

# DetECCIÓN DE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR POR PROCESAMIENTO DE EMG DE SUPERFICIE E INTERFAZ CON UN EXOSQUELETO

Florencia Boccarato<sup>1</sup>, Cecilia Villa Parra<sup>2</sup>,  
Isabel Morales, Andrea Mattiozzi<sup>3</sup> and Franco Simini<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Estudiante del XXX Seminario de Ingeniería Biomédica 2021.

<sup>2</sup>Conferencista del Seminario del día 5 de mayo de título “Proyecto y construcción de exoesqueletos”, Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador.

<sup>3</sup>Docentes del XXX Seminario de Ingeniería Biomédica 2021.

---

**Abstract**— In this paper the motion intention recognition problem is presented as a particular application of the muscular activation detection via superficial EMG processing. Based on an analysis of the exoskeleton market, it is recognized that, at the moment, this type of orthosis is not widely commercialized and that the models available tend to be costly.

The main motives for this situation are diagnosed: the need and the cost of the calibration of the exoskeleton to each user’s EMG particular signals, the computational cost of the real-time processing of this type of signals using light hardware and the need to eliminate the noise components of the input signals without losing information nor generating delays.

Possible solutions to the difficulties stated above include the use of Moving Average filters, the extraction of multiple characteristics in conjunction with the implementation of PCA and the use of adaptive filters or Machine Learning techniques for the personalized calibration.

It is avouched that, nowadays, the constraints on the development of this equipment relays on the hardware limitations but it is envisaged that, in the next couple years, this situation will change.

**Keywords**— Electromyography, exoskeletons, control systems, signal processing.

**Resumen**— En este trabajo se presenta el problema de la detección de intención de movimiento como aplicación de la detección de la activación muscular por el procesamiento de EMG de superficie. A partir de un análisis del mercado comercial de exoesqueletos, se reconoce que este tipo de órtesis no es muy comercializado actualmente y que, aquellas modelos que se asemejan más a un control completamente biofísico, suelen ser poco accesibles.

Se diagnostican los principales motivos para esta situación: la necesidad y el costo de calibrar cada exoesqueleto a las señales EMG particulares de cada usuario, el costo computacional del procesamiento en tiempo real de este tipo de señales utilizando hardware liviano y la necesidad de eliminar componentes de ruido de las entradas sin perder información ni generar retardos.

Posibles soluciones a las problemáticas planteadas a analizar son la utilización de filtros Moving Average, la extracción de varias características junto con la aplicación de PCA, y el uso de filtros adaptivos o técnicas de Machine Learning para la calibración personalizada.

Se entiende que, por el momento, la limitante en el desarrollo de estos equipos está en el desarrollo de hardware pero se prevé que en poco tiempo el control por electromiografía ocupe un lugar más significativo en la industria.

**Palabras clave**— Electromiografía, exoesqueletos, sistemas de control, procesamiento de señales.

---

## INTRODUCCIÓN

El presente trabajo profundizará en la utilización de señales electromiográficas para la detección de la activación muscular y, en particular, en su aplicación como entrada al sistema de control de un exoesqueleto. A estos efectos, es necesario realizar una mínima descripción de dichas señales.

La electromiografía es una disciplina focalizada en la detección, el análisis y el uso de las señales eléctricas generadas por la contracción muscular. Estas señales se pueden explicar utilizando un modelo de membrana semipermeable para describir las propiedades eléctricas de las fibras musculares. Bajo este presupuesto, la membrana de la fibra muscular permanece en equilibrio iónico cuando está en reposo y, de esta manera, se genera un potencial de reposo constante en la misma del orden de los -100 mV. Una vez que el cerebro envía la orden de contraer cierto músculo, este equilibrio se rompe y se llega a diferencias de potencial del orden de los 30 mV. Sensando este cambio mediante electrodos es posible determinar la contracción del músculo [1].

