

Propuesta para Detectar y Procesar la Señal Muscular para la Manipulación de una Prótesis Mioeléctrica

Diana Alejandra Contreras Alejo

Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) del Instituto Politécnico Nacional (IPN),
Unidad Profesional "Adolfo López Mateos", Zacatenco, Edificio Z, Acceso 4, 3er piso. Del. Gustavo A.
Madero, C.P. 07738, México D.F., Tels.: 57296000 ext. 54622, 54608
dianalecontreras@gmail.com

Alfredo Ramírez-García

Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) del Instituto Politécnico Nacional (IPN),
Unidad Profesional "Adolfo López Mateos", Zacatenco, Edificio Z, Acceso 3, Planta Baja. Del. Gustavo A.
Madero, C.P. 07738, México D.F., Tels.: 57296000 ext. 54600
alramirezga@ipn.mx

Francisco Javier Gallegos Funes

Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) en el Instituto Politécnico Nacional (IPN),
Unidad Profesional "Adolfo López Mateos", Zacatenco, Edificio Z, Acceso 4, 3er piso. Del. Gustavo A.
Madero, C.P. 07738, México D.F., Tels.: 57296000 ext. 54622, 54608
fgallegosf@ipn.mx

Ivonne Bazán Trujillo

Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) en el Instituto Politécnico Nacional (IPN),
Unidad Profesional "Adolfo López Mateos", Zacatenco, Edificio Z, Acceso 4, 3er piso. Del. Gustavo A.
Madero, C.P. 07738, México D.F., Tels.: 57296000 ext. 54622, 54608
ibazan@ipn.mx

Resumen

En el presente trabajo se describe la implementación de un circuito para detectar y acondicionar las señales mioeléctricas (SME), el circuito está formado por una etapa de pre-amplificación, seguida de una etapa de filtrado, otra etapa de amplificación y por último la etapa de rectificación. El diseño de los filtros se realizó por medio del software FilterPro Instruments (Texas Instruments-Boulevard Dallas, Texas USA); y para observar la respuesta del circuito ya construido se utilizó el Software LabVIEW (National Instruments- Austin,Texas USA). El circuito electrónico desarrollado cumple con las especificaciones para la detección de las SME según el estado del arte. Posteriormente se implementa un método TKEO en MatLAB (MathWorks- Natick, Massachusetts, USA) para procesar las SME con la finalidad de detectar si el músculo está en actividad o no, el cual resultó robusto y eficiente además de que es de fácil implementación. El interés del circuito obtenido y el algoritmo de procesamiento de la señal mioeléctrica es para aplicarla en la activación de una prótesis mioeléctrica.

Palabras Claves: método TKEO, músculo en actividad, músculo en reposo, señal mioeléctrica (SME).

1. Introducción

Hoy en día, el avance tecnológico en prótesis ha mejorado en su sistema de control y adaptación en los usuarios, ejemplo de ellos lo son las prótesis mioeléctricas. Estas prótesis mioeléctricas son activadas al capturar las señales eléctricas del músculo cuando la persona contrae dicho músculo. Por su naturaleza a estas señales se les conoce como señales mioeléctricas (SME), las cual se forman de todos los potenciales de acción de las unidades motoras (UMs). Una UM es una neurona del sistema motor del humano que se encuentra inervado a un grupo de fibras musculares para producir el movimiento cuando recibe la información por medio de un impulso eléctrico como se menciona en [1, 2]. Entonces las SME permiten visualizar la actividad eléctrica muscular,

luego de ser detectadas por los electrodos, las SME serán acondicionadas y procesadas para que posteriormente la prótesis mioeléctrica pueda ser manipulada por el usuario.

Uno de los objetivos de este trabajo es desarrollar un sistema básico para el registro de las SME, esta parte de instrumentación consta de cuatro etapas. La primera etapa es la pre-amplificación, nos va a permitir amplificar las pequeñas SME. La segunda etapa es el filtrado para depurar la información de la SME debido a que se presenta ruido ya sea por interferencias en el ambiente (como la red eléctrica de 60 Hz, la transmisión de radio y televisión, lámparas, etc.), el movimiento de cables (es el movimiento de la conexión en la captura de la señal con el circuito) y de señales biológicas (como señales procedente de otros músculos y la señal ECG) como se menciona en [3]. La tercera etapa es una amplificación final para ajustar el nivel de la señal a un valor deseado; y finalmente, la etapa de rectificación de media onda para evitar tener los componentes negativos y tener solo los componentes positivos de todos los potenciales de acción de las UMs.

