

# Control de Paletizador Usando Señales Electromiográficas no Invasivas: Estrategia de Control Digital en Tiempo Real

Palletizer Control Using non-invasive Electromyographic Signals.: Real-Time Digital Control Strategy.

D. F. Muñoz-Torres  ; D. M. Gómez-Nieto  ; A. Fernandez-Arboleda 

DOI: <https://doi.org/10.22517/23447214.21471>

Artículo de investigación científica y tecnológica

**Abstract**— Electromyography is a test widely used in the study of the electrical activity of muscles and nerves usually for medical purposes to measure the health of muscles and nerves in patients, however, the similarity of the signals generated in this study with those used in robotics in control systems, has opened the possibility of using them to bio-medical applications. This paper article presents a prototype for the control of a palletiser with one degree of freedom through EMG signals, the prototype was designed by digital electronics and allows the control of the palletiser in real time. The design is modular and consists of the following modules: acquisition and filtering; Processing and digital electronic decision system and, finally, the control-power interface that allows Human-machine interaction in a friendly way. The filtering and processing of EMG signals reduces the experimental noise by allowing a pattern to be established in the power signals. It achieves a robust control system that operates in real time by the effective value of power and in addition, the Human machine interface helps in the interpretation of control variables. Finally, the incorporation of reliable and efficient control systems based on EMG signals and digital electronics, allows exploring a viable alternative for the development of bio-medical and robotics prototypes such as the control of robotic arms in real time.

**Index Terms**— Classification, Digital Control, EMG Signals, Feature Extraction, Palletiser.

**Resumen**— La electromiografía es una prueba utilizada ampliamente en el estudio de la actividad eléctrica de los músculos y nervios usualmente con fines médicos para medir la salud de músculos y nervios en pacientes, sin embargo, la similitud de las señales generadas en este estudio con las usadas en robótica en los sistemas de control, ha abierto la posibilidad de usarlas a aplicaciones de bio-medica. Este artículo presenta un prototipo para el control de un paletizador con un grado de libertad a través de señales electromiográficas, el prototipo se diseñó mediante electrónica digital y permite el control del paletizador en tiempo real. El diseño es modular y consta de los siguientes módulos:

adquisición y filtrado; procesamiento y sistema de decisión electrónico digital y, por último, la interfaz control-potencia que permite la interacción humano máquina de forma amigable. El filtrado y procesamiento de las señales EMG reduce el ruido experimental permitiendo establecer un patrón en las señales de potencia. Se logra un sistema de control robusto que opera en tiempo real mediante el valor efectivo de potencia y en adición, la interfaz humano maquina ayuda en la interpretación de las variables de control. Finalmente, la incorporación de sistemas de control fiables y eficientes basados en señales EMG y electrónica digital, permite explorar una alternativa viable para el desarrollo de prototipos de bio-medica y de robótica como es el control de brazos robóticos en tiempo real.

**Palabras claves**— Clasificación, Control Digital, Extracción de Características, Paletizador, Señales Electromiográficas.

## I. INTRODUCCIÓN

LA biomédica es la interacción entre la medicina, la Ingeniería y otras disciplinas, para el desarrollo e innovación de tecnologías con fines médicos, como por ejemplo la terapia o rehabilitación [1]. Derivado de esta, se origina la electromiografía (EMG), enfocada en el estudio de actividades eléctricas de los músculos o estímulos nerviosos basados en el registro de la diferencia de potencial generada por la acción muscular o contracción del musculo[2].

Estudios basados en señales EMG, se enfocan en afrontar la naturaleza estocástica de las señales a través de técnicas de procesamiento y reconocimiento de patrones [3], [4], así mismo, otros estudios trabajan estrategias de control avanzado que buscan aprovechar la información proveniente de las señales EMG para tener un sistema de control óptimo [5]–[10]. En ambas situaciones aún quedan brechas por cerrar con

Este manuscrito fue enviado el 23 de agosto de 2020 y aceptado el 22 de junio de 2022.

D. F. Muñoz-Torres es profesor de Ingeniería Electrónica, Facultad de Ingeniería, Fundación Universitaria Tecnológico Comfenalco, Cartagena de Indias, Colombia. (e-mail: diegomtor@gmail.com).

D. M. Gómez-Nieto es Ingeniero en Electrónico, Facultad de Ingeniería, Fundación Universitaria Tecnológico Comfenalco, Cartagena de Indias, Colombia. (e-mail: gomeznd@tecnocomfenalco.edu.co).

A. Fernandez-Arboleda es Ingeniero en Electrónica, Facultad de Ingeniería, Fundación Universitaria Tecnológico Comfenalco, Cartagena de Indias, Colombia. (e-mail: fernandez@tecnocomfenalco.edu.co).



respecto a sistemas de adquisición, procesamiento de señales EMG y técnicas de control computacionalmente eficientes, que permitan aplicaciones en tiempo real.

