

Sistema de adquisición y visualización de señales mioeléctricas

Matías N López¹, Víctor Toranzos² y Oscar G Lombardero³

1,2,3 Grupo Ingeniería en Rehabilitación, Departamento de Ingeniería, FACENA, UNNE, 9 de Julio 1449, Corrientes.

Resumen. El presente trabajo se encuadra dentro de las Tecnologías de Asistencia orientada a personas que presentan algún tipo de discapacidad motriz. El mismo consistió en el diseño y construcción de un sistema básico capaz de detectar, adquirir y acondicionar las señales mioeléctricas superficiales a partir de una técnica no invasiva, para luego ser visualizadas. Al sistema se lo puede dividir en dos etapas: la primera hace referencia a la adquisición de la señal bioeléctrica mediante el uso de electrodos superficiales sobre un músculo, y la segunda a la transmisión de dicha señal a una PC para luego ser procesada por un programa de cálculo como MatLab[®]. Se logró construir un prototipo que conforma un equipo no invasivo, portátil, alimentado con baterías y de sencilla implementación. La señal fue adquirida satisfactoriamente, por lo tanto, no sólo puede dar información sobre el estado de un músculo con fines de diagnóstico, sino que también, a partir otros músculos sanos, fundamentalmente los de miembros superiores, posibilita el diseño de alguna interfase hombre-máquina que permitiría mejorar significativamente la calidad de vida de personas con alguna discapacidad.

Palabras Claves: Potencial eléctrico, electromiografía, amplificador de instrumentación, microcontrolador.

1. Introducción

La electromiografía es una técnica que permite registrar los potenciales eléctricos desarrollados en los músculos estriados. Esta onda se conoce como señal electromiográfica (EMG), un término que se adecua más al pasado que al presente. En ese entonces, la única manera de capturar una señal para su posterior estudio era obtener una “representación gráfica”. Hoy, por supuesto, es posible almacenarla en dispositivos de almacenamiento digital. Esta evolución ha hecho que el aspecto gráfico de la nomenclatura sea una descripción limitada. A pesar de un creciente número de profesionales que optan por utilizar el término “señal mioeléctrica (ME)”, el término “EMG” todavía es usado, especialmente en entornos clínicos [7].

Existen diferentes tipos de adquisición de la señal EMG, ya sea de forma invasiva mediante electrodos de aguja, o de forma no invasiva mediante electrodos superficiales [2]. Aquí la señal será registrada de forma superficial mediante la ubicación de 3 electrodos sobre el músculo bíceps como se muestra en la figura 1.

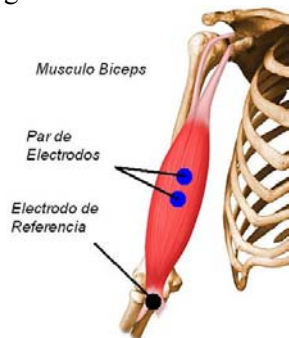


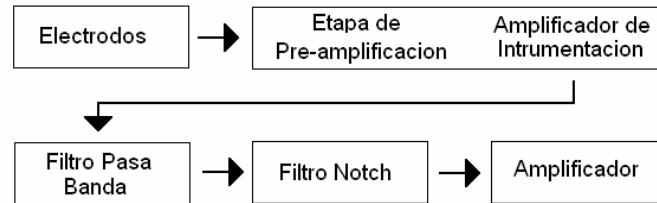
Figura 1. Músculo y disposición de electrodos utilizados para la prueba

Con esta señal podremos hacer no sólo un diagnóstico médico del músculo a evaluar, sino también aplicarla en diversos campos como ser la neurofisiología, kinesiología, control motor, la psicología, la medicina de rehabilitación, y la ingeniería biomédica.

El objetivo de este proyecto es desarrollar un sistema para el registro de la señal EMG que incluya las etapas de adquisición, procesamiento y visualización en una PC.

2. Materiales y métodos

El modelo confeccionado, refiriéndonos a la primera etapa, consta de las siguientes partes:



2.1. Electrodoes superficiales

Recogen la actividad eléctrica del músculo. Los utilizados en este trabajo fueron los electrodos superficiales para monitorización cardíaca de adultos, con soporte de microporos (disco abrasivo) de marca Meditrace modelo Kendall Meditarce 200. La ventaja de utilizar estos electrodos es que son adquiribles en el mercado local y rápidos de implementarlos.

La amplitud y ancho de banda de la señal EMG no está determinada únicamente por las fuentes electrofisiológicas y sus distancias hasta los electrodos, sino también por los tipos y tamaños de electrodos utilizados y por el espaciamiento entre los mismos. Los electrodos de superficie van unidos a la piel sobre el segmento muscular que se está estudiando. La norma recomienda que: “Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm.”

