

Sistema de adquisición de datos para evaluar la mejora de pacientes con discapacidad motriz bajo tratamiento de rehabilitación.

Celia Martínez-Chiñas¹, S. Vergara¹, M. Vargas², F. Reyes¹, M. A. Vargas¹.

¹ Facultad de Ciencias de la Electrónica, Grupo de robótica, Maestría en Ciencias de la Electrónica opción Automatización, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Av. San Claudio y 18 Sur S/N C.U., Edificio 109A, C.P. 72570, Puebla Pue., México.

² Escuela de Ciencias, Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca, Ciudad Universitaria, Avenida Universidad s/n, Ex Hacienda "Cinco Señores", Oaxaca de Juárez, Oaxaca, México.

Resumen: En la medicina existen diversos tipos de equipos médicos que son utilizados en tratamientos de rehabilitación en pacientes con discapacidad motriz. En el presente trabajo se desarrolla un sistema de adquisición de datos para evaluar la mejora de pacientes durante el tratamiento, el cual será de gran ayuda para los médicos del área, ya que se proporcionará una herramienta que permita evaluar los diferentes tratamientos y equipo de rehabilitación, con el fin de que en el futuro se pueda establecer cuáles de éstas son las más adecuadas en función del problema a tratar. Con lo cual se espera indirectamente contribuir a la mejora de la calidad de vida de los pacientes.

Palabras clave: sistema de adquisición de datos, discapacidad motriz, tratamientos de rehabilitación.

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años la medicina ha experimentado grandes avances, tanto en el diagnóstico de enfermedades como en el tratamiento de las mismas. La electrónica es en parte responsable de ello, pues la medicina se sirve de numerosos aparatos electrónicos que permiten realizar múltiples tareas.

La tecnología avanza rápidamente y a cada momento sorprende con nuevas técnicas de diseño y medición. Un dispositivo de los más utilizados por sus características es la computadora, la cual es una herramienta que nos abre las puertas para implementar en ella muchas otras aplicaciones gracias a su capacidad de almacenamiento y gran velocidad en el procesamiento de datos. El desarrollo de instrumentos controlados por computadora está permitiendo automatizar procesos de caracterización y medición de diferentes sistemas usados en diversas áreas del conocimiento, reduciendo los tiempos en estas aplicaciones. El resultado de esta tendencia es la aparición de distintas interfaces de comunicación; un ejemplo de estas son las tarjetas PCI comerciales [1]. Actualmente en el país se han desarrollado diversas técnicas que son utilizadas para el tratamiento de rehabilitación de la discapacidad motriz, pero no se cuenta con un dispositivo que evalúe la mejora de los pacientes para determinar cuál de todas estas técnicas es la que brinda los

mejores resultados. A pesar de que todas las personas con esta discapacidad deben tener las mismas oportunidades para acceder a estos tratamientos y evaluar su mejora, esto no es posible, ya que en el país no se desarrollan instrumentos para tratar este tipo de padecimientos; por lo tanto, tienen que ser importados, lo cual hace más difícil su adquisición.

En éste trabajo se implementa una tarjeta de adquisición de datos que cuenta con un bus de comunicación PCI, la cual utilizaremos para la obtención, registro, procesamiento y análisis de señales mioeléctricas, por su aplicación, es una herramienta con la cual se realizarán estudios de problemas a nivel muscular que están determinados por potenciales bioeléctricos con el fin de proporcionar al personal médico una herramienta de trabajo para evaluar la mejora de pacientes con discapacidad motriz bajo tratamiento de rehabilitación.

2. ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) consiste en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de electrodos (superficiales, de aguja, implantados). Las mediciones extraídas proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular.

Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. Lo que la gente considera normalmente un músculo (por ejemplo, el bíceps de los brazos) consta de miles de células individuales envueltas en tejido conectivo. Como las células musculares tienen una forma elongada, con frecuencia se llaman fibras. Las fibras musculares están dispuestas en haces llamados fascículos, que se encuentran envueltos en tejido conectivo [2, 3].

