

Jornadas de Automática

Sistema de estimulación multimodal usando ROS2 para el estudio de aferencias y estímulos propioceptivos.

Gavilanes, Javier J.^{a,*}, Vizuete, Mishell A.^b, Rocon, Eduardo^c, Del-Ama, Antonio J.^d, Lora Milan, Julio Salvador^d

^aFacultad de Mecánica, Escuela Superior Politécnica del Chimborazo, Riobamba, Ecuador.

^bFacultad de Ciencias de la Salud, Universidad Técnica Particular de Loja, Loja, Ecuador.

^cCentro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas–Universidad Politécnica de Madrid (CSIC-UPM), Madrid, España.

^dGrupo de Investigación en Sistemas y Tecnologías para la Bioingeniería (BeST), Universidad Rey Juan Carlos, Madrid, España,

To cite this article: Gavilanes, Javier J.; Vizuete, Mishell A.; Rocon, Eduardo; Del-Ama, Antonio J.; Lora-Milan, Julio S. 2025. Multimodal stimulation system using ros 2 for the study of proprioceptive afference and stimuli. Jornadas de Automática, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12232>

Resumen

Este trabajo presenta el diseño e implementación de un sistema de estimulación eléctrica funcional (FES) y estimulación vibratoria con registro inercial en tiempo real, basado en ROS 2. Se mencionan algunos estudios previos con sistemas similares, los cuales establecen los parámetros a considerar y la estrategia para el desarrollo del prototipo. Se explican las fases para determinar los umbrales de percepción y motor de cada sujeto, el sistema permite ejecutar cuatro protocolos experimentales (FES-posición, FES-velocidad, VIB-posición y VIB-velocidad). La estimulación se administra a través del dispositivo TremUNA o mediante microactuadores vibratorios sincronizados con la cinemática del antebrazo. La arquitectura presentada posibilita el control preciso de la estimulación, la aleatorización de los ensayos y la segmentación automática de eventos, almacenando todos los datos para un análisis intra- e inter-sujeto. Los resultados demuestran la viabilidad de la plataforma como herramienta de investigación para estudiar la influencia de aferencias eléctricas y vibratorias sobre la propiocepción.

Palabras clave: FES, Propiocepción, Estimulación vibratoria, ROS2, Aferencia muscular.

Multimodal stimulation system using ROS2 for the study of proprioceptive afference and stimuli

Abstract

This work presents the design and implementation of a functional electrical stimulation (FES) and vibratory-stimulation system with real-time inertial recording, built on ROS 2. Previous studies using similar systems are reviewed to identify the key parameters and guide prototype development. The phases for determining each subject's sensory- and motor-threshold currents are described, and the platform supports four experimental protocols (FES-position, FES-velocity, VIB-position and VIB-velocity). Stimulation is delivered either through the TremUNA device or through micro-vibrators synchronized with forearm kinematics.

The proposed architecture enables precise stimulation control, trial randomization and automatic event segmentation while logging all data for intra- and inter-subject analysis. Results confirm the feasibility of the platform as a research tool for studying the influence of electrical and vibratory afference on proprioception.

1. Introducción

La propiocepción es un componente esencial del control motor, que permite a los individuos realizar movimientos precisos y ajustados sin la necesidad de supervisión visual constante. Esta capacidad sensorial se basa en la integración de

señales aferentes provenientes de mecanorreceptores musculares, tendinosos y articulares, que proporcionan información sobre la posición, el movimiento y la fuerza aplicada en las extremidades (Proske and Gandevia, 2012). Dentro de este sistema, los husos musculares y los órganos tendinosos de Golgi juegan un papel clave en la detección de cambios en la longi-

tud muscular y la tensión, respectivamente, contribuyendo así al control motor y la estabilidad articular (McCloskey, 1978).

2. Estado del arte

Los estudios sobre el control motor destacan que la propriocepción no solo proporciona información sensorial al sistema nervioso central, sino que también participa en la corrección de movimientos a través de circuitos reflejos y vías descendentes (Sherrington, 1910). Johansson y Vallbo demostraron que la densidad de mecanorreceptores en regiones como la mano humana permite una precisión excepcional en tareas motoras finas, lo que subraya la importancia de este sistema sensorial en la funcionalidad diaria (Johansson and Vallbo, 1979).

