diagrama en bloques del tratamiento de la señal.

2.3.1. Primera etapa de amplificación. Para esta etapa se utilizó un Amplificador Operacional de Instrumentación: AD620 de Analog Devices, elegido por su disponibilidad en el mercado local. La amplificación de esta etapa es de aproximadamente 180 veces, la cual varía dependiendo de la calibración.

La configuración que se utilizó es del tipo diferencial. Esto significa que la primera etapa amplifica la diferencia de tensión entre dos puntos de un mismo músculo, tomando como referencia un punto del cuerpo que no se encuentre sobre el músculo elegido para tomar la señal Mieléctrica (electrodo de referencia), según normas SENIAM.

Para adquirir la señal se utilizaron electrodos comerciales estándar para ElectroCardioGrama (autoadhesivos de Ag/AgCl) pediátricos, por su pequeño tamaño, lo que permite su colocación a una distancia pequeña entre sí. Sin embargo, en la prótesis final se plantea utilizar electrodos secos (sin necesidad de utilizar gel o pasta conductora), en reemplazo de los electrodos autoadhesivos.

2.3.2. Etapa de filtrado. Según la bibliografía consultada, la frecuencia de las señales EMG se encuentra en la banda de 15 a 400 Hertz aproximadamente. Para confirmar esta información, se realizó un análisis de espectro de la señal EMG (Figura 2), y luego de distintos ensayos, se observó que la señal durante la contracción del músculo (sensado sobre el pectoral) se manifiesta principalmente en esta banda de frecuencias. Para discriminar la señal Mieléctrica de otras no deseadas, la salida de la primera etapa de amplificación es ingresada a una etapa de filtrado.

La etapa de filtrado comprende dos filtros activos Butterworth en serie de tercer orden:

- Filtro pasa altos, con frecuencia de corte en 15 Hz
- Filtro pasa bajos, con frecuencia de corte en 400 Hz

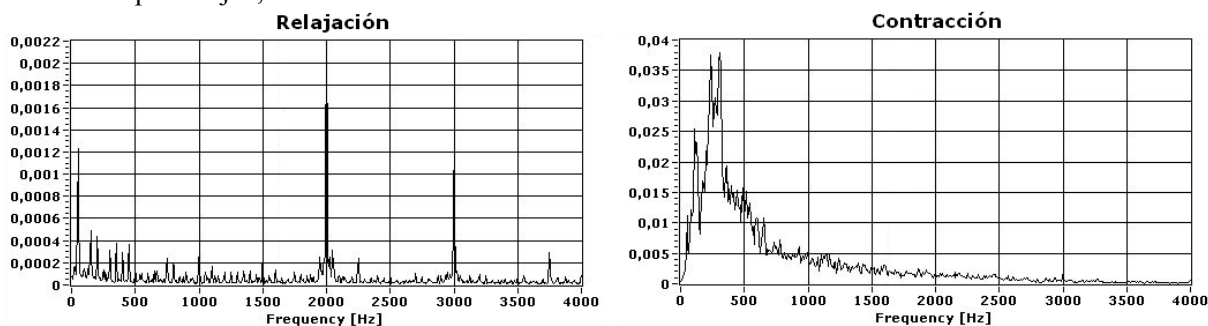


Figura 2. Análisis espectral de frecuencias de las señales de contracción y relajación del pectoral.

Recurriendo a la capacidad de los filtros activos para amplificar la señal filtrada, ésta es amplificada una última vez con una ganancia de diez veces para adecuar la señal y así alcanzar los valores de amplitud necesarios para poder procesarla en la siguiente etapa. De este modo, se logra una ganancia total aproximada de 1800, variando según la calibración.