Otro objetivo es procesar las SME, un problema clásico del procesamiento es detectar los cambios en las SME con la presencia de ruido. En las SME se manifiesta el comportamiento eléctrico de los músculos; este comportamiento se analizó para manipular a la prótesis. Una importante tarea en el procesamiento es la detección del momento cuando el músculo empieza a activarse en base al registro de la SME. En la literatura [4, 5] se describen algunas propuestas por ejemplo, el método de inspección visual que depende de la experiencia de un experto para indicar cuando el músculo se encuentra activo; o bien, otro es determinar un umbral mediante el promedio de las señales de ruido que se presenta en las SME y algunos autores mediante varias experimentaciones determinan el umbral de 30 μ V. Las desventajas de las propuestas previas es que son datos subjetivos, requieren de una persona experta en detectar los cambios en las SME, y que el umbral determinado no se aplica en todas las personas debido a que cada persona posee diferente SME por la anatomía y fisiología de su cuerpo. En este trabajo se usó el método TKEO (Teager-Kaiser Energy Operator) basado en [6, 7], es un algoritmo simple que permite la estimación de la energía necesaria para generar una señal dada. Esta energía está relacionada con el concepto físico de la

energía de una simple oscilación, la cual es proporcional al cuadrado de la amplitud y al cuadrado de la frecuencia. El método TKEO hace que los potenciales de la UM sean más sobresalientes mientras que suprime el ruido de las SME, por lo que es muy claro cuando se presenta actividad o no muscular al determinar un umbral después de ser procesada por el TKEO.

En este trabajo se propone el diseño de un circuito electrónico para registrar las SME del músculo que cumpla con las especificaciones dadas por las características mencionadas en [3], éstas son el ancho de banda que va de 20 Hz a 500 Hz, y la amplitud que oscila entre 0-6 mV. Además se muestra el procesamiento de las SME mediante el TKEO para manipular una prótesis.

2. Desarrollo

En el diagrama de bloques (ver Fig. 1) se muestra el procedimiento a seguir para el desarrollo de este trabajo. Como se aprecia, en el primer bloque tenemos la etapa de pre-amplificación donde se eleva la amplitud de las SME, el segundo bloque es la etapa de filtrado nos va permitir trabajar en el ancho de banda y elimina el ruido que afecta a la SME, en el tercer bloque se encuentra la etapa de amplificación final, mientras en el cuarto bloque está el proceso de rectificación que va dejar pasar los valores positivos de las SME para que en el último bloque pueda ser procesada la SME usando el método TKEO.

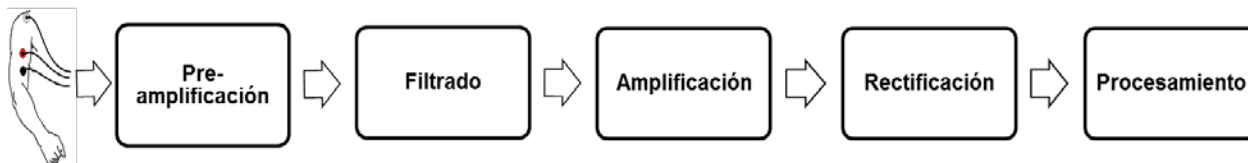


Fig. 1. Diagrama de bloques.

Para su entendimiento, a continuación se va a describir el procedimiento que se llevó a cabo en cada bloque.

Primero, se colocan los electrodos sobre la piel donde se encuentra el músculo de interés, en este caso, es el músculo bíceps braquial debido a que se propone manejar una prótesis mioeléctrica de la articulación del codo. Los electrodos a usar son de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) por ser no invasivos, desechables, de fácil uso y por su disponibilidad. Para su colocación se siguieron las recomendaciones de [8] para detectar la actividad del músculo bíceps braquial.

Después, las SME que son detectadas en los electrodos entran al circuito electrónico cuyo diseño contempla las especificaciones de [9] tales como el uso de los filtros (tipos, frecuencia de corte), modo de detección y amplificación (tipo, impedancia de entrada, CMRR > 90 dB a 60 Hz) con el propósito de acondicionar la señal antes de ser procesada. Al seleccionar las especificaciones anteriores, se apoyó con el Software FilterPro™ de Texas Instruments para el diseño de los filtros, y el Software Multisim de National Instruments para la simulación del circuito obtenido.