El deterioro de la propriocepción debido a lesiones neurológicas o envejecimiento puede llevar a una disminución significativa en la coordinación motora y el equilibrio (Kandel et al., 2013). Este aspecto ha motivado el desarrollo de terapias basadas en tecnologías como la estimulación eléctrica funcional (FES) y la estimulación vibratoria, con el objetivo de restaurar o compensar las funciones propioceptivas afectadas.

La estimulación eléctrica funcional FES utiliza impulsos eléctricos para activar fibras nerviosas aferentes y eferentes, generando contracciones musculares funcionales o modulando la percepción sensorial (Grill and Mortimer, 1995). Este método ha demostrado ser eficaz para restaurar funciones motoras en pacientes con lesiones medulares y accidentes cerebrovasculares, como se detalla en los trabajos de Chen (Chen et al., 2008) e Ibañez et al. (Ibañez et al., 2014).

2.1. Estimulación Vibratoria

La estimulación vibratoria actúa sobre mecanorreceptores cutáneos y musculares, como los corpúsculos de Pacini y Ruffini, induciendo aferencias sensoriales que pueden modular el control motor y la percepción propioceptiva (Johansson and Vallbo, 1979). La vibración estimula las fibras A-beta, lo que puede interferir con señales nociceptivas y mejorar la percepción del movimiento (Johansson and Vallbo, 1979). La estimulación repetitiva puede inducir cambios en la conectividad sináptica, facilitando la rehabilitación neuromuscular a largo plazo (Kandel et al., 2013).

La estimulación vibratoria también puede inducir ilusiones cinestésicas al activar las aferencias de los husos musculares, lo que genera percepciones erróneas de movimiento o posición en ausencia de desplazamiento real (Proske and Gandevia, 2018). Por ejemplo, la vibración de los músculos flexores del codo puede provocar la sensación de extensión del antebrazo, mientras que la vibración de los extensores puede inducir la sensación de flexión. Estas respuestas dependen de la diferencia de señal entre músculos antagonistas y están moduladas por propiedades musculares como la tixotropía. Estas ilusiones reflejan la integración de señales propioceptivas en la corteza somatosensorial, contribuyendo a la percepción del esquema corporal y al sentido de propiedad del cuerpo (Proske and Gandevia, 2018).

La vibración tendinosa aplicada durante la marcha puede modular de manera específica la cinemática articular sin alterar la coordinación general del patrón locomotor. Verschueren

et al. (2002) demostraron que la vibración del tendón del tibial anterior reduce la flexión plantar en el despegue, mientras que la vibración del tríceps sural disminuye la dorsiflexión durante el balanceo. Asimismo, la estimulación del cuádriceps femoral en la rodilla disminuye la flexión de esta articulación en la fase de balanceo. Estos efectos se atribuyen a ilusiones de alargamiento muscular inducidas por la vibración, que afectan el control en línea de la rotación articular. A pesar de estos cambios locales, la coordinación de todas las partes de la extremidad se mantiene, lo que sugiere que la vibración tendinosa puede utilizarse para modificar selectivamente parámetros de la marcha sin comprometer la estabilidad.

Una aplicación clínica concreta de la estimulación vibratoria sincronizada se ha desarrollado recientemente para abordar la congelación de la marcha (FOG, por sus siglas en inglés) en pacientes con enfermedad de Parkinson. Busink et al. (2025) diseñaron y validaron un sistema de estimulación vibratoria sincronizado con el ciclo de la marcha, que utiliza sensores de velocidad angular en las piernas para detectar eventos clave del ciclo de la marcha y activar vibradores en los músculos de las extremidades inferiores en momentos específicos. Aunque la velocidad de marcha no mostró cambios significativos, muchos participantes informaron una mayor comodidad y facilidad de movimiento, lo que sugiere que la vibración sincronizada puede influir positivamente en la experiencia de caminar, incluso sin cambios medibles en los parámetros de la marcha (Busink et al., 2025).

