



## Flexible electrode for spinal cord electrostimulation

Juan José Melo-Portilla, Luisa Fernanda Puentes-Alzate, Karen Daniela Valencia-Poveda  
& Angelica María Ramírez-Martínez

Facultad de ingeniería biomédica Universidad Militar Nueva Granada, Cajicá, Colombia. est.juan.melo@unimilitar.edu.co, est.luisa.puentes@unimilitar.edu.co, est.karen.valencia@unimilitar.edu.co, angelica.ramirez@unimilitar.edu.co

Received: January 20<sup>th</sup>, 2025. Received in revised form: May 30<sup>th</sup>, 2025. Accepted: July 31<sup>st</sup>, 2025.

### Abstract

This study focuses on the development and evaluation of flexible electrodes designed for the electrostimulation of the lumbosacral region of the spinal cord. The research encompasses the design and fabrication phases of three distinct prototypes, as well as the assessment of their electrical properties. The electrodes were physically fabricated using a structure composed of PET/ITO sheets and silver ink, after conducting specific tests with different solutes to optimize the composition of the conductive ink. A systematic classification of the prototypes was carried out based on specific manufacturing parameters, followed by an analysis of their electrical conductivity under different configurations. The study includes a characterization of the potential and electric field behavior generated, both in the isolated electrode and at the electrode-spinal cord interface. This research aims to contribute to the field of neurostimulation by developing more efficient and safer flexible electrodes for medical applications.

**Keywords:** flexible electrode; channels; electro-stimulation; current; spinal cord; spin-coating; conduction.

## Electrodo flexible para electroestimulación medular

### Resumen

Este estudio se centra en el desarrollo y evaluación de electrodos flexibles diseñados para la electroestimulación de la región lumbosacra de la médula espinal. La investigación abarca desde la fase de diseño y fabricación de tres prototipos distintos, hasta la evaluación de sus propiedades eléctricas. Los electrodos fueron fabricados físicamente utilizando una estructura compuesta por láminas de PET/ITO y tinta de plata, realizando previamente pruebas específicas con diferentes solutos para optimizar la composición de la tinta conductora. Se realiza una clasificación sistemática de los prototipos basada en parámetros específicos de fabricación, seguida de un análisis de su conductividad eléctrica bajo diferentes configuraciones. El estudio incluye una caracterización del comportamiento del potencial y campo eléctricos generados, tanto en el electrodo de manera aislada como en la interfaz electrodo-médula. Esta investigación busca contribuir al campo de la neuroestimulación mediante el desarrollo de electrodos flexibles más eficientes y seguros para aplicaciones médicas.

**Palabras clave:** electrodo flexible; canales; electroestimulación; corriente; médula espinal; spin-coating; conducción.

### 1. Introducción

La lesión medular es una afección que provoca trastornos en la movilidad, la sensibilidad o las funciones autónomas del cuerpo. Tiene diversas repercusiones psicológicas y sociales tanto para la persona afectada como para su familia [1]. Como resultado, genera importantes procesos de discapacidad en la vida de quienes la padecen. De acuerdo con las estadísticas de la organización Mundial de la salud, se estima que alrededor de 250.000 y 500.000 personas se ven afectadas anualmente por una lesión en la médula

ocasionado por traumatismos (caídas y accidentes de tráfico), o por causas no traumáticas (por ejemplo, tumores o enfermedades degenerativas) [2].

Aunque para Colombia no se cuenta con estadísticas detalladas de la incidencia de esta enfermedad, se reporta que el conflicto armado colombiano y los accidentes de tránsito son las principales causas de lesiones medulares [3].

Para el tratamiento de este tipo de patología se han investigado diferentes soluciones como terapias físicas, hidroterapias, electroestimulación medular y el uso de células madre. Sin embargo, se ha evidenciado que la terapia física y

**How to cite:** Melo-Portilla, J.J., Puentes-Alzate, L.F., Valencia-Poveda, K.D., and Ramírez-Martínez, A.M., Electrodo flexible para electroestimulación medular DYNA, (92)238, pp. 111-119, July - September, 2025.



la hidroterapia además de ser costosas y extensas, no brindan una recuperación completa al paciente, si no que se emplea como un tratamiento a largo plazo para el manejo del dolor [4,5]. Por otra parte, el uso de células madre se emplea para la regeneración neuronal y ha dado resultados prometedores, en cuanto a la diferenciación de las células en neuronas y astrocitos mejorando la función motora de las extremidades inferiores [6,7]. Aun así, estos estudios no han sido probados *in vivo* en sujetos humanos.

Dentro de estas propuestas la más destacada en los últimos años ha sido la estimulación medular. Esta técnica consiste en aplicar corrientes eléctricas a través de electrodos, que pueden colocarse sobre la piel o implantarse quirúrgicamente cerca de la médula espinal. Ésta ha demostrado tener los mejores resultados en comparación a los métodos mencionados anteriormente debido a que promueve la creación de nuevas raíces nerviosas, posibilitando la recuperación de la función de la marcha sin necesidad de tener el estímulo activado y así dotando de autonomía a la persona afectada [8]. La rehabilitación a través de electroestimulación presenta altos costos, debido a que se emplean materiales como el oro [9] y se desarrollan estudios especializados lo cual no lo hace accesible para todas las personas; Por lo tanto, se hace necesario la implementación de estrategias más eficientes y económicas que permitan generar una recuperación accesible para toda la comunidad y rápida para todas las personas que presentan este tipo de patología, en países que no cuentan con los recursos necesarios, principalmente en Colombia. Es por esto que este estudio busca diseñar un electrodo implantable que dé alcance a las raíces nerviosas involucradas en los movimientos de miembros inferiores, para recuperar en el paciente movimientos como la marcha, manufacturado con materiales que permitan un precio más accesible.

