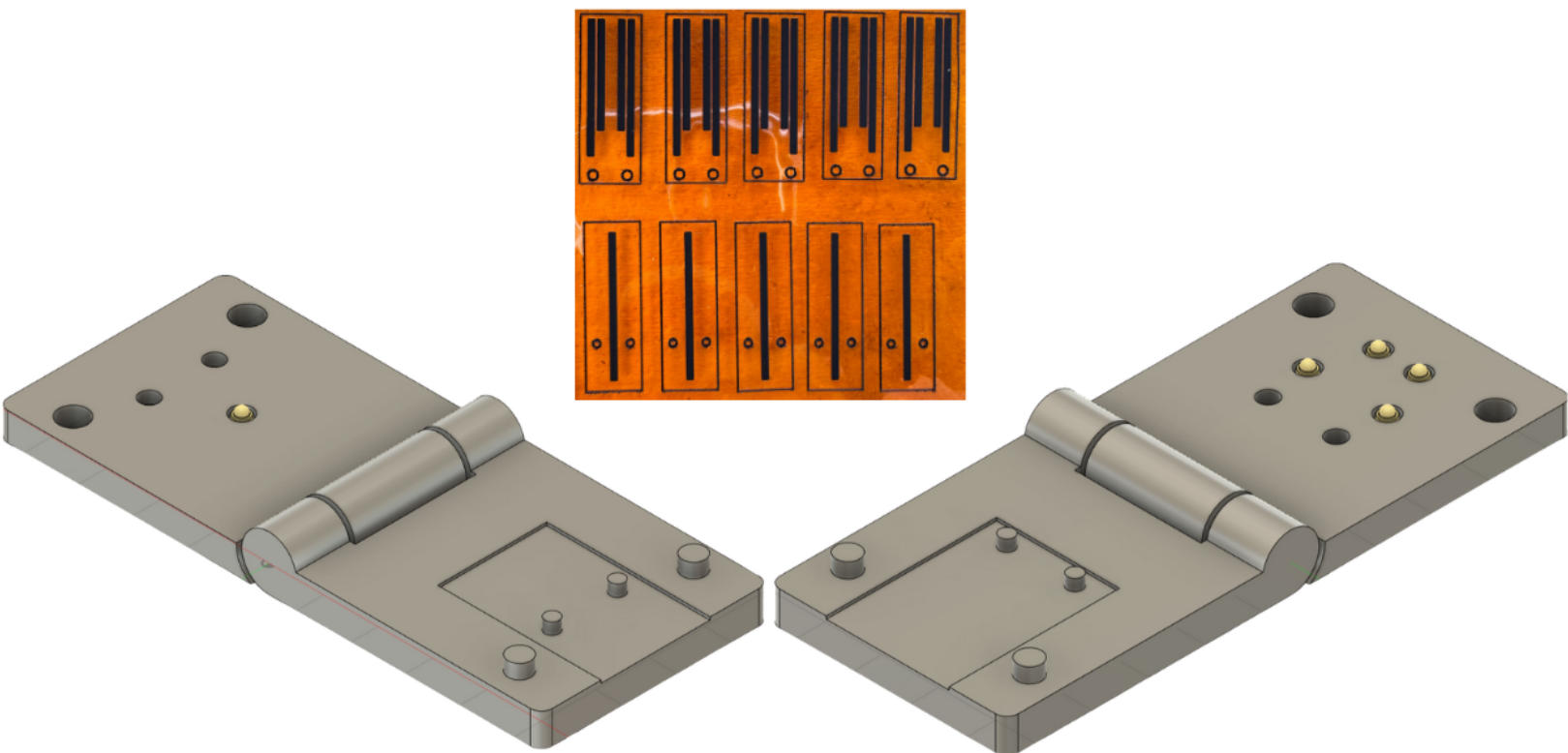


---

# Diseño de un conector electromecánico para electrodos de grafeno

---

Jose Andrée Herrarte Paredes





UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Diseño de un conector electromecánico para electrodos de grafeno**

Trabajo de graduación presentado por Jose André Herrarte Paredes para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

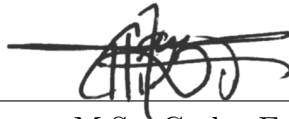
2025

Vo.Bo.:



(f)

Dr.-Ing. José Leal



(f)

M.Sc. Carlos Esquit

Desde el inicio de mi formación universitaria, mi principal motivación para estudiar Ingeniería Biomédica ha sido el deseo de contribuir al desarrollo del área de salud en Guatemala. Siempre me ha inspirado la posibilidad de integrar la tecnología con la medicina para mejorar la calidad de vida de las personas. Esta carrera representa para mí una oportunidad de aportar al país desde la innovación y el conocimiento científico. Además, mi gusto por el diseño, la fabricación y los trabajos manuales despertó en mí el interés por desarrollar este proyecto, que refleja mi entusiasmo por experimentar, aprender y crear soluciones útiles para la sociedad.

Quiero dedicar este trabajo a mi querida bisabuela "Mamalili", quien falleció el 12 de enero de 2024. Fue un pilar fundamental en mi vida y una de las razones por las que el área de salud despertó tanto mi interés. Su apoyo constante, su preocupación por mis estudios y el amor incondicional que me dio son una fuente de inspiración que me acompaña hasta hoy.

Agradezco profundamente a mis padres por su esfuerzo, amor y apoyo incondicional. Por inculcarme valores que me guían cada día y por motivarme siempre a alcanzar mis metas. Extiendo también mi agradecimiento a mi hermano, por su compañía y por estar presente en cada etapa de mi vida.

Deseo expresar mi sincero agradecimiento al Dr.-Ing. José Andrés Leal Ordóñez, mi asesor, por brindarme la inspiración y guía necesarias para desarrollar con pasión y profesionalismo este trabajo. Su orientación técnica, su dedicación y su ejemplo de constancia fueron esenciales durante esta etapa de mi formación.