2.2. Estimulación eléctrica

La estimulación eléctrica funcional (FES) requiere una configuración precisa de parámetros para lograr activaciones musculares eficaces sin inducir fatiga o incomodidad. Frecuencias en el rango de 20 a 50 Hz han demostrado ser óptimas para generar contracciones musculares suaves y sostenidas, sin provocar tetanía o fatiga neuromuscular excesiva (Grill and Mortimer, 1995). Este rango de frecuencia favorece una activación sincrónica de las unidades motoras, simulando patrones fisiológicos de contracción. Por otro lado, la duración de los pulsos eléctricos juega un papel fundamental en la selectividad de la estimulación: anchos de pulso de entre 200 y 400 μ s son comúnmente utilizados para reclutar fibras nerviosas de gran diámetro, como las fibras A-beta, que tienen un umbral de activación más bajo y están estrechamente relacionadas con el procesamiento propioceptivo (Rattay, 1999). Estas fibras conducen información relacionada con el tacto y la posición articular, y su estimulación selectiva puede mejorar el control motor y la percepción sensorial en intervenciones de rehabilitación. Es fundamental que la intensidad de la corriente utilizada durante FES sea calibrada individualmente para cada paciente. Protocolos estandarizados establecen la necesidad de determinar el umbral mínimo de percepción sensorial antes de iniciar la intervención, a fin de evitar estímulos dolorosos o ineficaces. Esta evaluación se basa en la identificación del umbral de detección táctil, que varía según la localización anatómica, el estado del tejido, y la sensibilidad del paciente (Ferrington et al., 1977). Una vez determinado este umbral, se puede establecer una ventana terapéutica de estimulación segura, donde se garantiza que el estímulo es suficiente para activar las vías nerviosas deseadas sin comprometer la comodidad o la integridad del tejido. Esta personalización de

parámetros es especialmente importante en poblaciones clínicas, como personas con daño neurológico o alteraciones sensoriales, donde la respuesta al estímulo puede estar modificada por factores patológicos.

El desarrollo de neuroprótesis que utilicen la estimulación eléctrica en sus aplicaciones tanto en rehabilitación motora como en restauración sensorial se puede apreciar por ejemplo en el trabajo de Valle, que demuestra cómo la estimulación eléctrica del nervio tibial mediante electrodos no penetrantes puede restaurar el feedback somatosensorial en amputados transfemorales, mejorando notablemente su estabilidad postural (Valle and Raspovic, 2023). De forma complementaria, en el ámbito de los sistemas portátiles, Shukla et al. propusieron un dispositivo de estimulación funcional eléctrica (FES) compacto y de alta tensión que permite estimulación muscular a alta velocidad con gran precisión, lo cual lo hace ideal para aplicaciones móviles (Shukla and Weiland, 2024). Es importante destacar un estudio reciente de Zhang (Zhang and Zhao, 2024), en el cual investigaron la estimulación por interferencia temporal, en la cual se aplica corriente de alta frecuencia (1 KHz), mediante electrodos de superficie en el tejido profundo como la medula espinal con el objetivo de generar una envolvente de baja frecuencia (40 Hz), capaz de estimular neuronas sin afectar tejido superficial, mostrando resultados prometedores en pacientes con lesiones medulares. Estos avances consolidan la estimulación eléctrica como una herramienta versátil y en rápida evolución dentro del campo de las neuroprótesis.

2.3. Robot Operating System 2

La adopción de ROS 2 (Robot Operating System 2) como arquitectura base para sistemas robóticos ofrece ventajas significativas en términos de modularidad, escalabilidad y rendimiento en tiempo real. Su diseño distribuido, basado en nodos, permite una comunicación eficiente y flexible entre los distintos componentes del sistema, lo que facilita la integración de sensores, actuadores y algoritmos de control. Además, ROS 2 incorpora el estándar DDS (Data Distribution Service) como middleware de comunicación, mejorando la interoperabilidad y la calidad del servicio en aplicaciones críticas y distribuidas (González et al., 2024). Un ejemplo práctico de estas capacidades se encuentra en el desarrollo de un sistema de estimulación vibratoria sincronizada con la marcha, destinado a pacientes con enfermedad de Parkinson. En este caso, ROS 2 permitió estructurar un sistema complejo compuesto por sensores iniciales, módulos de procesamiento de eventos del ciclo de la marcha y actuadores vibratorios, todos coordinados en tiempo real mediante nodos ROS. Esta arquitectura posibilitó una implementación modular, fácilmente escalable y con tiempos de respuesta adecuados para aplicaciones clínicas, lo cual demuestra el potencial de ROS 2 como infraestructura en soluciones biomédicas avanzadas (González et al., 2024).

3. Metodología

El sistema propuesto pretende conseguir en un mismo sistema la realización de experimentos tanto con estímulos eléctricos como vibratorios, y a su vez registrar dicho movimiento para su posterior análisis, y así determinar la influencia de estímulos o aferencias eléctricas o vibratorias. A continuación se detallará de manera separada los elementos que

componen la estimulación eléctrica y vibratoria; sin embargo el sistema es uno solo, que incorpora todos los elementos, pudiendo usarse de manera combinada, pero por motivos didácticos se explicarán de forma independiente.