2.1. Características de la señal EMG

Características importantes de la señal EMG son las siguientes:

- Espectro de importancia 0-500Hz.
- Energía dominante entre 50-150Hz.
- La adquisición de señales EMG se ve fuertemente afectada por el ruido de línea (60Hz).
- Aleatoria.
- Amplitudes entre 0-6mV pico y 0-1.5mVrms.
- Los potenciales de acción de cada músculo presentan una magnitud fija.

Dicha información refleja las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporización de los comandos motores. Además, se usa en el diagnóstico de patologías que afectan al Sistema Nervioso Periférico, las alteraciones funcionales de las raíces nerviosas, de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular. La amplitud de las señales EMG varía desde los microvolts (μV) hasta un bajo rango de milivolts (mV) (menor de 10mV).

2.2. Modo de medición de la señal EMG

La contracción de fibras musculares genera actividad eléctrica que puede ser medida por electrodos fijados a la superficie de la piel próxima al grupo muscular de interés. Para la adquisición de las señales EMG se requiere de una correcta identificación de las regiones musculares comprometidas en la ejecución de los movimientos a clasificar. Debido a la elevada resistencia eléctrica natural de la piel, se recomienda la aplicación de un gel que mejore la conductividad además de lograrse una buena superficie de contacto y adherencia con los electrodos. A pesar de estas disposiciones, las señales recogidas serán demasiado débiles, por lo que es necesario un proceso previo de filtraje y amplificación antes de su análisis (figura 1).

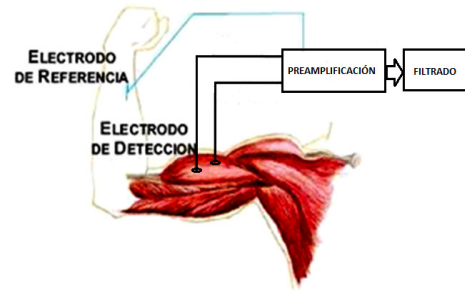


Fig. 1. Etapa de preamplificación y filtrado.

En el registro de las señales EMG de superficie existen inconvenientes tales como el ruido ambiente, el ruido debido al movimiento de los electrodos y el crosstalk (definido como la interferencia producida por la actividad eléctrica de músculos próximos), entre otros [4, 5].

3. DISEÑO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS BASADO EN UNA TARJETA PCI.

El diagrama a bloques del sistema se muestra a continuación.

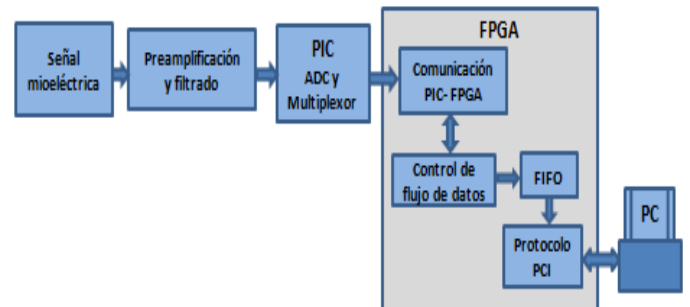


Fig.2. Diagrama a bloques general.

La primera parte del diagrama a bloques es la señal analógica de entrada, la cual se pre-amplifica y filtra debido a que la señal proveniente de los electrodos es muy débil. Para digitalizar la señal de entrada utilizamos un Convertidor Analógico Digital (ADC) con una resolución de 10 bits. El sistema consta de cuatro canales; si se utilizan los cuatro canales analógicos la señal es muestreada a 10 KHz, en caso de que se utilicen dos esta puede ser muestreada a 20 KHz, con esto, nuestra señal puede ser interpretada por el FPGA (del inglés Field Programmable Gate Array), el cual es un dispositivo semiconductor que contiene bloques de lógica cuya interconexión y funcionalidad se puede programar, este dispositivo es de la familia Cyclone, su matrícula es EP2C8Q208C7, en el que se puede implementar hasta dos DSP, cuenta con 208 terminales, el modo de programar dichos dispositivos es por medio del software de diseño

creado por ALTERA Quartus II versión 5.0. En este se concentra el control del electromiógrafo. Esta etapa consta de varios módulos, en primer lugar tenemos la comunicación entre el PIC y el FPGA seguido del control de flujo de datos, la memoria FIFO, en donde se guardan todos los datos que en un futuro reproducen la señal, y por último tenemos el protocolo, encargado de comunicar a la computadora con la tarjeta electrónica que opera como electromiógrafo.