Existen dos técnicas de electromiografía (EMG): la EMG invasiva y la EMG de superficie. La EMG invasiva consiste en insertar el electrodo a nivel intramuscular, mientras que la EMG de superficie se realiza colocando los electrodos sobre la superficie de la piel. Si bien la EMG de superficie presenta grandes ventajas en términos de comodidad del paciente, las medidas no son tan precisas y, al estar trabajando con señales de tan baja tensión, se presenta un desafío a la hora de distinguir las mismas de posible ruido aditivo en la señal.

A pesar de que se han publicado diversos resultados y técnicas para la obtención de patrones en dichas señales, no se ha alcanzado un estándar todavía. De todas formas, el fundamento de las variantes es el mismo: solicitar al paciente que genere cierta contracción del músculo a ser estudiado con mayor o menor ímpetu y, a partir de las señales, utilizar tanto la característica de amplitud de la señal temporal como su representación espectral para distinguir los movimientos voluntarios de aquellas contracciones involuntarias. Una vez que es posible determinar con certeza la activación voluntaria de un músculo, es posible utilizar esta información para muy diversas aplicaciones; entre ellas la interacción con un exoesqueleto [2].

## I. DESARROLLO

### A. *Fundamentos del control y el uso de exoesqueletos.*

Un exoesqueleto es una estructura que se usa sobre el cuerpo, como si fuera una prenda de vestir, y tiene como objetivo potenciar ciertas áreas del cuerpo humano y facilitar el movimiento. Esta necesidad de refuerzo puede tener distintos orígenes y, a partir de los mismos, se puede clasificar los exoesqueletos en tres tipos.

En primer lugar están los exoesqueletos industriales. Estos son diseñados para ser utilizados por personas completamente funcionales y buscan servir como apoyo durante la realización de cierta tarea mecánica para así evitar posibles lesiones en los trabajadores y, a su vez, obtener una mejoría en su desempeño. Por otro lado, los exoesqueletos para asistencia de rehabilitación son diseñados para utilizarse durante el proceso de recuperación de distintos tipos de lesiones, funcionando como soporte para una variedad de ejercicios. Por último, existen otros modelos de órtesis que se diseñan para personas con alguna discapacidad y que se utilizan como medio para que el paciente pueda realizar ciertas operaciones o movimientos que, de otra manera, no le resultarían posibles.

Otra posible clasificación para las órtesis es entre pasivas y activas. Esta diferencia radica en si el esqueleto posee o no actuadores y, en consecuencia, un sistema de control para los mismos. El control puede darse a partir de distintas medidas sensoriales; es común encontrar en la industria exoesqueletos con sensores de presión, de velocidad y demás propiedades que buscan caracterizar el movimiento de una cierta articulación para poder indicarle al actuador cómo colaborar en el movimiento. Estos sensores suelen ser robustos, con señales claramente distinguibles y poco sensibles al ruido.

Otro tipo de control, en el cual se profundizará durante este trabajo, proviene de la detección de intención de movimiento. Es decir, lo que se busca es detectar a partir de señales biológicas, por ejemplo EMG, qué movimiento se desea realizar y utilizar esta información como entrada al sistema de control. Es claro que, si se realiza exitosamente, este método de control logra una mejor integración del exoesqueleto al movimiento de una persona. Sin embargo, estas señales presentan la particularidad de ser débiles e inestables y no suele ser fácil realizar el procesamiento necesario para la detección de patrones de activación muscular en tiempo real. Otra gran limitante para la utilización de estas señales es el peso del hardware donde se va a llevar a cabo el procesamiento; dado que es un dispositivo “wearable” debe ser suficientemente cómodo y liviano para no interferir con el movimiento.

### B. *Sistemas de control de modelos comerciales.*

Se procedió a realizar un estudio de campo para poder detectar cuáles métodos de control son más utilizados en los modelos comerciales en la actualidad. Para ello, se eligieron unos pocos modelos representativos para estudiar su estructura. Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla I [3], [4].

TABLA I  
ESTUDIO COMPARATIVO DEL SISTEMA DE CONTROL DE EXOSQUELETOS COMERCIALES.