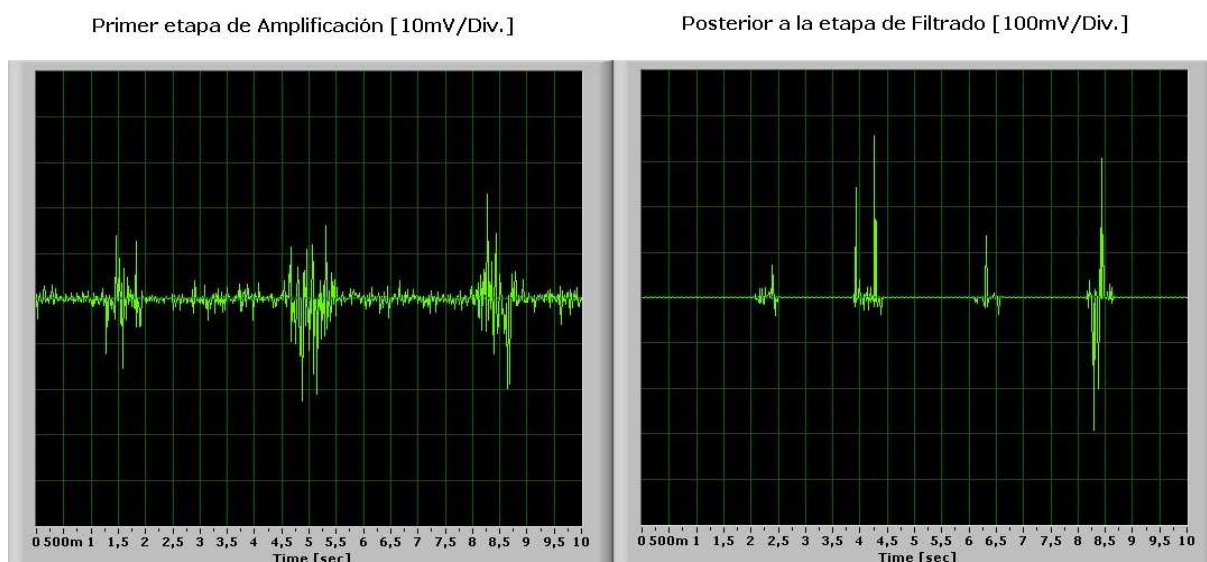


Figura 3. Señal antes (izquierda) y después (derecha) del filtrado.

2.3.3. *Rectificación.* La señal de salida del filtro (Figura 3) tiene componentes positivos y negativos. Debido a que la entrada de la siguiente etapa necesita ser sólo positiva y a que desde el punto de vista funcional no hay diferencias entre la señal completa y rectificada, la señal es rectificada con un puente de diodos de muy baja caída de tensión.

2.4. Utilización de la señal Mioeléctrica como señal de control

Para la utilización de la señal Mioeléctrica como señal de control se evaluaron las ventajas y desventajas de tres mecanismos de control, los cuales definen el procesamiento que se realizará sobre la señal acondicionada. Los mecanismos de control o modos de accionamiento evaluados son los siguientes:

- *Relacionado:* mientras el músculo se encuentra contraído, la prótesis se mantiene cerrada (sistema activado) y, si el músculo se relaja, la prótesis se abre (sistema desactivado)
- *One shoot o Toggle:* con una contracción muscular la prótesis se cierra (sistema activado) y, con una nueva contracción, la prótesis se abre (sistema desactivado)
- *Proporcional:* el cierre de la prótesis (grado de activación del sistema) es proporcional a la intensidad de la contracción muscular

Los primeros ensayos se realizaron utilizando un modo de accionamiento del tipo *Relacionado*. Los resultados fueron satisfactorios, sin embargo, tras realizar un gran número de ensayos durante un mismo día, se presentaban cuadros de fatiga en el músculo, lo cual resulta lógico cuando se lo exige por un tiempo más prolongado de lo que el paciente está acostumbrado. Por lo tanto, se puso en práctica el modo *One shoot o Toggle*, por su simplicidad respecto de un modo de accionamiento del tipo proporcional. Con este modo de accionamiento también se lograron resultados satisfactorios. Por último, se está trabajando en el modo de accionamiento *Proporcional*, basándose en técnicas de

Lógica Difusa (o Fuzzy Logic). No se presentan avances al respecto debido a que al momento de la presentación del trabajo aun no se ha llegado a esta modalidad.