4. DISEÑO DE LAS ETAPAS DE PREAMPLIFICACION Y FILTRADO.

El punto importante del diseño de filtros es conseguir un sistema con muy poco ruido para la adquisición de la señal mioeléctrica. La interferencia en la señal se origina principalmente por la línea de corriente alterna, por electrodos indebidamente fijados y otros factores, siendo la interferencia de la línea de corriente alterna la que destaca entre ellas, y por consecuencia, la eliminación de sus efectos es de suma importancia [6].

La siguiente imagen muestra el diagrama a bloques de la etapa de amplificación y filtrado (figura 3).

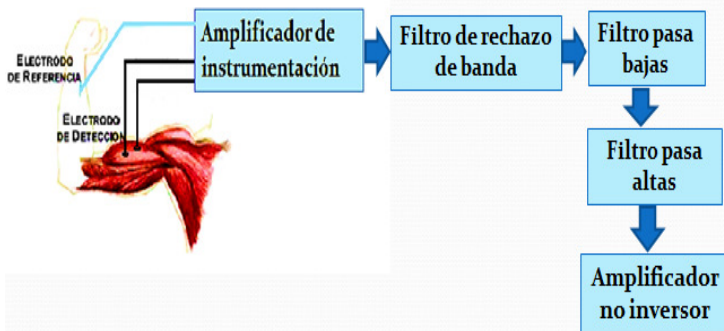


Fig.3. Diagrama a bloques de la etapa de preamplificación y filtrado.

4.1. Etapa de preamplificación

Para la etapa de preamplificación se utiliza el amplificador de instrumentación AD8221 con una ganancia de 500. El propósito de este es amplificar las débiles señales biológicas hasta obtener un nivel apropiado para que puedan ser registradas, debe admitir altas tensiones de DC de modo diferencial a su entrada e importantes desbalances en las impedancias del generador de señal. Todo esto manteniendo buenas características; entre ellas, un alto rechazo de modo común (CMRR) y un bajo nivel de ruido [7].

La configuración que se utilizó la podemos observar en la siguiente figura:

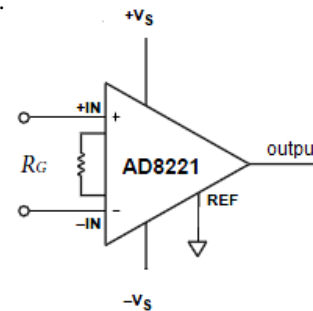


Fig.4. Amplificador de instrumentación AD8221.

4.2. Etapa de filtrado

Para la implementación de los filtros se utiliza el circuito integrado TL084, que contiene 4 amplificadores operacionales. [8]

Los amplificadores operacionales son utilizados en diversas aplicaciones en la electrónica, desde cálculos matemáticos hasta como dispositivos que trabajan con señales de bajo nivel en medios ruidosos, como los que se observan en los organismos biológicos.

4.2.1. Filtro de rechazo de banda

El filtro implementado en este trabajo es un filtro de rechazo de banda de estructura VCVS (Voltage Controlled Voltage Source) con una frecuencia de corte de 60Hz y un ancho de banda de 6Hz (figura 5) para eliminar el ruido provocado por la línea de tensión. Se conectaron cuatro de estos filtros en cascada logrando una atenuación de -44 dB [9].