Modelo	Fabricante	Método de sensado
CyberGrasp – mano robótica	CyberGlove Systems LLC	22 sensores de flexión en guante
HAL – cuerpo completo	CyberDyne	EMG
REX – extremidades inferiores	Rex Bionics	Controlador manual
eLEGS – extremidades inferiores	Ekso Bionics	Sensores de fuerza y movimiento
PoweLoader – cuerpo completo	Panasonic	4 sensores de fuerza en manos y piernas
Hand Of Hope – mano robótica	Gogoa Mobility Robots	2 sensores EMG
IronHand	Bioservo	Sensores de presión en palma y dedos

La Tabla I evidencia que, si bien hay varias empresas incursionando en el control de exosqueletos mediante señales biofísicas, este no suele ser el mecanismo principal. A su vez, el sensado por EMG suele estar asociado a exosqueletos con objetivo asistencial o de rehabilitación, siendo este tipo de control muy raro en exosqueletos industriales.

### C. Integración de la señal EMG al sistema de control.

En caso de que la aplicación del exosqueleto requiera una integración orgánica entre la intención de movimiento de la persona y el accionamiento de los actuadores, puede ser justificable el uso de EMG a pesar de su costo computacional. En este marco, un primer estudio a realizar es cuántos electrodos se precisan y en qué posiciones para poder asegurar que las señales obtenidas reflejan verdaderamente el movimiento deseado. En este problema es fundamental el grado de libertad de la órtesis; los movimientos de la mano, por ejemplo, suelen ser muy complejos mientras que aquellos de los codos no lo son tanto.

SUEFUL-6 [5], por ejemplo, es un exosqueleto para extremidad superior desarrollado en Japón que cuenta con 6 grados de libertad y utiliza señales provenientes de 14 sensores de EMG como entrada al sistema de control. Si bien físicamente lo que se conoce son las señales de la activación de distintos músculos, su utilidad radica en que a partir de ellas se puede estimar el torque de distintas articulaciones (en este caso hombro en dos ejes, codo, antebrazo y muñeca en dos ejes). Para ello se plantea el siguiente sistema matricial, donde el peso  $w$  de cada sensor es definido previamente a partir del conocimiento anatómico del problema,  $Ch$  representa el RMS de las señales de los distintos sensores y  $\tau$  los torques previamente mencionados.

$$\begin{bmatrix} \tau_{sv} \\ \tau_{sh} \\ \tau_e \\ \tau_f \\ \tau_{wf} \\ \tau_{wr} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w_{sv1} & w_{sv2} & \dots & w_{sv13} & w_{sv14} \\ w_{sh1} & w_{sh2} & \dots & w_{sh13} & w_{sh14} \\ w_{e1} & w_{e2} & \dots & w_{e13} & w_{e14} \\ w_{f1} & w_{f2} & \dots & w_{f13} & w_{f14} \\ w_{wf1} & w_{wf2} & \dots & w_{wf13} & w_{wf14} \\ w_{wr1} & w_{wr2} & \dots & w_{wr13} & w_{wr14} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Ch1 \\ Ch2 \\ \cdot \\ \cdot \\ Ch13 \\ Ch14 \end{bmatrix}$$

Este sistema debe ser calibrado. La matriz de pesos tiene un valor por defecto basada en la anatomía del problema, sin embargo, usualmente estos valores no derivan en el mejor control. Es necesario ajustarlos al usuario, lo cual se logra realimentando el sistema a través de sensores de fuerza y posición. De esta manera, el sistema obtiene como entradas la posición obtenida y la posición deseada y puede, mediante distintos algoritmos, aprender los pesos óptimos de este problema. En este caso, el algoritmo de ajuste es similar a una red neuronal con 3 capas ocultas. En general, suelen usarse para este problema variadas arquitecturas de RNNs, CNNs y SVM.

La Figura 1 presenta un esquema del sistema de control completo para una órtesis de rodilla [6]. Sobre el cuerpo se utilizan tanto sensores EMG como ‘pose sensors’, con el objetivo de controlar la posición real de la rodilla en todo momento. Esta información se usa en dos etapas distintas: la calibración, indicada por líneas punteadas, y el control del actuador.

