

Microsistema para Adquisición y Procesamiento de señal ME para control de Prótesis de codo de 3GDL.

Basañez-Marquez Marisol, Mendoza-Vázquez José Rafael, Escudero-Uribe Apolo Z.

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica.

Calle Luís Enrique Erro No. 1 Sta. Maria Tonantzintla Puebla, Puebla.

mmarquez@inaoep.mx, jrmendoza@inaoep.mx, zeus.escudero@ieee.org

Resumen

En este trabajo se presenta un microsistema para la adquisición, visualización y procesamiento de señales eléctricas provenientes de los músculos del cuerpo humano (mioeléctricas ME). Se expone la sección electrónica y de procesamiento empleada para la adquisición y acondicionamiento de la señal, con características de portabilidad, eliminación de ruidos y bajo consumo de potencia.

Para el procesamiento y visualización de las señales, se emplea una interfaz diseñada en MatLab, la cual permite clasificar los niveles de la señal provenientes del músculo del paciente y obtener parámetros de control. Para la obtención de los comandos de control de movimiento se emplean algoritmos basados en redes neuronales y clasificadoras de señales. Los valores obtenidos para los diferentes niveles se toman como comandos de movimiento para una prótesis de codo de 3 grados de libertad.

Palabras claves: microsistema, señal mioeléctrica, comando de control, red neuronal, clasificador de señal.

1. Introducción

Una prótesis permite recuperar parcial o totalmente las funciones perdidas. Las funciones que se busca recuperar pueden ser tan básicas como disimular la pérdida (recuperación estética) o reintegrar las funciones de movimiento y prensión (recuperación funcional) [1]. Una parte importante de la recuperación funcional se relaciona con la disponibilidad de señales de control provenientes del mismo cuerpo del paciente a fin de controlar los movimientos del mecanismo protésico. La adquisición de señales provenientes de los músculos de pacientes con amputación ha tenido un gran desarrollo en las áreas de la medicina, la biología y

en la protésica durante los últimos años [3]. Generalmente estas señales son débiles y comparables con otras fluctuaciones atribuibles a elementos ajenos (ruido) al sistema en estudio. A menudo se utilizan equipos sofisticados capaces de diferenciar las señales del sistema de otras señales externas como el ruido, fluctuaciones térmicas, vibraciones, entre otras. Para que estos dispositivos electrónicos o tarjetas puedan ser empleados y alojados en prótesis, deben tener un tamaño reducido y bajo consumo de potencia.

2. Objetivo

El objetivo del presente trabajo es el siguiente:

Diseño y construcción de un microsistema para la adquisición y procesamiento de señal mioeléctrica para control de prótesis de codo de 3 grados de libertad (GDL).

3. Metodología

3.1 Microsistema para adquisición y procesamiento.

En la figura 1, se muestra un esquema a bloques de este microsistema. El microsistema, se divide en los siguientes bloques:

- Sensor mioeléctrico,

El sensor es del tipo portátil, de colocación superficial grado médico y basado en cloruro de plata, también se emplea gel especial para una mejor recepción de la señal.

- Adquisición de señales mioeléctricas
- Filtrado de las señales
- Amplificación de las señales

Los puntos anteriores se realizan empleando una tarjeta electrónica, diseñada y construida en INAOE, que contiene 4 amplificadores

mioeléctricos y los filtros para eliminación de ruidos.

- Digitalización de las señales

La digitalización de la señal mioeléctrica se realiza empleando el puerto de entrada de la tarjeta de sonido de la computadora

- Clasificación de la señal

Para la clasificación de señales, se emplea el ambiente de procesamiento de señales de Matlab y sus diferentes herramientas.

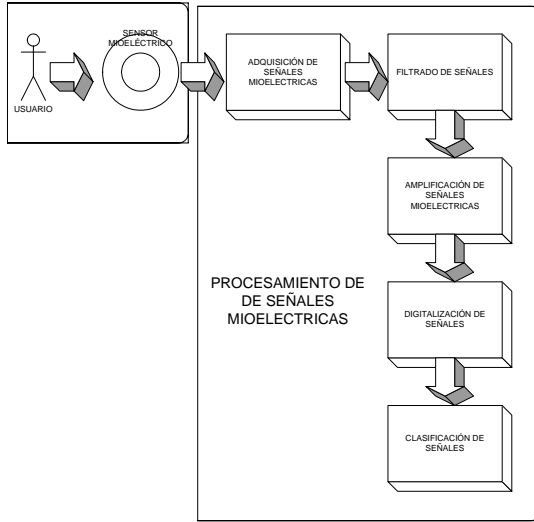


Fig. 1. Microsistema para adquisición y procesamiento de señal bioeléctrica.

