

## Sistema para medición y predicción de la intención de movimiento

### System for measurement and prediction of motion intention

Mauricio Plaza Torres<sup>1\*</sup>

Fredy Bernal Castillo<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad Militar Nueva Granada. Colombia.

\*Correo electrónico: [mauricio.plaza@unimilitar.edu.co](mailto:mauricio.plaza@unimilitar.edu.co)

---

### RESUMEN

En la actualidad, los dispositivos de asistencia para el movimiento humano como exoesqueletos se utilizan ampliamente para resolver problemas ergonómicos en tareas como el trabajo repetitivo, la rehabilitación, etc., esto permite mantener o mejorar el nivel de calidad de vida del usuario lo que permite nuevos movimientos o reduce la fatiga al final de un día de trabajo. El estudio y desarrollo de estos exoesqueletos requiere en gran medida parámetros externos (condiciones de operación y propósito) y parámetros internos del movimiento. Estos requisitos y características son aspectos fundamentales para detectar qué tipo de acción desea realizar en el proceso de movimiento del cuerpo. El control de los exoesqueletos que se utilizan en la actualidad se suele realizar manualmente o la reacción al movimiento detectado, causando problemas de demoras en la realización del movimiento o la incomodidad de llevar a cabo el mismo, por lo que hoy por hoy se realizan estudios para identifique de manera fiel la acción que el usuario intenta realizar y apoye el movimiento

desde antes de que comenzara. El objetivo del proyecto es identificar de la intención de movimiento de personas mediante señales de electroencefalografía y electromiografía de superficie como punto de partida para futuros métodos de control de exoesqueletos. Como resultado del estudio, se obtuvo el diseño y la implementación de un sistema para obtener, procesar e identificar señales electrofisiológicas para predecir la intención de movimiento de los miembros inferiores con porcentajes de aciertos superiores a 86,66 %.

**Palabras clave:** exoesqueleto; electroencefalografía; electromiografía; intención de movimiento.

---

## ABSTRACT

At present, assistive devices for human movement such as exoskeletons are widely used to solve ergonomic problems in tasks such as repetitive work, rehabilitation, etc., this allows maintaining or improving the level of quality of life of the user which allows new movements or reduces fatigue at the end of a work day. The study and development of these exoskeletons largely requires external parameters (operating conditions and purpose) and internal movement parameters. These requirements and characteristics are fundamental aspects to detect what kind of action you want to perform in the process of body movement. The control of the exoskeletons that are currently used is usually done manually or the reaction to the movement detected, causing problems of delays in the realization of the movement or the discomfort of carrying out the movement, so studies are currently carried out to faithfully identify the action that the user tries to perform and support the movement from before it began. The objective of the project is to identify the intention of movement of people by means of electroencephalography and surface electromyography signals as a starting point for future exoskeleton control methods. As a result of the study, the design and implementation of a system was obtained to obtain, process and identify electrophysiological signals to predict the intention of movement of the lower limbs with success rates greater than 86.66%.

**Keywords:** exoskeleton; electroencephalography; electromyography; movement intent.

Recibido: 12/06/2018

Aprobado: 12/09/2018

## INTRODUCCIÓN

Los movimientos realizados por el cuerpo humano como caminar, sentarse, levantarse y correr son acciones que se realizan sin dificultad para una gran parte de la población, pero en personas con discapacidad o debilidad muscular, la dificultad se incrementa y en algunos casos hasta se impide la realización de estas acciones. Esta clase de problemáticas han impulsado múltiples investigaciones y avances tecnológicos para el desarrollo de equipos como órtesis, equipos de asistencia al movimiento y o exoesqueletos, que permiten facilidades en las tareas cotidianas y liberaciones de carga motriz en trabajos repetitivos o apoyo a personas con debilidades físicas.<sup>(1)</sup> La principal desventaja de los dispositivos y exoesqueletos utilizados en la actualidad es la necesidad de ser controlados manualmente o por medio de un control a la reacción, es decir que, el dispositivo se mueve en reacción al movimiento del usuario y no ayuda al inicio del movimiento, derivándose en su poca practicidad para ser manejados.<sup>(2)</sup>

Mediante el uso de señales bioeléctricas también conocidas como biopotenciales es posible predecir la intención de movimiento del usuario y efectuar la acción correspondiente antes de iniciar la acción a realizar,<sup>(3)</sup> de esta forma se puede reducir considerablemente el retraso al inicio y detenimiento del movimiento en cuestión disminuyendo el retraso que se presenta en los exoesqueletos.<sup>(4)</sup>

El objetivo del proyecto es identificar de la intención de movimiento de personas mediante señales de electroencefalografía y electromiografía de superficie como punto de partida para futuros métodos de control de exoesqueletos. Del mismo modo predecir con un alto nivel de fiabilidad los movimientos a realizar por parte de usuarios.