Ante tal pretensión, este estudio se enfoca en el diseño y la fabricación de prototipos de electrodos flexibles destinados a la estimulación medular teniendo en cuenta la anatomía de la médula espinal. En primera instancia, se lleva a cabo la clasificación de los prototipos desarrollados, evaluando su cumplimiento con parámetros clave establecidos durante la etapa de fabricación. Posteriormente, se realiza una caracterización detallada de la conductividad eléctrica en los canales de cada electrodo, con el propósito de asegurar un desempeño eficiente y consistente bajo condiciones operativas. Finalmente, se efectúa un análisis del comportamiento del potencial eléctrico y del campo generado, considerando tanto el electrodo de manera aislada como su interacción con el tejido medular, a través del software Comsol multiphysics. Estas etapas integradas buscan garantizar la viabilidad técnica y funcional del dispositivo, promoviendo soluciones tecnológicamente avanzadas y accesibles que contribuyan a la rehabilitación motora de pacientes con lesión medular.

## 2. Metodología

La metodología de la investigación se segmenta en tres partes fundamentales. Primero se proponen diversas geometrías de electrodo basada en la literatura existente, esto con el fin que los contactos que se diseñaron en el

electrodo faciliten o logren activar las regiones necesarias en la médula espinal; luego se presenta la manufactura del electrodo, donde se evalúan los materiales y métodos que se seleccionaron para asegurar la eficacia del diseño seleccionado y por último se

realiza un estudio del campo eléctrico y potencia producida por el diseño del electrodo. Esto facilitara la evaluación de la efectividad y mejorar el rendimiento.

### 2.1 Parámetros de diseño del electrodo

Para realizar las propuestas de electrodos que se desarrollan, es importante conocer anatómicamente la región de la médula que se busca estimular; La médula espinal, es el centro principal de los movimientos reflejos y funciona como la vía de comunicación del encéfalo con los órganos sensoriales y motores del cuerpo humano. Sin embargo, es necesario tener en cuenta que la médula espinal se encuentra protegida por diferentes capas como la piamadre, aracnoides, y duramadre; siendo esta última en donde realmente se situaría el electrodo. Ahora bien, la médula espinal es un cordón de tejido nervioso con aspecto cilíndrico situado al interior de la columna vertebral con una longitud media de 40-50cm y diámetro aproximado de 1-2cm, que puede variar dependiendo del sexo de la persona [10]. Así mismo, está compuesta por nervios y raíces espinales de calibre aproximado de 0.5mm, en donde cada nervio está conformado por dos grupos de raíces espinales denominadas anteriores y posteriores, es decir, las raíces motoras emergentes de la médula espinal y las raíces sensitivas aferentes.

Cada par de nervios espinales se designan y enumeran según la región y nivel donde emergen de la columna vertebral. Para el desarrollo del electrodo se define como región primordial de estudio aquella comprendida entre L1-S2, debido a que en esta sección se encuentran contenidos los nervios espinales encargados de la estimulación de los músculos responsables de la marcha, entre los cuales se incluyen las iliopsoas, vasto lateral recto femoral, tibial anterior, semitendinoso, gastrocnemio, extensor largo común de los dedos, soleos, bíceps femoral y glúteo mayor. En la Tabla 1 se puede ver la relación del nervio espinal según el músculo.

Tabla 1.  
Relación entre nervios espinales y músculos para estimulación.

Región medular	Músculo inervado
Iliopsoas	L1-L3
Vasto Lateral y Recto Femoral	L2-L4
Tibial Anterior	L3-L4
Semitendinoso	L4-S1
Gastrocnemio	L5-S1
Extensor Largo común de los dedos	L5-S1
Soleo	S1-S2
Bíceps Femoral	S1-S2
Glúteo Mayor	S1-S2

Fuente: Elaboración propia [8].

A partir de esto, se define que por pierna es necesario la activación de mínimo 7 nervios espinales para poder lograr la marcha, es decir, la paleta o matriz a realizar debe contener al menos 14 electrodos. Una matriz que contenga 8 electrodos también puede ser capaz de lograr 4 movimientos mínimos para la marcha humana que implican flexión de cadera, extensión de rodilla, flexión y extensión del tobillo.[8]

Basándose en los antecedentes anatómicos y de la literatura, se realizaron cuatro diseños de paletas electrodo por medio del Software SolidWorks, con el fin de determinar el mejor diseño en base a la activación muscular necesaria para la marcha humana; todos los diseños con el tamaño estándar establecido de 2x6cm. Adicionalmente estos se diseñan a través de la variación de parámetros como cantidad de electrodos, músculos a estimular y tamaño de canales.

## 2.2 Manufactura del prototipo

La fabricación del electrodo cuenta con un análisis de materiales donde se busca que las propiedades de los materiales cuenten con buena conducción, resistencia, flexibilidad y biocompatibilidad. Además de tomar en cuenta características como materiales de fácil acceso y bajo costo, se seleccionan los materiales principales de fabricación; primero se encuentra al PET/ ITO que es el sustrato y la tinta de plata para el recubrimiento de los canales y contactos del electrodo. [11]

El PET/ITO está compuesto por PET “polietileno tereftalato” es un plástico utilizado comúnmente en envases y botellas debido a su densidad más baja que la de un plástico normal. En diversos estudios evalúan el comportamiento al agregar un recubrimiento de ITO [8], el ITO es “óxido de indio y estaño”. Esta modificación en el material permite que sea altamente biocompatible, conductor, resistente y flexible.

La tinta de plata es altamente conductiva, utilizada en construcciones de circuitos flexibles. No es tóxica. Además, está basada en soluciones de agua, que aseguran su biocompatibilidad, como ha sido estudiada y comprobada en diversos estudios [12], por lo que es apta para la manufactura del electrodo.