Varios estudios relacionados a la simulación de prótesis robóticas mediante el uso de señales EMG, se enfocan en el tratamiento de señales y sistemas de control para la simulación y control de brazos y manos robóticas “similares a los paletizadores con un grado de libertad [11]”, algunos estudios relacionados son los siguientes: la fabricación de exoesqueletos para el trabajo en la industria [12], las prótesis de manos robóticas[13], o la valoración de cargas (pesos) en mira de mitigar daño ergonómico en los trabajadores[14]. Son estudios en los cuales, los autores evalúan el acople humano-máquina a través de señales EMG, y en donde a pesar de los esfuerzos y el uso de nuevas técnicas digitales y computacionales, quedan brechas con respecto a un método efectivo de control en tiempo real. En los estudios mencionados, los prototipos controlados mediante señales electromiográficas utilizan métodos no invasivos y son usados frecuentemente en rehabilitación física [15], prótesis dirigidas a personas con amputaciones de extremidades, y en el diagnóstico del cuerpo [16].

El diseño de estos prototipos generalmente es modular, el control se basa en las señales adquiridas, para ello, es necesario la amplificación de las señales previa a la etapa de tratamiento buscando la ganancia ideal para evitar la distorsión, el grado de selectividad al momento de seguir con la etapa de filtrado y finalmente, eliminar el potencial negativo que posee la muestra sin modificar la frecuencia original, debido a eso, se fundamentan los criterios para la aislación de la señal EMG.

Para aislar las señales EMG, se tiene en cuenta la amplitud y la frecuencia con la que estas se presentan, además, los rangos de amplitud son muy pequeños como para ser captados por dispositivos digitalizadores. Adicionalmente, se tiene el ruido ambiental que es sumado en la adquisición de las señales eléctricas y que, de forma indirecta, tiene implicaciones en métodos computacionales de control más complejos, como son, por ejemplo, los usados en aprendizaje de máquina [5].

El estudio desarrollado presenta el diseño y construcción de un prototipo paletizador con un grado de libertad controlado por señales EMG no invasivas, este permitió evaluar modelos de control digital en paletizadores con un grado de libertad. El modelo se diseñó con base en las señales del potencial eléctrico, usando técnicas de control a partir del comportamiento de los músculos; el diseño incluye la maniobra del motor, el cual es controlado a través de acciones por el potencial de la unidad motora (Motor Unit Action Potential MUAP) [4].

Los datos adquiridos de los electrodos superficiales son procesados utilizando transformada de Fourier, con lo cual se genera una imagen de los datos adquiridos por el potencial eléctrico de activación del músculo (MUAP). Se construyó el dispositivo electromiografo portable, controlado inalámbricamente a través de bluetooth, con una configuración de dos canales para el monitoreo de la señal, una interfaz para mostrar el comportamiento y caracterización de la misma,

estableciendo un diagnóstico a partir de un sujeto de prueba, el cual carece de traumatismos y amputaciones. Se realizó el brazo mecánico capaz de responder al dispositivo electromiografo de manera inalámbrica.

## II. METODOLOGÍA

Las etapas metodológicas para el diseño y programación del sistema fueron: Adquisición de señales, pre-amplificación, filtrado analógico, amplificación, filtrado digital, metadatos y modelamiento como se muestra en la Fig. 1.

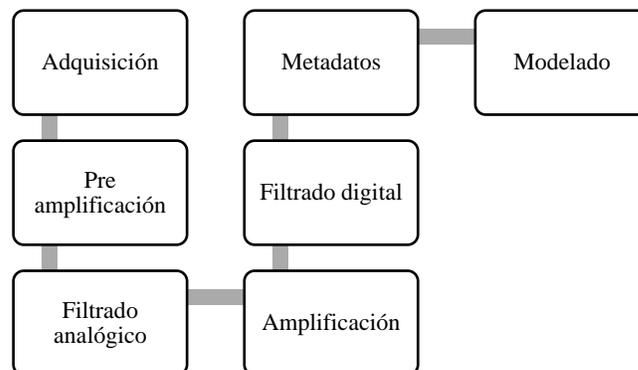


Fig. 1. Etapas para el circuito electromiografía

### A. Adquisición de señales.

El electromiografo es un dispositivo encargado de realizar la medición y monitoreo de señales captadas por la actividad motora del músculo. Se clasifican en dos grupos dependiendo del método de adquisición del potencial eléctrico, estos son: invasivo (intramuscular), que mide la señal directamente en el músculo, y no invasivo (superficial), que capta la señal al hacer contacto con la piel en puntos específicos[17][18].

Las señales obtenidas del potencial eléctrico son afectadas por la actividad motora muscular que trae como resultado, fatiga muscular, siendo un factor que influye en la actividad eléctrica del mismo, se presenta después de un esfuerzo máximo causado por una contracción voluntaria prolongada[19]. Las señales adquiridas por electromiografía reflejan las actividades motoras voluntarias, y las generadas por fatiga muscular. En consecuencia a estos elementos, las señales adquiridas poseen información adicional a la de interés “el ruido eléctrico generado por la fatiga muscular” [20]. Un ejemplo de las señales resultantes adquiridas por electromiografía se muestra en la Fig. 2.

