

Sistema integral para la adquisición de señales mioeléctricas : prototipo.

L. T. Calvario-Velasquez^{1,3}, M. A. López-Ramírez², A. A. Vázquez-Rodríguez², A. Alanís-Garza².

¹Posgrado en Ciencias de la Ingeniería, Instituto Tecnológico de Tijuana, Tijuana, México

²Departamento de Sistemas Computacionales, Instituto Tecnológico de Tijuana, Tijuana, México

³Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Instituto Tecnológico de Tijuana, Tijuana, México

Resumen— Presentamos el prototipo de un sistema integral para la adquisición y almacenamiento de señales mioeléctricas (SM) superficiales, desarrollado por nuestro grupo con el fin de habilitar investigaciones en el procesamiento y clasificación de señales mioeléctricas. El sistema propuesto esta orientado a las mediciones en miembro superior y es capaz de capturar señales mioeléctricas en 4 canales, recopila información adicional sobre las contracciones musculares, pues cuenta con sensores para medir aceleración y fuerza, además captura video.

Palabras clave—instrumentación, mioeléctrica

I. INTRODUCCIÓN

La señal mioeléctrica (SM), es una señal eléctrica generada en las unidades motoras que integran el sistema muscular del cuerpo humano, es una señal con amplitudes de 0.05mV a 5mV y frecuencias de 2 a 500Hz [1], por lo cual es necesario amplificar y filtrarla para eliminar artefactos de baja frecuencia y ruido de alta frecuencia que pueden interferir con su análisis e interpretación [2].

El análisis de las SM es útil en el diagnóstico y tratamiento de patologías relacionadas con la actividad muscular [3]. Además, interpretar y reconocer las SM tiene otras aplicaciones. Desde la década de 1960 se planteó la posibilidad de utilizarlas para manipular una prótesis electromecánica lo que dio origen al concepto de control mioeléctrico, que hoy en día se extiende a la manipulación de dispositivos en general [4]. El reconocimiento de patrones e interpretación las SM juega un papel fundamental en el desempeño de cualquier sistema de control mioeléctrico, por lo que se han llevado a cabo grandes esfuerzos por generar conocimiento útil en el análisis, clasificación y reconocimiento de las señales mioeléctricas [5].

Nuestro grupo de trabajo se planteó la hipótesis de que las SM deben estar estrechamente relacionadas con la clase e intensidad de las contracciones musculares que las generan, por lo que se propuso diseñar y construir un sistema integral de adquisición de SM, capaz de capturar información adicional, tal como la fuerza y la velocidad con que se realiza una contracción. Contar con un dispositivo de diseño propio tiene la ventaja de ser flexible: los experimentos de captura de señales no están limitados por las posibilidades de un instrumento comercial, sino por el contrario, el instrumento se ajustará de acuerdo a las necesidades del usuario.

El sistema propuesto esta orientado a la captura de señales en el miembro superior y se basa en las recomendaciones hechas por Hermens et al en European recommendations for surface electromyography [6] como resultado del proyecto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles).

II. METODOLOGÍA

En la figura 1 se muestra la arquitectura propuesta para nuestro sistema. El sistema completo se puede dividir en 5 secciones principales: *Entradas*, *Procesamiento Analógico*, *Conversión Analógico-Digital*, *Control Digital* y el *Software de Adquisición y Almacenamiento*.

A. Entradas

Nuestro sistema tiene como entradas de sistema las señales mioeléctricas, la aceleración, fuerza y la información visual generadas durante las contracciones musculares. Hemos seleccionado los componentes tomando en cuenta su desempeño y disponibilidad principalmente.

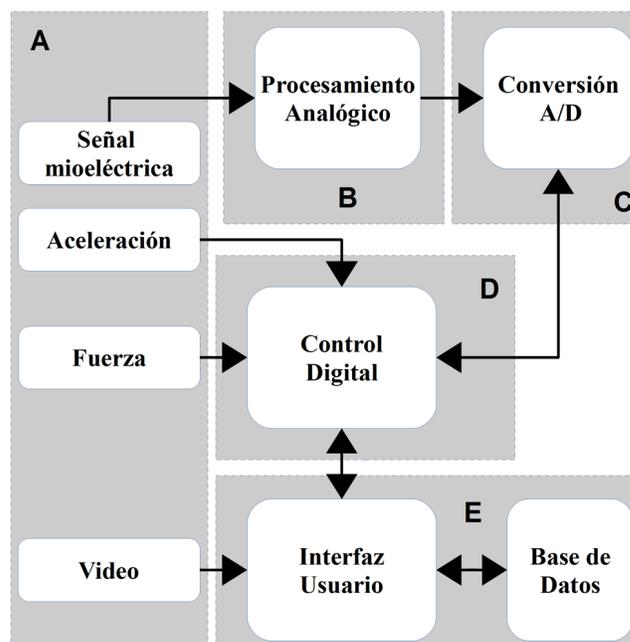


Figura 1. Sistema Integral para la adquisición de señales mioeléctricas

Señales mioeléctricas: Se utilizan electrodos de Ag/AgCl como transductores para capturar la actividad mioeléctrica y se recomienda la utilización de un gel conductor para reducir la impedancia de la interfaz piel-electrodo. También se recomienda mantener una distancia entre electrodos menor a 20mm y que estos tengan un diámetro menor a 10mm, según Hermens et al en European recommendations for surface electromyography [6].