Agradezco al M.Sc. Carlos Esquit, director del Departamento de Ingeniería Electrónica, Mecatrónica y Biomédica, y a todo el departamento por estos cinco años de aprendizaje ejemplar y compromiso académico.

Este proyecto simboliza no solo el cierre de una etapa académica, sino también el inicio de una nueva fase profesional, guiada por la curiosidad, la perseverancia y el compromiso de contribuir al desarrollo tecnológico y humano de Guatemala.

<b>Prefacio</b>	<b>I</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>V</b>
<b>Índice de cuadros</b>	<b>VI</b>
<b>Resumen</b>	<b>VII</b>
<b>Abstract</b>	<b>VIII</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>3</b>
<b>3. Justificación</b>	<b>5</b>
<b>4. Objetivos</b>	<b>7</b>
4.1. Objetivo general . . . . .	7
4.2. Objetivos específicos . . . . .	7
<b>5. Alcance</b>	<b>8</b>
<b>6. Marco teórico</b>	<b>9</b>
6.1. Qué es el grafeno . . . . .	9
6.2. Métodos de fabricación del grafeno . . . . .	10
6.3. Grafeno inducido por láser (LIG) . . . . .	11
6.4. Aplicaciones del LIG y sus limitaciones . . . . .	13
6.5. Conectores biomédicos . . . . .	14
<b>7. Metodología</b>	<b>17</b>
7.1. Diseño y fabricación del conector electromecánico de una conexión. . . . .	17
7.2. Diseño y fabricación de electrodos LIG de una conexión . . . . .	19
7.3. Diseño del sistema de caracterización . . . . .	21
7.4. Fabricación de la base de instalación del sistema de caracterización . . . . .	22

7.5. Programación y funcionamiento del sistema de caracterización . . . . .	22
7.6. Caracterización del conector de una conexión . . . . .	23
7.7. Diseño y fabricación del conector electromecánico multicanal . . . . .	24
7.8. Diseño y fabricación de electrodo LIG multicanal . . . . .	26
7.9. Sistema de caracterización para conector electromecánico multicanal . . . . .	27
7.10. Caracterización de conector electromecánico multicanal . . . . .	28
<b>8. Resultados</b>	<b>29</b>
8.1. Fabricación y ensamble de sistema de una conexión . . . . .	29
8.2. Caracterización de conector electromecánico y electrodo LIG de una conexión	32
8.3. Fabricación y ensamble de sistema multicanal . . . . .	34
8.4. Caracterización de conector electromecánico multicanal y electrodo LIG mul- ticanal . . . . .	37
<b>9. Discusión</b>	<b>41</b>
9.1. Conector electromecánico de una conexión . . . . .	41
9.2. Conector electromecánico multicanal multicanal . . . . .	42
9.3. Estabilidad eléctrica y comportamiento del LIG . . . . .	42
9.4. Durabilidad mecánica del sistema . . . . .	43
<b>10. Conclusiones</b>	<b>44</b>
<b>11. Recomendaciones</b>	<b>46</b>
11.1. Limitaciones actuales . . . . .	46
11.2. Propuestas técnicas de mejora e investigación . . . . .	47
<b>12. Referencias</b>	<b>49</b>

1.	Estructura hexagonal del grafeno [13], [14] . . . . .	10
2.	Esquema de proceso de formación de LIG sobre poliimida-CFRP mediante irradiación láser [15] . . . . .	12
3.	Imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido del LIG: (a, b) vista lateral y superior de la región modificada por el láser; (c, d) vistas ampliadas de la red porosa y fibrosa en la región central [15] . . . . .	13
4.	A. Conector eléctrico tipo <i>board to board</i> . B. Conectores eléctricos tipo <i>wire to wire</i> . C. Conectores eléctricos tipo <i>touch-proof</i> [26] . . . . .	15
5.	Modelo tridimensional del conector electromecánico de una conexión diseñado en Fusion 360 . . . . .	18
6.	Análisis de sección en Fusion 360 de adaptación y dimensionamiento de <i>pogo pin</i> a conector . . . . .	18
7.	Diseño referenciado de electrodo de una conexión en Fusion 360 y configuración de colores y grosores de línea del diseño del electrodo en Inkscape para corte y grabado láser . . . . .	20
8.	A. Componentes del sistema de caracterización. B. Eje de rotación del servomotor y bisagra del conector electromecánico. C. Dimensiones de la base instalación en su vista frontal. D. Dimensiones de la bases de instalación en su vista superior . . . . .	21
9.	Esquemático de conexión del sistema de caracterización de conector de una conexión a Arduino Uno . . . . .	22
10.	Sistemas de conexión para caracterización para conector de una conexión . . . . .	23
11.	Vista superior del modelo 3D con la distribución de los cuatro <i>pogo pins</i> y la cavidad para alojamiento del electrodo . . . . .	24
12.	Análisis de sección transversal del modelo 3D mostrando la integración y profundidad de inserción de los <i>pogo pins</i> delanteros y traseros . . . . .	25
13.	Diseño referenciado de electrodo LIG multicanal en Fusion 360 y configuración de colores y grosores de línea del diseño del electrodo en Inkscape para corte y grabado láser . . . . .	26
14.	Esquemático del sistema de caracterización del conector multicanal, conexión entre los divisores de voltaje, los canales de medición y el voltaje de referencia . . . . .	28