-Pre-amplificación: El amplificador utilizado es un amplificador de instrumentación INA114 de Burr-Brown por sus características: la corriente de polarización de entrada es baja (≤ 2 nA), tiene un alto CMRR (115 dB), alta ganancia, alta impedancia de entrada y su costo es bajo. La ganancia (G) propuesta es de 10, al aplicarla en (1) para obtener el valor de la resistencia (R_G), se recalculó la ganancia debido a que se aproximó al valor de una resistencia comercial ($R_G=5.11$ k Ω) dando una ganancia de 10.78 V/V.

$$R_G = \frac{50k\Omega}{G-1} \quad (1)$$

Filtrado: Se emplearon filtros activos dado que tienen un mejor comportamiento en la señal de salida. La etapa de filtrado consiste de un filtro Notch y un filtro pasa banda. El filtro Notch que se implementó se basa en el circuito integrado UAF42 de Burr-Brown (ver Fig. 2) para eliminar el ruido que produce la señal eléctrica de 60 Hz.

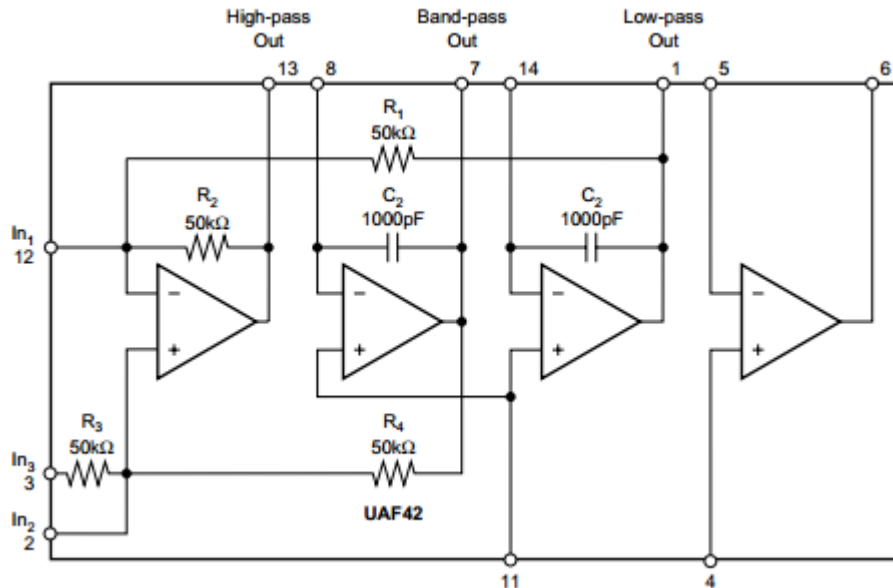


Fig. 2. Configuración del Filtro Notch UAF42.

La segunda parte de filtrado es un filtro pasa banda (ver Fig. 3) que se encarga de limitar en el rango de frecuencias de 20 a 500 Hz, aunque este rango es afectado por el movimiento de los cables conectados en los electrodos hasta el circuito. Sin embargo la mayoría de la energía de la señal de ruido oscila entre 0 a 20 Hz por lo cual no afecta la banda de interés.

El filtro propuesto en esta etapa es de tipo Butterworth de cuarto orden, ya que su respuesta es plana al acercarse a la frecuencia de corte (f_c) con topología Sallen-Key porque requiere de menos elementos por lo que se obtiene un circuito más simple comparado con otras topologías. El filtro pasa banda se diseñó en forma de cascada, donde primero se presenta un filtro pasa altas con $f_c = 20$ Hz, seguido de un filtro pasa bajas con $f_c = 500$ Hz, ambos con ganancia de 10 y diseñados en FilterProTM. Este diseño se implementó con un amplificador operacional TL084CN con CMRR 86 dB.

Amplificación

Se implementó un amplificador inversor (ver Fig. 3) con una ganancia de 5 usando el mismo amplificador operacional TL084. Se calcularon las resistencias con (2), para la resistencia R_9 se usó un trimpot para que la ganancia fuera variable, es decir, nuestra ganancia del circuito está entre 1078 a 5390 V/V.

$$G = 1 + \frac{R_{10}}{R_9} \quad (2)$$

Rectificación

Se aplicó la configuración de un rectificador de instrumentación de media onda (ver Fig. 3) debido a que la señal de entrada tiene una amplitud pequeña comparado con señales alternas de 110 a 120 V. En este rectificador la caída de tensión que hay entre los diodos (0.7 V) no se desprecia se mantiene a 0 V apagando el diodo D2. De la misma forma se usó el amplificador operacional TL084.