3.2 Amplificador Mioeléctrico

La señal mioeléctrica que se requiere amplificar tiene las siguientes características: la señal mioeléctrica tiene componentes importantes en el rango de 0.05Hz a 500Hz y con una amplitud en la superficie de la piel alrededor de 5mV. El ancho de banda de la señal mioeléctrica a utilizar se toma de 61Hz a 500Hz para obtener los componentes más importantes. Para esto, se usa un filtro rechaza-banda de 60Hz.

El diagrama del circuito para el amplificador mioeléctrico utilizado en cada canal de medición es mostrado en la figura 2. Este circuito consta de varias etapas: front-end acoplado en CA, amplificador de instrumentación, filtro pasa-altas mediante retroalimentación con el amplificador de diferencia, circuito DRL (Driven-Right-Leg) y finalmente un filtro activo pasa-bajas. El circuito presenta la ventaja de lograr un acoplamiento en AC el cual es indispensable en la medición de biopotenciales. La parte central del microsistema

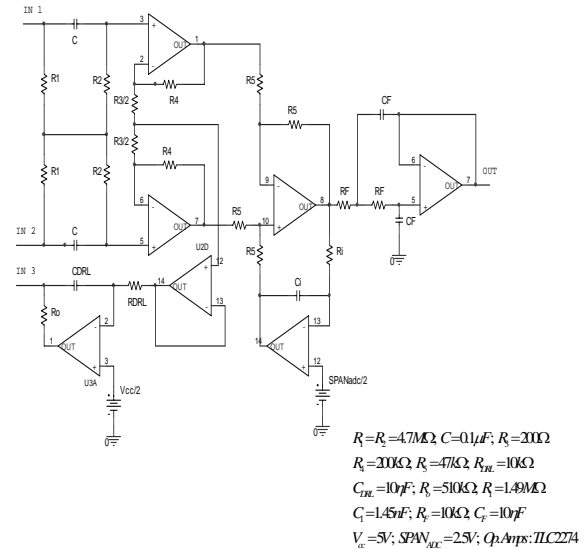


Fig. 2. Circuito Amplificador Mioeléctrico.

consta de un amplificador de instrumentación del tipo CMOS clave TLC2274 y un arreglo con un CMRR alto y alta ganancia [4].

La señal obtenida a la salida del amplificador de instrumentación esta limitada en su banda de frecuencias mediante la siguiente etapa que es realizada por un filtro activo pasa-bajas de segundo-orden y un filtro activo de 4° orden. El primer filtro presenta un amortiguamiento crítico sin sobretiro en su respuesta al escalón. Los valores del filtro son calculados para obtener una atenuación de 3dB en una frecuencia de 1kHz. El segundo filtro es implementado mediante el circuito integrado MF4CN-50, el cual es un filtro pasa-bajas Butterworth de 4° orden a base de capacitores conmutados. La frecuencia de corte requerida a 500Hz es establecida mediante un oscilador de relajación implementado a través de un circuito RC.

3.3 Señales adquiridas.

La base de datos que se obtuvo, consta de mediciones tomadas a 12 personas. Las mediciones fueron hechas a partir de sensores colocados en el antebrazo (parte superior, inferior, izquierda y derecha respectivamente).

La frecuencia de muestreo fue de 1KHz., cada contracción tuvo una duración de 5 segundos (5seg x 12=60seg). En la figura 3 se muestra un ejemplo de las señales mioeléctricas obtenidas. El vector id contiene un índice de los datos correspondientes a cada contracción.

Las características en el dominio del tiempo obtenidas a partir de los datos de cada contracción en las mediciones son: valor medio

absoluto, número de cruces por cero, número de cambios de signo de la pendiente y longitud de la forma de onda.