15.	A. Identificación de las zonas principales del diseño (base del electrodo y posición del <i>pogo pin</i> ). B. Instalación del <i>pogo pin</i> . C. Cierre del conector, con el <i>pogo pin</i> alineado al ras de la superficie . . . . .	30
16.	Electrodos fabricados sobre Kapton® de 75 µm de espesor mediante grabado láser con parámetros de potencia del 17 % y velocidad del 7.5 % para inducción al grafeno . . . . .	30
17.	A. Sistema de caracterización ensamblado y conector en posición de apertura (90°). B. Sistema de caracterización ensamblado en posición de cierre (180°). C. Marca de contacto del <i>pogo pin</i> en el grafeno . . . . .	31
18.	A. Condición de bisagra de conector de una conexión antes de los 400 ciclos mecánicos. B. Condición de bisagra después de 400 ciclos mecánicos . . . . .	32
19.	Sistema de caracterización del conector de una conexión con lámina de cobre para caracterización de <i>pogo pin</i> . . . . .	33
20.	Comparación de voltaje durante la caracterización del sistema de una conexión. Curvas de voltaje obtenidas durante 200 ciclos de medición. La gráfica azul corresponde a la caracterización del <i>pogo pin</i> y la gráfica roja corresponde a la caracterización del electrodo de grafeno inducido por láser (LIG) . . . . .	33
21.	Desgaste del electrodo de una conexión después de 200 ciclos de caracterización	34
22.	A. Identificación de las zonas principales del diseño (base del electrodo y posición de los <i>pogo pins</i> ). B. Instalación de los <i>pogo pins</i> . C. Cierre del conector y contacto de <i>pogo pins</i> en canales de grafeno . . . . .	35
23.	Electrodo de 4 conexiones fabricado sobre Kapton de 75 µm de espesor mediante grabado láser con parámetros de potencia del 17 % y velocidad del 7.5 % para rasterizado . . . . .	36
24.	A. Vista frontal del sistema de caracterización del conector multicanal en posición de apertura (90°). B. Vista posterior el sistema de caracterización del conector de 4 conexiones. C. Vista superior del sistema de caracterización del conector multicanal en posición de cierre (180°) . . . . .	37
25.	Sistema de divisor de voltaje armado en protoboard para caracterización del conector electromecánico multicanal . . . . .	38
26.	Comportamiento del conector multicanal al medir voltaje en los cuatro canales y del canal de referencia durante 1000 ciclos . . . . .	39
27.	Diagrama de caja de la dispersión de voltajes por canal y canal de referencia .	39
28.	Condición del electrodo de grafeno multicanal después de 1000 ciclos de caracterización . . . . .	40
29.	A. Vista anterior de conexiones de la placa PCB. B. Vista posterior de conexiones de la placa PCB . . . . .	48

---

## Índice de cuadros

---

1.	Parámetros de configuración para fabricación de electrodo de una conexión . .	20
2.	Resultados eléctricos y mecánicos obtenidos durante la caracterización del sistema de una conexión. . . . .	34
3.	Resumen estadístico de las mediciones eléctricas del conector electromecánico multicanal ( $n = 1000$ ). . . . .	40

Los dispositivos médicos portátiles han evolucionado significativamente, facilitando el monitoreo continuo, la recolección de datos en tiempo real y la atención personalizada de los pacientes. Para mantener este avance, es fundamental integrar nuevos materiales que ofrezcan biocompatibilidad, flexibilidad, bajo costo y facilidad de fabricación, características que presenta el grafeno inducido por láser (LIG). Este material genera oportunidades para el desarrollo de sensores, biosensores y electrodos más eficientes y accesibles en aplicaciones biomédicas. Sin embargo, existen limitaciones técnicas, especialmente en la interconexión eléctrica del LIG con los sistemas electrónicos, ya que los conectores comerciales disponibles no están diseñados para sus propiedades particulares, haciéndolos costosos y poco fiables en condiciones clínicas, lo que limita su implementación práctica en entornos como la atención médica.

El proyecto desarrolló un conector electromecánico modular basado en tecnología *pogo pin*, diseñado para su integración con electrodos de grafeno inducido por láser (LIG). El conector y los electrodos fueron modelados en Autodesk Fusion 360, fabricados mediante impresión 3D en material PLA+ y corte láser sobre láminas de Kapton de 75  $\mu\text{m}$ . El sistema completo fue sometido a ensayos eléctricos y mecánicos, alcanzando una precisión promedio del 99.46 % y manteniendo una conductividad estable entre 2.47 y 2.51 V durante 1000 ciclos de medición. Estos resultados demuestran la reproducibilidad del LIG, la efectividad del diseño electromecánico y la viabilidad del sistema para aplicaciones biomédicas, constituyendo una base sólida para el desarrollo de futuros dispositivos portátiles de monitoreo y biosensado.

**Palabras clave:** conector electromecánico, LIG, impresión 3D, pogo pin, conductividad eléctrica.

Portable medical devices have evolved significantly, facilitating continuous monitoring, real-time data collection, and personalized patient care. To maintain this progress, it is essential to integrate new materials that offer biocompatibility, flexibility, low cost, and ease of manufacture, characteristics that laser-induced graphene (LIG) possesses. This material creates opportunities for the development of more efficient and accessible sensors, biosensors, and electrodes in biomedical applications. However, there are technical limitations, especially in the electrical interconnection of LIG with electronic systems, as commercially available connectors are not designed for its particular properties, making them costly and unreliable in clinical conditions, which limits their practical implementation in environments such as healthcare.

The project developed a modular electromechanical connector based on pogo pin technology, designed for integration with laser-induced graphene (LIG) electrodes. The connector and electrodes were modeled in Autodesk Fusion 360, manufactured using 3D printing in PLA+ material, and laser cut on 75  $\mu\text{m}$  Kapton sheets. The complete system underwent electrical and mechanical testing, achieving an average accuracy of 99.46% and maintaining stable conductivity between 2.47 and 2.51 V over 1000 measurement cycles. These results demonstrate the reproducibility of the LIG, the effectiveness of the electromechanical design, and the viability of the system for biomedical applications, providing a solid foundation for the development of future portable monitoring and biosensing devices.

