

Las neuronas motoras espinales reciben entradas impulsivas que afectan a su comportamiento lineal a nivel poblacional

Javier Yanguas Mayo¹, Pablo Laguna Lasaosa¹, Jaime Ibáñez Pereda¹

¹ Afiliación: Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSICoS) Group, Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), IIS Aragon, Universidad de Zaragoza
Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.
Tel. +34-976762707, e-mail: jyanguas@unizar.es

Resumen

Motivado por las señales oscilatorias observadas en el cerebro, tradicionalmente se ha considerado que el sistema nervioso central (SNC) transmite señales continuas estacionarias a las neuronas motoras espinales (NM). Empleando un modelo computacional y datos experimentales, planteamos la posibilidad de que el SNC envíe a las NM entradas discretas impulsivas.

Introducción

Las NMs son los últimos elementos presentes en el sistema nervioso motor. Como tal, reciben información procedente de muy diversas fuentes y la procesan para enviarla a los músculos, los cuales generan fuerzas y movimientos. En una simplificación del sistema motor, dentro de un mismo conjunto de NMs, las entradas que reciben pueden modelarse como comunes, señales proyectadas a todas las neuronas del conjunto, o independientes, diferentes para cada neurona.

Según se describe en la literatura, el hecho de que cada neurona individual refleje parcialmente la dinámica de una entrada común implica que la suma de las actividades de las diferentes neuronas representa una estimación fiable de esa entrada común. Es decir, el conjunto de todas las NMs actúa como un sistema lineal [1]. Este mecanismo está bien descrito para entradas continuas estacionarias, como las de tipo oscilatorio. Sin embargo, la influencia de entradas despolarizantes de tipo discreto o intermitente en la actividad de las NMs y su comportamiento lineal no ha sido estudiada con detalle.

En este estudio, combinamos el análisis de datos experimentales procedentes de sujetos humanos sanos con el empleo de un modelo computacional biofísicamente realista para analizar los efectos de entradas comunes de tipo impulsivo sobre la actividad de las NMs.

Métodos

Modelo computacional

El modelo utilizado para las simulaciones es el mismo que se utilizó en [2]. El modelo simula un conjunto de 177 MN de tipo lento. Cada una de las 177 MN se representa como un modelo de dos compartimentos basado en conductancias, siguiendo cinéticas del tipo Hodgkin-Huxley. Las NMs simuladas tenían una tasa de disparo media de 10.5 Hz.

Escenarios simulados

Para analizar el comportamiento de las NMs cuando reciben entradas intermitentes de tipo impulsivo, simulamos un tren de deltas (pulsos) con una frecuencia de 1 Hz. Cada pulso tenía la potencia suficiente para despolarizar a una proporción media del 50% de las NMs e inducir un potencial de acción. Se realizaron 10 simulaciones de 30 segundos cada una.

Para analizar el paradigma clásico de entradas estacionarias, se simuló otro escenario en el que las NMs reciben una entrada común continua cuya frecuencia coincidía con la tasa de disparo media del conjunto. Esta señal se simuló filtrado ruido blanco a la frecuencia de la tasa de disparo media del conjunto. Se realizaron 10 simulaciones de 30 segundos cada una.

Datos experimentales

Los datos experimentales empleados en este trabajo provienen de otro estudio [3]. Se analizaron los datos del tibial anterior de 14 sujetos sanos realizando una fuerza isométrica al 10 % de su fuerza máxima voluntaria. Las señales de electromiografía se registraron con electrodos superficiales y fueron descompuestas para obtener los trenes de pulsos de las NMs.

Métricas utilizadas

Para poder comparar los datos obtenidos en los dos escenarios simulados con los datos experimentales, utilizamos el espectro de potencias de la población de neuronas motoras y la coherencia intramuscular entre subconjuntos de distintas motoras. También se utilizó por primera vez para NMs espinales la *SPIKE distance*, una métrica que detecta sincronización entre trenes de pulsos de distintas neuronas. La *SPIKE distance* se evaluó en instantes en los que la actividad conjunta de las neuronas a la frecuencia de la tasa de disparo era máxima y en instantes de tiempo aleatorios.