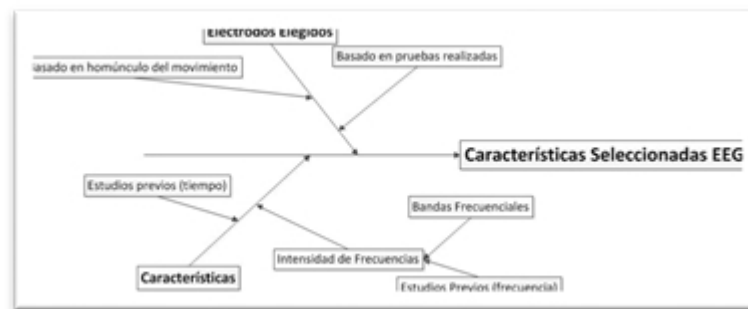
## CONDICIONES EXPERIMENTALES

Para realizar la predicción del movimiento fue necesaria la medición de las señales bioeléctricas, en este caso se analizaron señales de electroencefalografía y electromiografía de superficie con el fin de identificar el tipo de movimiento a realizar.<sup>(5)</sup> Las señales eléctricas producidas por la actividad neuronal fueron conocidas como señales electroencefalográficas, que se caracterizaron por presentar amplitudes y frecuencias muy bajas, las amplitudes de las señales estuvieron en el orden de los micros voltios y las frecuencias están entre los 0,5 a los 30 Hz.<sup>(6,7)</sup> La medición de estas señales es comúnmente realizada mediante electrodos superficiales, los cuales utilizándose un medio conductor y un electrodo de referencia midieron las variaciones de potencial presentes en el cuero cabelludo, y por medio de procesamiento de señales son ampliadas y filtradas para su posterior digitalización y almacenamiento.<sup>(8,9)</sup>

Por su parte, las señales mioeléctricas fueron producidas por el flujo de iones presente en la activación y relajación de las fibras musculares, este flujo generó un campo eléctrico que pudo ser medido a través de electrodos (de aguja o superficiales) y equipos de amplificación y filtrado de señales. Los valores de estas señales tuvieron un rango que dependió del tipo de medición a realizar, para el caso de este trabajo se utilizó electromiografía de superficie con valores de frecuencia entre 2 y 500 Hz y voltajes entre 50  $\mu$ v y 5mv.<sup>(10)</sup> El proceso de identificación se realizó a partir de procesamiento de señales obteniéndose valores de intensidad y datos relevantes en tiempo y frecuencia necesarios para reconocer e identificar patrones relacionados por medio de inteligencia artificial específicamente una red neuronal artificial multicapa.<sup>(11)</sup> En el estudio se analizaron y trataron las señales bioeléctricas, con la finalidad de predecir dos movimientos de tren inferior, paso con pierna derecha, paso con pierna izquierda, sentarse, levantarse y permanecer estático, antes de iniciar a realizar el movimiento.

La selección de las señales biológicas que permitan la identificación del movimiento antes que este sea realizado es un punto muy importante en el desarrollo del trabajo, por lo tanto, es lo primero a decidir, en este caso es necesario identificar señales que presenten características con las cuales por medio de métodos computacionales y de herramientas de identificación de patrones predecir el movimiento a realizar.

Para el proyecto desarrollado se eligieron principalmente las señales electroencefalográficas, las cuales por su naturaleza presentan características relacionadas con la motricidad y movimiento del cuerpo humano, entre estas características se encuentra la banda de frecuencias mu principal banda de frecuencias relacionada con el movimiento. Otra característica importante encontrada en la literatura es el potencial de preparación o Bereitschaftspotential, el cual presenta una leve disminución del nivel de la señal entre 750 ms y 500 ms antes de presentarse el movimiento, asociada directamente con la intención del movimiento y según estudios previos presentados con la ubicación de los electrodos de lectura se puede estimar la parte del cuerpo que va a realizar dicho movimiento, el esquema por el cual se escogieron las características y canales relevantes para la predicción de la intención del movimiento se muestra en la figura 1.