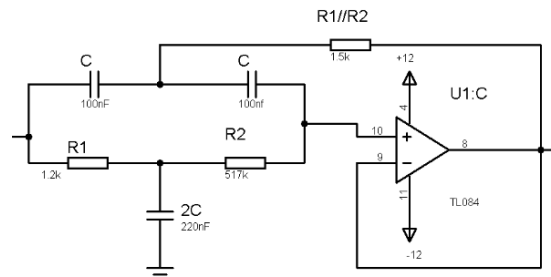


Fig.5. Filtro de rechazo de banda de estructura VCVS.

4.2.2. Filtro pasa bajas

Para limitar la frecuencia entre 0-500Hz utilizaremos un filtro pasa bajas de primer orden con una frecuencia de corte de 1kHz (figura 6).

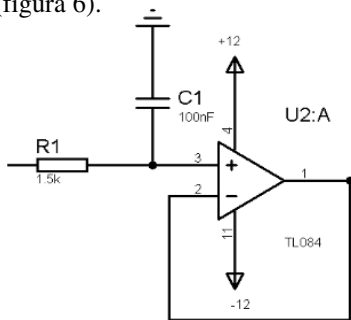


Fig.6. Filtro pasa bajas de primer orden

4.2.3. Filtro pasa altas

Para eliminar la componente en directa y el ruido por movimiento de los electrodos y los cables se implementó un filtro pasa altas de primer orden con una frecuencia de corte de 10Hz (figura 7).

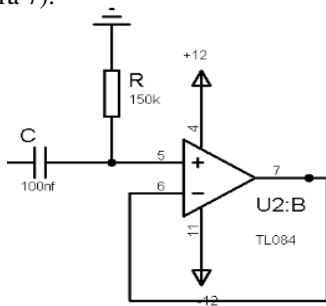


Fig.7. Filtro pasa altas de primer orden.

4.2.4. Amplificador no inversor

Para amplificar nuevamente la señal se utiliza un amplificador no inversor para obtener una ganancia de 11 (figura 8) [10].

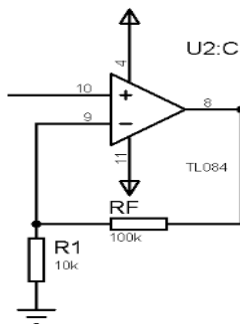


Fig.8. Amplificador no inversor.

5. DISEÑO DEL PCB DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN

El diseño del PCB de la tarjeta electrónica consta de cuatro capas de cobre y tres de material dieléctrico. Las capas superior e inferior contienen todos los componentes de la tarjeta y el ruteo, la segunda capa es el plano de tierra y la tercera capa es el plano de voltaje. La tarjeta es modular, de tal manera que consta de una tarjeta hija que contiene solamente el FPGA; esto con la finalidad de no esclavizar al FPGA para que realice esta función, sino que se pueda utilizar para otros fines. La tarjeta hija se muestra en la figura 9.



Fig.9. Modulo tarjeta Hija.

Los componentes a utilizar, los cuales serán de montaje superficial. Para la etapa de entrada utilizaremos conectores LEMO para cuatro canales analógicos. En la etapa de conversión analógico/digital utilizaremos el microcontrolador 16F877A así como resistencias y capacitores. Luego tenemos el FPGA, el cual será insertado en la tarjeta, por lo que consta de cuatro conectores. Por último tenemos el protocolo PCI que es el encargado de comunicar la computadora con la tarjeta. Este se encuentra también en el FPGA, pero se interconecta en la tarjeta.

El diseño de las tarjetas se realizó en el software de diseño Altium Designer 6.8. El diseño de la tarjeta de adquisición de datos vista en 3D se muestra a continuación.

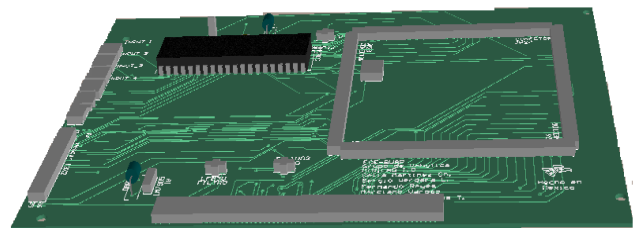


Fig. 10. Tarjeta de adquisición de datos MIOCARD de 4 capas.

