

## Videjuego Interactivo con Señal Mioeléctrica para Rehabilitación de Extremidades

H. de la Cruz<sup>1</sup>, C. E. López<sup>1</sup>, A. Ramírez-García<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, Ags., México

\* argarcia@correo.uaa.mx

**Resumen**— En este artículo se propone el diseño de una interfaz de entrenamiento muscular basada en un videojuego para dispositivos móviles con sistema operativo Android. Este tipo de sistemas es de utilidad en el área de rehabilitación ya que permite valorar de forma objetiva la evolución de los grupos musculares del paciente en rehabilitación. El videojuego desarrollado recibe como entrada de control la señal envolvente de la actividad eléctrica de los músculos. Para obtener la envolvente de la señal mioeléctrica se implementaron rutinas de procesamiento digital de señal en un microcontrolador con arquitectura de 32 bits y con frecuencia de reloj de 84 MHz. El microcontrolador envía la señal de control hacia el dispositivo móvil vía bluetooth y el programa del videojuego hace la interpretación de está para ejecutar las acciones solicitadas por el usuario. Como una etapa de validación inicial del videojuego en el entrenamiento muscular, en este trabajo, el sistema fue utilizado por dos sujetos sanos durante un periodo de tiempo mayor a 10 días. Como resultado, en la señal envolvente de la actividad eléctrica muscular se observó una mayor estabilidad, en otras palabras, una disminución en la desviación estándar de la señal.

**Palabras clave**—Bluetooth, Filtros Digitales, Rehabilitación, Señal Mioeléctrica, Videjuego

### I. INTRODUCCIÓN

Los videojuegos han contribuido más a la sociedad que solo entretenimiento, en muchos casos, estos son utilizados para potenciar habilidades de lenguaje y lectura, y matemáticas, o ayudar con temas de salud física, psicológica y rehabilitación [1, 2-4], siendo esta última el enfoque de este trabajo.

Aproximadamente el 40 % de todos los juegos serios están dirigidos a la rehabilitación y a la salud. Las principales ventajas de este sistema consisten en, eficacia, flexibilidad, y la adaptabilidad a la terapia, con factores como el tipo de juego, dificultad, reglas, duración y dificultad, entre otros [1, 2]. Aunque existen otros tipos de sistemas de rehabilitación para extremidades, la gran eficacia de métodos virtuales e interactivos han llamado la atención dadas sus características de ser de mayor accesibilidad y de menor tamaño [5-7].

En el campo de la rehabilitación es de interés contar con herramientas que permitan valorar la evolución de las terapias de forma objetiva. Y una forma de hacerlo es mediante el desarrollo de sistemas que permitan monitorear y registrar variables asociadas a la actividad del paciente durante el

proceso de rehabilitación. En lo referente al movimiento de las extremidades, las variables que se utilizan comúnmente son el rango de movimiento de las articulaciones y la señal mioeléctrica de los grupos musculares participantes en los movimientos [8]. Como parte integral del videojuego desarrollado para el entrenamiento muscular, también se hace uso de la señal mioeléctrica para valorar el efecto del videojuego en los usuarios del sistema.

En este artículo se propone el diseño de un videojuego para dispositivos móviles con sistema operativo Android cuya finalidad es rehabilitar los músculos de las extremidades superiores a usuarios con atrofia muscular o amputación.

### II. METODOLOGÍA

En este trabajo se desarrolla una interfaz de entrenamiento muscular basada en videojuego. Esta interfaz consiste en dos bloques principales: una aplicación móvil y un bloque de procesamiento digital de señal mioeléctrica. La etapa de acondicionamiento analógico utilizada para la captación y registro de la señal mioeléctrica del grupo muscular de interés se desarrolló en un trabajo previo [5] y aquí se usó en combinación con los bloques implementados.

Para el bloque de procesamiento digital de señal mioeléctrica se utilizó el microcontrolador ATSAM3X8E dadas sus características de frecuencia de trabajo a 84 MHz, su arquitectura de 32 bits y su resolución de 12 bits en el módulo convertidor analógico digital (ADC, por sus siglas en inglés). Para digitalizar la señal mioeléctrica, el ADC se configuró a una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Y después del procesamiento digital de señal, la información resultante (el valor de la envolvente) se transmitió por medio de bluetooth hacia el dispositivo móvil que contiene la aplicación del videojuego [9].