**Keywords:** Electromechanical connector, LIG, 3D printing, Pogo pin, Electrical conductivity.

El desarrollo de dispositivos biomédicos portátiles ha transformado la forma en que se monitorean las señales fisiológicas, permitiendo una atención médica más accesible, continua y personalizada. Sin embargo, esta evolución exige sistemas de conexión eléctrica estables, confiables y compatibles con materiales flexibles que mantengan una transmisión de señal precisa en condiciones prolongadas de uso. Los electrodos convencionales, como los de cloruro de plata (Ag/AgCl), presentan limitaciones en biocompatibilidad, costos y durabilidad, lo que ha impulsado la búsqueda de nuevas alternativas. En este contexto, el grafeno inducido por láser (LIG) surge como una opción prometedora por su conductividad, flexibilidad y facilidad de fabricación. No obstante, la integración eléctrica del LIG con la electrónica de medición sigue siendo un desafío técnico, ya que los conectores comerciales no están diseñados para sus propiedades físicas, provocando pérdidas de señal, desgaste y problemas de precisión (capítulos 4 y 5).

Con el fin de solventar estas limitaciones, este trabajo propone el diseño y fabricación de un conector electromecánico modular basado en tecnología *pogo pin*, capaz de integrarse de forma eficiente con electrodos de grafeno inducido por láser. El desarrollo del sistema se llevó a cabo mediante modelado tridimensional en Autodesk Fusion 360, considerando los parámetros geométricos y mecánicos necesarios para garantizar una correcta presión de contacto y estabilidad eléctrica. La fabricación del conector se realizó por medio de impresión 3D en PLA, mientras que los electrodos LIG fueron elaborados mediante corte láser sobre láminas de Kapton, obteniendo un patrón conductor estable y reproducible. Posteriormente, se desarrolló un sistema de caracterización automatizado, conformado por un módulo de medición, control de ciclos y registro de voltaje, con el propósito de evaluar el desempeño del conjunto en términos de conductividad, precisión, durabilidad y repetibilidad bajo condiciones controladas (capítulo 7).

Los objetivos generales y específicos, así como el alcance del trabajo, se establecen en el desarrollo del proyecto (capítulos 4 y 5). El marco teórico (capítulo 6) profundiza en las propiedades eléctricas y estructurales del grafeno, los métodos de fabricación del LIG, sus principales aplicaciones y las limitaciones que presentan los conectores biomédicos con-

vencionales. La metodología (capítulo 7) describe de forma detallada el proceso de diseño, fabricación y caracterización del sistema electromecánico, mientras que los resultados experimentales (capítulo 8) evidencian altos niveles de estabilidad eléctrica y una precisión superior al 99%. En la discusión (capítulo 9) se analizan los resultados obtenidos y su relación con el comportamiento del sistema frente a los parámetros de desgaste y repetibilidad. Finalmente, las conclusiones y recomendaciones (capítulos 10 y 11) integran los hallazgos principales e incluyen propuestas técnicas de mejora, como la integración de una tarjeta PCB para soldar los pogo pins, el desarrollo de un sistema de cierre magnético y la evaluación del desempeño bajo condiciones fisiológicas simuladas, con el fin de avanzar hacia su aplicación en dispositivos biomédicos portátiles de próxima generación.

El grafeno inducido por láser (*laser-induced graphene, LIG*) es una forma en la que el grafeno se genera mediante un proceso de irradiación laser sobre materiales a base de carbón, comúnmente se utilizan polímeros. Esta técnica permite la conversión del material precursor es una estructura con características principales como porosidad y alta conductividad eléctrica, ofreciendo una amplia superficie activa. El grafeno inducido por láser no requiere condiciones extremas ni el uso de reactivos químicos para su producción [1]. A diferencia de los diferentes métodos convencionales para la síntesis de grafeno, el LIG se caracteriza por su simplicidad y bajo costo, convirtiéndolo en una alternativa viable en aplicaciones tecnológicas con amplio alcance. Recientes investigaciones demuestran que el LIG tiene una notable versatilidad funcional, permitiendo integrarlo en sustratos flexibles y fácil personalización en términos de diseño y funcionalidad [1], [2].

Con el paso de los años, el LIG se ha aplicado en una variedad de dispositivos para detección, almacenamiento de energía y monitoreo biomédico, estableciéndolo como un material versátil y funcional en diferentes áreas tecnológicas y científicas. En el ámbito de detección, el LIG ha sido utilizado en el desarrollo de sensores electroquímicos altamente sensibles, siendo capaz de detectar analitos biológicos. Gracias a su capacidad de conductividad y estructura porosa es capaz de favorecer la transferencia electrónica [2]. Asimismo, la integración en plataformas de monitoreo biomédico ha permitido el desarrollo de biosensores portátiles y dispositivos flexibles en análisis no invasivos de parámetros fisiológicos de glucosa o sensores de pH [3]. El LIG también ha sido aplicado en la fabricación de distintos electrodos para supercapacitores, baterías y celdas solares, gracias a que tiene un excelente desempeño electroquímico y estabilidad es su estructura. Esto ha impulsado a su incorporación en tecnologías avanzadas de almacenamiento y conversión de energía [4].

A pesar de tener múltiples ventajas y aplicaciones, el grafeno inducido por láser tiene ciertas limitaciones técnicas que deben de tomarse a consideración al momento de su implementación en prácticas. Un de los principales desafíos del LIG es el control preciso de las propiedades estructurales y electroquímicas, ya que pueden variar significativamente dependiendo del tipo de precursor y los parámetros del láser y condiciones de entorno al momento

de realizar la síntesis del grafeno [2]. Esta variabilidad puede afectar la repetibilidad de los dispositivos fabricados, específicamente en aplicaciones donde se necesita una alta precisión y uniformidad. Además, aunque el LIG puede ser producido en sustratos flexibles, carece de adhesión mecánica y estabilidad a largo plazo sobre ciertos materiales. Particularmente cuando se somete a deformaciones repetitivas [3]. Otro aspecto importante es la limitada capacidad de detalles y perfecciones en los patrones de LIG, restringiendo su uso en sistemas microelectrónicos o en dispositivos que tengan que utilizar geometrías finas.