3.1. Estimulación vibratoria

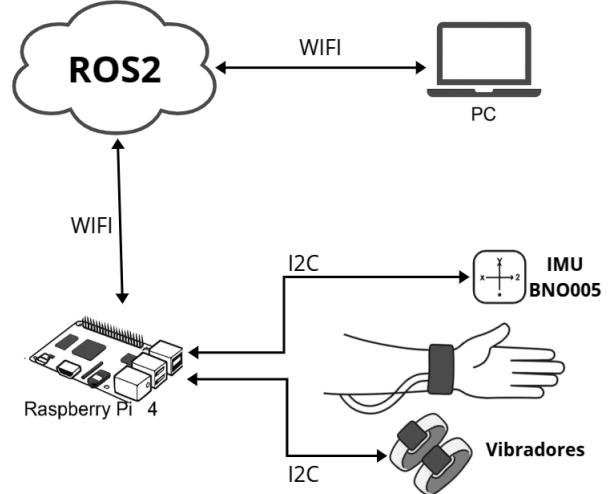


Figura 1: Arquitectura del sistema de estimulación vibratoria

La Figura 1 presenta la arquitectura del sistema desarrollado para la evaluación de aferencias vibratorias y su impacto sobre el control motor. El sistema está compuesto por una unidad de procesamiento embebida Raspberry Pi 4, que actúa como nodo de procesamiento y comunicación dentro del entorno ROS 2. Esta unidad se comunica mediante el protocolo I2C con dos componentes principales: un sensor inercial BNO05, ubicado en el dorso de la mano del sujeto, encargado de capturar datos cinemáticos en tiempo real, y un conjunto de microactuadores vibratorios colocados sobre los tendones de la muñeca, responsables de inducir estimulación mecánica localizada.

La Raspberry Pi implementa un nodo ROS 2 que publica los datos adquiridos desde la unidad inercial los procesa y determina la estimulación de los vibradores. Un segundo nodo, alojado en una interfaz web accesible desde un computador remoto, permite el control y monitoreo de los experimentos mediante el uso de WebSockets, facilitando la interacción con el sistema a través de una interfaz gráfica desarrollada en HTML. Esta arquitectura distribuida posibilita pruebas experimentales precisas, modulares y reproducibles en estudios de estimulación proprioceptiva no invasiva.

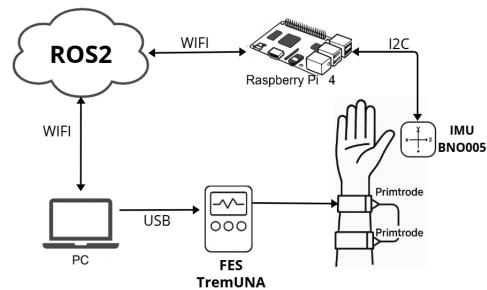


Figura 2: Arquitectura del sistema de estimulación eléctrica funcional (FES)