Las rutinas de procesamiento digital que se implementaron para la señal mioeléctrica digitalizada consisten en una función para la estimación de la envolvente de la señal y en la implementación de filtros digitales. Para el filtrado de la señal mioeléctrica, se diseñaron dos filtros digitales de respuesta al impulso infinito (IIR, por sus siglas en inglés) tipo Butterworth de orden 4 [10-13]. El primero fue un filtro tipo Notch de 60 Hz y el segundo fue un filtro tipo pasa banda de 20 Hz a 450 Hz, en la Fig. 1 se observa la respuesta en magnitud de ambos filtros.

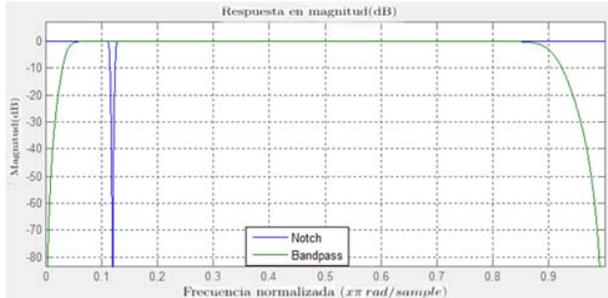


Fig 1: Comparación de filtros Butterworth y Notch

Para la estimación de la envolvente se utilizó el valor rms de la señal mioeléctrica  $s_{rms}$ .

$$s_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(i)^2} \quad (1)$$

Donde  $x(i)$  es la señal mioeléctrica digitalizada y  $N$  es el número de muestras.

A partir de la interacción de la aplicación móvil con el microcontrolador se puede hacer uso de las herramientas de procesamiento digital implementadas de dos formas. Una de ellas para la etapa de calibración y la otra para el funcionamiento normal de aplicación durante el entrenamiento. En la solicitud de calibración, de la señal registrada se elimina la frecuencia de 60 Hz y se deja pasar una banda de frecuencias entre 20 Hz y 450 Hz, luego se procede a capturar cien muestras del ADC para estimar  $s_{rms}$  y así, determinar el valor máximo de la contracción muscular del paciente.

En la petición de funcionalidad normal, a la señal digitalizada se elimina la frecuencia de 60 Hz y se deja pasar una banda de frecuencias entre 20 Hz y 450 Hz, se adquieren las muestras del ADC y se estima la envolvente de la señal, la cual entrega como resultado la fuerza del usuario, se suaviza la señal y se envía el valor por el puerto serial a través de bluetooth a un dispositivo móvil (Android).

Para la recepción y visualización de los datos se utilizó una aplicación móvil desarrollada en java, la cual cuenta con tres funciones principales.

- “Calibrar” el sistema recibe del microcontrolador la fuerza máxima del usuario y establece los parámetros en base a dicha fuerza.
- “Interfaz” se puede observar la información de tres maneras distintas, de forma porcentual, de forma gráfica y mediante una barra de progreso.
- “Juego” se observan cinco gemas y una flecha, Fig. 2. En este videojuego, el movimiento vertical de la flecha se manipula mediante la intensidad de la señal electromiográfica, cuantificada por la envolvente.

Las gemas avanzan de derecha a izquierda a distinta velocidad según el nivel de complejidad seleccionado. La posición vertical de cada gema es aleatoria.

### III. RESULTADOS

La señal mioeléctrica fué capturada y filtrada mediante el microcontrolador y después enviada a la aplicación del dispositivo móvil a través de comunicación bluetooth, en la cual, el esfuerzo del paciente manipula la posición vertical de la flecha, el objetivo es que el paciente haga coincidir la posición vertical de la flecha con la posición vertical aleatoria de las gemas. Cada vez que ocurre esta condición, la variable “Score” se incrementa en una unidad, Fig. 3. Esta interfaz cuenta con tres niveles, cada uno representa una velocidad diferente. La finalidad del juego es realizar trabajo muscular dinámico mediante distintos niveles de contracción.

Para validar el funcionamiento correcto del sistema implementado, se trabajó con dos sujetos sanos (con una edad entre 18 y 22 años) que tuvieran control sobre la fuerza aplicada durante un periodo de tiempo mayor a 10 días. Se observó el efecto de la interfaz de entrenamiento muscular desarrollada, en la fuerza que aplicaban dichos sujetos. En la Tabla I se indica el número de días que la aplicación fue utilizada por cada sujeto.