2.4.1. Lógica Difusa (Fuzzy Logic). La Lógica Difusa es una técnica utilizada para lograr relaciones proporcionales, por ejemplo para sistemas de control. Su principal característica es que se toman en cuenta distintos grupos de valores que se utilizarán como parámetro y se establece un grado de pertenencia a cada uno de ellos.

Por ejemplo, si uno quisiera determinar el tamaño de una casa basándose en su superficie (Figura 4), según la Lógica Convencional uno podría determinar que las casas que poseen una superficie mayor o igual a doscientos metros cuadrados son grandes y las que cuenten con una superficie menor, serán pequeñas.

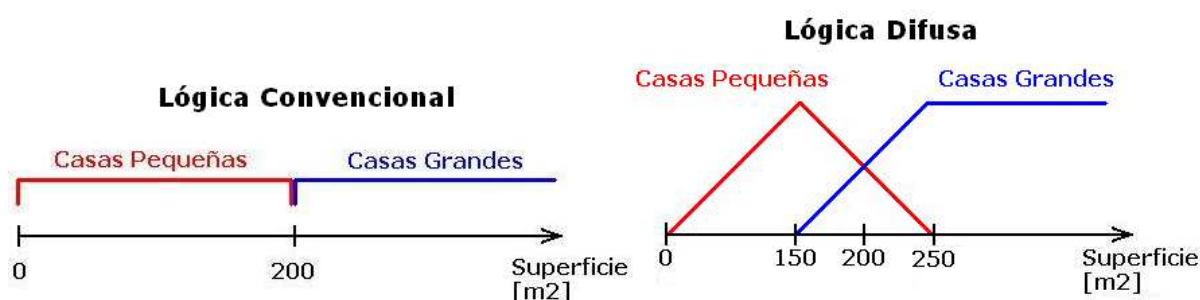


Figura 4. Diferencias entre la Lógica Convencional (izquierda) y la Lógica Difusa (derecha).

La gran falencia de la Lógica Convencional surge cuando nos preguntamos a qué Grupo pertenece una casa de ciento noventa y nueve metros cuadrados de superficie, o una de doscientos uno. La diferencia entre ellas es de sólo dos metros cuadrados, sin embargo una es definida como grande y la otra como pequeña. Si el problema se planteara desde el punto de vista de la Lógica Difusa, recurriendo al modelo triangular, gráficamente se vería como en la Figura 5 a la derecha. Allí puede observarse que, a nivel que aumenta la superficie de la casa, su grado de pertenencia al grupo de Casas Pequeñas aumenta hasta llegar al punto de pertenencia máximo. Desde este punto en adelante, su grado de pertenencia a las Casas Pequeñas comienza a disminuir, al mismo tiempo que el de pertenencia a las Casas Grandes aumenta. Por lo tanto, una casa de ciento noventa y nueve metros cuadrados tendría, por ejemplo, un 51% de pertenencia al grupo de las Casas Pequeñas y un 49% al grupo de Casas Grandes.

De esta forma se salvan los casos más comunes del cotidiano, donde las diferencias no son tajantes (mayor o igual a doscientos o menor a doscientos), sino que son graduales (grados o porcentajes de pertenencia).

Utilizando la propiedad de relación proporcional de la Lógica Difusa, es que se plantea el modo de accionamiento *Proporcional*, donde la prótesis se cerrará proporcionalmente con la intensidad con la que el paciente contraiga el músculo.

2.4.2. Procesamiento de la señal. El procesamiento de la señal se realiza en un microcontrolador 12F683 de la compañía Microchip. La elección de este microcontrolador en particular fue en relación a su capacidad para resolver el problema que se planteó de procesar la señal, su bajo costo y la disponibilidad en el mercado nacional.

De este modo, la señal de salida de la etapa de *Rectificación* es ingresada a una de las entradas analógicas del microcontrolador.

Para el accionamiento de la prótesis con el modo *One shoot o Toggle* se montó un sistema del tipo Edge, en el cual, la prótesis se cierra si la amplitud de la señal ingresada supera un valor umbral establecido y se abre si la amplitud de la señal ingresada supera nuevamente el valor que se toma

como parámetro (Figura 5). De esta forma, no es necesario mantener el músculo contraído para que la prótesis se mantenga cerrada. Este procesamiento se realiza por software dentro del microcontrolador.