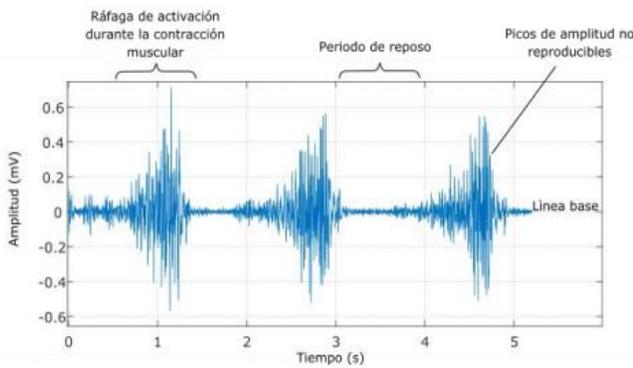


Fig. 2. Señal EMG de 3 contracciones del musculo bíceps [24]

La medición de esta señal, hace referencia al potencial de acción de unidades motoras, la cual ha sido procesada y filtrada, cuando el musculo esta relajado la línea base no ilustra ruido, lo que hace eficiente la calidad de la señal, el ruido de la línea base depende de tres factores los cuales son: la calidad del amplificador, el ruido ambiental y las condiciones de detección de la señal. La contracción muscular se clasifica en tres tipos:

- Contracción estática, tensión del musculo sin cambiar su longitud.
- Contracción concéntrica, tensión en el musculo a la vez que se contrae.
- Contracción excéntrica, desarrollo de la tensión del musculo a medida que se alarga.

Para obtener la medición de las señales EMG, se utilizan elementos conductivos (electrodos), de tipo superficiales, en donde las propiedades de las señales dependen de factores como el tiempo de la contracción del musculo, el tipo de piel, de electrodos y su ubicación, para obtener un correcto potencial [9].



Fig. 3. Ubicación de los electrodos [1]

Los electrodos superficiales son adecuados para la actividad eléctrica de uno o varios músculos, lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular. La medición de esta, depende

principalmente de la posición de los electrodos para monitorear un correcto potencial eléctrico y una buena señal [1], ver Fig. 3.

Las señales de contracción muscular son filtradas digitalmente. Existen dos tipos de filtros digitales:

Respuesta al impulso finita (FIR), basada en la ecuación 1 y adquiriendo como resultado la señal presentada en la Fig. 4 [21].

$$y[n] = (x * h)[n] = \sum_k x[k]h[n - k] \tag{1}$$

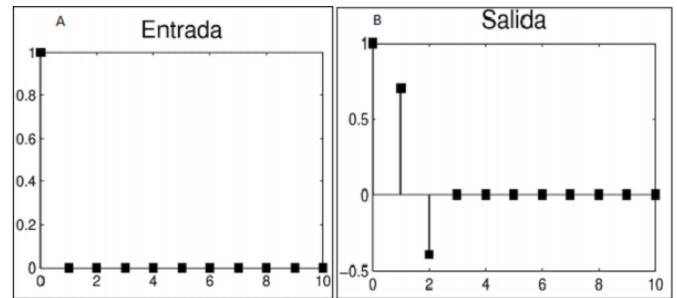


Fig. 4. Respuesta de filtro FIR de segundo orden [21]

Considerando solo las ultimas muestras de la señal de entrada (A), (M+1) y las pondera mediante los coeficientes bk. (B). Por ejemplo, ver Fig. 5:

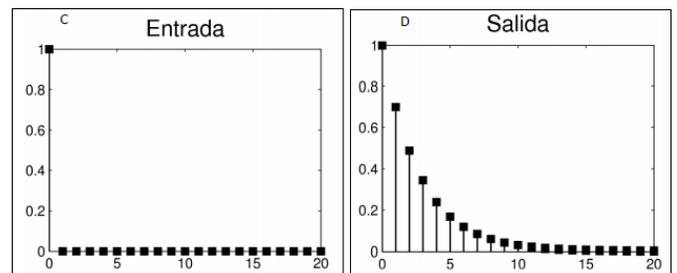


Fig. 5. Ecuación de filtro digital IIR [21]

La respuesta del pulso infinita (IIR), basada en (2) y la Fig. 5, da como resultado.

$$y[n] = a_1y[n - 1] + a_2y[n - 2] + b_0x[n] + b_1x[n - 1] + b_2x[n - 2] \tag{2}$$

La salida (B) se calcula a partir de la sumatoria de las salidas anteriores, y adicionándole la sumatoria de las entradas (A).

### B. Pre-amplificación

En esta parte se recibió el potencial eléctrico a través de los electrodos como resultado de una contracción muscular, dicho potencial fue amplificado debido a que las señales se presentan en el orden de los micro voltios. Se utilizaron amplificadores de instrumentación INA128 que poseen banda de rechazo al modo común CMRR ante perturbaciones con una ganancia de 10 obtenida mediante la ecuación  $(G=49K/RG+1)$  propia del

dispositivo.