Fuerza: Se utiliza un sensor de fuerza resistivo Flexiforce® (Tekscan, 2011), mismo que fue calibrado según [7], utilizando distintas combinaciones de pesos de calibración (50, 100, 200, 500, 600 y 700 gramos). Los datos fueron analizados y se hizo un ajuste polinomial de primer orden para obtener una relación entre la fuerza aplicada y las cantidades registradas. El sensor es conectado en serie con un resistor y la señal es aplicada a una entrada de conversión analógica-digital del microcontrolador (Etapa Digital).

Aceleración: Se trata de un acelerómetro MMA7544L (Freescale Semiconductor, 2008), el cual entrega datos de aceleración en 3 dimensiones con una resolución de 8 bits, viene calibrado de fábrica y solamente hay que hacer ajustes de compensación de cero cada vez que se use [8]. El dispositivo cuenta con un puerto de comunicación SPI, lo que facilita su integración al sistema.

Video: Se utiliza una cámara web genérica para la captura de video, conectada directamente con la PC utilizada mediante un puerto USB y controlada directamente desde el Software de Adquisición.

B. Procesamiento analógico

Esta conformada por amplificadores operacionales en como seguidores de voltaje, amplificadores de instrumentación y correctores de fase (filtros pasabajas). Además cuenta con filtros pasabajas (FPB) con frecuencia de corte (FC) ajustable por software. Con el fin de minimizar la interferencia en modo común, se implementó una etapa de realimentación similar al circuito de pierna derecha utilizado en electrocardiografía.

C. Conversión Analógico-Digital

Esta conformada por un circuito integrado ADS1198 (Texas Instruments®). Este dispositivo cuenta con 8 entradas diferenciales, cada una de ellas con un amplificador de ganancia programable (PGA, por sus siglas en inglés) y un convertidor analógico-digital de 16 bits dedicado a cada canal, lo que permite hacer conversiones simultáneas en sus ocho canales. Internamente, el dispositivo es capaz de generar señales de prueba y poner sus entradas en corto para realizar pruebas de funcionamiento. Cuenta con un puerto de comunicación SPI para comunicarse con un dispositivo maestro.

D. Control digital

Establece un canal de comunicación entre distintos dispositivos que integran al sistema de adquisición. Este debe comunicarse con la etapa de conversión analógico-digital, el acelerómetro, capturar la información del sensor de fuerza y posteriormente enviar toda la información hacia la PC, mediante un enlace tipo RS232 eléctricamente aislado y un convertidor RS232-USB. Para esta etapa, se utilizó un microcontrolador ATMEGA328p (Atmel®), gracias a su disponibilidad y accesibilidad. Este dispositivo cuenta con módulos de comunicación SPI y UART independientes, lo que permite mantener una comunicación simultánea con la etapa de conversión analógica-digital, el acelerómetro y la computadora personal.

E. Software de Adquisición y Almacenamiento

Es una interfaz gráfica de usuario, desarrollada en la plataforma de Matlab® y MySQL®. Se ha optado por la plataforma de Matlab® ya que el sistema está diseñado como un instrumento que permita adquirir señales para su futuro análisis y procesamiento. La interfaz permite la captura de datos del sujeto (edad, sexo), datos del experimento a realizar (tipo de contracción, número de intentos) y además permite configurar la ganancia del sistema y la frecuencia de corte del FPB. Los datos son almacenados en una base de datos y al mismo tiempo como archivos de Matlab®, mientras que los videos son comprimidos y almacenados por separado.

Aunque no forma parte del sistema, como medida de seguridad se utiliza un transformador de aislamiento (toroidal) de uso hospitalario para conectar la fuente de alimentación de 5V con la que opera nuestro sistema. Al estar aislado eléctricamente de la computadora personal se reduce también la interferencia de 60Hz.