La siguiente imagen muestra la tarjeta fabricada:



Fig. 11. Tarjeta de adquisición de datos MIOCARD.

6. DESARROLLO DEL FIRMWARE Y SOFTWARE

El firmware hace referencia a un bloque de instrucciones de programa para propósitos específicos, grabado en una memoria de tipo no volátil, que establece la lógica de más bajo nivel que controla los circuitos electrónicos de un dispositivo de cualquier tipo. El firmware es el intermediario (interfaz) entre las órdenes externas que recibe el dispositivo y su electrónica.

Para la implementación del firmware se ocupa el software Quartus II versión 5.0 de Altera y el FPGA EP2C8Q208C7 de la familia Cyclone II.

El bus PCI se utiliza como vía de comunicación entre la computadora y la tarjeta de adquisición de datos, cuyo código se genera en Quartus II para la lectura y escritura de datos (Fig.12)

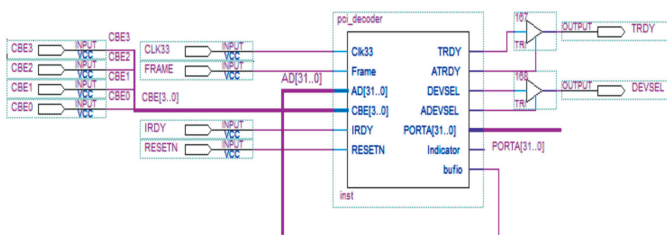


Fig. 12. Bloque del protocolo PCI.

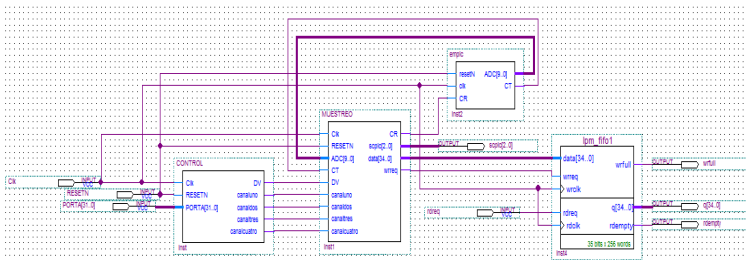


Fig. 13. Bloque de control de flujo de datos.

Para la visualización de la señal en la computadora se utilizó un software de instrumentación virtual.

7. RESULTADOS EXPERIMENTALES

7.1 Etapa de preamplificación y filtrado.

Terminado el diseño de la etapa de preamplificación y filtrado, se colocan los electrodos superficiales dos en el bíceps y uno en el tendón del paciente de prueba aplicando gel conductor, una vez montado el sistema se obtiene la señal que se muestra en la figura 9 en la cual no se han implementado aun los filtros digitales.

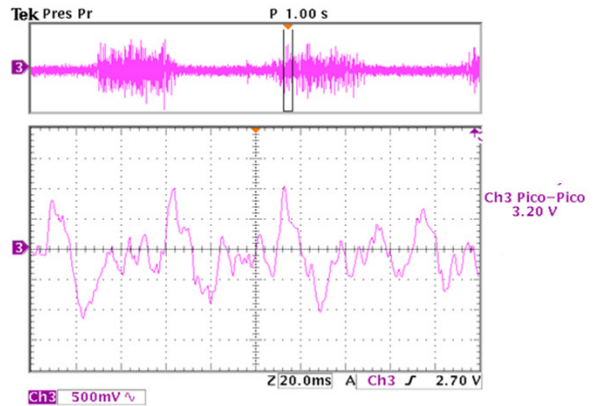


Fig.9. Señal mioeléctrica obtenida en las pruebas experimentales.

La señal fue tomada en un periodo de tiempo de 10 segundos. Para ver la forma de onda de la señal se realizó un acercamiento en el osciloscopio en el rango de 20 ms obteniendo la señal que se muestra en la figura 9.

En la figura 10 se observa el cambio de la señal cuando el músculo se encuentra contraído y en reposo y viceversa.



Fig. 10. Cambios en la señal durante la contracción muscular.