Fig 2: Interfaz del sistema de entrenamiento muscular: videojuego

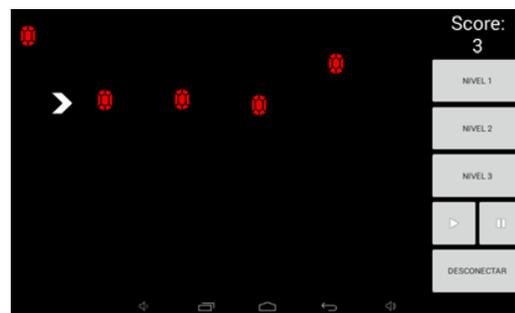


Fig 3: Videojuego en funcionamiento

TABLA I. DESVIACIÓN ESTÁNDAR (SD) DE LA ENVOLVENTE DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA ANTES Y DESPUÉS DEL USO DE LA INTERFAZ.

Sujeto de prueba	Días de entrenamiento	SDi <sup>a</sup>	SDf <sup>a</sup>
1	15	0.023	0.016
2	11	0.056	0.009

<sup>a</sup>i = día uno, f = último día

De acuerdo con las señales registradas se observó que los sujetos podían controlar la actividad muscular. En la Fig. 4 se muestra la actividad muscular del sujeto 1 en el día inicial de uso de la interfaz. Se puede apreciar en la envolvente de la señal, como al inicio de cada periodo de contracción muscular, existe un pico de actividad por encima de la parte estacionaria de la señal. Después del uso de la interfaz, estos picos de actividad se estabilizan, indicando una mejoría en el control de la actividad muscular del sujeto de prueba. En la Fig. 5 se muestra la actividad muscular y la envolvente del sujeto 1 en el día 15 de entrenamiento, se observa mayor estabilidad en la señal envolvente respecto al día 1 del uso de la interfaz. Este hecho se puede cuantificar a través de la desviación estándar [6, 7], donde se puede observar una disminución de la misma conforme se utiliza el sistema por más días. En la Tabla I se dan los valores de desviación estándar para los sujetos al día inicial y al último día de entrenamiento. Del sujeto 1 se ve que la desviación estándar disminuyó de 0.023 a 0.016 lo cual indica una disminución del 30.43 %. Y para el sujeto 2 hubo una disminución en la desviación de 0.055 a 0.009 lo cual indica un decremento de 83.64 %.

#### IV. DISCUSIÓN

Una ventaja del equipo aquí presentado es la portabilidad dado su enfoque de aplicación para dispositivos móviles. Está característica es útil cuando se requiere que el paciente se esté ejercitando de forma continua, además de la interacción y el reto que presenta el juego. Esta es una diferencia importante respecto a otros sistemas similares presentados en la literatura científica [6, 7] donde se propone como interfaz gráfica, en el caso de una prótesis virtual, se presenta en un monitor de computadora personal y un conjunto de figuras geométricas cuya superficie se rellena de acuerdo con el nivel de actividad muscular. Limitando el sistema de terapia a un espacio físico fijo.

En cuanto al uso de la interfaz, al igual que otros sistemas similares en funcionalidad [6, 7], más no en portabilidad, el efecto cuantificable que se observa en la señal mioeléctrica es una disminución en la desviación estándar de la señal. Esto

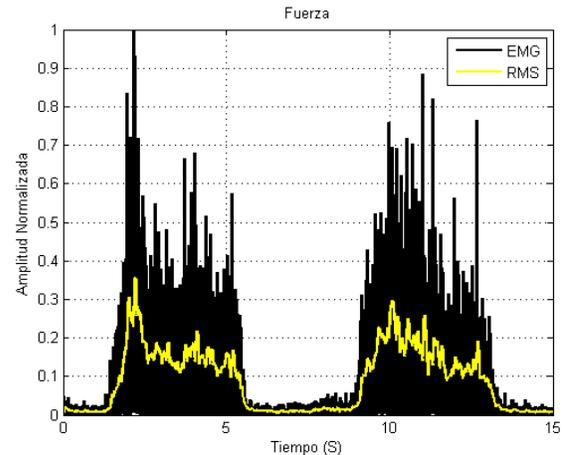


Fig 4: Señal mioeléctrica y envolvente para el día inicial del sujeto 1.

refleja una mejora en el control de la actividad muscular por parte del sujeto. Está es una condición favorable para personas con amputación candidatas a utilizar prótesis mioeléctricas.