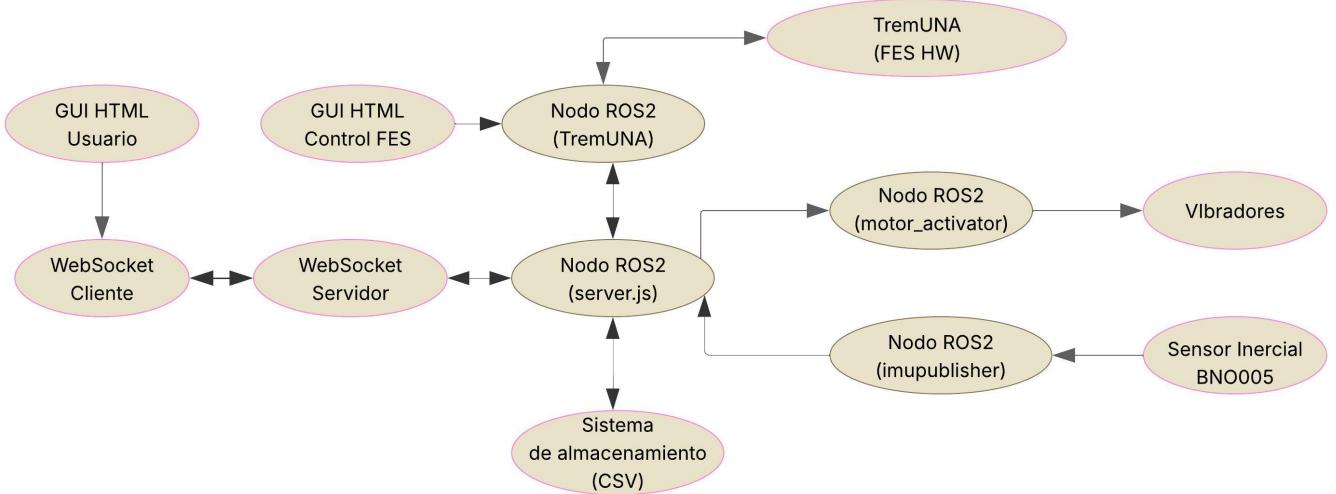


Figura 3: Integración de los nodos ROS 2 y librerías del sistema.

3.2. Estimulación eléctrica

La Figura 2 muestra la arquitectura del sistema desarrollado para la administración de estimulación eléctrica funcional (FES) utilizando una infraestructura distribuida basada en ROS 2. El sistema emplea una Raspberry Pi 4 como nodo embebido, la cual adquiere datos de movimiento mediante un sensor inercial BNO005 colocado en el dorso de la mano del sujeto, utilizando el protocolo I2C para la comunicación. Esta información es procesada y publicada a través de un nodo ROS 2, permitiendo su acceso en tiempo real por otros componentes del sistema.

El sistema de estimulación eléctrica funcional (FES) utilizado en este estudio es el dispositivo TremUNA de UNA Systems, que dispone de 8 canales de estimulación independientes. Cada canal puede ser modulado en un rango de corriente de 0 a 50 mA, con frecuencias ajustables entre 1 y 50 Hz, anchos de pulso de 50 μ s a 500 μ s y retrasos de activación de 0 a 1 segundo. Se aspira realizar pruebas a futuro utilizando un ancho de pulso uniforme de 50 μ s, sin retraso en la activación, y una frecuencia constante de 40 Hz, debido a que las ilusiones cinestésicas suelen depender de la activación de fibras sensoriales tipo Ia y II y esta es la frecuencia óptima observada en varios estudios para inducir sensación de flexión de una articulación (sin movimiento real), asociadas con husos musculares y propiocepción, uno de ellos se puede apreciar en Ito and Nozaki (2021). La intensidad de corriente deberá ser ajustada según el umbral de percepción y el umbral motor de cada sujeto. TremUNA se conecta por USB a una estación de trabajo (PC) que también actúa como nodo ROS 2. Dicho nodo se encarga de recibir los datos cinemáticos, aplicar las lógicas de control y enviar comandos de estimulación al FES. Los electrodos tipo Primtrode se ubican en puntos estratégicos del antebrazo, permitiendo una activación específica de grupos musculares. TremUNA ha sido ya utilizado previamente en pruebas similares, donde se ajustaba los parámetros de estimulación basado en sensores inerciales en pacientes con enfermedad de Parkinson y temblor esencial. Popović Maneski et al. (2011).

3.3. Arquitectura de comunicación entre interfaz gráfica y sistema ROS 2

La arquitectura ROS 2 habilita la comunicación en tiempo real entre dispositivos distribuidos, soportando un esquema flexible y modular para pruebas experimentales con estimulación eléctrica personalizada.

El sistema está compuesto por dos módulos principales: una interfaz gráfica desarrollada en HTML/JavaScript y un servidor de control implementado en Node.js con ROS 2. La interfaz HTML actúa como capa de entrada y visualización para el usuario, permitiendo configurar parámetros de estimulación (frecuencia y corriente) y activar distintos modos de prueba (posición o velocidad, con FES o vibradores). Esta interfaz se conecta mediante WebSocket a un servidor local ('server3.js'), el cual establece un nodo ROS 2 que gestiona tanto la recepción de señales inerciales como el control de los dispositivos de estimulación. En la Figura 3 se aprecia la integración de todos los elementos antes mencionados.

El archivo 'server3.js' funciona como puente entre el cliente Web y el ecosistema ROS 2. Utiliza la librería 'rclnodejs' para suscribirse a los tópicos de orientación provenientes de sensores inerciales y para publicar comandos a dispositivos de estimulación eléctrica (TremUNA) o vibratoria. Este servidor interpreta el tipo de prueba, calcula la dinámica (por ejemplo, la dirección del movimiento), registra los datos en archivos .CSV y publica mensajes ROS 2 dependiendo del protocolo experimental activo.