III. RESULTADOS

El prototipo construido cuenta con las siguientes características:

- 4 canales de señal mioeléctrica
- Resolución de 16 bits
- 2000 muestras por segundo
- HPF con FC de 10 Hz
- FPB con FC programables a 100, 250, 500 Hz
- Ganancia programable de 100, 200, 300, 400, 500, 600, 800 y 1200.
- Acelerómetro con rango de 0 a 4g (1g = 9.8m/s)
- Sensor de fuerza con rango de 0 a 20N (newtons)
- Cámara web para captura de video
- Interfaz de usuario en Matlab®

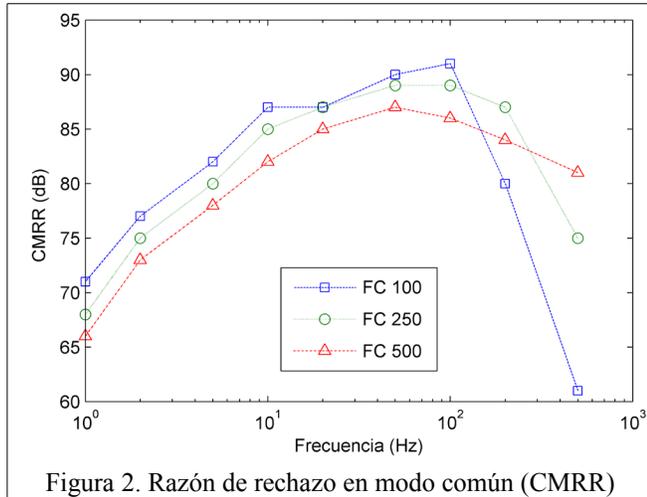


Figura 2. Razón de rechazo en modo común (CMRR)

Se obtuvo la ganancia en modo diferencial a distintas frecuencias para comprobar el desempeño de los filtros y amplificadores implementados en los cuatro canales de SM. Para ello, se inyectaron señales sinusoidales de 10 mVpp (a todos los canales de señal mioeléctrica, con frecuencias desde 1 Hz hasta 1 KHz. Estas mediciones se repitieron programando distintas frecuencias de corte en el FPB y una ganancia de 100. Con el fin de determinar la ganancia en modo común, se proporcionó una señal de 2Vpp en modo común a todos los canales y se comparó con la señal capturada. Este procedimiento también se realizó en el mismo rango de frecuencias que el caso anterior. A partir de este conjunto de datos, es posible obtener la razón de rechazo en modo común (CMRR) definida en (1). Este es un parámetro es muy importante cuidar para cualquier sistema de adquisición de señales bioeléctricas [2]. Los resultados pueden observarse en la figura 2. En la figura 3 se puede observar una captura de pantalla de la interfaz de usuario.

$$CMRR_{dB} = 20 \log \left(\frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right) \quad (1)$$

Donde A_{dm} es la ganancia en modo diferencial y A_{cm} es la ganancia en modo común.

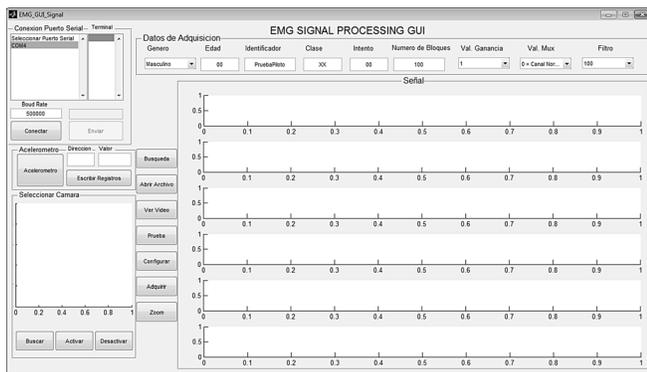


Figura 3. Interfaz gráfica de usuario

TABLA I

RUIDO REFERENCIADO A LA ENTRADA DEL SISTEMA

Ganancia	Frecuencia de corte LPF			Unidades
	100	250	500	Hz
100	1.16	1.23	1.18	μ Vrms
200	1.13	1.09	1.12	μ Vrms
300	1.12	1.51	1.12	μ Vrms
400	1.15	1.31	1.17	μ Vrms
600	1.11	1.02	1.04	μ Vrms
800	1.16	1.17	1.37	μ Vrms
1200	1.49	1.23	1.25	μ Vrms

El nivel de ruido en el sistema también fue caracterizado, para ello todas las entradas fueron puestas en corto circuito y se tomaron lecturas durante 5 segundos. Los experimentos se realizaron considerando todas las combinaciones de ganancia y FPB. Estos resultados se muestran en la tabla 1.