En ingeniería biomédica, los conectores tienen un rol importante en la integración de dispositivos electrónicos para sistemas biológicos, ya que permiten una transmisión estable y efectiva de señales bioeléctricas del cuerpo. En la actualidad hay una tendencia en la creación de dispositivos portátiles y personalizados, los cuales promueven el desarrollo de conectores miniatura, flexibles y lo más importante compatibles. La búsqueda de realizar conectores adaptados a las necesidades específicas de cada dispositivo. Por esto, la impresión 3D ha sido utilizada como una herramienta clave, ofreciendo la fabricación de conectores personalizados con geometrías complejas y materiales que se adaptan a las aplicaciones biomédicas. La fabricación aditiva de biomateriales ha permitido tener una mayor versatilidad en los diseños, también una integración mucho más eficiente de componentes electrónicos lo cual resulta muy útil en dispositivos biomédicos [5].

En la actualidad, se ha mostrado un aumento drástico en el uso de dispositivos médicos portátiles, permitiendo la captación continua de datos fisiológicos para el diagnóstico y análisis continuo en tiempo real. El crecimiento se ha dado gracias a la tendencia mundial sobre la medicina preventiva, la cual busca reducir los costos en el sistema de salud a través de la detección temprana de enfermedades [6]. Los dispositivos de monitoreo de glucosa, sistemas de electromiografía o electrocardiografía se están transformando en la forma de monitorear a los pacientes, ya sea en hospitales o de forma remota. Por lo tanto, una de las principales complicaciones para su implementación a gran escala es el alto costo de fabricación y adquisición, afectando directamente a países en vías de desarrollo como lo es Guatemala, donde la accesibilidad a tecnología médica sigue siendo complicado [7].

En los sistemas de medición de biopotenciales, los electrodos son un componente fundamental, ya que permiten la captura de señales eléctricas del cuerpo. Sin embargo, los electrodos convencionales como los de cloruro de plata/plata (Ag/AgCl) presentan varias limitaciones. Esto incluye el alto costo de los materiales (Ag), y la utilización de geles conductores que pueden llegar a producir irritaciones y vida útil muy limitada en aplicaciones que sean prologadas [8]. Añadido a esto, las conexiones eléctricas entre electrodos y dispositivos de adquisición de datos fisiológicos llegan a requerir múltiples cables y conectores, lo que no solo aumenta la complejidad del sistema, incomodidad del paciente en el examen, sino que también puede llegar a afectar la calidad de la señal generando interferencias o falsos contactos [9].

El grafeno inducido por láser (LIG) es un material poroso y con características conductivas que se puede fabricar directamente sobre polímeros por medio de técnicas de grabado de láser. Dicho proceso es rápido, económico y no requiere de químicos adicionales, permitiendo obtener electrodos biocompatibles y con excelente conductividad eléctrica [10]. Dentro de su implementación y ventajas, los dispositivos biomédicos portátiles deben de tener una conexión eléctrica eficiente y segura entre el electrodo y la electrónica, ya que los componentes comerciales convencionales suelen desgastarse rápidamente, provocando contactos inestables y disminución la fidelidad de la señal.

Actualmente se han logrado avances en el diseño de conectores electromecánicos para diferentes dispositivos biomédicos. Sin embargo, estos conectores se enfocan principalmente en los dispositivos implantables donde los requisitos son más complejos. Tecnologías como son los conectores *pogo pin*, que generan un contacto electrónico por medio de pines de resorte son utilizadas en electrónicos convencionales y pueden implementarse fácilmente en la interconexión a electrodos externos. Este tipo tecnología ofrece una solución confiable y modular para realizar conexiones eléctricas sin la necesidad de soldadura [11]. Relacionado a esto, la impresión 3D ha generado nuevas posibilidades en la personalización de distintos componentes electrónicos, permitiendo la creación de estructuras más precisas, económicas y sobre todo adaptables en aplicaciones médicas. La fusión de estas tecnologías implica una gran oportunidad en la solución de problemas de conexión eléctrica en electrodos de nueva generación.

Este proyecto propone el diseño y fabricación de un conector electromecánico innovador para electrodos de grafeno inducido por láser (LIG), utilizando conectores *pogo pin* y componentes impresos en 3D. El conector electromecánico está diseñado para adaptarse a distintas configuraciones de canales, desde un solo canal hasta múltiples conexiones, entregando una interfaz estable y de bajo costo. Esta solución facilitara la integración del grafeno inducido por láser (LIG) en sistemas biomédicos portátiles, mejorando la calidad de las señales y reduciendo el uso excesivo de cables. Se busca impulsar la producción local de este tipo de dispositivos accesibles en Guatemala, fomentando la innovación tecnológica en el ámbito de la salud.

### 4.1. Objetivo general

Diseñar y desarrollar conectores electromecánicos modulares para electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG), utilizando impresión 3D y conectores *pogo pin*, con el fin de mejorar la conductividad, reducir los costos y facilitar su integración en dispositivos biomédicos.

### 4.2. Objetivos específicos

- Diseñar y fabricar un conector electromecánico utilizando impresión 3D y tecnología *pogo pin* de bajo perfil para la conexión con substratos conductivos de LIG.
- Desarrollar un sistema con múltiples conexiones que permita la conexión electromecánica a electrodos multicanal a base de LIG.
- Caracterizar las propiedades eléctricas y mecánicas del conector electromecánico mediante diferentes pruebas de conductividad y resistencia al desgaste.

El presente trabajo de graduación se enfoca en el diseño, fabricación y validación experimental de un conector electromecánico modular para electrodos de grafeno inducido por láser (LIG), empleando tecnología *pogo pin* y manufactura aditiva mediante impresión 3D. El proyecto se orienta al desarrollo de una interfaz confiable, reproducible y de bajo costo para la conexión eléctrica de electrodos flexibles utilizados en aplicaciones biomédicas.