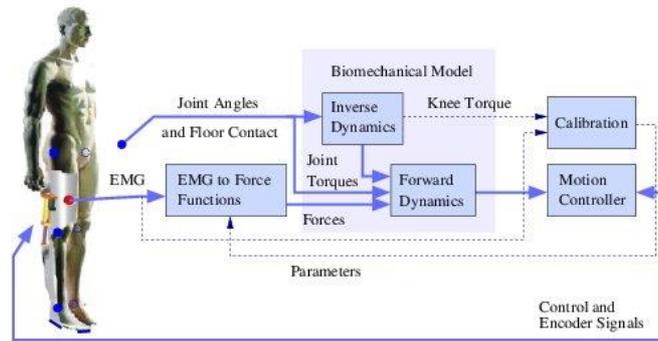


Fig. 1: Flujo de información del sistema de control de una órtesis de rodilla. Tomado de Fleischer [6].

#### D. Preprocesamiento de la señal EMG.

Un aspecto relevante de SUEFUL-6 es la utilización de un filtro Moving Average (MA) en la obtención de la señal de comando de los actuadores. Este filtro realiza un promedio de las  $N$  últimas muestras obtenidas y, de esta manera, consigue suavizar señales que son ruidosas por naturaleza. La utilización de este tipo de filtros se evalúa como sumamente importante por dos motivos fundamentales. En primer lugar, los rebotes en la señal de comando del actuador generarían el encendido y apagado continuo de la órtesis lo cual resultaría sumamente molesto para el usuario, pudiendo asemejarse a un temblor continuo en un miembro y generando desconfianza en la extremidad robotizada. Por otro lado, el arranque de un motor es un estado en el cual se consumen grandes cantidades de corriente y, en consecuencia, se generan calentamientos dentro del sistema. Operar constantemente en un estado de arranque lleva, indiscutiblemente, a la disminución de la vida útil del equipo o a que se quemen los componentes.

El promediado, de todas maneras, puede presentar ciertos inconvenientes. El principal consiste en un retardo entre el momento en que se activa la señal bioeléctrica y el momento en que se energiza el actuador. Qué tan relevante es este retardo depende en gran medida de la instrumentación; los sensores utilizados en la industria cuentan con frecuencias de muestreo muy dispares. En particular, dos de los modelos analizados anteriormente presentaban valores de 112 muestras por segundo contra 435 muestras por segundo. Realizar un promedio de 100 muestras no parece derivar en un retardo significativo cuando los sensores y el microprocesador utilizados son rápidos como en el segundo modelo, pero en el de 112 muestras sí parece ser apreciable.

Otro inconveniente de utilizar promedios proviene de la necesidad de contar con una memoria en el sistema para poder almacenar esas muestras pasadas, en comparación con un tipo de control algebraico. Esto deriva en procesadores más costosos y probablemente más pesados, lo cual es una limitante para la aplicación en exoesqueletos. En casos en que no se cuente con sensores de alta velocidad o con controladores con memoria, se propone como alternativa para eliminar el ruido en las muestras utilizar otro electrodo sensando únicamente ruido y poder, a partir de la diferencia entre las señales obtenidas, estimar más precisamente la señal EMG.

Debido a estos efectos no deseados, surgieron algunas alternativas al uso de RMS como única característica de entrada al sistema de control. En [7]–[9] se presentan una serie de posibles procesamientos a la señal EMG para adecuarla a la aplicación de un exoesqueleto. En primer lugar, se sugiere amplificar la señal EMG y filtrar las componentes de baja frecuencia para reducir el ruido y las de alta frecuencia para eliminar patrones no deseados. Se estima que las señales EMG poseen un 95% de su información en los armónicos menores a 400 Hz, por lo cual los límites del filtro pasabanda suelen elegirse rondando los 100 Hz – 500 Hz.