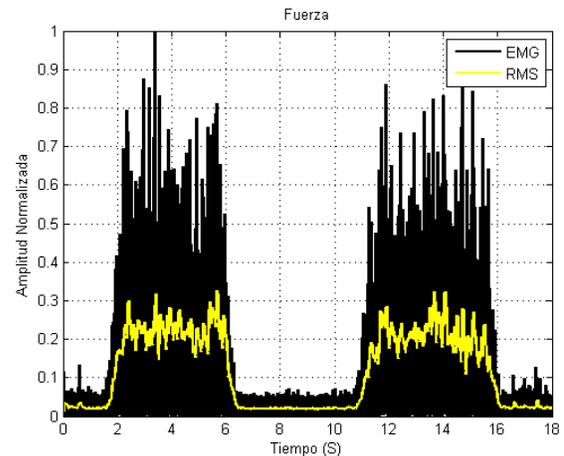


Fig 5: Señal mioeléctrica y envolvente del último día del sujeto 1

#### V. CONCLUSIÓN

En este artículo se presentó la implementación de una interfaz de entrenamiento muscular basada en una aplicación de videojuego para dispositivos móviles y un conjunto de rutinas de procesamiento digital de señal desarrolladas en un microcontrolador con arquitectura de 32 bits. A diferencia de otros sistemas de entrenamiento que requieren de monitores o un equipo de mayor complejidad [6], esta propuesta de menor tamaño, además de portabilidad facilita a los usuarios realizar el entrenamiento de una manera más sencilla y con

una interfaz interactiva y amigable.

Además, el sistema cuenta con una función de autocalibración que está en función de la máxima contracción muscular voluntaria que el usuario pueda realizar al inicio del entrenamiento. Esto presenta la ventaja de evitar la fatiga muscular durante el proceso del entrenamiento.

- [13] Pérez ASC, Rodríguez GÁ, Gómez RP. Diseño de un filtro digital pasa bajas de primer y segundo orden a partir de circuito rc. *Pistas Educativas*, 38(120). 2018.

#### RECONOCIMIENTOS

Se agradece a la Universidad Autónoma de Aguascalientes por el financiamiento otorgado para esta publicación a través de los recursos PFCE 2018.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Castejon M., Carbonell X., Fúster, H. Entrenamiento de la percepción rotacional con videojuegos. *Communication papers* 4(6): 74-80. 2015.
- [2] Campos, CM., del Castillo Fernández, H. Los beneficios de los videojuegos interactivos: una aproximación educativa y una revisión sistemática de la actividad física. *New Approaches in Educational Research* 5(2): 122-130. 2016. DOI: 10.7821/near.2016.7.164
- [3] Franco R., Zuluaga R., Yepes JC, Saldarriaga AJ, Pérez VZ, Betancur MJ. Sistema de rehabilitación de miembro inferior interconectado con un videojuego: una potencial aplicación para víctimas de minas antipersonal. *Rev. Mex. Ing. Biom.* 37(3): 201-219. 2016. DOI: 10.17488/RMIB.37.3.5.
- [4] Guzmán DE, Londoño J. Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión. *Rev. Mex. Ing. Biom.* 37(3): 271-285. 2016. DOI: 10.17488/RMIB.37.3.8.
- [5] Regalado HDLC, Barrera CEL, López EER, González LMS, Ramírez-García A. Propuesta de un entrenador mioeléctrico basado en una aplicación móvil. *Pistas Educativas*, 39(128): 395-411. 2018.
- [6] Barraza-Madrigal JA, Ramirez-Garcia A, Muñoz-Guerrero R. "A virtual upper limb prosthesis as a training system" en *Memorias de 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control (CCE)*, Tuxtla Gutierrez, Chiapas, pp. 210-215. DOI: 10.1109/ICEEE.2010.5608586
- [7] Ramírez A, Muñoz R, Leija L, Vera A. "Sistema de Entrenamiento Muscular con Retroalimentación Visual" en *Memoorias de Pan American Health Care Exchanges (PAHCE 2006)*. Long Beach, California. Pp. 36-39.
- [8] Granados L, Duron A, Bazán I, Ramírez-García A, Rizo-Díaz FJ. "Design and implementation of an electrogoniometer for upper limb" en *Memorias de Pan American Health Care Exchanges 2017 (GMEPE/PAHCE 2017)*, Chiapas, México. Pp. 1-4. DOI: 10.1109/GMPE-PAHCE.2017.7972118
- [9] Atmel ATSAM3X8E, datasheet, [http://www.atmel.com/Images/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X\\_SAM3A\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X_SAM3A_Datasheet.pdf), 2/10/2017.
- [10] A. V. Oppenheim, R. W. Schaffer, "Tratamiento de señales en tiempo discreto" Madrid; España. Pearson Educación. 2000, 485-522.
- [11] J. G. Proakis, D. G. Manolakis, "Tratamiento digital de señales", pp. 458-473. Pearson Educación, 2007.
- [12] Medel JJ, Guevara-López, P, Flores-Rueda, A. Caracterización de Filtros Digitales en Tiempo Real para Computadoras Digitales. *Computación y Sistemas*, 7(3): 190-209. 2004.