El alcance del estudio comprende el diseño tridimensional, fabricación física y caracterización eléctrica y mecánica del conector en configuraciones de una y cuatro conexiones. Se incluyó la elaboración de electrodos LIG sobre sustrato de Kapton y su integración con el sistema electromecánico, evaluando la conductividad, repetibilidad y durabilidad bajo condiciones de laboratorio controladas. Asimismo, se desarrolló un sistema automatizado de caracterización y adquisición de datos, basado en un microcontrolador Arduino Uno, para registrar y analizar las señales eléctricas obtenidas durante ciclos repetitivos de medición. Los ensayos permitieron determinar la estabilidad del contacto eléctrico, la precisión del sistema y la uniformidad del acoplamiento entre los canales del conector y los electrodos de grafeno.

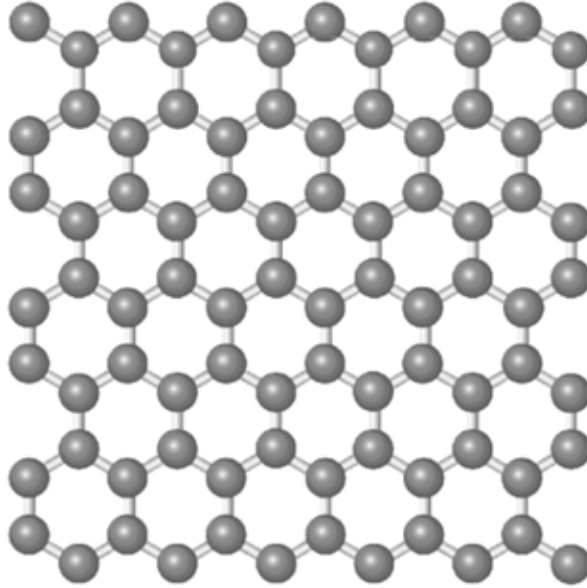
El trabajo no incluye validaciones clínicas, análisis fisiológicos ni pruebas in vivo. Tampoco contempla la integración directa del conector en sistemas biomédicos portátiles o el desarrollo de una interfaz electrónica final para transmisión inalámbrica de datos. El estudio se limita al nivel de prototipo funcional y a su evaluación técnica en laboratorio.

El alcance de este proyecto abarca la demostración experimental de la viabilidad técnica del conector electromecánico modular propuesto, confirmando su precisión, durabilidad y aplicabilidad como base para futuros desarrollos de sistemas de medición y sensado eléctrico en el ámbito biomédico.

## 6.1. Qué es el grafeno

El grafeno es un polimorfo bidimensional (elemento que mantiene la misma composición química con distintas estructuras) del carbono compuesto por átomos con hibridación  $sp^2$  que generan una estructura hexagonal tipo panal (Fig. 1), conteniendo una sola capa atómica (0.34 nm de grosor). Desde el punto de vista mecánico, el grafeno presenta un módulo de Young cercano a 1TPa y resistencia a la tracción (estiramiento) de alrededor de 130 GPa, posicionándolo por encima de materiales tradicionales como el acero [12].

En cuanto al comportamiento eléctrico del grafeno, es considerado un semimetal por tener una conductividad cuasi perfecta. Los electrones en el grafeno se comportan como partículas relativistas sin masa (movimientos cercanos a la velocidad de la luz), lo que representa una movilidad electrónica extremadamente alta, incluso superior a la del silicio (Si) en condiciones estándar. Esta característica hace que el grafeno sea adecuado para aplicaciones en dispositivos electrónicos de alta frecuencia [12], [13].



**Figura 1.** Estructura hexagonal del grafeno [13], [14]

## 6.2. Métodos de fabricación del grafeno

Existen diferentes formas de fabricación del grafeno, y cada una tiene ventajas y limitaciones dependiendo del uso que se le quiera dar. Algunos métodos permiten obtener grafeno de muy alta calidad, mientras que otros son más fáciles de aplicar a gran escala. Estos procesos pueden dividirse en dos grandes grupos: los que parten del grafito (como la exfoliación) y los que crean el grafeno desde cero a partir de compuestos de carbono (como la deposición química o el uso de láser) [15].

La exfoliación mecánica fue el primer método utilizado para aislar el grafeno en 2004, y aún sigue siendo fundamental en entornos relacionados a la investigación. Este procedimiento consiste en aplicar fuerza mecánica para separar las láminas delgadas del grafito, regularmente utilizando cinta adhesiva o presión localizada, hasta obtener una monocapa atómica de carbono [16]. El grafeno obtenido de este método presenta cualidades como calidad cristalina excepcional, con escasos defectos y una alta movilidad electrónica. Sin embargo, este tipo de método no es adecuado para la producción en masa debido al tamaño limitado de las láminas obtenidas y su baja eficiencia. Se utiliza principalmente en experimentaciones que requieren grafeno de referencia o de laboratorio [16].

Aunque la exfoliación mecánica permitió el aislamiento inicial del grafeno y se destaca por la calidad del material obtenido, su baja eficiencia ha llevado al desarrollo de métodos más escalables. Uno de los más representativos es la exfoliación en fase líquida, que es una de las técnicas más empleadas para la producción del grafeno a escala industrial debido a su bajo costo y fácil implementación. Dicho método se basa en la dispersión del grafeno en un medio líquido, el cual puede ser un disolvente orgánico, agua con surfactantes o polímeros y aplicando energía mecánica, generalmente a través de ultrasonido o agitación por cizallamiento, esto para separar las capas individuales del carbono [17].

Tras estos procesos, la mezcla es sometida a centrifugación para eliminar todas las partículas gruesas y así obtener una suspensión rica en grafeno de pocas capas. A pesar de que el producto llega a tener imperfecciones en los bordes y variabilidad en el número de capas, este método permite la producción de grafeno en grandes cantidades, ideal para aplicaciones como tintas conductoras, compuestos plásticos y recubrimientos funcionales [17].