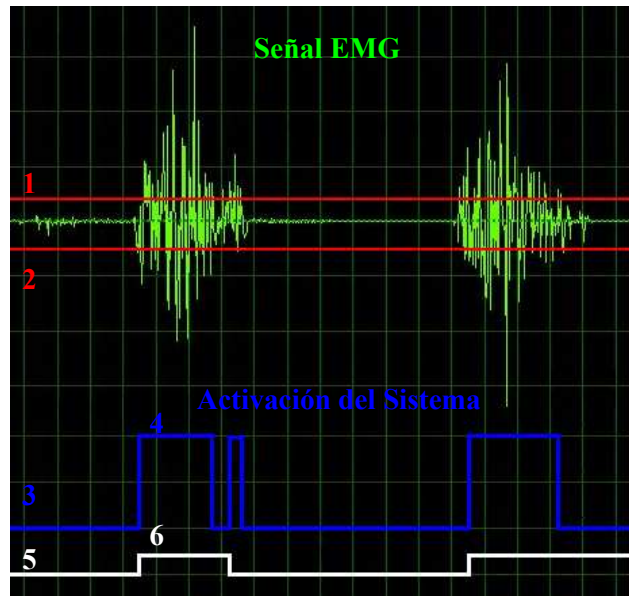


Figura 5. Activación del sistema en base a valores parámetro. 1 y 2: Valores parámetro; 3: Sistema desactivado; 4: Sistema activado; 5: Prótesis abierta; 6: Prótesis cerrada.

2.5. Mecánica aplicada

Para la aplicación de la señal Mioeléctrica como señal de control se han desarrollado dos prototipos hasta llegar al modelo actual.

Primeramente se desarrolló el prototipo EMP-P0, del tipo pinza. En éste prototipo un servomotor gira un tornillo sin fin, lo que cierra o abre la pinza. Buscando acercar cada vez más el prototipo de la prótesis a la forma natural de la mano, se diseñó y realizó el prototipo EMP-P1, de cinco dedos. Ambos prototipos se realizaron en Polietileno UHMW 500.

Una vez más, intentando acercar el prototipo en morfología y movimientos a una mano natural, se encuentra en desarrollo el nuevo prototipo EMP-P2 (Figura 6), que cuenta con cinco dedos y quince grados de libertad. En este prototipo se utilizan servomotores como actuadores.

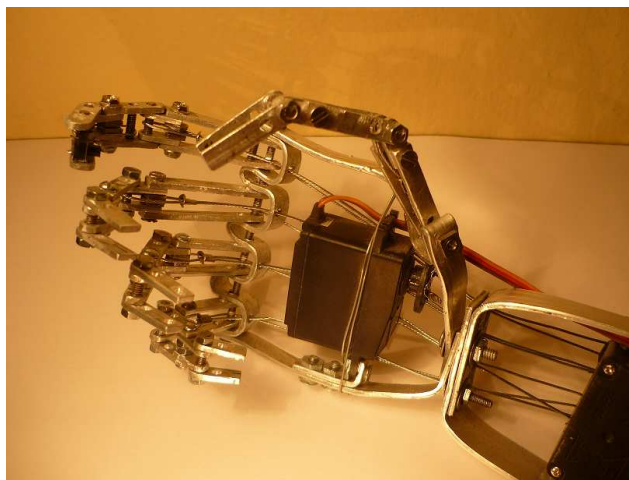


Figura 6. Prototipo EMP-P2, de quince grados de libertad.

2.6. Sensor de presión

En el nuevo prototipo EMP-P2 se ha incluido un pulsador del tipo tact-switch en el dedo índice, a modo de detector de presión. La señal del mismo también es ingresada al microcontrolador para ser procesada.

Este pulsador -que será reemplazado por sensores en cada dedo- tiene el objetivo de evitar la ruptura o daño tanto de lo que el paciente desee tomar, como así también de la misma prótesis.

2.7. Software de entrenamiento

Se encuentra en etapa de diseño y desarrollo un software para el entrenamiento en el uso de la prótesis. Este software (llamado Training System) plantea, sólo si se piensa en ésta aplicación, por lo menos dos características muy productivas.