### 2.2.1 Proceso de fabricación

Se evalúa la lámina de PET/ITO buscando la capa conductora. Para ello se mide la resistencia sobre ambas caras del PET/ITO con ayuda de un multímetro FLUKE. La cara de la lámina que marca  $0\ \Omega$  es la capa no conductora y la capa que arroja una resistencia mayor a  $1,074\ K\ \Omega$  se marca para reconocer la capa del PET/ITO es conductora. Se prepara la solución para el ataque químico; este proceso permite que la cara conductora de PET/ITO se adece, debido a que modifica la superficie de la lámina de forma controlada para poder realizar el recubrimiento de los canales y la adherencia sea mayor en la respectiva configuración de canales. Según la guía de laboratorio “Aplicación de litografía y Spin Coating para elaboración de electrodos interdigitado basados en ITO/PET con contactos de plata, utilizados en los MEMS” [11], se determinan las cantidades de los químicos empleados

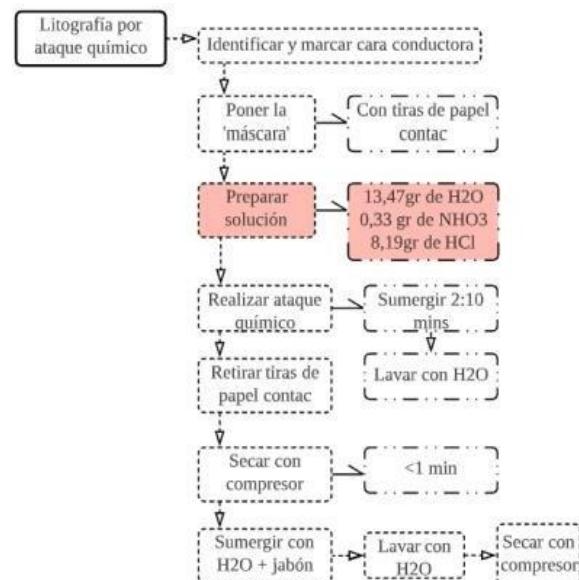


Figura 1. Proceso – Ataque químico.  
Fuente: Elaboración propia.

en el ataque químico. Se mezclan 13,47 g de agua desionizada, 0,33 g de NHO<sub>3</sub> y 8,19 g de HCl (concentración por peso), se realiza la solución de los diferentes químicos en un beaker que previamente se lava y seca para evitar agentes externos que afecten el ataque químico. Se emplea una placa de Petri y se vierte la solución del ataque químico para sumergir la lámina de PET/ITO, la duración del ataque químico es de 2.10 minutos; tiempo que se determina en la guía de laboratorio

[11]. En la Fig. 1 se explica el proceso por medio de un diagrama de flujo.

Terminado el ataque químico se introduce la lámina de PET/ITO en un beaker con 30 ml de agua destilada, proceso que se realiza dos veces; el propósito es eliminar los residuos de la solución del ataque químico. Se emplea una plancha de secado DLAB para secar la lámina y realizar ahora el proceso de recubrimiento de canales por medio de Spin Coating. Antes de realizar dicho proceso se prepara la tinta de plata, es decir, se mezcla con un solvente para lograr una consistencia óptima para crear la película en el electrodo, es mezcla se compone de 0.5 gramos de pasta de plata y se diluye en 1 ml de acetona. El Spin Coating permitirá generar una película delgada y uniforme sobre la lámina por medio de centrifugación; con este método se genera el recubrimiento en los canales del electrodo; se emplea el EZ4 Spin Coater y se configura con los parámetros expuestos en la Fig. 2, se fija el electrodo en el porta sustratos con cinta doble faz con el fin de que al realizar la centrifugación este no se desacomode; se configura los parámetros de rotación en el menú y paralelamente se prepara la plancha DLAB a 120 °C.

Se sitúa por medio de un gotero la solución de tinta de plata sobre el sustrato, se cierra la tapa y se inicia la rotación. Se debe contabilizar aproximadamente 10 segundos y se adiciona una segunda gota. Una vez finaliza el tiempo de rotación programado, se retira el sustrato y se lleva a la plancha DLAB durante 3 minutos para secar y adherir el recubrimiento de tinta de plata.

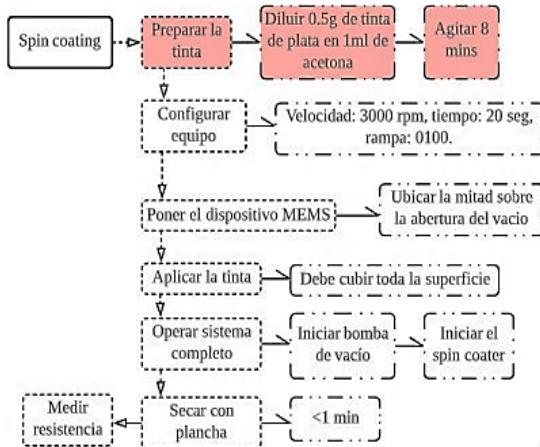


Figura 2. Proceso – Spin Coating.

Fuente: Elaboración propia.

## 2.2.2 Evaluación de solventes

Se compara tres tipos de solventes para determinar cuál de ellos presenta un mejor comportamiento al desarrollar el recubrimiento en los canales del electrodo. En la primera prueba de solvente, se toman 0.5 g de pasta de plata y se diluyen en 1 ml de acetona. Esta solución se prepara, se observa su consistencia y comportamiento durante el proceso de Spin Coating; para la segunda prueba, se toman 0.5 g de plata y se diluyen en una solución compuesta por 1 ml de acetona al 95% y 5% de acetato de butilo. Esta mezcla de solventes ofrece una viscosidad diferente y, por lo tanto, un rendimiento distinto durante el proceso de recubrimiento. En la tercera prueba, se elabora la solución con 1 ml de acetona al 97% y 3% de acetato de butilo, en la que se diluyen 0.5 g de plata. Este proceso de evaluación de diferentes soluciones diluyentes tiene como objetivo determinar cuál de los diferentes solventes proporciona la mejor consistencia y comportamiento de la tinta de plata durante el proceso de Spin Coating. La viscosidad adecuada de la tinta es crucial para obtener un recubrimiento uniforme y de alta calidad sobre los contactos del electrodo.

## 2.3 Modelo de elementos finitos del campo eléctrico y potencia del electrodo

Se desarrolla una simulación en COMSOL con el fin de observar el campo eléctrico y la potencia que se genera en el electrodo. Se configura un estudio estacionario para modelar el flujo de corriente eléctrica, el campo generado y la distribución del potencial eléctrico.

La primera fase de esta metodología consistió en cargar el diseño del electrodo de 8 canales en COMSOL Multiphysics en formato STL para su análisis. El diseño, previamente elaborado en SolidWorks, se exportó en este formato debido a su compatibilidad con el simulador.