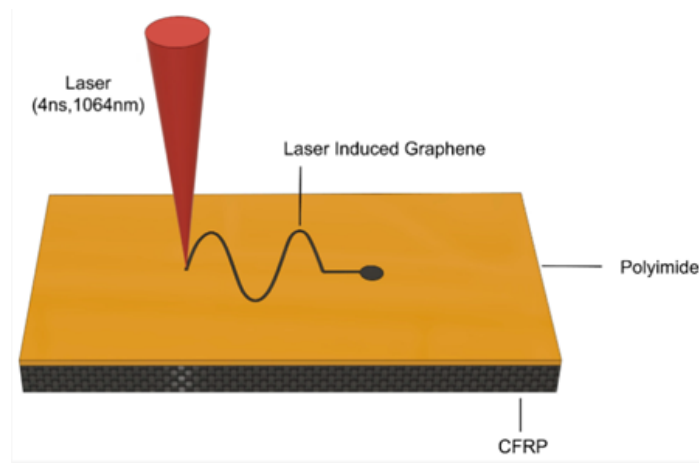
Por otro lado, dentro de los procesos que crean el grafeno desde cero se encuentra la síntesis por deposición química de vapor (CVD). Este método permite la fabricación del grafeno de alta calidad y gran área sobre sustratos metálicos, principalmente en cobre [18]. Este proceso consta en introducir un gas precursor de carbono como lo es el metano ( $\text{CH}_4$ ) en una cámara de reacción a temperaturas elevadas ( $800 - 1000^\circ\text{C}$ ), donde se llega a descomponer y depositar en el sustrato, formando una capa de grafeno. Este método genera mono capas con movilidad electrónica y uniformidad estructural excelentes, ideales en aplicaciones electrónicas y optoelectrónicas. Sin embargo, una de sus principales limitaciones es el proceso de transferencia del grafeno al sustrato final, lo que puede llegar a adquirir impurezas o generar rupturas [18].

Diferente a los anteriores métodos, el crecimiento epitaxial sobre carburo de silicio ( $\text{SiC}$ ) es una técnica que genera grafeno mediante la sublimación térmica controlada de silicio en cristales de  $\text{SiC}$ , siendo capaz de dejar capas de carbono que se reordenan como grafeno. Este método puede ofrecer una gran ventaja, en la cual el grafeno se forma directamente sobre un sustrato semiconductor, eliminando la necesidad de utilizar transferencia. El resultado de este método es un material altamente ordenado, con buena movilidad electrónica, ideal para dispositivos electrónicos de altas frecuencias. Sin embargo, este procedimiento requiere temperaturas altas ( $> 1300^\circ\text{C}$ ) y cámaras de vacío, incrementando el costo y limitando su escalabilidad industrial [19].

### 6.3. Grafeno inducido por láser (LIG)

El grafeno inducido por láser (LIG) es un nanomaterial poroso, compuesto por grafeno multicapa con una estructura tridimensional, obteniéndose a partir de irradiación directa por medio de un haz de luz sobre materiales ricos en carbono, como la poliimida, madera o la lignina. Durante la irradiación, la energía del láser provoca la carbonización del precursor y reorganización de los átomos del carbono en una estructura predominantemente  $\text{sp}^2$ , generando un material eléctricamente conductor y con un área superficial activa [15].

Este método se considera especialmente llamativo porque no requiere condiciones controladas como atmósferas inertes ni etapas químicas adicionales, a diferencia de los otros métodos de síntesis de grafeno mencionados, permitiendo fabricar patrones personalizados de forma localizada, rápida y económico (Fig. 2)[15].

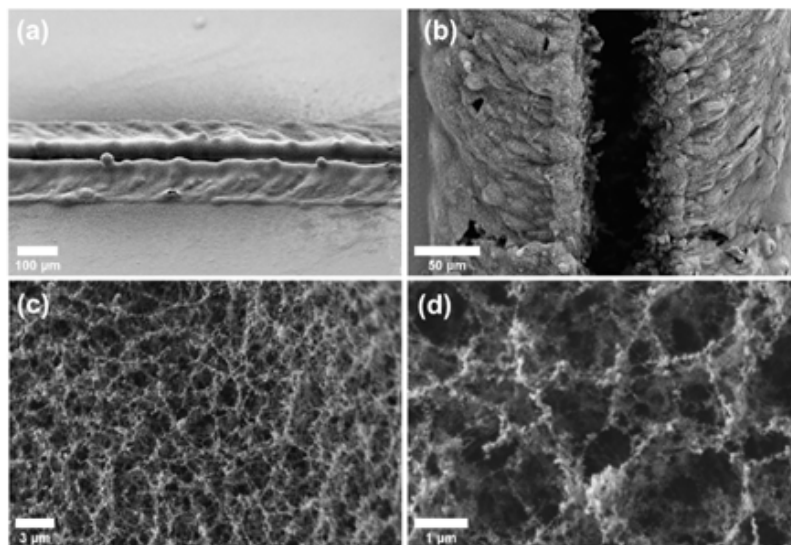


**Figura 2.** Esquema de proceso de formación de LIG sobre poliimida-CFRP mediante irradiación láser [15]

Una característica fundamental del LIG es su morfología tridimensional porosa, resultado de la liberación rápida de gases volátiles y la reordenación de los átomos durante la irradiación del láser, esto permite que el LIG tenga una alta permeabilidad al permitir el acceso de iones o moléculas en el interior de la red porosa. Estas características son particularmente valiosas en el desarrollo de sensores electroquímicos o biosensores, en los cuales una mayor superficie activa incrementa la sensibilidad de detección [15].