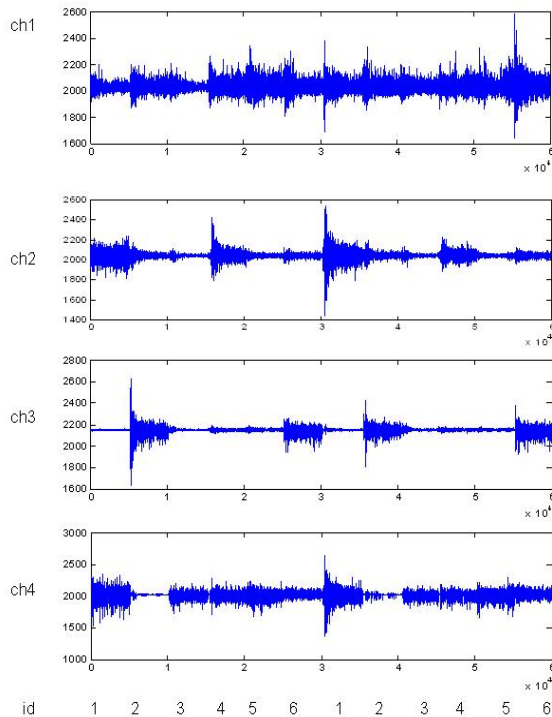


Fig. 3. Ejemplo de señal adquirida con el circuito de adquisición de señal mioeléctrica.

El tiempo de cada contracción se dividió en ventanas de 256 ms (256 muestras), ya que el clasificador deberá realizar su función sin excederse del límite de tiempo perceptible por el usuario (aprox. 300 ms). Por lo tanto las características se obtuvieron de cada ventana, siendo entre 19 y 20 ventanas por cada contracción (5 seg). Como puede observarse en la figura anterior, las señales se encuentran sobre un nivel aprox. de 2000, variando de canal a canal. Por lo que para la característica de número de cruces por cero, se tomó como cero la media de dicha señal en cada canal.

3.4 Interfaz de visualización y procesamiento.

Con el fin de visualizar y obtener los parámetros de control de la señal mioeléctrica, se realizó una interfaz gráfica en MATLAB que hace uso del toolbox "Data Acquisition". La figura 4 muestra una imagen de dicha interfaz.

En ella se pueden observar dos secciones principales, a la izquierda la sección donde se grafican las señales adquiridas y procesadas, y a la

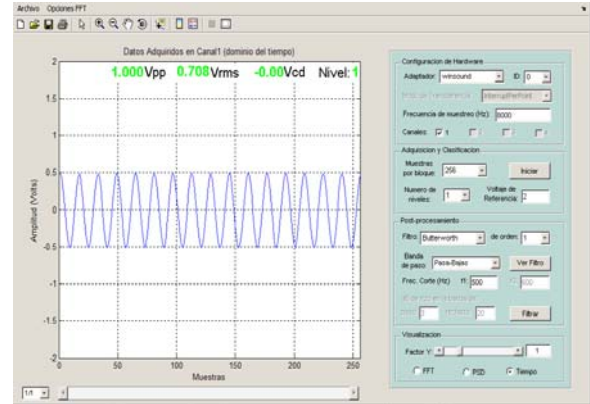


Fig. 4. Interfaz gráfica desarrollada para adquirir las señales mioeléctricas.

derecha la sección de configuración (panel con fondo en tonalidad verde).

A su vez la sección de configuración se divide en cuatro subsecciones: configuración de hardware, adquisición y clasificación, post-procesamiento y visualización.

En la sección de configuración de hardware es posible definir qué adaptador de controlador para el hardware se usará, de acuerdo con las tarjetas de adquisición de datos que se tengan disponibles. En el ejemplo de la figura 1 se tiene el adaptador "winsound", el cual es a su vez una interfaz entre el motor de adquisición de datos y el controlador del hardware, en este caso la tarjeta de sonido de la computadora. Otros parámetros a definir son el identificador del dispositivo, el modo de transferencia de los datos, ambos dependientes del adaptador elegido, y la frecuencia de muestreo a utilizar. Finalmente es posible seleccionar hasta cuatro canales que también se atienen a restricciones específicas de cada adaptador.

La subsección de adquisición y clasificación permite iniciar y detener la adquisición de los datos, o establecer el número de muestras por bloque de adquisición. También es posible definir algunos parámetros para su clasificación, lo cual será explicado más adelante.

La siguiente subsección es la encargada de configurar el post-procesamiento que se desea aplicar a la señal adquirida. Específicamente este procesamiento se basa en aplicar un filtro a la señal en "tiempo real", el cual puede ser de tipo Butterworth, Chebyshev I (rizo en la banda de paso), Chebyshev II (rizo en la banda de rechazo) o Elíptico. Además es posible seleccionar diferentes órdenes y bandas de paso (pasa-bajas, pasa-altas, pasa-banda y rechaza-banda), así como las

frecuencias de corte y la cantidad de decibeles en las bandas de paso y rechazo según sea el tipo de filtro. El botón “Ver Filtro” permite visualizar en una ventana aparte la respuesta en frecuencia del filtro diseñado, tanto su magnitud en decibeles como su fase en grados. Y por último el botón “Filtrar”, tipo “toggle” de dos posiciones, permite definir si se desea aplicar el filtro (botón presionado) o se pasa por alto (botón liberado) al adquirir los datos.