7.2 Firmware y software

En la siguiente figura se observa el panel frontal del programa implementado.

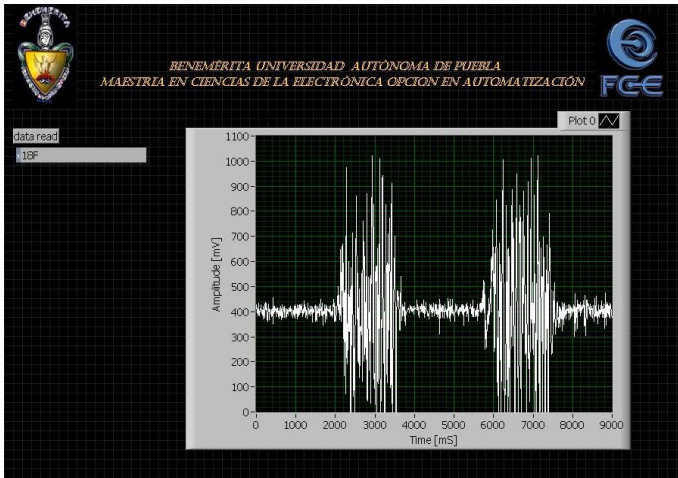


Fig.16. Panel frontal del sistema.

8. CONCLUSIÓN.

Es importante mencionar que el presente trabajo consta de varias etapas de las cuales falta la implementación de los filtros digitales, perfeccionamiento del panel de control para el usuario y la realización de pruebas experimentales con pacientes con discapacidad motriz bajo la supervisión de expertos en el área.

Considerando lo anterior esta tarjeta de adquisición de datos será un sistema especializado en la medición y visualización de señales mioeléctricas provenientes de la contracción muscular. Por lo tanto, es un dispositivo que capta información, la almacena en forma de datos en una memoria, la transforma adecuadamente y presenta en un elemento de visualización los resultados obtenidos; que para este caso es la pantalla de una computadora. Con el desarrollo de este tipo de instrumentos se piensa beneficiar a la comunidad científica y tecnológica, puesto que será de mucha utilidad en el campo de la medicina para evaluar la mejora de los pacientes en rehabilitación con discapacidad motriz.

La presente tarjeta de adquisición de datos fue diseñada de tal forma que puede ser utilizada para diferentes aplicaciones según las características que requiera el usuario para el sistema a implementar, tomando en cuenta que la tarjeta es modular y no se limita el FPGA.

REFERENCIAS

- [1] R. J. Tocci “Sistemas Digitales” 6ª ed. Pearson Educación, 1996. Pp690-691.
- [2] E. Mandado. “Instrumentación Electrónica”. Alfaomega marcombo, 1995. Pp. 41-96.
- [3] STUAR IRA FOX, Fisiología humana, Mc Graw-Hill interamericana, séptima edición 2003. Pp.150-370
- [4] Andrés Felipe Ruiz Olaya, “Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor”, Tesis doctoral, Leganés, Madrid, España, Octubre de 2008.
- [5] Angélica Ramírez, Diego Alexander Garzón, “Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie”, Antioquia no.46 Medellín Oct./Dec. 2008.
- [6] Brown WF. “The physiological and technical basis of electromyography”. Bstn: Butterworth-Heinemann, American Association of Electrodiagnostic Medicine, 1984.
- [7] Analog Devices , AD8221 ;EE.UU.2010 [Consulta 10 de Enero del 2011], Disponible: http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/A/D/8/2/AD8221.shtml
- [8] STmicroelectronics ,TL084;1999 [Consulta 10 de Enero del 2011], Disponible: http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/T/L/0/8/TL084.shtml
- [9] Rolf Schauman, Mac E. Van Valkenburg, “Desing of analog filters”, Oxford university Press, 3ra. Edición, New York 2001
- [10] Leydy Laura Alvarez, Ricardo Henao, Edison Duque. “Análisis de esquemas de filtrado análogo para señales ECG”. Scientia et Technica Año XIII, No 37, Diciembre de 2007.