El nodo de controla el estimulador eléctrico, establece una velocidad de comunicación mediante el puerto serial de 50 KB/s, principalmente porque este modelo está diseñado para estimular hasta 8 canales a la vez; sin embargo para este experimento se utilizaron únicamente dos de ellos. Se puede determinar el tiempo total de latencia del sistema, estableciendo una cadena de comunicación entre el momento en que la IMU detecta una posición de interés, y el tiempo en que esta posición se traduce en un estímulo para el sujeto de prueba. La latencia promedio entre la posición angular y la estimulación es de 17 ms, lo que nos da como resultado una frecuencia máxi-

ma de reacción del sistema de 58 Hz. La posición angular del nodo IMU se envían a una frecuencia de 40 Hz, por lo que ese sería el tiempo de reacción efectiva del sistema. Hay que recalcar que esta frecuencia tiene que ver exclusivamente con el tiempo de latencia del sistema, mas no con los parámetros de estimulación eléctricas mencionados en este documento, los cuales son determinados por el microprocesador interno del FES TremUNA.

3.4. Interfaz gráfica

El sistema planteado posee dos interfaces gráficas, una se utiliza para verificar la conexión de todos los componentes, determinar parámetros de estimulación, y una segunda que se encarga de aplicar los protocolos de estimulación y hacer el registro del movimiento. La primera interfaz gráfica permite al operario habilitar/deshabilitar cada uno de los ocho canales de estimulación eléctrica funcional (FES) y ajustar, de forma independiente la frecuencia y la corriente. Además, el panel incluye casillas para marcar la activación y desactivación de los vibradores; de este modo se comprueba el correcto funcionamiento tanto del estimulador eléctrico como de los actuadores vibratorios asociados a cada canal. Durante esta fase se determina el umbral de percepción (corriente mínima detectada por el sujeto) y el umbral motor (corriente que provoca la contracción muscular deseada), parámetros que se almacenan para personalizar las pruebas posteriores.

La segunda interfaz (Figura 4) se emplea una vez completada la calibración y está diseñada para la ejecución de ensayos experimentales. En la parte superior el investigador introduce la frecuencia fija de estimulación (40 Hz en la configuración actual) y los valores de corriente correspondientes a los umbrales previamente obtenidos. El entorno 3D muestra en tiempo real los segmentos corporales implicados —en este caso, ambos brazos—, así como indicadores visuales que señalan la activación de los vibradores o electrodos seleccionados. Los botones laterales permiten lanzar pruebas específicas (FES o vibratoria) y el cuadro central reporta la magnitud inmediata de la señal inercial monitorizada, lo que facilita la supervisión online del desempeño del sujeto durante la tarea.

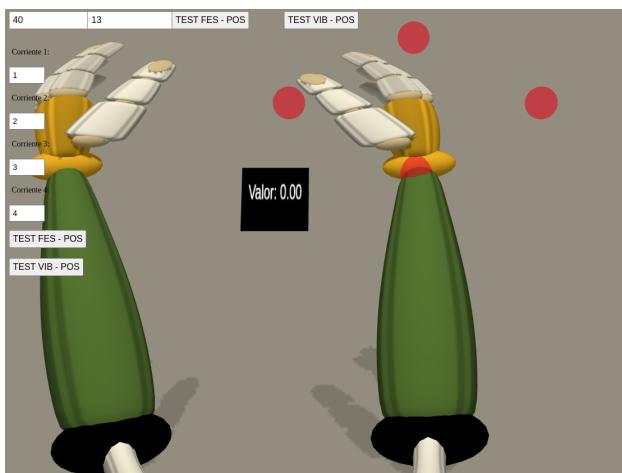


Figura 4: Interfaz de aplicación de protocolo y registro de datos

3.5. Protocolos de estimulación

La Figura 5 resume el flujo operativo que sigue el sistema tras la fase de calibración descrita en la Sección anterior. Una vez iniciada la sesión, el investigador introduce en la *Interfaz de Ensayos* (Figura 4) los parámetros globales de estimulación—corriente umbral y frecuencia fija de 40 Hz—; a continuación, el algoritmo bifurca el proceso hacia dos modos de control: **posición o velocidad**. Cada modo dispone de ramas paralelas para FES y para estimulación vibratoria, durante la realización del experimento el sujeto de estudio es vendado, con el objetivo de que la retroalimentación visual no influya en el experimento, cuenta con la ayuda de un metrónomo para marcar el ritmo del movimiento y se debe colocar en una posición cómoda para realizar cada una de las pruebas.