Una vez que la señal es recortada y digitalizada, se procede al cálculo de las características más relevantes para la detección de la intención de movimiento. Estas se dividen según su soporte. Las características principales en el dominio temporal incluyen el valor medio absoluto, el valor medio absoluto en pendiente, la amplitud de Willison, la varianza, los cruces por cero y el valor RMS. Si bien las señales EMG son no estacionarias y no lineales, para intervalos temporales cortos pueden modelarse como procesos autorregresivos y clasificarse a partir de la estimación de sus coeficientes.

En el dominio de la frecuencia suelen ser significativas la potencia promedio, la potencia máxima y la frecuencia de la máxima potencia. Con el objetivo de reducir el tiempo de procesamiento se realiza una Descomposición en Componentes Principales (PCA) del espacio de características y se trabaja únicamente con las *features* que presenten mayor varianza.

## II. CONCLUSIONES

La utilización de señales electromiográficas como método de control de exoesqueletos es muy prometedora y tiene el potencial de crear equipos sumamente completos y bien integrados. En términos generales, el tratamiento necesario para poder adecuar estas señales al sistema de control del exoesqueleto consiste en eliminar las componentes de mayor ruido, digitalizarlas y extraer las características más informativas de la señal. Algunos pasos que se destacan en el control son la calibración del exoesqueleto para la detección de las señales EMG de un usuario en particular y la incorporación de algún método de eliminación de ruido, para lograr un mejor control sobre los actuadores.

Si bien el desarrollo en términos de investigación y software está bastante avanzado, por el momento no se cuenta con el hardware necesario para lograr un dispositivo cómodo, potente y económico al mismo tiempo. El costo computacional del procesamiento de señales débiles en tiempo real implica dispositivos costosos y, por lo general, de gran tamaño, no

logrando adecuarse bien a la implementación deseada. Esta limitante implica que los exoesqueletos con control biofísico queden relegados en la industria.

Por el momento, el uso de EMGs en el control de exoesqueletos suele darse como un control conjunto entre señales biofísicas y de sensores externos, para así contar con un soporte extra al momento de identificar los comandos a enviar a los actuadores. Sin embargo, con el constante crecimiento que se da en el desarrollo tanto de hardware como de software en el área de filtros adaptivos y machine learning, se puede aspirar a un crecimiento en el uso de este tipo de control para las órtesis motorizadas.

#### REFERENCIAS

- [1] E. G. Muñoz and G. Méndez-Rebolledo, "Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación," *Salud Uninorte*, vol. 34, no. 3, pp. 753–765, Aug. 06, 2018.
- [2] R. Álvarez Fiallo, C. Santos Anzorandia, and E. Medina Herrera, "Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico," *Revista Cubana de Medicina Militar*, vol. 35, no. 4, Jun. 2006.
- [3] P. Riesco Gil, "DESARROLLO DE SISTEMA PARA EL ESTUDIO DE EXOESQUELETOS DE EXTREMIDADES INFERIORES CONTROLADOS MEDIANTE SENSORES," 2018.
- [4] M. Bouzit, G. Burdea, G. Popescu, and R. Boian, "The Rutgers Master II - New design force-feedback glove," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 7, no. 2, pp. 256–263, Jun. 2002, doi: 10.1109/TMECH.2002.1011262.
- [5] R. Gopura and K. Kiguchi, "EMG-Based Control of a 6DOF Upper-Limb Exoskeleton Robot," May 2009.
- [6] C. Fleischer, C. Reinicke, and G. Hommel, "Predicting the intended motion with EMG signals for an exoskeleton orthosis controller," in *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS, 2005*, pp. 2029–2034. doi: 10.1109/IROS.2005.1545504.
- [7] M. Zecca, S. Micera, M. C. Carrozza, and P. Dario, "Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal," 2002.
- [8] J. Villarejo, E. Caicedo, and O. Campo, "Detección de la Intención de Movimiento Durante la Marcha a Partir de Señales Electromiográficas," Colombia, 2008.
- [9] G. Betancourt, E. Giraldo, and J. Franco, "RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE MOVIMIENTO A PARTIR DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS," *Scientia Et Technica*, vol. 10, no. 26, pp. 53–58, Dec. 2004, [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/44131169>