Se implementó un pequeño filtro pasa alto acoplado al pin de referencia del amplificador para una frecuencia de corte de 20Hz tal como recomienda la hoja de característica del fabricante, además se realizó un arreglo de amplificadores conocido como “circuito de la pierna derecha”, capaz de crear una tierra o referencia virtual para la pierna derecha del paciente, con el propósito de reducir los voltajes en modo común.

### C. Filtrado

Se desarrolló un filtro activo pasa bajo de segundo orden basado en la topología “Sallen Key” en configuración “Butterworth” el cual se eligió por respuesta en frecuencia con una frecuencia de corte de 500Hz, con el propósito de establecer un rango de frecuencias y discriminar las señales EMG de perturbación o de otras de distinta naturaleza ocupando el menor espacio posible en el circuito.

### D. Amplificación

Se amplificó la señal filtrada con el propósito de alcanzar la amplitud suficiente para ilustrarla mediante un convertidor analógico-digital (ADC), implementando el amplificador INA128 mencionado anteriormente, por su adecuado rendimiento, garantizando la calidad de la señal. El amplificador no solo deberá ser capaz de multiplicarla, sino también de adicionar un nivel de corriente DC, de tal manera que desplace la señal y evite pérdida de información ante el problema de la rectificación a media onda.

### E. Filtrado digital

Se implementó un filtro digital para mejorar la calidad de la señal muestreada, partiendo del estudio de los dos tipos de filtros (FIR Y IIR), Teniendo en cuenta ambas definiciones se optó por diseñar un filtro FIR de octavo orden debido a su respuesta lineal en frecuencia y mediante la herramienta de diseño de filtros digitales FDA de MATLAB se obtuvieron los valores de los coeficientes necesarios para llevar a cabo su implementación. La implementación se hizo usando un microcontrolador DSPIC 30F4011, con el cual, se muestrea y se filtra la señal, la información es enviada en comunicación serial con una velocidad de transferencia de 115200 baudios entre el microcontrolador y el dispositivo de transmisión inalámbrica. La señal se muestreará a una frecuencia mínima de 2.5Khz, teniendo en cuenta la banda de corte del filtro analógico pasa bajo a implementar, y al teorema de Nyquist, el cual establece que la frecuencia de muestreo mínima ( $F_m$ ) para una frecuencia de corte ( $F_c$ ) debe ser  $F_m > 2F_c$ . La programación se llevará a cabo en la plataforma de programación de microcontroladores DSPIC denominada “Mikroc Pro For DSPIC”.

### F. Etapa de Metadatos, caracterización y sistema de decisión

Para efectuar el control del movimiento y realizar el sistema de decisión que gobierna al prototipo del robot paletizador, el algoritmo recibe los datos enviados por el microcontrolador inalámbricamente a la misma velocidad de transferencia mencionada, los datos son almacenados en un matriz, aproximándolos a un valor entero equivalente, obteniendo las características temporales, para ser ingresadas al control de decisión difuso y finalmente arrojar un dato equivalente al ángulo ubicado en el servomotor junto al prototipo del brazo robótico de tal manera que al terminar toda la operación, se ejercerá movimiento físicamente. Además, cuenta con una interfaz gráfica entendible por el usuario con la posibilidad de modificar la velocidad del programa, de observar mediante indicadores el estado del sistema y mediante graficas tener una aproximación de la señal entrante.

### G. Modelado

Se realizó el diseño 3D del paletizador a partir del software SolidWorks, el cual se divide en dos secciones, una base fija y una parte móvil, la primera acoplada al eje del servo motor haciendo uso de un acople circular/metálico. La segunda parte corresponde al cuerpo del motor, de tal manera que cuando el eje del motor lleve a cabo un desplazamiento, gire el servo motor y la sección móvil en conjunto, también se ubica el sistema de agarre que moverá el objeto en cuestión.

La apertura máxima de dicha sección es de aproximadamente 90°. El actuador diseñado con base en un servo motor, permite controlar características tales como: el movimiento a un grado específico a través de PWM (modulación de ancho de pulso), y mantiene su posición mientras la señal permanezca estable, posee 9kg por  $cm^2$  de torque, trabajando a 5 voltios; la estructura fue diseñada para simular un grado de libertad simulando los movimientos de flexión y extensión del codo imitando el movimiento de un individuo en tiempo real, donde la contracción del bíceps genera el movimiento de subida en la estructura y con la contracción del tríceps se genera la bajada del mismo.

Para la medición de las señales EMG, se utilizaron 5 electrodos, dos de ellos ubicados en el musculo del bíceps, otros dos ubicados en el musculo del tríceps a una distancia de separación de 2cm, se usó una referencia ubicada en el codo obteniendo el potencial de acción. Ver Fig. 6.

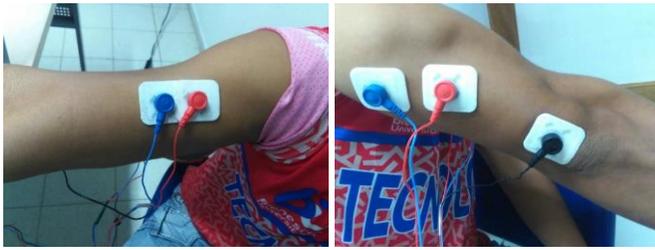


Fig. 6. Posición de los electrodos

El algoritmo de control permite que se ejerza una comunicación inalámbricamente con el ordenador a través de bluetooth, adquiriendo las señales en tiempo real, obteniendo 1000 muestras por segundo en cada canal.