En la subsección final se define en qué dominio y de que forma se desean visualizar las señales adquiridas. Además es posible calibrar la interfaz mediante la barra de desplazamiento “Factor Y” cuya posición se encuentra sincronizada con el cuadro de texto a su derecha. Este factor multiplica a los datos recién adquiridos, de tal forma que es posible atenuarlos o amplificarlos en un rango de 0 a 5. Debajo de la barra de desplazamiento que configura el escalamiento de la señal, se encuentran tres opciones mutuamente excluyentes. Estas opciones establecen en qué dominio se desea que se presente la señal adquirida: dominio del tiempo, dominio de la frecuencia mediante la FFT (Fast Fourier Transform) y dominio de la frecuencia mediante la PSD (Power Spectral Density).

Además del panel de configuración, existen dos menús: “Archivo” y “Opciones FFT”. El menú “Archivo” permite guardar los datos adquiridos en una variable del “workspace” o en un archivo de formato “.mat”, así como eliminar los datos adquiridos mediante la opción “cerrar”. Por su parte el menú “Opciones FFT” presenta cinco tipos de ventanas disponibles para aplicar antes de obtener la FFT de los datos adquiridos. Los tipos de ventana son: rectangular (por defecto), triangular, Hanning, Hamming y Blackman.

En la sección izquierda donde se grafican las señales, en la parte superior se tienen los parámetros de medición del voltaje adquirido: voltaje pico-a-pico (Vpp), voltaje eficaz o Vrms (Root-Mean-Square) y voltaje medio Vcd; este último, es un indicador de nivel que está relacionado con la medición del Vpp y realiza una clasificación muy simple de acuerdo al número de niveles y el voltaje de referencia (Vref) establecidos en la configuración de adquisición y clasificación. La clasificación se realiza de la siguiente manera: se establece como límite máximo de Vpp al voltaje Vref, en base a este Vpp de referencia se hace una división con el número de niveles más uno, acorde a los rangos mostrados en la figura 5:

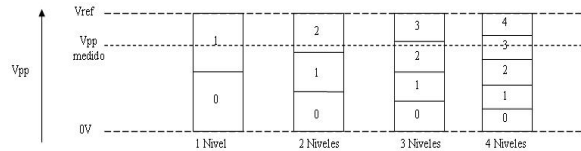


Fig. 5. Clasificación simple por niveles de voltaje pico-a-pico

En la figura, como ejemplo se muestra un ejemplo de un Vpp medido que cae en el nivel 1 cuando se divide el voltaje Vref para un nivel, en el nivel 2 cuando se divide en 2 y 3 niveles, y en el nivel 3 cuando se divide en 4 niveles. El nivel 0 es ignorado.

3.5 Análisis de la Señal.

El clasificador está basado en una red neuronal multi-perceptrón de 16 entradas, 8 nodos en la capa interna con funciones tan-sig, y 6 nodos en la capa externa con funciones lineales y que representan la salida del clasificador (ver Fig. 6).

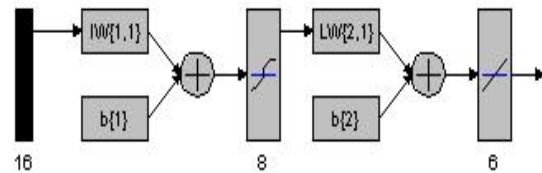


Fig. 6. Red Neuronal (RN) empleada para procesamiento de señales.

En la gráfica de la figura 7 se muestran los resultados del procesamiento de señal mioeléctrica empleando redes neuronales. Se tienen las etiquetas de las 6 contracciones (ver eje “y”), cada contracción dura 5 seg. En línea azul continua se indican las contracciones objetivo que corresponden a las características entregadas al clasificador, y en círculos rojos se indican las decisiones tomadas por el clasificador. Es posible notar que los errores en la clasificación se dan principalmente en las cercanías de los cambios de contracción. El porcentaje de errores con respecto a las decisiones tomadas es de 4.8%.

Se observa que las contracciones en este caso van de la etiquetada “1”, hasta la “6”, y se repiten de nuevo. Es decir que por ejemplo la contracción etiquetada como 5 se encuentra entre 20 y 25 seg, y 50 y 55 seg.