La desviación estándar de la señal nos indica el valor RMS del ruido presente. Si tomamos como referencia la señal de 10mVpp utilizada y el valor promedio del ruido a la entrada tenemos una relación de señal a ruido (SNR) de 67dB. Esta relación esta definida en (2).

$$SNR_{dB} = 20 \log_{10} \left(\frac{A_s}{A_n} \right) \quad (2)$$

IV. DISCUSIÓN

La investigación de SM y el desarrollo de dispositivos controlados mioelectricamente demandan herramientas apropiadas para alcanzar sus objetivos. Nuestro equipo se propuso la tarea de desarrollar un instrumento capaz de resolver esta problemática, que cuente con las características de los instrumentos utilizados según los reportes de la literatura [9][10],y que al mismo tiempo tenga la posibilidad de adaptarse a las nuevas necesidades que aparecen al concluir cualquier investigación o desarrollo tecnológico.

El instrumento presentado se encuentra en fase de prototipo, y el nivel de ruido que presenta actualmente puede atribuirse en buena parte a que no se ha completado el diseño del circuito impreso y carece de blindaje electromagnético, por lo que se esperan mejorías considerables en cuanto al nivel de ruido intrínseco del sistema y a la SNR cuando estas fases sean completadas. Es preciso mencionar que en muchos casos, la señal amplificada en modo común fue menor al nivel de ruido intrínseco del sistema, de manera que esta ganancia esta sobreestimada en algunos casos, trayendo como consecuencia un probable aumento de CMRR. Por otro lado, durante los experimentos el circuito de pierna derecha ayuda a que el CMRR efectivo aumente.

Los niveles de ruido presentes en el sistema se encuentran dentro de los rangos aceptables según las recomendaciones emitidas en [6].

Debido a que el sistema propuesto orienta su uso en miembro superior, el sensor de fuerza se propuso para medir la fuerza con la que el índice y el pulgar de un sujeto ejercen presión, por lo que su empleo esta limitado a medir esta actividad. Así mismo, el acelerómetro sera utilizado principalmente para medir la rapidez con la que se abre o cierra la mano, pero bien puede usarse para medir la rapidez de otros movimientos.

V. CONCLUSIÓN

El prototipo presentado es capaz de adquirir señales mioeléctricas con un desempeño similar al de algunos instrumentos comerciales que se han utilizado en trabajos de investigación publicados. Actualmente, el dispositivo cuenta con 4 canales de adquisición de señal mioeléctrica, pero puede agregarse otros 4 canales sin afectar al desempeño del sistema actual.

Ademas del registro de señales mioeléctricas nuestro prototipo captura información acerca de la fuerza, rapidez y de la manera en que se realizan las contracciones musculares por medio de los sensores utilizados y la captura de imágenes que se adquirieron durante los experimentos. Toda esta información puede ser utilizada durante el análisis y se podrá investigar la relación que existe entre estos conjuntos de datos.

RECONOCIMIENTOS

Los autores desean expresar su agradecimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo brindado.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Arnon Cohen, "Biomedical Signals : Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis" en *Biomedical Engineering Handbook*, J.D.Bronzino Ed. Cap 52, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000, pp 953.
- [2] R. Merletti, H. Hermens, "detection and conditioning of the surface emg signal" en *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*, Roberto Merletti, Ed. Piscataway, NJ: IEEE Press, 2004 , pp. 115–121..
- [3] Criswell, Eleanor. "Cram's introduction to surface electromyography 2nd ed". Sudbury, MA: Jones and Bartlett Publishers, LLC 2011 pp 3-72.
- [4] Englehart K. "Multifunction control of prostheses using the myoelectric signal". *Intelligent Systems and Technologies in Rehabilitation Engineering*. Ed. Horia- Nicolai L. Teodorescu and Lakhmi C. Jain. Boca Raton: CRC Press LLC, 2001
- [5] Mohammadreza Asghari Oskoei, Huosheng Hu, Myoelectric control systems—A survey, *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 2, Issue 4, October 2007, Pages 275-294
- [6] Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., y Hägg, G., European recommendations for surface electromyography, Roessingh Research and Development, Enschede, Holanda, 1999.
- [7] Quick Start Calibration Guide for FlexiForce Sensors. Tekscan, Inc. 2011. Disponible en <http://www.tekscan.com/>
- [8] How to Calibrate 0g Offset for the MMA745xL Family. Application Note 3745. Freescale Semiconductor, 2008. Disponible en <http://www.freescale.com/>
- [9] Changmok Choi, Suncheol Kwon, Wonil Park, Hae-dong Lee, Jung Kim, Real-time pinch force estimation by surface electromyography using an artificial neural network, *Medical Engineering & Physics*, Volume 32, Issue 5, June 2010, Pages 429-436
- [10] Jiann-Shing Shieh, Ming-Hsien Kao, Chien-Chiang Liu, Genetic fuzzy modelling and control of bispectral index (BIS) for general intravenous anaesthesia, *Medical Engineering & Physics*, Volume 28, Issue 2, March 2006, Pages 134-148