Finalmente se realiza validación cruzada en un estudio experimental con el propósito de determinar fielmente las relaciones causa-efecto, para lo cual, uno o más grupos experimentales, generadas por el comportamiento de los estímulos [22].

### III. RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados obtenidos del sistema de control del paletizador con un grado de libertad a través de la metodología propuesta.

En la adquisición de las señales de muestra para los bíceps y tríceps, se obtuvo lo siguiente: los valores máximos de los músculos tríceps y bíceps fueron 2.9v y 3.5v respectivamente, mientras que el valor mínimo medible es de 0.22v para ambos músculos debido a un valor residual de ruido[23]. El intervalo de tiempo para las muestras fue 4s.

la adquisición de las señales se dio de manera simultánea, como se evidencia en la Fig. 7 (a), con una duración de 4 segundos, lo que dio lugar a un total de 10 mil muestras, dado que la frecuencia de muestreo fue de 2.5kHz; los movimientos realizados durante el muestreo fueron: la contracción del Bíceps durante los primeros dos segundos, seguido de la contracción del musculo Tríceps durante los dos segundos restantes de la muestra; como se aprecia en las Fig.s 7 (b, c). Durante la contracción de cada musculo se ve reflejado dos picos característicos, primero en el movimiento de contracción del musculo bíceps se genera un pico alto, y en la contracción del tríceps se genera un pico alto, pero durante la contracción del bíceps se filtra componentes del musculo bíceps también, lo cual es una condición natural para ambos músculos y denota un moviendo muscular leve, de igual forma se presenta durante la contracción del Tríceps.

TABLA I.  
RECONOCIMIENTO DE MOVIMIENTOS EN BRAZOS INTERFAZ HUMANO-MÁQUINA.

Serie	Interfaz Humano-Máquina			
	Sistema de Control brazo Robótico			
	Biceps		Triceps	
	Potencia	Reconocimiento	Potencia	Reconocimiento
1	94%	100%	92%	98%
2	83%	95%	79%	97%
3	77%	92%	75%	92%
4	70%	91%	68%	90%
5	69%	92%	66%	90%

La tabla I presenta los resultados de la interfaz humano-máquina resultante del proceso de adquisición y análisis de las muestras descritas en el procedimiento anterior.

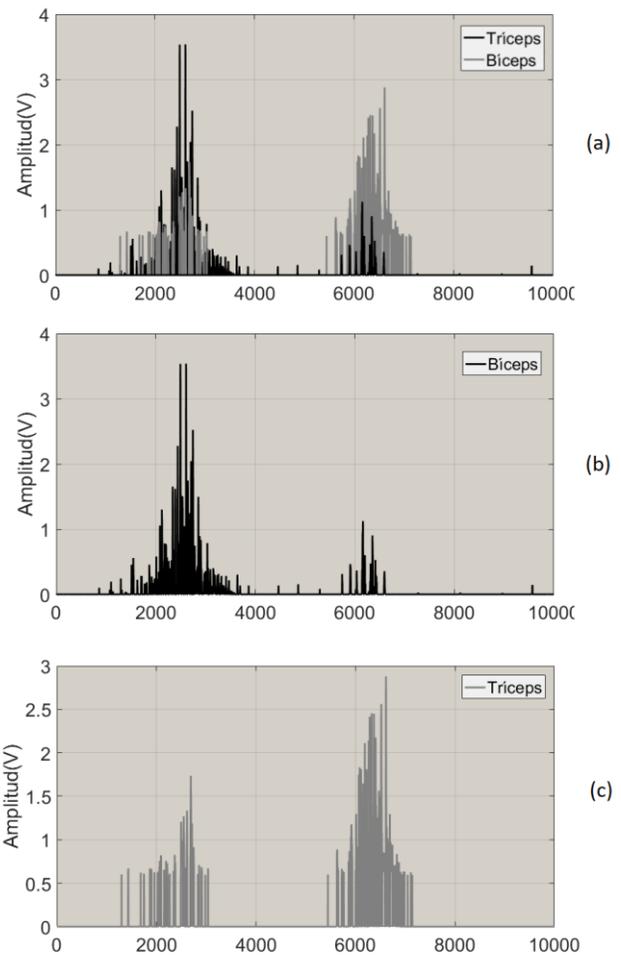


Fig. 7. Señales en tiempo adquirias por el Electromiografo. Movimiento de los músculos Bíceps y Tríceps.

El diseño y construcción del sistema de adquisición para el paletizador con un grado de libertad se muestra en la Fig. 8, el sistema consta de tres PCB alimentados por baterías para evitar el ruido generado por la corriente alterna (60hz), esto a través de un regulador de voltaje (Fig. 8. a), que fija el valor del voltaje durante la prueba; Los módulos b y d (ver Fig. 8) son los encargados de recibir y adecuar la señal biológica siguiendo los

pasos de filtrado y ampliación respectivos.