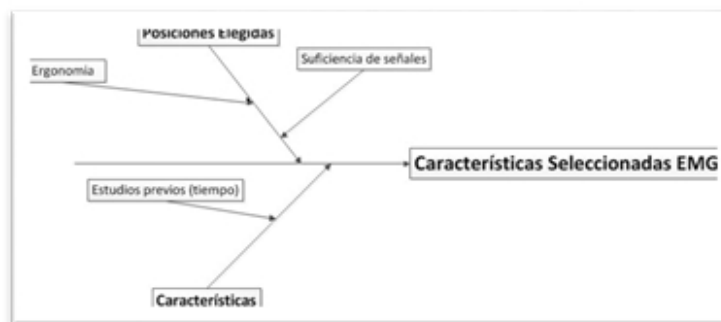


**Fig. 1.** Selección de características y Canales electroencefalografía (EEG).

La elección de los electrodos se realizó con base en estudios previos que evidenciaron zonas del cerebro que presentan actividad relevante según la acción a realizar, para el caso específico del movimiento, éste comportamiento se presenta en la corteza motora. Debido a la limitación en la cantidad y ubicación de electrodos presentada por el Emotiv Eporc+ es necesario identificar otras señales que sirvan de fuente de características, por lo tanto, se realizaron pruebas donde se pudiera apreciar cambios en las señales y de esta forma obtener datos adicionales.

En complemento a las señales electroencefalográficas se tendrán en cuenta señales electromiográficas, estas al estar directamente relacionadas a la contracción y relajación de los músculos proveen información más puntual del movimiento a realizar.

Desafortunadamente la implementación de la lectura de señales involucra la utilización de gran cantidad de electrodos ubicados a lo largo de las extremidades, haciendo los estudios y la realización de pruebas más invasivas e incómodas hacia los sujetos de prueba y adicionalmente poco práctico, por lo tanto, se reduce la utilización de esta señal a la menor cantidad de muestras posibles, para esto se utilizó el esquema de elección mostrado en la figura 2.



**Fig. 2.** Selección de características y ubicación Señales EMG."

Para la elección de los canales y las características necesarias a obtener de las señales electromiográficas fue necesaria la revisión en estudios previos observados en el estado del arte donde se concluyó que, aunque existen gran cantidad de parámetros relevantes, cuatro eran de utilidad, el valor RMS (Valor medio cuadrático en inglés) de la señal, el voltaje promedio, la duración de la señal y la posición muestreada. Con la finalidad que el sistema desarrollado pueda ser usado en un futuro, es necesario tener en cuenta la aplicabilidad de la medición de las señales en sujetos de pruebas y posteriormente en posibles pacientes, por lo tanto, se hace necesario la implementación de los electrodos en posiciones de fácil medición y que arrojen señales con información suficiente, por esto se efectuó un sistema de medición de puntos en el dorsal, cerca de la columna toracolumbar.

La obtención de señales electroencefalográficas se realizó por medio del dispositivo Emotiv EPOC+, siguiéndose la metodología internacional de posicionamiento de electrodos 10-20, específicamente el Emotiv adquiere las señales de 14 posiciones. Por su parte, para la captura de las señales EMG se utilizó el dispositivo BiosignalPlux. El diseño general del sistema consiste en la conexión de los dispositivos de medición de señales bioeléctricas a un

computador (Fig. 3), en el cual se procesan y adecuan los datos obtenidos de las muestras y por medios de algoritmos de inteligencia artificial enfocados en la identificación de patrones permite predecir la intensidad de movimiento del tren inferior de los sujetos de prueba, de esta forma y conociendo la acción que se quiere realizar, controlar órtesis o exoesqueletos en futuros trabajos.