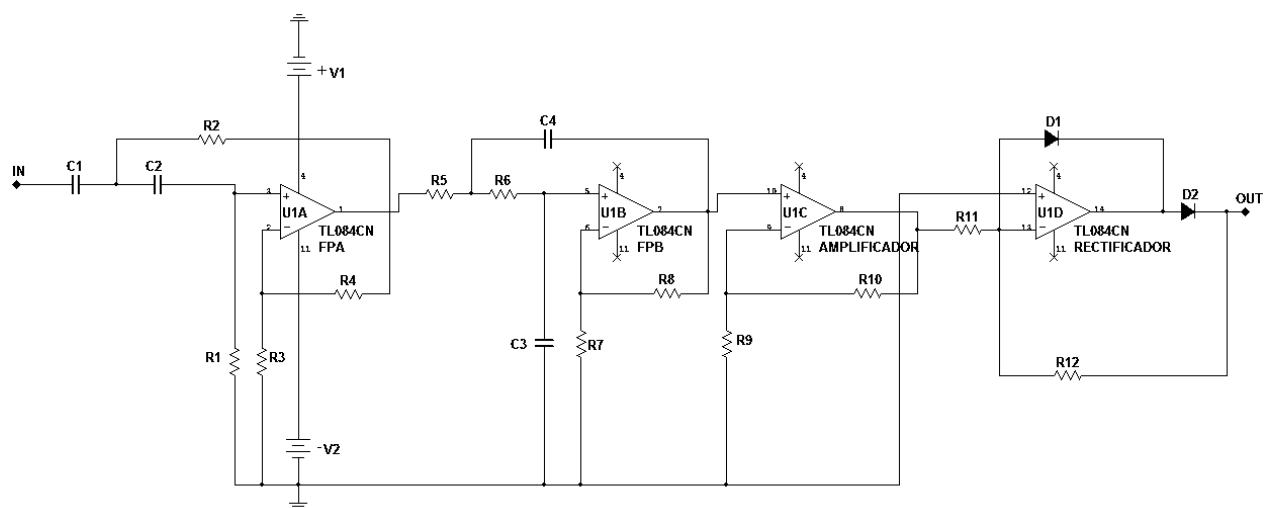


Fig. 3. Configuración del filtro pasa banda, amplificador y rectificador en un amplificador operacional TL084.

Los valores de las resistencias comerciales de la Fig. 3 se muestra en la Tabla 1, las resistencias deben ser de precisión y los capacitores de cerámicos y/o poliéster de acuerdo a su existencia en base a los valores obtenidos.

Etapa	Elementos	Valor
Filtro pasa altas	C1	0.022 uF 0.047 uF 0.004 uF
	C2	1 uF 0.47 uF
	R1	8.06 kΩ
	R2	75 kΩ
	R3	2.55 kΩ
	R4	22.60 kΩ
Filtro pasa bajas	C3	0.1 uF
	C4	0.01 uF
	R5	42.20 kΩ
	R6	2.26 kΩ
	R7	2.55 kΩ
	R8	22.60 kΩ
Amplificador	R9	25 kΩ
	R10	100 kΩ
Rectificador	D1	1N4001
	D2	1N4001
	R11	10 kΩ
	R12	10 kΩ

Tabla 1. Valores de los elementos implementados en el circuito.

Para el análisis de la SME se requiere de un procesamiento digital, pero primero se debe tomar en cuenta la conversión analógica digital (A/D), el cual transforma las señales continuas a niveles de voltaje que representan un código binario. Su proceso de digitalización consta de las siguientes etapas: el muestreo donde se toman muestras de la señal continua, la retención se encarga de mantener el valor de muestra en un determinado tiempo para que pueda ser procesada, la cuantificación consiste en medir el valor del voltaje recibido y asignarle un valor de salida, y finalmente la codificación que traduce el valor cuantificado a un valor binario. Uno de los problemas que nos encontramos en el proceso de conversión (A/D) es la pérdida de información debido al efecto "aliasing" que consiste en obtener una señal diferente a la muestreada cuando se trata de reconstruir la señal analógica original. Para evitar este efecto se hace uso del teorema de muestreo de Nyquist, del cual indica que una señal puede ser completamente reconstruida sin pérdida de información, si se muestrea a una frecuencia de cuando menos del doble del armónico más grande que presente la señal analógica. En este caso la frecuencia con el armónico más grande es de 500 Hz, por lo tanto nuestra frecuencia de muestreo (f_s) como mínimo es de 1000 Hz. Está f_s incidirá en la longitud de las muestras de la señal a procesar, implicando mayor o menor tiempo de cómputo para cada registro de la SME, así mismo involucrando el retardo en la respuesta de la prótesis.

De acuerdo con [10, 11], en el análisis de la SME lo más común es segmentar los registros en segmentos de longitud en 256 muestras (256 ms), si la longitud de segmentos disminuye el desempeño del sistema se degrada, y si aumenta requiere de mayor tiempo para el procesamiento; en ambos casos como consecuencia habrá un mayor retardo en la respuesta de la prótesis. Por lo cual la longitud de los segmentos que se trabajo fue de 256 muestras a una f_s de 2000 Hz. La f_s puede ser de 1000 Hz como se ha mencionado previamente, esto es para registrar componentes de frecuencia hasta los 500 Hz en la SME, pero como el ancho de banda obtenido del circuito propuesto es mayor a 500 Hz entonces se optó por una f_s de 2000 Hz; no se requiere de mayor f_s puesto que la mayor concentración de energía no es mayor de 1000 Hz.