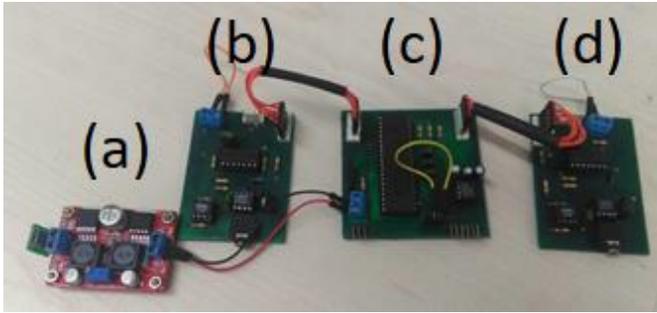


Fig. 8. Dispositivo electromiográfico de dos canales.

Estos están compuestos por amplificadores operacionales empezando por el INA128 el cual es el encargado de llevar la señal al resto del circuito con una amplificación baja, para dar un nivel adecuado a la señal, finalmente se pasa por el módulo de filtro MAX el cual se configuro como se muestra en la Fig. 9.

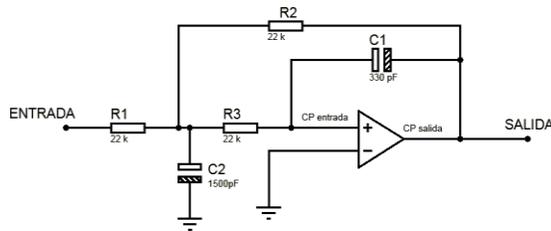


Fig. 9. Esquema de conexión MAX295. [9]

El módulo de adquisición que se muestra en el numeral (b) de la Fig. 8, está compuesto por el integrado DSPIC 30F4011, el cual es un regulador de voltaje negativo, su función consiste en regular la corriente en valores cercanos a 100mA, la configuración se muestra en la Fig. 10.

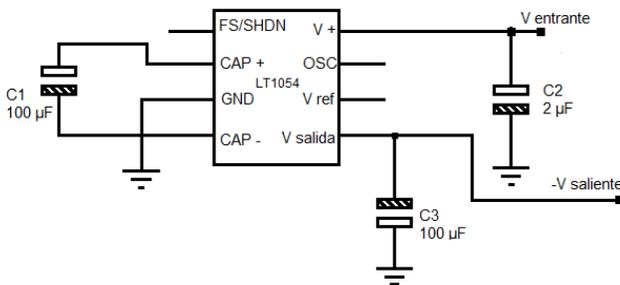


Fig. 10. Esquema de conexión inversor de voltaje LT1054.

La interfaz humano-máquina presentada en la Fig. 11, es usada para el control en la adquisición de las muestras electromiográficas provenientes de los bíceps y tríceps , además, analiza las señales y las compara en tiempo real con otras muestras, también permite visualizar los valores mínimos de voltaje, permitiendo un filtrado manual del ruido de ser

necesario para el conjunto de electrodos predispuestos en los músculos, de igual manera también entrega los valores máximos de la señal, con lo cual se puede establecer el rango de trabajo para el sistema de control análogo.

La interfaz humano máquina también posee el sistema de control análogo, este sistema fue diseñado a través de la plataforma LABVIEW, debido a la calidad del sistema y al respectivo tratamiento de señales llevado a cabo.

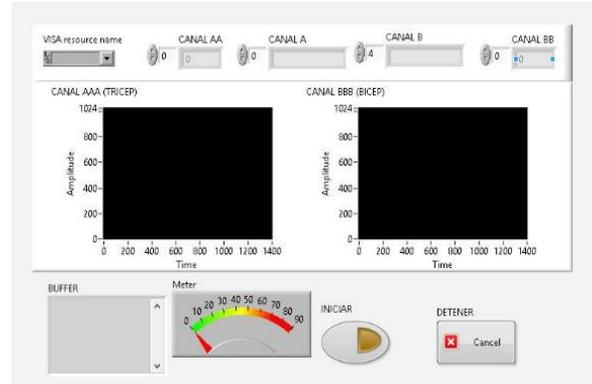


Fig. 11. Interfaz humano máquina; Sistema de control de dos canales.

El brazo mecánico presentado en la Fig. 12 y Fig. 13 es capaz de moverse en un grado de libertad, cumpliendo las órdenes del sistema de control.

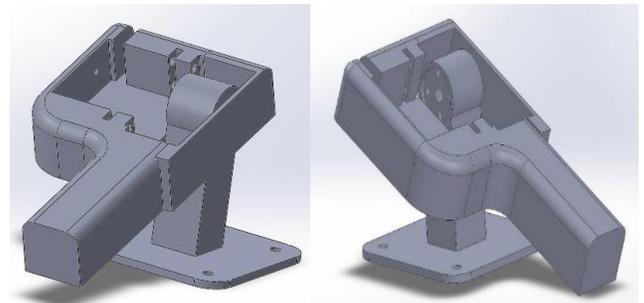


Fig. 12. Diseño mecánico del paletizador.