**Fig. 3.** Sistema de captura de datos utilizado en las pruebas.

Las pruebas y manejo de los datos se realizaron en un computador marca Toshiba modelo P755 con un procesador marca Intel Core i5-2430M con 6 GB de memoria RAM. Como paso siguiente a los sujetos de prueba se les explicó la metodología con la cual se adquirirían los datos, consistió en la indicación de un movimiento los cuales pueden ser:

- Dar un paso con el pie derecho.
- Dar un paso con el pie izquierdo.
- Sentarse.
- Levantarse.
- No realizar ningún movimiento.

El movimiento realizado no debía ser efectuado inmediatamente se diera la orden, por el contrario, el sujeto estaba en disposición y completa autonomía de hacerlo a plena voluntad, esto con la finalidad de reducir alteraciones como potenciales evocados inducidos directamente por la orden dada. Al mismo tiempo mediante el software específico de cada dispositivo de medición se adquirirían los datos y se posicionaban marcadores indicativos a cada movimiento en la señal guardada para una posterior identificación bajo las condiciones descritas anteriormente, entre cada muestra se realizó una espera de 5 minutos esto para evitar que el sujeto se acostumbrara a realizar la prueba. Las pruebas se hicieron en un universo de 30 personas, con edades entre 20 y 28 años, 12 mujeres y 18 hombres, sin alteraciones físicas o de salud comprobadas, todas ellas dieron el consentimiento de realizar la prueba con el compromiso de confidencialidad. Los datos obtenidos requerían una preparación antes de ser utilizados en las pruebas, esto debido principalmente al formato (.edf para los datos de electroencefalografía y .hdf5 para electromiografía) con el cual son almacenadas por los programas de cada equipo. Para cada señal fue necesario un procesamiento diferente para las señales EEG y en las EMG.

Las pruebas recolectadas tenían como formato de origen .edf, el cual es propio del sistema de adquisición de la marca Emotiv en su software Emotiv Testbench, para el tratamiento de estos datos aunque existe una librería no oficial conocida como EDFLAB para Matlab, no permite la manipulación continua de los datos adquiridos, por lo tanto fue necesario realizar una conversión de formato a uno, permitido para trabajar en el entorno de desarrollo para que pudieran ser leíbles y almacenables, para esta transformación de formato se siguieron 4 pasos listados y explicados a continuación.

Conversión de los datos formato edf a csv, esto se realizó mediante el software Emotiv Testbench, con la finalidad de ser leídos por Excel para el siguiente paso. En el paso dos se organizaron los datos como matriz desde Excel (xlsx), adicionalmente le elimina la fila uno, la cual consta de datos que son irrelevantes, la separación de los datos se realiza por medio de Matlab, utilizándose un código creado específicamente para la separación de los datos, en este se busca en los datos almacenados el vector de marcadores (contenidos en el mismo archivo), con el cual se señalan posiciones específicas que indican las secciones donde se almacenaron los movimientos realizados. El último paso de la preparación de los datos EEG consistió en el almacenamiento en formato .mat (formato para las variables de Matlab), con el cual se identificaba el movimiento almacenado para su posterior utilización en el



programa de identificación de la intensidad de movimiento. Por su parte las señales EMG estaban almacenadas en formato .txt, aunque contenían información y datos irrelevantes al proyecto, por lo tanto, se les realizó un alistamiento para la utilización al igual que con las señales EEG. En este caso solo consistía en 3 pasos explicados a continuación.

El primer paso de la preparación de los datos para su posterior utilización en el proyecto consistió en abrir los archivos almacenados en Excel, después separar los datos en columnas y eliminar las 3 primeras filas donde los datos entregados eran poco relevantes.