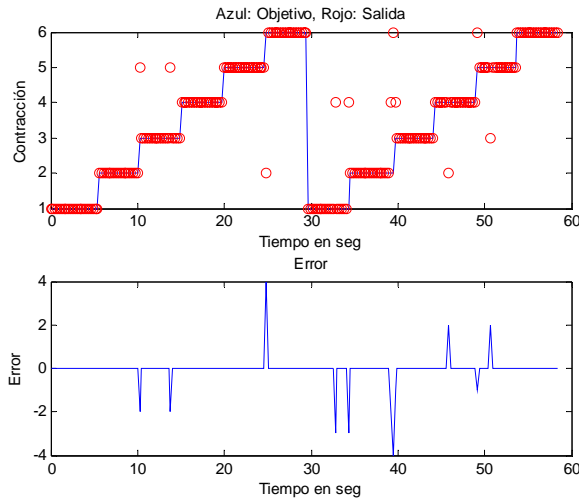


Fig. 7. Resultados de red neuronal.

Algunas características importantes de este tipo de señal, se analizan empleando un clasificador bayesiano, el cual permite obtener diferentes características estadísticas y estocásticas [5], que permiten conocer el comportamiento de la señal en sus diferentes lapsos de tiempo y relacionarlos con la contracción del músculo y su señal eléctrica[6][7]. En la figura 8 se muestra los resultados de cruces por cero y el número de cambios de signo de una señal mioeléctrica.

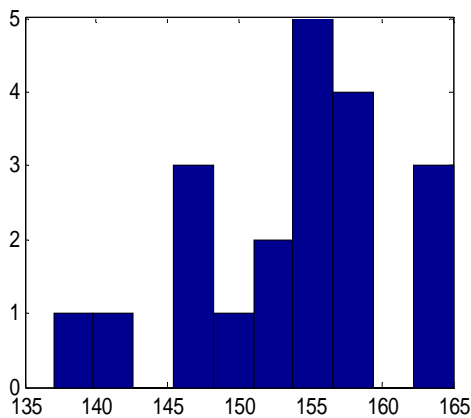


Fig. 8. Resultados de información bayesiana para clasificación de señal .

4. Conclusiones.

En este trabajo se presentó el diseño y construcción de un microsistema portátil que permite adquirir señal eléctrica de los músculos de

un paciente. La señal se acondiciona para eliminar ruidos de varios tipos como es el de 60 Hz.

La señal mioeléctrica se digitaliza por medio del puerto de entrada de la tarjeta de sonido.

Se emplea un clasificador bayesiano y red neuronal para conocer el nivel de clasificación de la señal y los niveles de contracción del músculo y el tiempo a fin de que sean empleados como comandos de control de movimiento para prótesis de codo de 3 grados de libertad.

Se presenta la interfaz realizada en matlab para la visualización y procesamiento de la señal mioeléctrica.

Tomando en cuenta la capacidad del sistema de adquisición, es posible su empleo en pacientes con amputación transhumeral. El sistema es modular y permite implementar desde 1 a 4 canales en un solo modulo para ser instalado en prótesis de codo.

Finalmente, este tipo de micro-sistema es portátil y adecuado para ser empleado en sistemas protésicos con necesidades de 1 o varios canales.

El trabajo futuro del sistema queda en la implementación de los algoritmos de procesamiento en un DSP del tipo DSPic clave dsPIC30f6012A.

Referencias

- [1] CONACYT. Las prótesis: restauración del individuo. Revista Ciencia y desarrollo. CONACYT Junio de 2006.
- [2] Dudley Childress, Cyborg Techology. Northwestern University Technical Report
- [3] Walley T. S Jacobsen. y otros. Recommendations for upper extremity prosthetics. WRAMC and the VA Orthopedic & Prosthetic Workshop November 17 and 18, 2003.
- [4] Enrique Mario Spinelli, Ramon Pallás-Areny, Miguel Angel Mayosky, "AC-Coupled Front-End for Biopotential Measurements", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 50, No. 3, pp. 391-395, Marzo 2003.
- [5] Alireza Khadivi "SEMG Classification for upper limb prosthetics control using higher order statistics", *ICASSP 2005*.
- [6] Kampas P. "The optimal use of myoelectrodes" MED Orth Tech 2001
- [7] Ligth C.M. Chappell P.H. ET AL. "Intelligent multifunction myoelectric control hand prostheses". Journal of medical eng. Tech, Vol., 26 No. 4, 2002
- [8] Zecca M. Micera S. et al. "Control of multifunctional prosthetic hand by processing. The electromyographic signal." Critical reviews in biomedical engineering. 2002.