Tras cargar correctamente el diseño del electrodo en COMSOL, se asignaron las propiedades físicas y eléctricas de los materiales correspondientes a cada componente del modelo: la base de PET/ITO y los canales de tinta de plata (Ag). El material PET/ITO fue seleccionado debido a sus

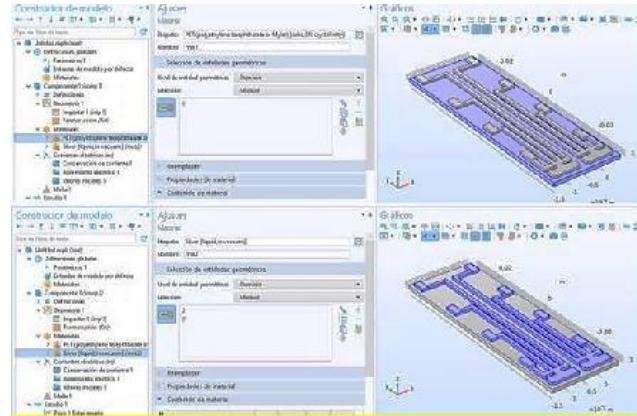


Figura 3. Asignación de Propiedades de los Materiales al Electrodo.

Fuente: Elaboración propia.

propiedades intrínsecas, como su flexibilidad, biocompatibilidad y resistencia mecánica. Este material presenta una conductividad eléctrica extremadamente baja, de  $1 \times 10^{-18}$  S/m (Siemens metro), y una resistividad de  $1 \times 10^{16}$   $\Omega \cdot \text{m}$  (Ohmio metro), lo que lo hace adecuado como sustrato dieléctrico. Por otro lado, los canales del electrodo fueron fabricados con tinta de plata (Ag), un material que destaca por su alta conductividad eléctrica de  $6.30 \times 10^7$  S/m y una resistividad de  $1.6 \times 10^{-8}$   $\Omega \cdot \text{m}$ , lo que garantiza una eficiente transmisión eléctrica. En la Fig. 3 se ilustra la asignación de los materiales al modelo del electrodo en COMSOL Multiphysics.

Tras la asignación de las propiedades de los materiales, se realizó un análisis de convergencia empleando un mallado de la geometría compuesto por elementos tetraédricos, lo cual es fundamental para garantizar la precisión de las simulaciones. El mallado seleccionado constó de 33,394 elementos, distribuidos en 8,042 vértices, 14,245 triángulos, 2,967 elementos de arista y 242 elementos de vértice.

Las estadísticas del dominio reflejan la calidad del mallado:

- Calidad mínima del elemento: 0.04149
- Calidad media del elemento: 0.5396
- Ratio de volumen del elemento:  $4.03 \times 10^{-4}$
- Volumen total de la malla:  $1.455 \times 10^{-6} \text{ m}^3$

Este nivel de detalle nos asegura que el modelo cuenta con una resolución óptima para llevar a cabo simulaciones precisas en el análisis de electroestimulación.

### 2.3.1 Condiciones de contorno

Para continuar con el análisis del electrodo, se definieron los puntos principales del contacto eléctrico, en el módulo de corriente eléctrica; Se establecieron los dos puntos de contacto eléctrico, es decir el terminal positivo y tierra que representara el terminal negativo. Estos contactos se variaron tres veces así:

*Primera configuración:* Terminal positivo, ubicado en el canal superior izquierdo del electrodo y tierra, ubicada en el canal inferior izquierdo del electrodo.

*Segunda configuración:* Terminal positivo, ubicado en el canal superior izquierdo del electrodo y tierra, ubicada en el canal inferior derecho del electrodo.

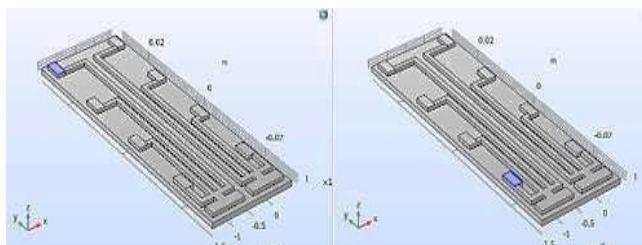


Figura 4. Selección de contactos eléctricos, a. Terminal positiva y b. tierra.  
Fuente: Elaboración propia.

Se asigna una corriente de entrada de 40 mA [13]. Esta corriente es suficiente para activar eficazmente las fibras nerviosas, teniendo en cuenta las características de la señal de estimulación. En la Fig. 4 se muestran los contactos de los electrodos.

### 2.3.2 Modelo de Elementos finitos del campo eléctrico y potencia del electrodo sobre la médula espinal

Se realiza un modelo en 3D que simula la médula espinal y un electrodo con los contactos de la segunda configuración que se mencionó anteriormente sobre los contactos eléctricos. De esta forma se buscó observar cómo se transfiere el campo eléctrico del electrodo a la medula.

El procedimiento realizado fue similar al descrito anteriormente, con la inclusión de las condiciones específicas de la médula y el electrodo. Para modelar con precisión los efectos del potencial eléctrico en la zona de interés, se asignaron valores específicos a las propiedades eléctricas de ambos componentes. En el caso de la médula espinal, se emplearon parámetros como una permitividad relativa de 5,000, una conductividad eléctrica de 0.1 S/m y una permeabilidad relativa de aproximadamente 1, de acuerdo con los datos reportados en estudios previos sobre tejidos nerviosos [14]. La configuración del modelo de la médula espinal se presenta en la Fig. 5.

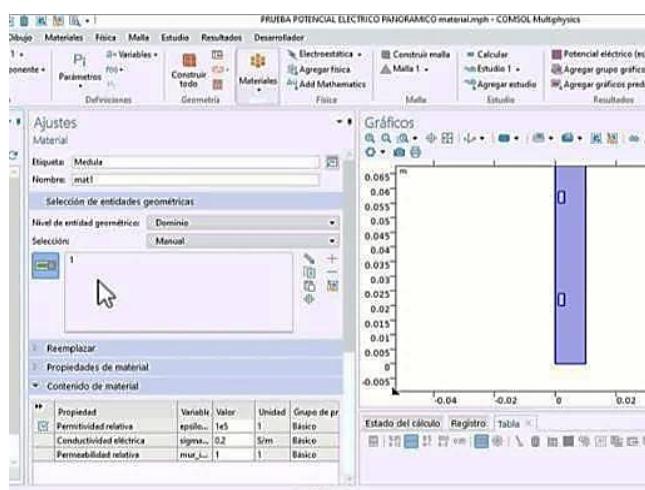


Figura 5. Modelo de la médula espinal con electrodo en el análisis de campo eléctrico.