Este paso es muy similar al paso 3 realizado en la preparación de los datos EEG, la diferencia principal radica en la cantidad de canales con los que cuenta el archivo, para este caso solo 2 canales, por lo tanto, la matriz resultante con los datos fragmentados por movimiento es de menor tamaño (refiriéndose a la cantidad de filas almacenadas donde cada fila es un canal de lectura). Por último en este paso se almacenaban los movimientos en archivos .mat independientes para su posterior utilización en el desarrollo del proyecto. Para la obtención de las características relevantes de cada señal es necesario realizar una fragmentación o agrupamiento de los datos esto para realizar la medición de la señal cada 62,5 ms, tiempo que es necesario para realizar los procesos computacionales necesarios para la obtención de parámetros, aunque el lapso podría ser más corto fue necesario establecer esta longitud para obtener valores de voltaje promedios lo suficientemente significativos para notar cambios en la media de intensidad sin estar afectados directamente por las oscilaciones de la onda. Para la obtención de algunas características fue necesario realizar un análisis en frecuencia por lo tanto se hizo la realización de una transformada de *Hqwt kgt*, en este caso la transformada rápida de Fourier (FFT), y los algoritmos necesarios para realizar este método requieren un número determinado de muestras según su frecuencia, en el caso de las señales EEG tienen una frecuencia de 256 Hz, por lo cual para obtener valores por lo menos cada dos Hertz fue necesario la utilización de fragmentos de señal de 500 ms o 128 muestras, estos trozos más largos se actualizan al igual que los otros parámetros cada 62,5 ms reemplazando los datos más antiguos almacenados. Al final de la obtención se tendrán 8 muestreos más de promedio y rms que de parámetros de frecuencia, estos serán obviados por el sistema de identificación.

La finalidad de este programa es obtener los siguientes valores:

- Valor promedio de la señal cada 62,5 ms para EEG y EMG.
- Valor RMS de la señal cada 62,5 ms para EEG y EMG.
- Intensidad de las bandas de frecuencia presentes en la actividad electroencefálica en las bandas Alfa, Beta y Mu.

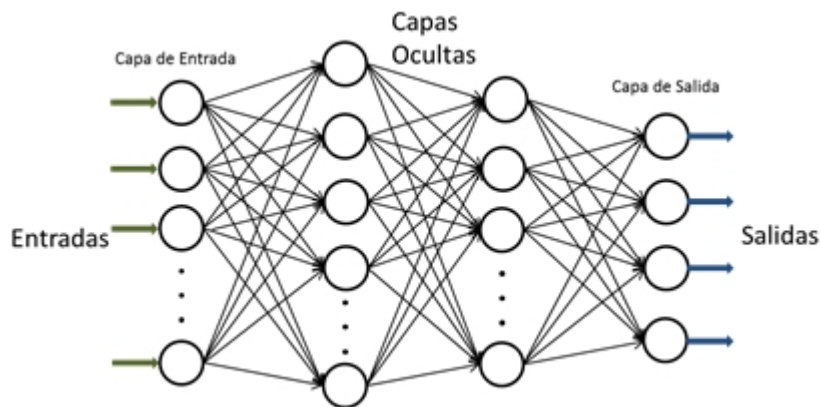
Es de tener en cuenta la cantidad de canales de muestra con los que se realizaron las pruebas, 14 canales para EEG y 2 canales para EMG, a todos estos canales se les realizó la obtención de características. El total de características obtenidas por cada 62,5ms de muestra es de 64, de las cuales sólo 4 son derivadas de la señal EMG. Las características obtenidas son directamente almacenadas en vectores temporales para su posterior utilización en la identificación de la intensidad de movimiento. Para la identificación de la intensidad de movimiento fue necesaria la implementación de algoritmos que reconocieran los patrones presentados por las señales adquiridas, específicamente de las 64 características que se obtuvieron anteriormente, por esto y con base en las principales ventajas que tiene se programó un sistema de inteligencia artificial, más específicamente una red neuronal tipo perceptrón multicapa.

Para la elección de la cantidad de neuronas en las capas ocultas se realizaron pruebas que modificaron el número de neuronas en cada capa para posteriormente evaluar el % de aciertos que entregaba cada configuración, estos resultados se muestran en la tabla 1.

Se escogió la configuración de 150 neuronas en la primera capa oculta y 80 en la segunda capa por el porcentaje de aciertos que entregaron, aunque otras configuraciones mostraron resultados con mayor índice de aciertos, el tiempo de entrenamiento y de nivel de procesamiento para calcular el resultado era mayor. El esquema de funcionamiento de la red neuronal implementada se muestra en figura 4

**Tabla 1.** Resultados de pruebas en configuración de red neuronal

Configuración y distribución de neuronas	Porcentaje de aciertos (en promedio de los 5 movimientos) (%)	Tiempo de entrenamiento en segundos
100/30	47,8	284
100/50	63,5	350
200/120	92,2	982
200/100	91,7	869
200/80	91,6	716
170/80	90,6	630
150/80	90,33	487
130/80	80,6	459



**Fig. 1.** Esquema de red neuronal multicapa.

Para el desarrollo del proyecto y tomando las características adquiridas de las señales se implementó el diseño red neuronal con distribución de perceptrón multicapa con los parámetros mostrados en la tabla 2.