Resultados

Los dos escenarios simulados son capaces de reproducir el espectro de potencias experimental, dominado por el pico en la tasa de disparo. En el caso de las entradas impulsivas, esto se debe a que cada pulso impone un comportamiento no lineal en el sistema, generando periodos de actividad sincrónica entre las NMs. Sin embargo, el patrón observado en la coherencia intramuscular sólo es reproducido por las entradas impulsivas. Lo mismo sucede con la sincronización observada en datos experimentales, sus dinámicas temporales son mejor capturadas por el escenario de entradas impulsivas y no son correctamente reproducidas por el paradigma de entradas estacionarias.

Conclusiones

La principal conclusión de este estudio es que las NMs espinales no reciben toda su información en forma de señales estacionarias, como se ha asumido tradicionalmente, sino que reciben una parte significativa de la misma en forma de entradas intermitentes impulsivas. Estas entradas despolarizan las NMs, sincronizando sus actividades, lo que impone un comportamiento no lineal en el sistema.

REFERENCIAS

- [1]. FARINA, Dario; NEGRO, Francesco; DIDERIKSEN, Jakob Lund. The effective neural drive to muscles is the common synaptic input to motor neurons. *The Journal of physiology*, 2014, vol. 592, no 16, p. 3427-3441.
- [2]. WILLIAMS, Elizabeth R.; BAKER, Stuart N. Circuits generating corticomuscular coherence investigated using a biophysically based computational model. I. Descending systems. *Journal of neurophysiology*, 2009, vol. 101, no 1, p. 31-41.
- [3]. IBÁÑEZ, J., et al. Only the fastest corticospinal fibers contribute to β corticomuscular coherence. *Journal of Neuroscience*, 2021, vol. 41, no 22, p. 4867-4879.

Agradecimientos:

Este estudio ha sido financiado por el Consejo Europeo de Investigación (ECHOES project; ID - 101077693).

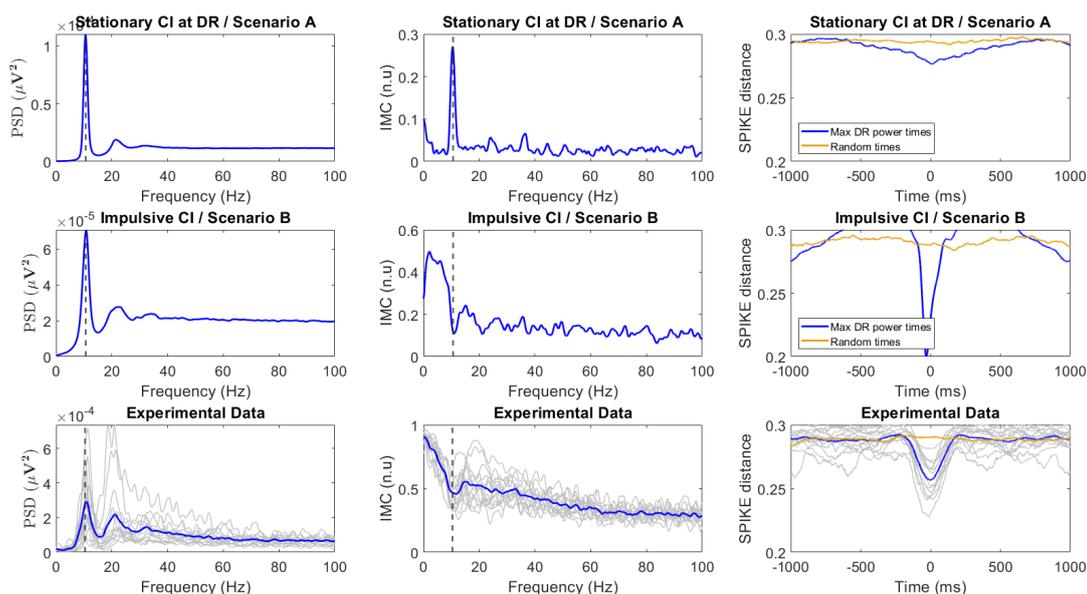


Figura 1: comparación de datos experimentales (fila inferior) y simulados (filas superior y media), empleando el espectro de potencias (columna izquierda), la coherencia intramuscular (columna central) y la *SPIKE distance* (columna derecha).