Fuente: Elaboración propia.

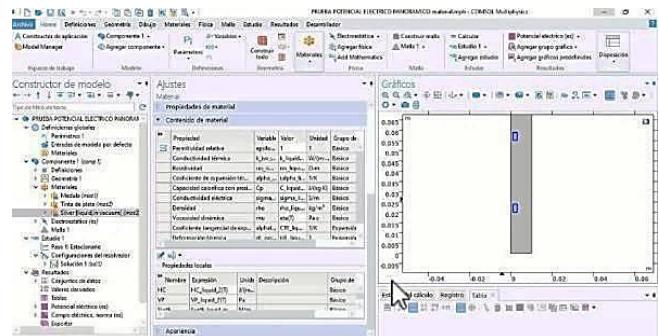


Figura 6. Configuración contactos eléctricos, Tinta Ag.  
Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, el electrodo se modeló utilizando el material “Silver (in vacuum)” disponible en la biblioteca de materiales de COMSOL Multiphysics, que asigna una conductividad eléctrica de S/m y una permeabilidad relativa de 1, y una permitividad relativa de 1. Estos valores fueron corroborados con literatura previa sobre las propiedades de la plata en estado sólido, permitiendo validar su uso como aproximación para la tinta de plata curada utilizada en el diseño experimental, en la Fig. 6 al igual que para la médula se muestra la configuración de los contactos de tinta de plata.

La integración de estas propiedades en las simulaciones permitió observar el potencial eléctrico generado por los canales del electrodo y su interacción con el tejido circundante, lo que facilitó el análisis de la efectividad de la estimulación medular.

## 3. Resultados

A continuación, se exponen los resultados obtenidos en las distintas fases del desarrollo del estudio, incluyendo el diseño y la fabricación de los prototipos, así como los hallazgos derivados de la simulación del campo eléctrico y la potencia generada por el electrodo.

### 3.1 Diseño

La Fig. 7 presenta los resultados correspondientes a los cuatro diseños de electrodos desarrollados, destacando las variaciones en la distribución de los canales en cada uno de ellos.

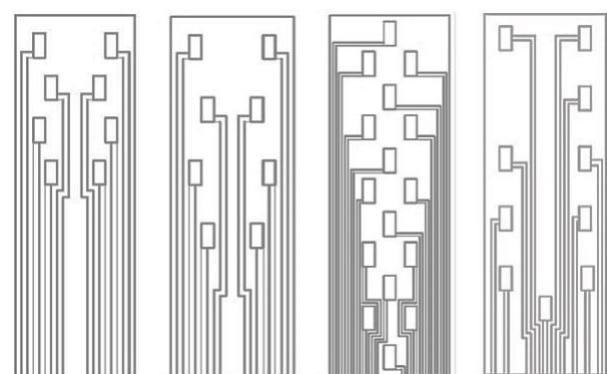


Figura 7. Prototipos de electrodos. a. electrodo 8 canales, b electrodo 8 canales, c electrodo 16 canales y d electrodo de 10 canales. De izquierda a derecha respectivamente.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 8. a. Electrodo de 8 canales. b. Electrodo de 10 canales.

Fuente: Elaboración propia.

Para elegir cual fue el electrodo que favorezca mejores condiciones de manufactura se plasmaron los 4 diseños en lámina adhesiva de vinilo por medio de una técnica de corte laser la cual permite tener una alta precisión en el corte de los canales y contactos. Los diseños que lograron plasmarse sin comprometer la integridad de los canales fueron los modelos B y D, como se muestra en la Fig. 7. En contraste, los modelos A y C presentaron dificultades debido a la separación entre canales, inferior a 1 mm, lo que provocó rupturas en la lámina adhesiva de vinilo durante el proceso.

### 3.2 Manufactura

Como se desarrolla en la metodología, la litografía por ataque químico y el Spin Coating se obtienen 2 resultados (Electrodos), el primer electrodo que se realiza consta de 8 canales unidos de manera paralela, con cuatro en la sección derecha y cuatro en la sección izquierda; el segundo electrodo que se realiza consta de 10 canales unidos de manera paralela, con cuatro en la sección derecha, cinco en la sección izquierda y uno en el centro. En la Fig. 8 se presentan los electrodos fabricados.

Cada contacto y canal de los electrodos que se fabricaron, se observaron en un estereoscopio como se muestra en la Fig. 9. Con este análisis visual se descarta el segundo electrodo fabricado de 10 canales, debido a que el electrodo no presenta las condiciones mínimas para su aprobación. Es decir, que los canales y contactos del electrodo presentan varias irregularidades en el recubrimiento de canal como, por ejemplo, no es uniforme y presenta grietas. Se determina que las irregularidades ocasionan que el funcionamiento del electrodo no sea óptimo debido a que los canales del electrodo no presentan continuidad a lo largo de los mismos. Así mismo se aprecia que la mayoría de los canales y contactos del segundo electrodo no salieron completos.

Se descarta el electrodo de 10 canales por la dificultad de generar los canales a través de este método de fabricación. Se realiza la prueba de impedancia en el electrodo de 8 canales, con ayuda del multímetro digital, tomando 6 medidas para cada canal. En los resultados que se presentan en la tabla 2, se aprecia en las filas el canal que se estudia y en las columnas la repetición de cada medida. A partir de estos resultados se observa que a mayor distancia del canal mayor



Figura 9. Análisis con estereoscopio. Resultado 8 canales. b. Resultado 10 canales.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 2.  
Datos De Impedancia Electrodo.

Canal	# 1	# 2	# 3	# 4	# 5	# 6
1	0	0	0	0	0	0
2	59.7	57.4	56.2	55.7	56.5	55.5
3	40.1	41.6	40.7	41.2	42.6	43.2
4	82.5	81.3	82.5	82.3	83.3	83.1
5	81.1	80.2	80.1	81.4	80.2	79.9
6	41.8	41.6	41.3	41.5	43.2	41.9
7	63.2	63.6	62.7	61.8	63.6	63.8
8	154.2	154.5	153.5	152	153	151.7

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 3.  
Análisis De Repetibilidad y Reproducibilidad Medidas de los electrodos.