**Tabla 2.** Características de la red neuronal utilizada

<b>Característica de la red neuronal</b>	<b>Valor</b>
Número de entradas	64
Número de capas ocultas	2
Cantidad de neuronas por capa oculta	150/80
Número de salidas	4
Entrenamiento	Retro propagación
Función de Activación	Sigmoide Tangente Hiperbólica

Como se mencionó en la tabla 4 la red neuronal se diseñó con 4 neuronas de salidas, que aunque tiene 16 posibles combinaciones de salida sólo se utilizarán 5 diferentes, las cuales se muestran en la tabla 3.

**Tabla 3.** Posibles combinaciones de salida en la red neuronal

<b>Movimiento</b>	<b>Salida 1</b>	<b>Salida 2</b>	<b>Salida 3</b>	<b>Salida 4</b>
Paso Derecho	1	-1	-1	-1
Paso Izquierdo	-1	1	-1	-1
Sentarse	-1	-1	1	-1
Levantarse	-1	-1	-1	1
Ningún movimiento	-1	-1	-1	-1

El programa consiste en la lectura de los datos obtenidos por medio del algoritmo de obtención de características descrito anteriormente, para su evaluación en la red neuronal implementada. El resultado se ve reflejado en una gráfica donde indica el momento de identificación del movimiento y cuál es el identificado (Fig. 5).



**Fig. 5.** Captura de Pantalla del software finalizado.

Para el entrenamiento de la red neuronal se utilizó el 60 % de los datos almacenados, este porcentaje se eligió de forma aleatoria entre todos los movimientos realizados por los sujetos de prueba. Para realizar el entrenamiento se programó el algoritmo para realizar un máximo de 3000 épocas, esto quiere decir que se realizan 3000 iteraciones, adicional a esto se utiliza una tasa de entrenamiento de 0,0015 (valor para realizar la retroalimentación del error).

Es de vital importancia tener en cuenta que cada movimiento, aunque se considera uno solo contiene una señal de por lo menos un segundo con lo cual la cantidad de muestras por cada movimiento es mínimo de 8 muestras evaluadas por ciclo, este valor puede cambiar según el sujeto de pruebas en el cual se realizó la muestra, aunque varía entre 1 y 1,2 segundos según los datos analizados. Para realizar las pruebas se dispuso del 40 % de los datos almacenados que no fueron utilizados para el entrenamiento de la red neuronal. Estos datos fueron seleccionados uno a uno por medio del software desarrollado. La prueba se realizó con 3 grupos de 20 señales para cada movimiento a identificar, durante la cual se obtuvo una caracterización y se catalogó según el resultado esperado y el obtenido.

Posterior a la realización de las pruebas en las cuales se introducía la señal de un movimiento conocido y se obtenía como resultado la identificación de un movimiento, los resultados se comparaban según el movimiento conocido como se muestran en las tablas 4, 5, 6, 7 y 8.

**Tabla 4.** Resultados de las pruebas para paso derecho

<b>Movimiento paso derecho</b>					
<b>Repetición</b>	<b>PD</b>	<b>PI</b>	<b>SE</b>	<b>LE</b>	<b>NM</b>
1	18	1	0	0	1
2	19	1	0	0	0
3	18	0	0	0	2

PD: paso derecho, PI: paso izquierdo.  
SE: sentarse, LE: levantarse.  
NM: ningún movimiento.

**Tabla 5.** Resultados de las pruebas para paso izquierdo

<b>Movimiento paso izquierdo</b>					
<b>Repetición</b>	<b>PD</b>	<b>PI</b>	<b>SE</b>	<b>LE</b>	<b>NM</b>
1	1	19	0	0	0
2	0	19	0	0	1
3	1	18	0	0	1

PD: paso derecho, PI: paso izquierdo.  
SE: sentarse, LE: levantarse.  
NM: ningún movimiento.