2.2. Etapa de Pre- Amplificación

Se decidió por construir el amplificador de instrumentación mediante la configuración de tres Amp Op de tal forma de diferenciar la señal EMG para luego amplificarla y poder atenuar en mayor proporción el ruido [2].

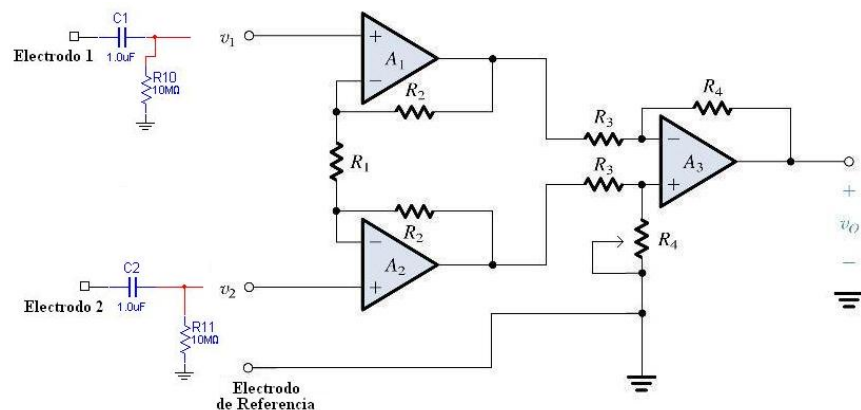


Figura 2. Amplificador de instrumentación diseñado

La señal es adquirida de modo diferencial mediante tres electrodos, incluido el de referencia. La finalidad de la primera etapa de pre-amplificación es la de elevar la amplitud de la señal para luego ser procesada por los filtros que se encargaran de acondicionar la señal para trabajar en aquella zona en que ésta es de mayor energía, por ejemplo, eliminando la señal cuyo ancho de banda es de 0 – 20Hz, ya que en esta banda de frecuencias se encuentran ruidos debido a los artefacto de movimiento. En esta banda, la amplitud de la señal se ve afectada por la tasa de disparo de las unidades motoras, por lo que la información obtenida de la señal en esta banda no puede ser utilizada, pese a que es un

indicador de actividad muscular. Esta conclusión se fundamenta también por De Luca en uno de sus documentos sobre EMG [3].

La ganancia obtenida en esta etapa es de 10 veces y fue implementada con un Amp Op TL084. Consta además con un potenciómetro de ajuste de offset para graduar las diferencias que se puedan obtener con las resistencias utilizadas, con tolerancias del 5%. A la entrada de los operacionales se utilizó un filtro pasa altos de 1,5Hz para eliminar la corriente continua y evitar la saturación de los mismos. También se utilizó uno de los cuatro operacionales del TL084 para amplificar la señal antes de ser limitada en banda.

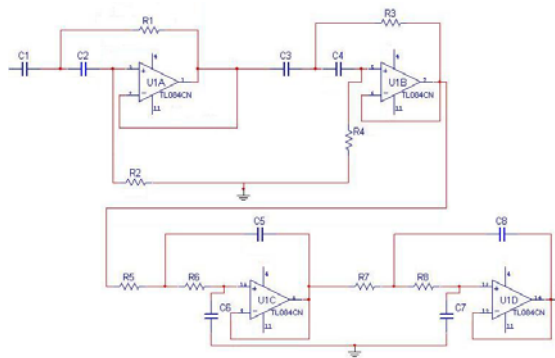


Figura 3. Filtro pasabanda Butterworth 4to. orden

2.3. Filtros:

Esta etapa se la puede dividir en dos secciones. La primera, consta de un filtro pasa banda Butterworth de 4to orden de ganancia unitaria cuyo margen de frecuencias va desde 20 Hz a 500Hz aproximadamente. Se la implementó con un TL084 configurado según se muestra en la figura 3.

La segunda etapa consta del filtro notch o hendidura para 50Hz implementado con un TL082, para eliminar la posible fuente de ruido proveniente de la red domiciliaria. La topología elegida para el circuito es la denominada Multiple-feedback de segundo orden como se muestra en la figura 4.