Canal	1	2	3	4	5	6	7	8
Media	0	56.35	41.4	82.8	80.2	41.7	63.4	153.25
Promedio	0.00	1.56	1.16	0.76	0.61	0.68	0.75	1.14

Fuente: Elaboración propia.

resistencia va a presentar frente a la estimulación, es decir, que existe una relación directamente proporcional entre la distancia del contacto del canal con el valor de la resistencia. Por lo tanto, el contacto del canal de menor distancia presenta una resistencia de  $0 \Omega$  y el de máxima e  $83.3 \Omega$ .

Con el resultado resistivo de los 8 canales se realiza un análisis estadístico de repetibilidad y reproducibilidad para calcular así el error absoluto de las mediciones, anexado en la tabla 3. El error absoluto ayuda a determinar la precisión de las medidas tomadas; ya que un error absoluto de “0” sería una predicción perfecta; pero en este caso se tiene un error absoluto máximo de 2,56 % en los canales 2 y 3 del electrodo, indicando una imprecisión en la toma de medidas causada por varios factores como mayor recubriendo en ambos canales, presencia de grieta o superficie irregular en el canal o error humano al realizar la medición de resistencia.

Así como se describe en la metodología, aunque se realizaron cambios en los solventes utilizados durante la fabricación de los electrodos, no fue posible completar el proceso para llevar a cabo el análisis de resistividad. Por esta razón, se citan resultados previos como referencia, dejando esta

etapa abierta para futuras evaluaciones. Cabe destacar que la proporción de 1 ml de acetona al 95 % y 5 % de acetato de butilo mostró la mejor adherencia al sustrato PET/ITO y generó una superficie uniforme sin irregularidades visibles. Este comportamiento sugiere que dicha proporción podría ofrecer un desempeño resistivo óptimo en pruebas posteriores.

### 3.3 Modelo de elementos finitos del campo eléctrico y potencia del electrodo

La simulación realizada en COMSOL muestra en la Fig. 10 la distribución del campo eléctrico generado por el electrodo con contactos eléctricos ubicados en la parte superior izquierda e inferior izquierda. La imagen revela que el campo eléctrico alcanza su mayor intensidad en el contacto eléctrico propuesto, lo que indica una estimulación focalizada en esa región, dirigiéndose con mayor precisión hacia las raíces nerviosas.

Las áreas representadas con colores fríos, como azul, verde o morado muestran un gradiente suave en la transmisión del campo eléctrico. Esto es beneficioso, ya que en las regiones donde no se busca estimular, se minimiza el riesgo de generar efectos adversos en tejidos sensibles.

Además del análisis de campo eléctrico, en la Fig. 11 se presenta el comportamiento que tiene el potencial eléctrico en el electrodo. Se observa una variación del potencial en el electrodo donde las zonas rojas presentan el mayor valor de potencial eléctrico con un valor de  $4.75 \times 10^{-6}$  V; esto corrobora que la potencia de entrada del electrodo fue de 0.04 A. A esto genera un gradiente que va a dar lugar al campo eléctrico como se vio en la Fig. 11.

El campo electromagnético en la configuración de contactos eléctricos cruzados que se observan en la Fig. 12 permite determinar que el gradiente de potencial que se concentra de altas a bajas potencias presenta un camino diagonal. Al generar este cruce de contactos se altera la trayectoria del campo eléctrico y esto representa una desviación significativa ya que la mayoría de las veces los campos tienden a ser verticales u horizontales. Existe la posibilidad que ese cambio de trayecto permita estimular terminales nerviosas difíciles de acceder o con mayor probabilidad que se sobre estimulen o no se logren estimular las fibras nerviosas deseadas.

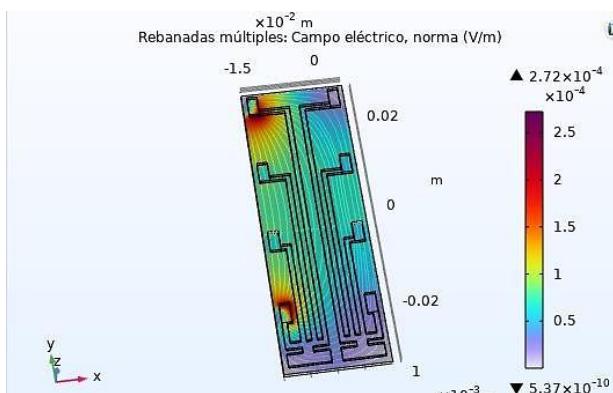


Figura 10. Distribución de campo eléctrico en electrodo con contactos eléctricos en la parte izquierda.  
Fuente: Elaboración propia.

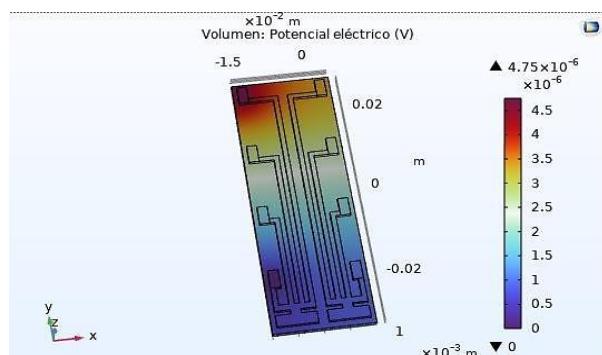


Figura 11. Distribución de potencial eléctrico en electrodo con contactos eléctricos en parte izquierda.  
Fuente: Elaboración propia.

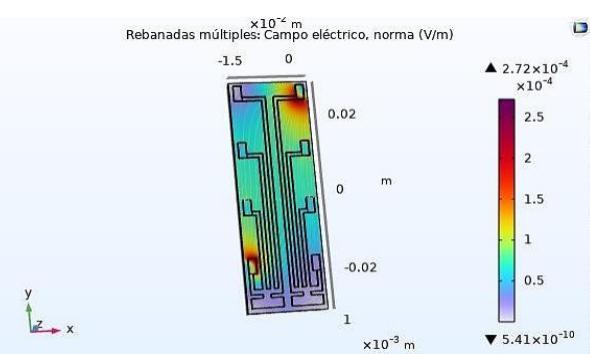


Figura 12. Distribución de campo eléctrico en electrodo con contactos eléctricos cruzados.  
Fuente: Elaboración propia.