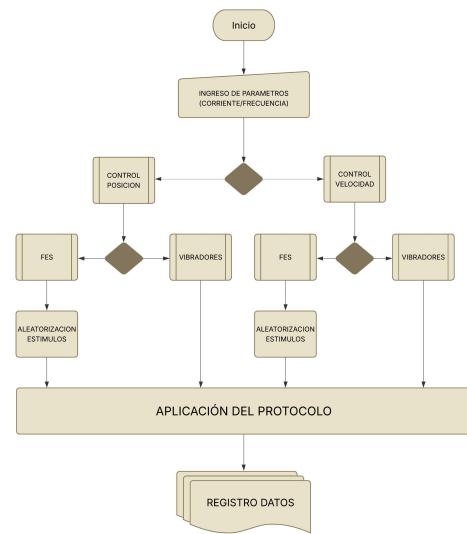


Figura 5: Estructura de aplicación de pruebas

Con los umbrales ya definidos, se pueden realizar *cuatro* ensayos: FES-posición, FES-velocidad, VIB-posición y VIB-velocidad. En los ensayos de posición, la estimulación se activa únicamente cuando el miembro alcanza ángulos predeterminados y el contador de ciclos se incrementa al completar un rango de movimiento completo. En los ensayos de velocidad, la estimulación permanece activa durante todo el recorrido y un ciclo se registra cada vez que la velocidad cambia de signo. La estimulación se puede aplicar en fase y en contra-fase con el movimiento; esto significa que el movimiento de flexión, va acompañado con la estimulación del músculo flexor, y el movimiento de extensión va acompañado con la estimulación del extensor; en contra-fase se hace la estimulación de manera opuesta. Para las pruebas FES se toman los valores de corriente ingresados, se aleatorizan utilizando el algoritmo de Fisher-Yates y se presentan con períodos de descanso controlados entre estímulos; cada evento queda etiquetado para facilitar el análisis intra- e inter-sujeto. Finalmente, todos los datos crudos—parámetros de estimulación, cinemática y etiquetas de evento—se almacenan automáticamente para su posterior procesamiento estadístico.

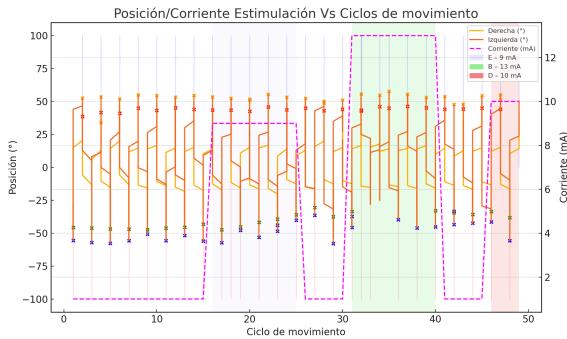


Figura 6: Visualización de datos de salida (sección)

La Figura 6 muestra una representación de como podrían visualizarse los datos, donde se aprecia el ángulo del movimiento realizado, y se puede observar la gráfica por secciones de estimulación, las mismas que variarían entre cada sujeto. El posprocesamiento contempla que la gráfica pueda ser seccionada para comparar en un mismo sujeto distintos tipos de estimulaciones y el re-ordenamiento de los datos para permitir el análisis entre distintos sujetos. también cada dato cuenta con su huella de tiempo lo que permite hacer análisis temporales en caso de ser requeridos.

4. Trabajos futuros

Se planea realizar 20 pruebas, 10 con sujetos sin patologías y 10 con pacientes post-ictus. En los cuales se realizará el movimiento de flexión y extensión planteado y se analizará los resultados, esperando determinar en qué nivel entre el umbral de percepción y el umbral motor de la estimulación eléctrica se situaría la estimulación vibratoria; así como también la influencia de estas dos estimulaciones en la alteración del movimiento.

5. Conclusiones

El sistema desarrollado posibilita la ejecución controlada de múltiples pruebas que combinan estimulación eléctrica y vibratoria con el registro simultáneo de datos procedentes de sensores inerciales. Esta integración permite cuantificar, de forma objetiva, la influencia de las aferencias eléctrica o vibratoria en dos hitos fisiológicos clave: el umbral de percepción y el umbral motor. Si bien el presente trabajo no aborda otras variables experimentales—como la modulación de la frecuencia de estimulación o la incorporación de modelos de predicción avanzados—sienta las bases para explorarlas en estudios futuros.