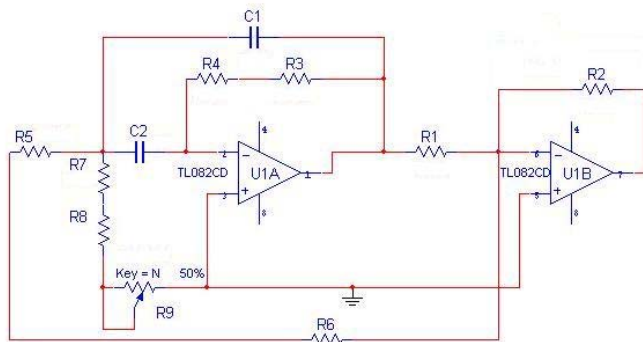


Figura 4. Filtro Notch implementado

Luego de armar los filtros de ganancia unitaria, se procedió a amplificar la señal nuevamente haciendo uso de un Op Amp TL081 con la posibilidad de ajuste de ganancia de hasta 10 veces.

2.4. Sistema de registro

Si bien la señal obtenida puede ser visualizada mediante un osciloscopio, en la segunda etapa de este diseño se procedió a implementar un circuito que acondicione y digitalice la señal registrada en la etapa anterior. Se desarrolló un sistema de procesamiento, adaptación y conversión utilizando un PIC 16F877A de la firma Microchip, mediante el cual se la digitalizó y transmitió a una PC, para poder visualizarla con un software de cálculo como MatLab®, con un total de 10.000 muestras. En la figura 5 podemos ver el diagrama en bloque implementado se presenta a continuación:

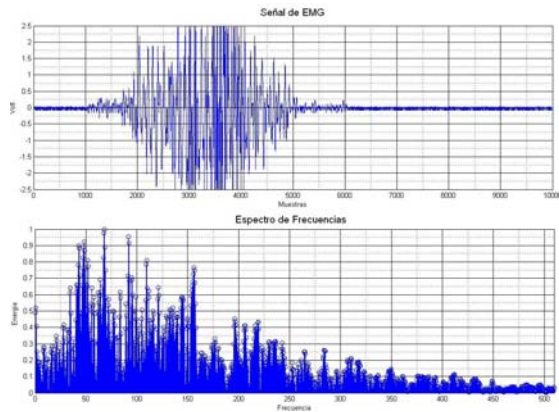
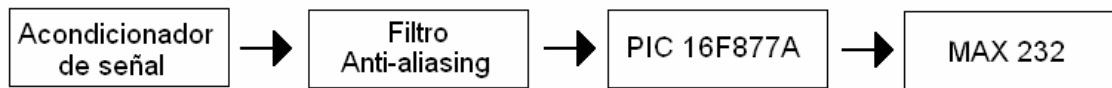


Figura 5. Señal obtenida con el dispositivo construido para MatLab

El primer bloque, el Acondicionador de señal, toma la señal obtenida y la ubica dentro de un rango de tensiones aceptados por el microcontrolador (0V – 5V). Ya que como se aprecia en la figura 5 esta posee valores tanto negativos como positivos. El filtro anti-aliasing se implementa con el objeto de evitar el fenómeno de aliasing el cual provoca ambigüedades si una armónica de la señal (en la zona de mayores frecuencias) es muestreada a una tasa relativamente baja. Por esta razón es importante la remoción de componentes de la señal o de ruido con frecuencias superiores a las de interés para una aplicación concreta. El microcontrolador cuenta con un conversor analógico/digital de 10 bits, 8 entradas

analógicas y Receptor / Transmisor Universal Asíncrono (USART/SCI) con detección de dirección de 9 bits, el cual fue conectado a la interface RS232. El MAX232 es un circuito integrado que convierte los niveles de las líneas de un puerto serie a niveles TTL y viceversa. Lo interesante es que sólo necesita una alimentación de 5V, ya que genera internamente algunas tensiones que son necesarias para el estándar RS232. Soluciona la conexión necesaria para lograr comunicación entre el puerto serie de una PC y cualquier otro circuito con funcionamiento en base a señales de nivel TTL/CMOS.

Todo el equipo funciona con dos baterías alcalinas de 9V y está montado en un gabinete de chapa como se muestra en la figura 6, de tal forma de atenuar las señales externas de alta frecuencia que puedan afectar la medición.