La configuración cruzada de los contactos eléctricos, como se observa en la Fig. 13, puede generar un flujo de potencial eléctrico que recorre una mayor longitud a lo largo del electrodo, desplazándose de esquina a esquina. Esta distancia adicional podría incrementar la resistencia del sistema, ya que, en comparación con las configuraciones previas de contactos eléctricos, la línea directa entre los puntos de estimulación es más extensa. Este desplazamiento podría dar lugar a áreas de baja estimulación debido a la mayor distancia entre los contactos.

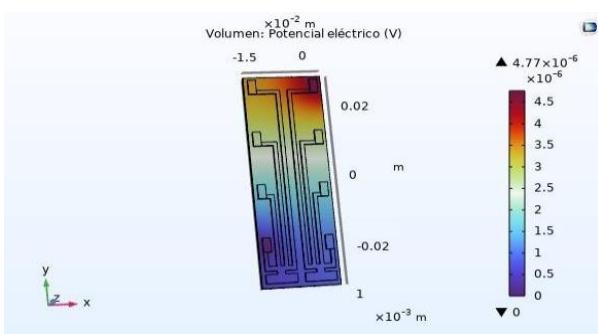


Figura 13. Distribución de potencial eléctrico en electrodo con contactos eléctricos en contactos cruzados.  
Elaboración propia.

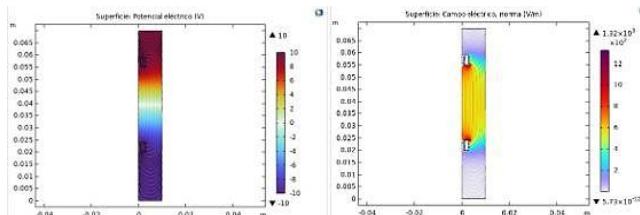


Figura 14. Dominio rectangular de Electrodo-médula espinal Potencial eléctrico y campo eléctrico.

Fuente: Elaboración propia.

Los resultados obtenidos de las simulaciones revelan una distribución del potencial eléctrico y del campo eléctrico generados por los electrodos de estimulación en la médula espinal (Fig. 14). En el primer gráfico, que muestra el potencial eléctrico, se observa un gradiente definido, con una mayor concentración en las cercanías de los electrodos. Este comportamiento es crucial para asegurar que la estimulación se enfoque en áreas específicas de la médula espinal.

En el segundo gráfico, que representa el campo eléctrico, se destacan variaciones en la intensidad de la estimulación a lo largo de la médula espinal. Las zonas cercanas a los electrodos presentan una mayor intensidad (coloreadas en tonos rojos y morados), lo que indica que el campo eléctrico es lo suficientemente fuerte como para generar una estimulación eficaz. Estos resultados demuestran que el diseño del electrodo favorece la estimulación selectiva de las fibras nerviosas, optimizando la eficiencia del tratamiento y minimizando los efectos adversos.

#### 4. Discusión

En este trabajo se presenta el diseño, fabricación y evaluación de electrodos para estimulación de la médula espinal. Durante el proceso de fabricación de los electrodos se identificó la necesidad de incorporar una sección adicional en la parte inferior del electrodo para permitir la conexión con el electro estimulador, lo que requirió una modificación del modelo original. Con este modelo se manufacturan con éxito 2 modelos de electrodos. Durante la fabricación se identifica una oportunidad de mejora en el recubrimiento y uniformidad de la tinta de plata sobre los canales con el fin de que dichos electrodos tengan un mejor comportamiento; por esta razón se evalúan soluciones de solventes diferentes a la acetona para la disolución de la tinta de plata. La razón radica en que al realizar el proceso de spin Coating la densidad de la disolución era muy variada debido a que la acetona se evapora en tiempos cortos: en el orden de los segundos, debido a su presión de vapor; es por esto que se continúa trabajando actualmente en una solución de acetona y acetato de butilo en proporciones variadas y lograr un solvente que permita disolver la tinta de plata con una densidad uniforme y genere mayor tiempo para terminar el proceso de fabricación.

Las medidas de resistencia del electrodo de 8 canales se realizan bajo los mismos parámetros de superficie, lugar, temperatura, distancia de medida (de la parte más posterior a más inferior del canal) y tiempo (como en todos los estudios analizados). Sin embargo, el primer canal no arroja una medida, ya que en la construcción se genera un error en la fabricación y

se parte a la mitad el canal, por lo que la medida sobre este es imposible de realizar. Pese a esto, los otros 7 canales sí generan una medida satisfactoria y estable, en la que se observa que la distancia de los canales era directamente proporcional a la resistencia presentada en el electrodo.

A partir de las medidas que se adquieren de resistencia, se realiza una prueba de repetibilidad y reproducibilidad para demostrar y garantizar que los resultados medidos 6 veces logran dar un valor similar y que esto no afecte las futuras pruebas a las que se someterá el electrodo. Es así como el comportamiento estadístico de las medidas arroja un error absoluto menor al 3%, valor aceptable ya que, comparándolo con resultados de la literatura estudiada, los valores oscilan en un rango entre un 2% – 5%.

Los resultados obtenidos a través de las simulaciones en COMSOL destacan la efectividad del diseño del electrodo para lograr una estimulación focalizada y controlada en la médula espinal, concentrando la mayor intensidad del campo eléctrico en las zonas cercanas a los contactos eléctricos. Esta distribución permite una estimulación eficiente de las fibras nerviosas, minimizando el riesgo de efectos adversos en tejidos circundantes. En contraste, la configuración con contactos cruzados genera una trayectoria diagonal del campo eléctrico, lo que podría permitir acceder a fibras difíciles de estimular, pero también introduce un aumento en la resistencia y zonas de baja estimulación. Estos hallazgos indican que la configuración lineal de los contactos es la más eficiente para este propósito, y aunque la configuración cruzada puede ser útil en investigaciones adicionales, no representa la opción óptima para la estimulación de las fibras nerviosas.