Para la digitalización hay que considerar la amplitud de la SME obtenida del circuito, esta puede ser pequeña o grande; uno de los problemas es detectar la amplitud pequeña de la SME debido a que está limitada por el nivel de ruido del sistema de amplificador. Amplificadores modernos tiene un nivel de ruido de unos μVs , por lo tanto, una digitalización alrededor de $0.5 \mu\text{V/bit}$ es suficientemente precisa. El convertidor A/D my DAQ de National Instruments se utilizó para digitalizar la SME. Este convertidor es de 16 bits y con un voltaje de referencia de 1 V se pueden detectar hasta $15 \mu\text{V}$ lo cual es suficiente para cualquier nivel de SME. Con el programa de LabVIEW de National Instruments se obtuvieron los datos de la señal de salida que posteriormente se procesó en el Software MatLAB de MathWorks.

Finalmente, en el circuito electrónico se calculó la relación señal/ruido (SNR) basándose en (3), que nos indica que tan grande es mi señal de interés con respecto al ruido, del cual se requiere de la amplitud de la raíz media cuadrática (RMS) que se define en (4).

$$SNR = 20 \log \frac{RMS_S}{RMS_R} \quad (3)$$

Donde RMS_S es el valor RMS de la señal de interés, es cuando el músculo presenta una contracción. Mientras RMS_R es el valor RMS de la señal de ruido que se presenta cuando el músculo se encuentra relajado.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x^2(n_i)} \quad (4)$$

Donde: N es el número de muestras de la señal y $x(n)$ es la señal.

Entonces se obtuvieron varias señales con contracción muscular para obtener el promedio de RMS_S , de la misma forma para las señales sin contracción muscular se calculó el promedio de RMS_R , por último se tiene el SNR del circuito.

Procesamiento

Se implementó el método TKEO definido en (5) en MatLAB. Después de almacenar las SME en LabVIEW, éstas se procesaron en MatLAB.

$$TKEO[x(n)] = x^2(n) - x(n+1)x(n-1) \quad (5)$$

Donde: $x(n)$ es la señal en el dominio del tiempo.

Para su uso, primero se aplicó el TKEO a cada SME sin contracción muscular para determinar el umbral en (6), donde u_0 es la media, o_0 es la desviación estándar y j es una variable que se determina empíricamente y está en el rango de 3-7 en base a [7].

$$Th = u_0 + j \cdot o_0 \quad (6)$$

Después de determinar el umbral, la señal es muestreada a 2000 muestras por segundos con una duración de 10 s y es capturada mediante el programa de LabVIEW como se ha mencionado. Esta señal es procesada en MatLAB, y mediante el umbral definido se puede detectar si hay actividad o no muscular, esto es de suma importancia para que a trabajo futuro una prótesis mioeléctrica se debe activar sólo bajo la influencia de las SME.

3. Resultados

El circuito diseñado se implementó en una tarjeta de circuito impreso (PCB) (ver Fig. 4) y se caracterizó, de la cual se obtuvo un SNR mayor a 20 dB que es aceptable para que la SME sea procesada, el ancho de banda es de 18-515 Hz y por cada etapa del circuito su ganancia corresponde a la calculada.

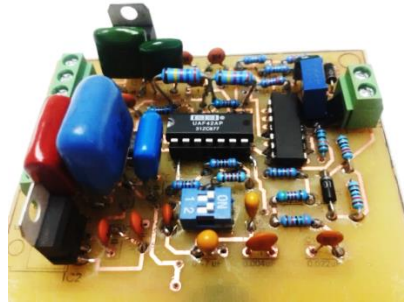


Fig. 4. Circuito propuesto en PCB.

Las pruebas se realizaron con sujetos sanos voluntarios, de edades comprendidas entre 22-26 años, sin síntomas ni signos de afecciones del sistema musculoesquelético. A cada sujeto de prueba se le colocan los electrodos en el músculo bíceps braquial, posteriormente se usó el programa de MatLAB para obtener la señal de salida (ver Fig. 5). La señal de interés es cuando el musculo se encuentra en actividad, es decir, hay contracción muscular; sin embargo el músculo en reposo es la señal de ruido. Para obtener esta señal se le pidió al sujeto de prueba hacer contracción muscular aproximadamente 2s y después reposar 2s, así sucesivamente en un periodo de 10s.