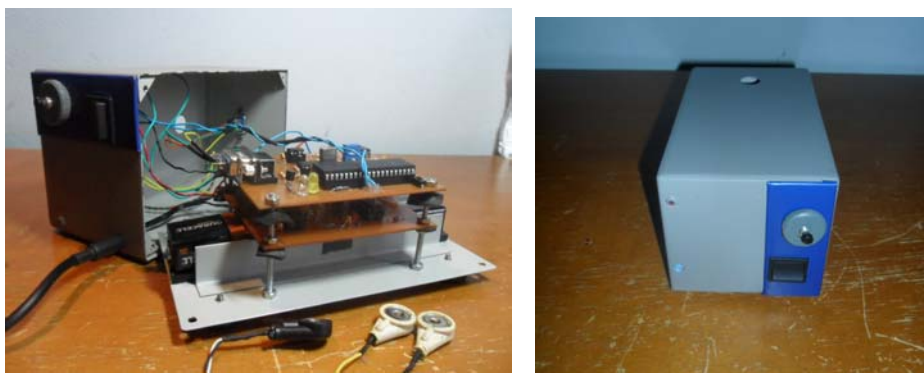


Figura 6. Dispositivo construido

Los parámetros de la etapa construida para la adquisición de la señal ME son mostrados en la tabla 1. En la tabla 2 se muestran los parámetros de la etapa de acondicionamiento de la señal para la visualización de la misma en una PC.

Tabla 1. Parámetros de etapa de adquisición		Tabla 2. Parámetros de etapa de visualización	
Rango de Frecuencia	20 - 400 Hz	Resolución	10 bits
Rango de Ruido	0 - 20Hz	Frecuencia de muestreo	5000 Hz
CMRR	86 dB (TL084)	Rango señal de salida	±2.5V
Ganancia máxima	2541 veces	Tasa de transmisión	115200 Bauds
Rango de Amplitud	0.1mV a 5mV	Cantidad de muestras	10000

2.5. Protocolo para obtener la señal ME

Para poder realizar la adquisición de la señal se procedió a limpiar la piel sobre la que se lleva a cabo el proceso de la medición, mediante el uso de algodón y alcohol. Luego se espera hasta que la piel se haya secado y se ubican los electrodos de manera que el de referencia haga contacto con un punto de innervación que no tenga relación con el músculo a medir. Luego se ubica el par de electrodos en el centro del huso muscular, ya que es el lugar donde la señal mioeléctrica tiene mayor amplitud, con una distancia entre éstos de 2cm.

Toma de la medición: La persona a la que se le tomó la prueba estaba sentada en una posición cómoda, para mayor estabilidad del músculo a evaluar.

3. Resultados y Conclusiones

Las pruebas fueron realizadas en el miembro superior derecho sobre el músculo bíceps. La señal mioeléctrica fue tomada con éxito del tal forma que se pudo identificar con claridad la situación fisiológica del músculo, esto es identificar si el mismo se encontraba contraído o relajado.

Durante las pruebas tomadas se pudo apreciar que la mayor energía de la señal se encuentra en el ancho de banda de 50Hz a 150Hz como se muestra en la figura 5, el cual coincide con la bibliografía consultada [1].

La señal obtenida sin embargo, y debido al uso de los componentes utilizados, presenta ciertas desventajas como el rechazo al ruido en modo común ya que no se utilizaron amplificadores de instrumentación comerciales cuyo CMRR es mayor a 100dB [5], también las resistencias utilizadas fueron las conseguidas en el mercado local sin ser de precisión.

La señal fue visualizada mediante MatLab, pero también la programación realizada permitió crear una base de datos con los valores obtenidos cuya extensión es compatible con Microsoft Excel®. Sin embargo, la adquisición de la señal se puede mejorar utilizando una placa de adquisición o mediante un osciloscopio digital, aumentando la resolución de la misma.

4. Referencias

- [1] Carlos Del Aguila, 1990, *Electromedicina*, Editorial Hispano Americana SA – HASA, (Argentina: Buenos Aires)
- [2] Jaime F. Delgado Saa, Erick Vallejo, Jaime Torres. 2007. *Diseño y Construcción de un Sistema de Adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas*. Fifth LACCEI International Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology (LACCEI'2007). 29 May – 1 June 2007, Tampico, México.
- [3] De Luca, C.J. *Electromyography*. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, (John G. Webster, Ed.) John Wiley Publisher, 2006.
- [4] Arthur C. Guyton, John E. Hall, 2006, *Fisiologia Medica*, Editorial Elsevier España, edicion 11, España.
- [5] Natalia M. Lopez Celani, 2010. *Procesamiento de Señales Electromiograficas Superficiales para el Control de Dispositivos Robóticos*. Facultad de Ingenieria de la Universidad Nacional del San Juan. Tesis Doctoral. San Juan, Argentina.

[6] Christian A. Mista, Alejandro O. del Río, Carolina Tabernig. *SISTEMA EMBEBIDO PARA CONTROL DE DISPOSITIVOS MEDIANTE SEÑALES MIOELÉCTRICAS*. Jornadas de Ing. Clínica Paraná, Octubre 2010, Argentina

[7] <http://www.delsys.com/>