2.7.1. Sistema de entrenamiento del paciente (Training System). El único requisito para que una persona pueda utilizar la prótesis es que pueda controlar la contracción de un músculo con cierto nivel de precisión. La precisión necesaria depende directamente del modo de accionamiento (*One shoot* o *Proporcional*).

Para entrenar el control y la precisión de la contracción muscular se desarrolló el software en LabView (Figura 7), donde el paciente puede ver en pantalla la señal Electromiográfica, un gráfico de la activación del sistema y un modelo en tres dimensiones de una pinza. Cuando el paciente contrae el músculo que está siendo sensado, puede observar en tiempo real la señal EMG, su relación con la activación del sistema y la pinza cerrándose. También se ha incluido un LED en la esquina superior izquierda del cuadro de la pinza, que se enciende cuando el sistema se activa. De esta manera se logra que el paciente, mediante un feedback visual (una de las formas de aprendizaje más exitosas), aprenda a relacionar su contracción muscular con el movimiento de su prótesis. El entrenamiento se hace mediante actividades que el terapeuta que esté a cargo considere apropiadas, como por ejemplo tomar objetos en la pantalla.

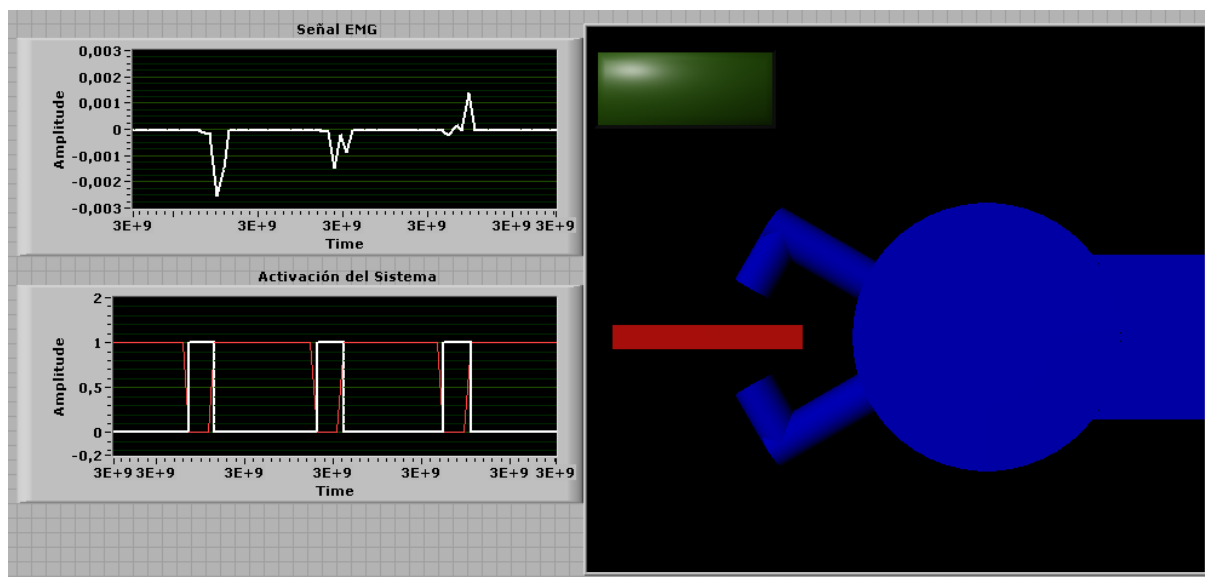


Figura 7. Captura de pantalla del Training System en los primeros ensayos. Nótese que en este caso, la señal ingresada es tomada de la etapa anterior a la rectificación.

La adquisición de señal para el Training System se logra ingresando la señal Mioeléctrica acondicionada a una computadora por la entrada de audio convencional, lo que permitiría al paciente entrenar en su casa con su computadora personal. El uso de la placa de audio convencional también evita la necesidad de una placa de adquisición específica, lo que incrementaría los costos del sistema.