Fig. 13. Prototipo brazo mecánica 1 grado de libertad.

#### IV. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

De acuerdo con los resultados descritos en la sección anterior, se logra definir un patrón característico de operación para los músculos bíceps y tríceps a través del análisis de las señales por biopotenciales, este resultado se puede apreciar en la Fig. 7 en donde se comparan las señales de bíceps y tríceps [22]. Adicionalmente, la señal permite medir o comparar la eficiencia de nuevas tecnologías que buscan mejorar la calidad de lectura de los electrodos de forma similar a la presentada en [7].

Las señales presentadas corresponden al promedio en potencia de la señal, el cual se entrega por la etapa de filtrado analógico. Con respecto a otros métodos de adquisición, proceso y filtrado de señales, el implementado posee una complejidad inferior y el sistema de decisión y control puede enmarcarse entre los sistemas de decisión y control basados en árboles de clasificación binarios (n-arios)

El método de control análogo estima el comportamiento de los bíceps y tríceps, esto se logra al asumir el conocimiento de las clases para cada caso, lo cual, es permitido dado que se conoce de antemano las características de las señales para el movimiento de Bíceps y tríceps, esto da una solución pseudo-óptima y una regla heurística apropiada para reconocer la totalidad de los casos con una confiabilidad del 90% en el peor caso presentado cuando el músculo ya posee su máximo valor de fatiga acumulada como se muestra en la Tabla 1. El árbol de clasificación resultado de las reglas heurísticas establecidas (lo cual es permitido por conocer el método para la estimación del movimiento de los músculos bíceps y tríceps) se logra construir a través de electrónica análoga-digital permitiendo el seguimiento del sistema para cualquier condición esto en contraste con lo desarrollado en [17][18], brinda una solución

factible para la tarea de reconocimiento.

#### V. CONCLUSIONES

A partir de la investigación realizada, se optó por electrodos superficiales para obtener el potencial eléctrico de la contracción del músculo, así como también una adecuada amplificación para los datos ilustrados de manera eficiente, estos datos transmitidos por un microcontrolador, que, a diferencia de los usados convencionalmente adquiere los datos en tiempo real, permite visualizar una señal precisa y con menos ruidos debió a su tapa de filtrado de la señal amplificada.

Finalmente es de importancia para este estudio resaltar la interfaz humano-máquina, en donde se puede apreciar el seguimiento del movimiento tanto del paletizador como de los músculos bíceps y tríceps a través de dos canales que muestran la contracción muscular, quien hace ajustes en tiempo real por el parámetro de tiempo definido para generar una gráfica eficiente, teniendo en cuenta la velocidad de transmisión de los datos. La interfaz ilustra de forma simultánea el movimiento del paletizador lo cual representa el aporte hecho en este estudio en cuanto a la aplicabilidad del sistema diseñado dado que este sistema permite ser usado en otras estancias como es las interfaces cerebro-máquina, video juegos en realidad aumentada y prótesis robóticas disminuyendo la complejidad computacional en relacionan a otras estrategias asumidas para el mismo fin como las presentadas en [3]–[10].

Para trabajos futuros se sugiere la aplicación del modelo propuesto a brazos robóticos con mayores grados de libertad, en donde, se podría analizar la respuesta del sistema utilizando la metodología y la interfaz humano-máquina diseñada en este artículo para evaluar el desempeño y analizar los patrones de las señales provenientes de músculos bíceps y tríceps para el control de movimientos en brazos robóticos. De esta tarea se podría pensar en interesantes aplicaciones híbridas en donde se utilicen diferentes estrategias de control digital y heurísticas resultado de sistemas de decisión basados en técnicas de aprendizaje automático.

#### AGRADECIMIENTOS

Agradecimientos especiales a la Fundación Universitaria Tecnológico Comfenalco, al grupo de investigación GISNET, y en especial a la estrategia pedagógica “proyecto de aula” asumida por la institución para el desarrollo de investigación aplicada.

#### REFERENCIAS

- [1] J. L. Correa-Figueroa, E. Morales-Sánchez, J. A. Huerta-Ruelas, J. J. González-Barbosa, and C. R. Cárdenas-Pérez, “Sistema de adquisición de señales SEMG para la detección de fatiga muscular,” *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 37, no. 1, pp. 17–27, 2016, doi:

- 10.17488/RMIB.37.1.4.
- [2] V. von Tscharner, "A model computation of how synchronization and clustering of motor unit action potentials alter the power spectra of electromyograms," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 47, pp. 344–349, 2019, [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2018.09.002>.
- [3] X. Li *et al.*, "Decoding muscle force from individual motor unit activities using a twitch force model and hybrid neural networks," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 72, 2022, doi: 10.1016/j.bspc.2021.103297.
- [4] M. Troka *et al.*, "Towards classification of patients based on surface EMG data of temporomandibular joint muscles using self-organising maps," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 72, 2022, doi: 10.1016/j.bspc.2021.103322.
- [5] M. Z. Amrani, C. W. Borst, and N. Achour, "Multi-sensory assessment for hand pattern recognition," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 72, 2022, doi: 10.1016/j.bspc.2021.103368.
- [6] R. Joshua Samuel Raj, J. Prince Antony Joel, S. Alelyani, M. S. Alsaqer, and C. Anand Deva Durai, "Design of human adaptive mechatronics controller for upper limb motion intention prediction," *Comput. Mater. Contin.*, vol. 71, no. 1, pp. 1171–1188, 2022, doi: 10.32604/cmc.2022.021667.
- [7] K. Chen, Y. Li, N. Zheng, and Z. Shi, *Research and Application of Functional Electrical Stimulation Control System Based on Adaptive EMG Modulation*, vol. 804 LNEE. 2022.
- [8] *Chinese Intelligent Automation Conference, CIAC 2021*, vol. 801 LNEE. 2022.
- [9] M. Nowak, I. Vujaklija, C. Castellini, and D. Farina, *Highly Intuitive 3-DOF Simultaneous and Proportional Myocontrol of Wrist and Hand*, vol. 28. 2022.
- [10] S. Gurgone *et al.*, *Simultaneous Control of Natural and Extra Degrees-of-Freedom by Isometric Force and EMG Null Space Activation*, vol. 28. 2022.
- [11] A. H. Arieta, H. Yokoi, T. Arai, and W. Yu, "FES as biofeedback for an EMG controlled prosthetic hand," in *IEEE Region 10 Annual International Conference, Proceedings/TENCON*, 2007, vol. 2007, [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1109/TENCON.2005.300882>.
- [12] S. Amandels, H. O. het Eyndt, L. Daenen, and V. Hermans, "Introduction and testing of a passive exoskeleton in an industrial working environment," in *Advances in Intelligent Systems and Computing*, 2019, vol. 820, pp. 387–392, [Online]. Available: [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-96083-8\\_51](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-96083-8_51).
- [13] J. Li, Y. Fang, Y. Huang, G. Li, Z. Ju, and H. Liu, "Towards active muscle pattern analysis for dynamic hand motions via sEMG," in *Advances in Intelligent Systems and Computing*, 2019, vol. 840, pp. 372–382, [Online]. Available: [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-97982-3\\_31](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-97982-3_31).
- [14] S. Muraki, K. Hayashi, N. Nasir, and P. Y. Loh, "Motor Control with Assistive Force During Isometric Elbow Flexion," in *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018)*, 2019, pp. 191–194.
- [15] I. Aguirre Gil and M. Balza, "Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora Design and Construction of Two Degrees of Freedom Exoskeleton Arm Controlled By Myoelectric Signals for Motor Reha," *Multiciencias*, vol. 15, no. 1, pp. 96–105, 2015.
- [16] W. F. Urbina Rojas and F. Martínez Santa, "Implementación de un electromiógrafo con interfaz USB," *Rev. Tecnura*, vol. 16, no. 33, p. 117, 2012, doi: 10.14483/udistrital.jour.tecnura.2012.3.a08.
- [17] J. Villamizar and P. M. Sc, "Brazo robótico controlado por electromiografía," no. 52, pp. 165–173, 2012.
- [18] D. Chavarro, "Diseño y Construcción de un Electromiógrafo con Transmisión Inalámbrica Para Ser Usado Durante la Ejecución de Ejercicios de Levantamiento de Pesas," 2015.
- [19] C. B. T. Juliana M. Fernández, Rubén C. Acevedo, "Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente," *Rev. EIA Esc. Ing. antioquia, Medellín*, vol. 7, pp. 111–119, 2007.
- [20] H. D. L. C. Regalado, C. E. L. Barrera, E. E. R. López, L. M. S. González, and A. R. García, "PROPUESTA DE UN ENTRENADOR MIOELÉCTRICO BASADO EN UNA APLICACIÓN MÓVIL," *Pist. Educ.*, vol. 39, no. 128, pp. 395–411, 2018, [Online]. Available: <http://www.itcelaya.edu.mx/ojs/index.php/pistas/article/view/1161/957>.
- [21] E. Universitaria de Música, "Introducción a los Filtros Digitales Temás," 2011, [Online]. Available: <http://www.eumus.edu.uy/eme/ensenanza/electivas/dsp/presentaciones/clase10.pdf>.
- [22] Tamayo Mario, *EL PROCESO DE LA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA incluye evaluación y administración de proyectos de investigación ~ LIMUSA NORIEGA EDITORES*. 2003.
- [23] A. Phinyomark, R. N. Khushaba, and E. Scheme, "Feature extraction and selection for myoelectric control based on wearable EMG sensors," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 5, pp. 1–17, 2018, doi: 10.3390/s18051615.
- [24] T. D. E. Titulación, P. A. La, O. Del, T. D. E. Ingeniera, E. N. Electrónica, and Y. Automatización, "CONTROL," 2018.
- [25] "alcaide: Grupo de Investigación Biomédica - Electromiografía (EMG) - D."