#### 5. Conclusión

El desarrollo y evaluación de electrodos flexibles para la electroestimulación de la región lumbosacra de la médula espinal presentado en este trabajo demuestra un avance significativo en la búsqueda de soluciones eficientes y accesibles en el campo de la neuroestimulación. A través de un enfoque integrado que incluyó el diseño, la fabricación física de cuatro prototipos y su evaluación eléctrica, se logró optimizar tanto la composición de la tinta de plata como los parámetros de fabricación mediante pruebas experimentales y simulaciones. Los resultados evidencian que los electrodos fabricados ofrecen una distribución uniforme del campo eléctrico y un comportamiento adecuado del potencial eléctrico en la interfaz electrodo-médula, lo que valida su potencial para aplicaciones médicas. Este estudio no solo proporciona una base sólida para futuros desarrollos en neuroestimulación, sino que también resalta la importancia de combinar simulaciones y pruebas experimentales para mejorar la eficacia y seguridad de las tecnologías biomédicas.

#### Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado bajo el proyecto PIC-ING-3897 financiado por la Vicerrectoría de Investigación de la Universidad Militar nueva Granada. Este trabajo es la continuación de estudios anteriores del Semillero de investigación INMED realizado por los estudiantes Leydy Vanessa Rodríguez, Efraín Zapata y Juan David Villa. También se agradece a la profesora Diana Marulanda.

## Referencias

- [1] World Health Organization. Lesión de la médula espinal, [en línea]. 2024. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/factsheets/detail/spinal-cord-injury>.
- [2] A.E., d.-Ruz, Lesión medular traumática: valoración y manejo integral. Medicina. Programa de Formación Médica Continuada Acreditado, 12(75), pp. 4387-4400. 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.med.2019.03.020>
- [3] Ferrin-Bolaños, C.D., and Loaiza-Correa, H., Interfaz cerebro-computador multimodal para procesos de neurorrehabilitación de miembros superiores en pacientes con lesiones de médula espinal: una revisión. Revista Ingeniería Biomédica, 12(24), art. 1222, 2018. DOI: <https://doi.org/10.24050/19099762.n24.2018.1222>
- [4] Sato, G., Osumi, M., Mikami, R., and Morioka, S., Long-term physical therapy for neuropathic pain after cervical spinal cord injury and resting state electroencephalography: a case report. Spinal Cord Series and Cases, 8(1), art. 510-0, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41394-022-00510-0>
- [5] Palladino, L., Ruotolo, I., Berardi, A., Carlizza, A. and Galeoto, G., Efficacy of aquatic therapy in people with spinal cord injury: a systematic review and meta-analysis. Spinal Cord., art. 00892-4, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41393-023-00892-4>
- [6] Xu, L., et al., The application of stem cell sheets for neuronal regeneration after spinal cord injury: a systematic review of pre-clinical studies. Systematic Reviews, 12(1), art. 02390-3, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1186/s13643-023-02390-3>.
- [7] Zheng, Y., et al. Transplantation of human induced pluripotent stem cell-derived neural progenitor cells promotes forelimb functional recovery after cervical spinal cord injury. Cells, 11(17), art. 2765. 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/cells11172765>
- [8] Wagner, F.B., Mignardot, J.B., Le-Goff-Mignardot, C.G., et al., Targeted neurotechnology restores walking in humans with spinal cord injury. Nature, 563, pp. 65-71, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41586-018-0649-2>
- [9] Ahani, A., Saadati-Fard, L., Sodagar, A.M., and Boroumand, F.A., Flexible PET/ITO electrode array for implantable biomedical applications. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2878-2881, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBS.2011.6090794>
- [10] Frostell, A., Hakim, R., Thelin, E.P., Mattsson, P., and Svensson, M., A review of the segmental diameter of the healthy human spinal cord. Frontiers in Neurology, 7, art. 0238, 2016. DOI: <https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00238>
- [11] Paez-Sierra, B. and Marulanda, D., Luminescence tuning of MEH-PPV for organic electronic applications. Acta Physica Polonica A, 129(6), pp. 1187-1190, 2016. DOI: <https://doi.org/10.12693/APhysPolA.129.1187>.
- [12] García, Á.M., Sistema Estimulador Integrado [en línea]. Disponible en: <https://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/5336/maum4de4.pdf>
- [13] Gabriel, S. et al., The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. Physics in Medicine and Biology, 41(11), art. 003, 1996. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/003>

**J.J. Melo-Portilla**, recibió el grado de Ing. Biomédico en 2025 de la Universidad Militar nueva Granada, Bogotá, Colombia. Actualmente trabaja como Ingeniero Biomédico, con experiencia en mantenimiento preventivo y correctivo de equipos médicos, procesos de calibración y reparación electrónica. Su interés profesional y de investigación incluye la estimulación de la médula espinal, procesamiento de señales e innovación en dispositivos médicos.

ORCID: 0009-0002-4143-1483

**L.F. Puentes-Alzate**, recibió el grado de Ing. Biomédica en 2025 de la Universidad Militar nueva Granada, Bogotá, Colombia. Actualmente trabaja en el campo del servicio de ingeniería en la empresa Boston Scientific Colombia. Su interés profesional y de investigación incluye estimulación en la médula espinal, automatización de procesos y medicina regenerativa.

ORCID: 0009-0008-8186-1166

**K.D. Valencia-Poveda**, recibió el grado de Ing. Biomédica en 2025 de la Universidad Militar nueva Granada, Bogotá, Colombia. Actualmente trabaja como Ingeniera Biomédica en la empresa PRO, con experiencia en el manejo de tecnologías médicas, soporte clínico e investigación biomédica. Su interés de investigación y profesional incluye el análisis de señales biomédicas, seguridad del paciente e innovación en tecnologías de salud.

ORCID: 0009-0009-1122-7124

**A.M. Ramírez-Martínez**, recibió el grado de Ing. Mecánica en el 2004 de la Universidad Nacional de Colombia y Dra. en Ingeniería Biomédica de la Universidad de Zaragoza, España en el 2011. Actualmente, es profesora asociada del Departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, Colombia. Su interés en investigación incluye modelado, simulación y experimentación en problemas de neurorrehabilitación. Ella se enfoca en el entendimiento multiescala y multimodal de los sistemas nervioso y muscular, así como en el diseño de dispositivos para rehabilitación.

ORCID: 0000-0002-9186-5848