La limitación que se ha encontrado es la cantidad de canales (dos en el caso de ser entrada estéreo), lo que implica que, como máximo, pueden ingresarse dos señales MioEléctricas.

En el caso de utilizar dos canales de entrada, se dispondría de dos señales de control y, con ellas, el paciente podría controlar dos grados de libertad de la prótesis en la pantalla.

2.7.2. Entrenamiento de la prótesis. Uno de los desarrollos a futuro –que ya comenzado-, es la aplicación de redes neuronales a la prótesis para que aprenda a través de su uso. Por ello resulta realmente rico en información el entrenamiento del paciente con el Training System, ya que, luego de los entrenamientos, la información de las contracciones y el feedback puede suministrarse al microcontrolador de la prótesis para que cada vez su desempeño sea más exitoso y natural.

3. Resultados

A agosto de 2011 se ha desarrollado una prótesis robótica de mano comandada por la señal Mioeléctrica de un músculo. Se encuentra en su etapa final de desarrollo el nuevo prototipo de prótesis EMP-P2 de cinco dedos. El material con el que se está desarrollando el prototipo es aluminio y cuenta con quince grados de libertad, utilizando servomotores como actuadores.

3.1. Estado actual del desarrollo

En cuanto al modo de accionamiento, se está trabajando con resultados satisfactorios en un modo de accionamiento Proporcional. Allí el cierre de la prótesis es proporcional a la fuerza con la que el paciente contrae el músculo.

No se han realizado aún pruebas clínicas con pacientes amputados, ya que el dispositivo es del tipo preliminar. Se prevé realizar pruebas futuras a fin de comprobar la facilidad de aprendizaje que se propone lograr con el Training System y con una prótesis real.

4. Conclusiones

Se concluye que la Electromiografía ofrece una vía práctica y fiable para la adquisición de señales y su utilización como señales de control para comandar una prótesis robótica de mano en casos en los que la utilización de pulsadores o mecanismos de control mecánicos se ve imposibilitada.

La eficacia de la adquisición de señales EMG como señales de control ha quedado evidenciada a lo largo de los ensayos, donde el cien por ciento de las contracciones voluntarias del pectoral han sido interpretadas correctamente por el sistema y han activado el mismo (Figura 8).

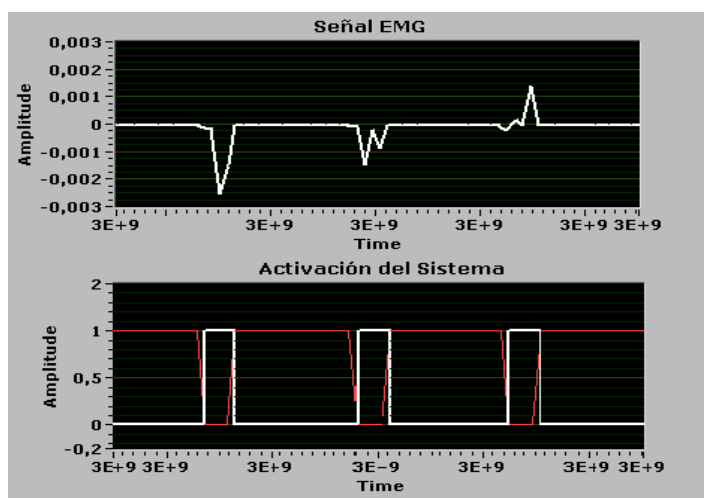


Figura 8. Activación y desactivación del sistema, comandado por contracciones del pectoral.

4.1. Trabajos futuros

- Implementación de un escenario de Realidad Aumentada para el Training System, donde el paciente pueda ver un modelo tridimensional de la mano ubicado en el brazo amputado
- Aplicación del Training System a tareas de rehabilitación muscular
- Utilización de los sensores de presión de la prótesis para devolver al paciente, de forma básica, el sentido del tacto

Referencias

- [1] “Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications”, IEEE, 2004. Roberto Merletti & Philip A. Parker.
- [2] Recomendaciones SENIAM. <http://www.seniam.org/>
- [3] Ubicación de electrodos para EEG, según norma 10-20. <http://faculty.washington.edu>