La implementación sobre ROS 2 proporciona un entorno modular y escalable, lo que facilitará la interacción con plataformas de control adicionales y alentará investigaciones multidisciplinares orientadas a responder nuevas preguntas sobre la estimulación eléctrica y vibratoria. En última instancia, estos avances contribuirán a profundizar en la comprensión de los mecanismos de la propiocepción y a diseñar intervenciones más efectivas para pacientes con deficiencias propioceptivas.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del laboratorio de prótesis de la Facultad de Mecánica de la Escuela Superior Politécnica del Chimborazo, y el Grupo de BioRobotics del Centro de Automática y Robótica en convenio con el Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Además ha recibido financiación del proyecto Neurobot de la convocatoria de "Proyectos de Investigación liderados por doctores emergentes", financiados por la Universidad Rey Juan Carlos y la Comunidad de Madrid

Referencias

- Busink, T., Quijorna, J., Delgado-Oleas, G., Bayón, C., Rocon, E., 2025. Development and technical validation of a gait-synchronised vibratory stimulation system for patients with parkinson's disease. In: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation V*. Vol. 31 of *Biosystems & Biorobotics*. Springer, Cham, pp. 769–773.
DOI: 10.1007/978-3-031-77588-8_151
- Chen, R., Cros, D., Curra, A., et al., 2008. The clinical diagnostic utility of transcranial magnetic stimulation: report of an ifcn committee. *Clin Neurophysiol* 119 (3), 504–532.
- Ferrington, D. G., Nail, B. S., Rowe, M. J., 1977. Human tactile detection thresholds: modification by inputs from specific tactile receptor classes. *J Physiol* 272 (3), 737–750.
- González, D. R., Martín, J. Q., Oleas, G. D., Ramos, C. B., Rocon, E., 2024. Diseño y validación técnica de un sistema de estimulación vibratoria sincronizada con la marcha para pacientes con enfermedad de parkinson: Implementación con ros2. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI* 21 (2), 192–202.
DOI: 10.4995/riai.2024.18748
- Grill, W. M., Mortimer, J. T., 1995. Stimulus waveforms for selective neural stimulation. *IEEE Eng Med Biol Mag* 14 (4), 375–385.
- Ibañez, J., Serrano, J. I., Del Castillo, M. D., et al., 2014. Effects of alprazolam on cortical activity and tremors in patients with essential tremor. *Clin Neurophysiol* 125 (1), 110–118.
- Ito, K., Nozaki, D., 2021. Kinesthetic illusion induced by electrical stimulation drives motor learning. *Frontiers in Neuroscience* 15, 620.
DOI: 10.3389/fnins.2021.644051
- Johansson, R. S., Vallbo, A. B., 1979. Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *J Physiol* 286, 283–300.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., 2013. *Principles of Neural Science*, 5th Edition. McGraw-Hill.
- McCloskey, D. I., 1978. Kinesthetic sensibility. *Physiol Rev* 58 (4), 763–820.
- Popović Maneski, L., Jorgovanović, N., Ilić, V., Došen, S., Keller, T., Popović, M., Popović, D. B., 2011. Electrical stimulation for the suppression of pathological tremor. *Medical & Biological Engineering & Computing* 49 (10), 1187–1193.
DOI: 10.1007/s11517-011-0803-6
- Proske, U., Gandevia, S. C., 2012. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev* 92 (4), 1651–1697.
- Proske, U., Gandevia, S. C., 2018. Kinesthetic senses. *Comprehensive Physiology* 8 (3), 1157–1183.
DOI: 10.1002/cphy.c170036
- Rattay, F., 1999. The basic mechanisms for the electrical stimulation of the nervous system. *Neuroscience* 89 (2), 335–346.
- Sherrington, C., 1910. Observations on the scratch-reflex in the spinal dog. *J Physiol* 40 (1-2), 28–121.
- Shukla, A., Weiland, J., 2024. Development of a compact high-voltage fes device for portable applications. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 18 (2), 225–235.
DOI: 10.1109/TBCAS.2024.1234567
- Valle, G., Raspopovic, S., 2023. Somatosensory neuroprosthesis improves walking stability in lower-limb amputees. *Scientific Reports* 13 (1), 1450.
DOI: 10.1038/s41598-023-28488-2
- Zhang, Y., Zhao, M., 2024. Efficacy of temporal interference stimulation in spinal cord injury patients. *Frontiers in Neuroscience* 18, 1123.
DOI: 10.3389/fnins.2024.01123