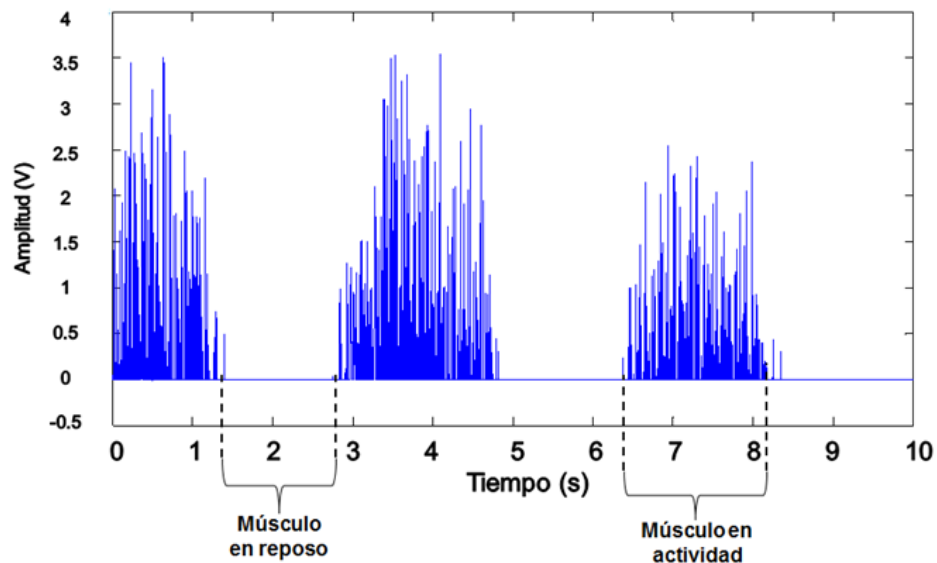


Fig. 5. SME obtenida del circuito de un sujeto de prueba.

La SME de la Fig. 5 está acondicionada, es decir, ya se amplificó y se filtró para poder ser procesada, pero primero se define el umbral. Como se ha mencionado, se hace uso de (6) para obtener la media y la desviación estándar del promedio de las señales del músculo en reposo después de ser procesadas por el TKEO, dando como los siguientes resultados, $u_0 = 1.1 \mu\text{V}$, $\sigma_0 = 0.2 \mu\text{V}$ y $j = 3$, por lo tanto el umbral es de $Th = 2 \mu\text{V}$. Por último se procesó la SME obtenida del circuito de la Fig. 5, esto puede verse en la Fig. 6.