**Tabla 6.** Resultados de las pruebas para sentarse

<b>Movimiento sentarse</b>					
<b>Repetición</b>	<b>PD</b>	<b>PI</b>	<b>SE</b>	<b>LE</b>	<b>NM</b>
1	0	0	18	0	2
2	0	1	17	0	2
3	1	1	17	0	1

PD: paso derecho, PI: paso izquierdo.

SE: sentarse, LE: levantarse.  
 NM: ningún movimiento.

**Tabla 7.** Resultados de las pruebas para levantarse

<b>Movimiento Levantarse</b>					
<b>Repetición</b>	<b>PD</b>	<b>PI</b>	<b>SE</b>	<b>LE</b>	<b>NM</b>
1	1	1	0	18	0
2	0	2	0	18	0
3	1	0	0	18	1

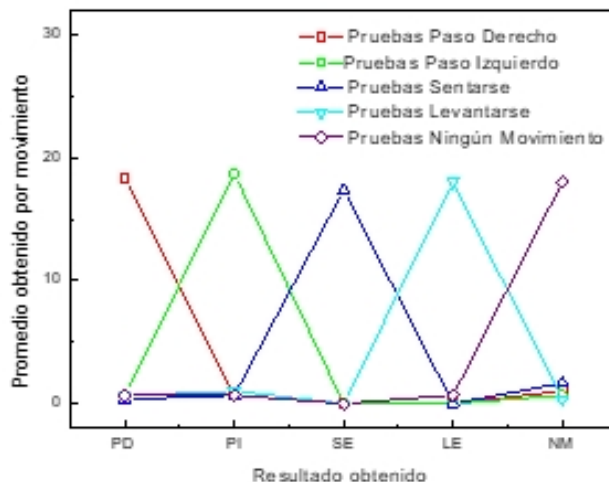
PD: paso derecho, PI: paso izquierdo.  
 SE: sentarse, LE: levantarse.  
 NM: ningún movimiento.

**Tabla 8.** Resultados de las pruebas para ningún movimiento

<b>Ningún Movimiento</b>					
<b>Repetición</b>	<b>PD</b>	<b>PI</b>	<b>SE</b>	<b>LE</b>	<b>NM</b>
1	1	1	0	1	17
2	0	1	0	1	18
3	1	0	0	0	19

PD: paso derecho, PI: paso izquierdo.  
 SE: sentarse, LE: levantarse.  
 NM: ningún movimiento.

Con los datos arrojados por la prueba de análisis de varianzas de múltiples factores se obtuvo el promedio de aciertos en las pruebas realizadas para cada movimiento, así mismo los promedios de los fracasos para cada salida posible, esto se muestra en la figura 6.



**Fig. 6.** Gráfica comparativa de los promedios de aciertos del sistema por cada movimiento.

Los promedios obtenidos para las pruebas realizadas con 20 muestras tienen valores superiores a 17,33 aciertos con respecto a cada movimiento, es el mayor de estos promedios 18,66. Con los resultados obtenidos se calculó el porcentaje de aciertos para cada movimiento realizado y la probabilidad de obtener resultados erróneos, esto se puede observar en la tabla 9.

Según lo mostrado se evidencia que existe una relación entre los movimientos efectuados, aunque el movimiento específico identificado tiene una probabilidad de acierto muy elevada (por lo menos del 86,66 %), existe posibilidad de presentar una identificación incorrecta que puede alcanzar niveles del 8,33 % para algunos movimientos específicos. Con los resultados obtenidos se incluyó en la interfaz gráfica la probabilidad de acierto obtenida durante las pruebas realizadas.



**Tabla 9.** Porcentaje de aciertos por cada movimiento efectuado

<b>Movimiento/porcentaje de aciertos</b>	<b>PD</b>	<b>PI</b>	<b>SE</b>	<b>LE</b>	<b>NM</b>
PD	91,66 %	3,33 %	0	0	5 %
PI	3,33 %	93,33 %	0	0	3,33 %
SE	1,66 %	3,33 %	86,66 %	0	8,33 %
LE	3,33 %	5 %	0	90 %	1,66 %
NM	3,33 %	3,33 %	0	3,33 %	90 %

PD: paso derecho, PI: paso izquierdo.  
 SE: sentarse, LE: levantarse.  
 NM: ningún movimiento.