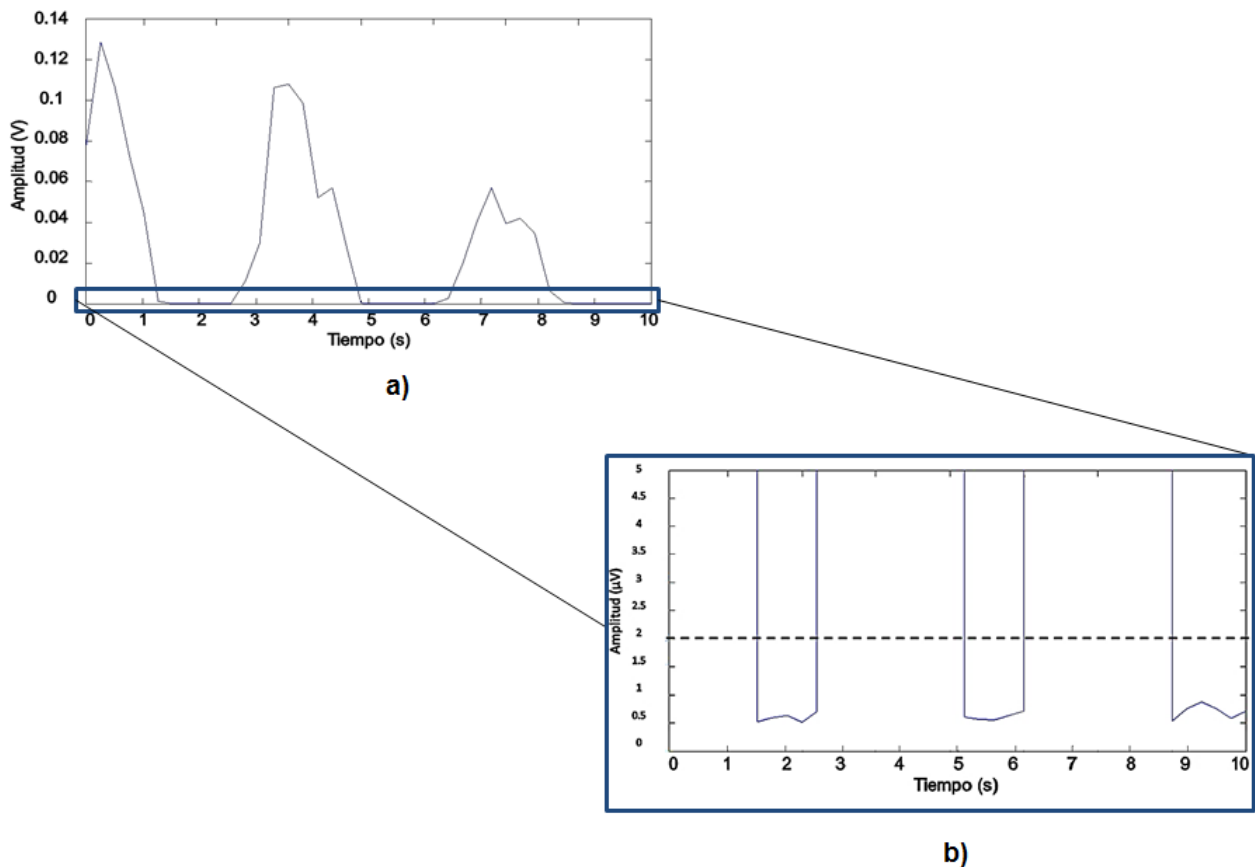


Fig. 6. a) SME obtenida después de ser procesada en TKEO. b) Acercamiento de a) donde se puede apreciar con línea discontinua el umbral obtenido ($2 \mu\text{V}$).

En la Fig. 6a se obtuvo la SME procesada por el TKEO, de acuerdo a la operación en (5) la amplitud de la señal total disminuye aunque se aprecia una diferencia de la señal con contracción muscular y en reposo muscular; esto se debe a que el TKEO es sensible a los cambios instantáneos de la amplitud y la frecuencia, como la frecuencia de la señal en actividad es mucho mayor que la frecuencia de la señal en reposo, la salida de TKEO sobresale la señal en actividad y se suprime la señal en reposo. En la Fig. 6b, se hizo un acercamiento a la Fig. 6a para colocar la línea punteada que es el umbral específico para este sujeto de prueba que fue de 2 μ V. Cabe mencionar que para cada sujeto su umbral es distinto debido a que cada persona posee una diferente SME por su anatomía; esto implica que cada sujeto se debe determinar su nivel de umbral. Se puede apreciar una clara diferencia, de que la señal en reposo no sobrepasa del umbral. Este método nos sirve para poder efectuar los movimientos de la prótesis, implementando una programación basándose en el umbral y el método TKEO.

4. Discusión

El circuito propuesto es aceptable para el uso en prótesis mioeléctrica aunque algunos autores mencionan [12, 13] que no se requiere de la implementación de un filtro Notch porque la mayor parte de la energía de la SME se encuentra alrededor de los 60 Hz, otros indican lo contrario, que el 95% de la energía de la SME se considera arriba de 400 Hz [14]. En este proyecto se usó este filtro debido a que se hace uso del ordenador para el procesamiento de la SME por lo que es evidente la presencia del ruido de la señal eléctrica. En cuanto al procesamiento de la señal, la literatura [4] recomienda el uso de un solo umbral solo cuando la prótesis tiene un grado de libertad en caso contrario, se requiere de más umbrales para esto se aplican otros métodos. Se desconoce si el método TKEO pueda aplicarse para prótesis con más de un canal de entrada, esto sería un análisis importante en el procesamiento de la SME como a trabajo futuro.

5. Conclusiones

Las pruebas que se realizaron para la validación del circuito electrónico se hicieron en el músculo bíceps braquial, por lo cual se recomienda una posición adecuada al momento de realizar los ejercicios de contracción y relajación del músculo, para evitar lo más posible el ruido que se genera por los movimientos. También, se recomienda que el amplificador de instrumentación tenga un CMRR $>$ a 90 dB para garantizar que las siguientes etapas no sean afectadas por el voltaje a modo común (este ruido se presenta cuando la tensión es la misma en las entradas). Se logró eliminar el ruido de 60 Hz gracias a la implementación del Filtro UAF42, colocando las resistencias del mismo valor que se presenta en la configuración de dicho filtro (ver Fig. 2). Y se sugiere el uso del Software para el diseño de los filtros, ya que nos optimiza el tiempo de cálculo de los valores de los capacitores y resistencias, pero antes de utilizarlo se deben conocer las condiciones del tipo de señal para que el filtro funcione adecuadamente.

En el procesamiento de la SME, se seleccionó el método TKEO para indicar si existe o no actividad muscular debido a que es un algoritmo de fácil implementación además, de ser más preciso comparado con los métodos anteriores explicados previamente. Finalmente se aprobó al poder distinguir la actividad muscular que se presenta en las señales obtenidas con respecto a un umbral definido. El trabajo a futuro de este proyecto, es implementar el procesamiento en un microprocesador para posteriormente manipular una prótesis mioeléctrica.

6. Agradecimientos

Se agradece al Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME), Unidad Zacatenco y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) con No. de registro 513359 por el apoyo brindado.

7. Referencias

- [1] Muhammad Zahak Jamal (2012). Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis, Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges, Dr. Ganesh R. Naik (Ed.), ISBN: 978-953-51-0805-4, InTech, DOI: 10.5772/52556. Available from: <http://www.intechopen.com/books/computational-intelligence-in-electromyography-analysis-a-perspective-on-current-applications-and-future-challenges/signal-acquisition-using-surface-emg-and-circuit-design-considerations-for-robotic-prosthesis>
- [2] A. Ramírez, R. Muñoz, L. Leija, A. Vera. "Sistema de Entrenamiento Muscular con Retroalimentación Visual". Pan American Health Care Exchanges. Conference, Workshops, and Exhibits. Long Beach, California. 2006. ISBN 970-94677-0-0.
- [3] W. Jingpeng, T. Liqiong and B. John E, "Surface EMG Signal Amplification and Filtering", International Journal of Computer Applications (0975 – 8887), vol. 82, No. 1, pp. 15-22, 2013.
- [4] S. Micera, G. Vannozzi, A. Sabatini, P. Dario. "Improving detection of muscle activation intervals". IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 20(6), pp. 38-46, 2001.
- [5] G. Staude, C. Flachenecker, M. Daumer and W. Wolf. "Onset Detection in Surface Electromyographic Signals: A Systematic Comparison of Methods". EURASIP J. of Applied Signal Processing, 2, pp.67-81, 2001.
- [6] J. Drapała, K. Brzostowski, A. Szpala, A. Rutkowska-Kucharska. "Two stage EMG onset detection method". Archives of Control Sciences. 22(LVIII), No. 4, pp. 427–440, 2012.

- [7] S. Solnik, P. Rider, K. Steinweg, P. de Vita and T. Hortobágyi, "Teager-Kaiser Energy Operator Signal Conditioning Improves EMG Onset Detection". *Eur J. of Applied Physiology*, 110, pp. 489-498, 2010.
- [8] Recommendations for sensor locations in arm or hand muscles [online]. (2014, February 20). Available from: <http://www.seniam.org/>
- [9] R. Merletti. "Standards for reporting EMG data". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, February 9 (1): III-IV, 1999.
- [10] L. Hargrove, K. Englehart and B. Hudgins, "A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification", *IEEE EMBS Proc. Of the 27th Annual Conf. Int.*, 2005, pp. 5009-5012.
- [11] K. Englehart, B. Hudgins and P. Parker, "A wavelet based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control", Department of Electrical and Computer Engineering and the Institute of Biomedical Engineering. University of New Brunswick, Canada, vol. 48, 2001, pp. 302-311.
- [12] De Luca, C. J. 2002. "Surface electromyography: Detection and recording". DelSys Incorporated.
- [13] Day, S. 2002. "Important factors in surface EMG measurement. Calgary: Bortech Biomedical Ltd".
- [14] D. Stegeman, H. Hermens. "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)", *Standards for surface electromyography: the European project*, pp. 108-112, 2014.

8. Autores

Ing. Diana Alejandra Contreras Alejo es Ingeniera Biomédica por la Universidad Iberoamericana (2012). Actualmente se encuentra adscrito en la Maestría en Ciencias en Ingeniería Electrónica por la ESIME-IPN.

Dr. Alfredo Ramírez García obtuvo su título en Doctor en Ciencias en Ingeniería Eléctrica por el Centro de Investigaciones y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) (2011). Maestro en Ciencias por el CINVESTAV-IPN (2005). Ingeniero en Electrónica y Sistemas de Comunicación Digital por la Universidad Autónoma de Aguascalientes (2003).

Dr. Francisco Javier Gallegos Funes obtuvo su título en Doctor en Comunicaciones y Electrónica (2003), Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica (1997) e Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica (1996) por la ESIME-IPN.

Dra. Ivonne Bazán Trujillo obtuvo su título en Doctor en Ciencias en Ingeniería Eléctrica por el CINVESTAV-IPN y el Consejo Superior de Investigaciones Científicas-España (2009), Maestra en Ciencias en Ingeniería Eléctrica por el CINVESTAV-IPN (2005). Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones por el ITESM (1996).