## CONSIDERACIONES FINALES

Por medio del estudio desarrollado se implementó un sistema para la identificación de la intensidad de movimiento, mediante señales electrofisiológicas a través de métodos para la identificación de patrones en dichas señales, con lo cual se obtuvieron probabilidades de acierto entre 86,66 % y 93,33 % según cada movimiento específico en las pruebas realizadas con los datos obtenidos de sujetos de prueba.

Se evidenció que para la identificación de patrones en señales electrobiológicas es factible la utilización de redes neuronales artificiales multicapa, debido a la velocidad de identificación de patrones, esto una vez se ha realizado el correspondiente entrenamiento. Con los resultados obtenidos, especialmente el tiempo de procesamiento en la etapa de identificación de patrones se concluye que es posible realizar una futura implementación del desarrollo en sistemas electrónicos embebidos, para su utilización sobre los equipos a controlar dado el bajo gasto computacional requerido. El desarrollo permitió establecer e identificar las señales (EEG y EMG), posiciones y cantidad de electrodos de medición (elegidos de las posiciones del Emotiv y el músculo dorsal cerca de la columna toracolumbar) y características necesarias como voltaje RMS, voltaje promedio e intensidad de las bandas

frecuenciales para la identificación de la intensidad de movimiento mediante los biopotenciales elegidos.

Para el desarrollo del sistema de identificación de la intensidad de movimiento se utilizaron equipos comerciales de precisión limitada, por lo tanto se presentó un reto adicional, esto debido a el objetivo de su funcionalidad, aunque se podría diseñar con equipos más precisos y superiores en características técnicas, fue necesario tener en cuenta la portabilidad y practicidad en la obtención de las señales, por consiguiente se hizo indispensable la utilización de equipos con transmisión inalámbrica de los datos.

### **Agradecimientos**

Producto derivado del proyecto IMP-ING-2135 financiado por la Vicerrectoría de Investigaciones de la Universidad Militar Nueva Granada- Vigencia 2016.

## **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Ferris DP. The exoskeletons are here. *NeuroEngineering Rehabil.* 2009;6(1):1-3.
2. Réidei GP. Research on Exoskeletons at the TU Berlin. *Advances in Robotics Research;* 2009. p. 335-46.
3. Sangwook K, Zhibin Y, Minho L. Understanding Human Intention by Connecting. *Neural Networks;* 2017.
4. Ximena O. Predicting Targets of Human Reaching Motions Using Different Sensing Technologies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2013;60(9):2645–54.
5. Anjum Naeem M, Javaid I, Mohsin I. EEG signals classification and determination of optimal feature-classifier combination for predicting the movement intent of lower limb. In 2016 2nd International Conference on Robotics and Artificial Intelligence (ICRAI). Rawalpindi, Pakistan; 2016. p. 45-9.

6. Lorena Alvarez O. Acondicionamiento de Señales Bioeléctricas. Pereira, Colombia: Universidad Tecnológica de Pereira – UTP; 2007.
7. Trout G, Martinez M. Conceptos básicos de electroencefalografía. Revista facultad de ciencias de la salud universidad del magdalena. 2006;3(1):18-23.
8. Gautam A, Narain Y, Pal A. Evaluation of Bioelectric Signals for Human Recognition. In International Conference on Intelligent Computing, Communication & Convergence ((ICCC-2014), Bhubaneswar. Odisha, India; 2015. p. 746–52.
9. Trans Cranial Technologies. 10/20 System Positioning. Hong kong: Manual Trans Cranial Technologies LTD; 2012
10. Ramiro M, Vergara Á, Vázquez G, Hernández E, Juárez L. Detección y Acondicionamiento de Señales Mioeléctri. In 10 congreso Nacional de Mectrónica. Puerto Vayarta, Jalisco; 2011.
11. Antti K. Modelling ECG signals with hidden Markov Models. Artificial Intelligence in Medicine. 1996;8:453-71.

### **Conflicto de intereses**

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

### **Contribuciones de los autores**

Mauricio Plaza: Líder de la investigación, desarrollador de la idea y supervisor del trabajo realizado, coanalista de resultados, validador, revisor del documento.

Fredy Bernal: Investigador, programador, asistente en realizar las pruebas, coanalista de resultado, redactor del documento.