Durante la interacción del láser con materiales ricos en carbono, la energía que absorben genera un calentamiento localizado que eleva la temperatura extremadamente rápido por encima de 1700 °C, dicho aumento térmico rompe enlaces C-O y C-H, liberando compuestos volátiles como lo son el CO<sub>2</sub> y H<sub>2</sub>O, mientras que los átomos de carbono se reorganizan en una red tridimensional porosa, la cual es una característica del grafeno [15]. La formación controlada de defectos, como bordes activos, son una consecuencia propia de este mecanismo, estos defectos resultan ser funcionales al incrementar la densidad de los sitios electroquímicos activos, mejorando el desempeño del material en aplicaciones como sensores y electrocatalizadores [20].

La microestructura presenta una compleja red de fibras y poros interconectados, configurando una alta superficie activa y con buena permeabilidad, propiedades esenciales en el funcionamiento de aplicaciones eléctrica. Estas características son evidentes en las micrografías de microscopía electrónica que demuestran gráficamente la distribución tridimensional y heterogénea típica del LIG (Fig. 3) [15]. La estructura final del LIG puede regularse ajustando parámetros del láser, como la potencia, longitud de onda, velocidad de escaneo y frecuencia de los pulsos lo que influye directamente en la porosidad, oxidación y las propiedades eléctricas resultantes [21].



**Figura 3.** Imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido del LIG: (a, b) vista lateral y superior de la región modificada por el láser; (c, d) vistas ampliadas de la red porosa y fibrosa en la región central [15]

#### 6.4. Aplicaciones del LIG y sus limitaciones

El grafeno inducido por láser (LIG) ha generado un interés alto como material multifuncional debido a sus propiedades eléctricas, morfológicas y mecánicas, derivadas del tipo de estructura tridimensional porosa [15]. Una de las áreas en las que el LIG se ha consolidado en aplicaciones es en el desarrollo de biosensores flexibles y portátiles, donde la alta conductividad eléctrica y superficie activa del LIG permite una detección sensible y selectiva de analitos biológicos, como lo es la glucosa, dopamina y marcadores de estrés oxidativo [22]. Su facilidad de fabricación sobre sustratos poliméricos, junto con la versatilidad de producir patrones complejos sin necesidad de transferencia, lo hacen ideal para implementar en dispositivos biomédicos integrados y sensores visibles [15].

Sin embargo, el uso de LIG tiene algunas limitantes que aún son objeto de investigación. Respecto a su estructura porosa, aunque es ventajosa para aumentar la superficie activa, también lo hace vulnerable en la adsorción de contaminantes del entorno, lo cual puede influir en la deterioración de la señal eléctrica y comprometer la estabilidad e implementación a largo plazo en aplicaciones reales [22]. Además, el proceso de fabricación de LIG suele generar defectos que afectan la resistencia eléctrica inicial del material en comparación de materiales como el grafeno sintetizado por otros métodos. Una forma de mitigación de estas limitantes es el desarrollo de técnicas complementarias como el flash-healing, el cual es un tratamiento térmico rápido que reduce significativamente los defectos estructurales y mejora tanto la durabilidad como la conductividad eléctrica del LIG [23].

## 6.5. Conectores biomédicos

### 6.5.1. Principios y parámetros eléctricos

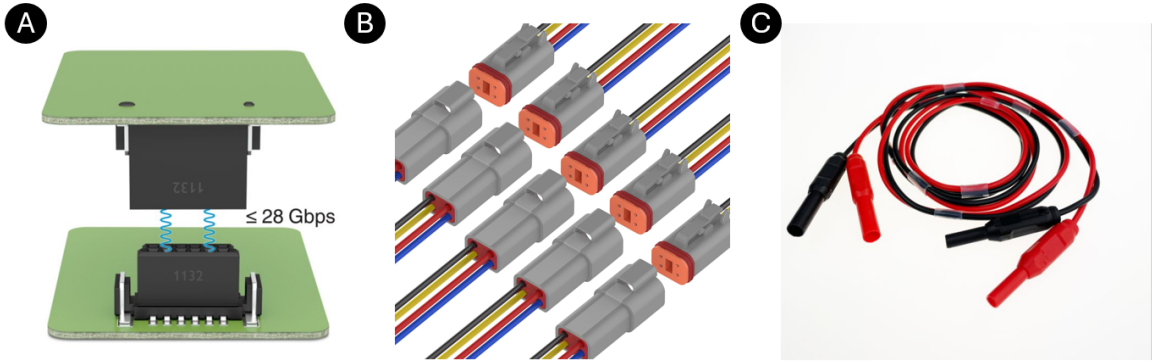
El desempeño de los conectores en dispositivos biomédicos va a depender principalmente de sus parámetros eléctricos, entre estos destacan las resistencias de contacto, la impedancia y la capacidad de transmisión de señal en rango biológico. La resistencia de contacto debe ser baja y estable ( $< 10 \text{ m}\Omega$ ), ya que los incrementos pequeños de generar pérdida de señal o calentamiento, comprometiendo la fiabilidad del sistema. Este parámetro se puede controlar mediante recubrimientos metálicos nobles (oro, plata) y mecanismo que aplican presión entre terminales [24].

La impedancia en los conectores debe estar alineada con las frecuencias y amplitudes que caracterizan los sistemas biomédicos como ECG, EEG o marcapasos que trabajan con señales de baja frecuencia (Hz o kHz), bajo voltaje (mV) y corriente ( $\mu\text{A}$ –mA). Para evitar atenuaciones y pérdida de fase, los conectores deben de incorporar blindaje contra interferencias electromagnéticas y materiales dieléctricos [24].

Adicionalmente, el comportamiento eléctrico del conector bajo uso prolongado llega a estar condicionado por la fuerza de inserción, que influye en la estabilidad del conector y desgaste por ciclos mecánicos. La fatiga mecánica o la corrosión pueden llegar a elevar la resistencia de contacto con el paso del tiempo y el uso, fenómeno que se ha evaluado por medio de modelos predictivos de vida útil eléctrica y mecánica en función tras usos de ciclos de conexión y desconexión [25].

### 6.5.2. Conectores eléctricos convencionales

Los conectores eléctricos convencionales usados en aplicaciones biomédicas como *board-to-board*, *wire-to-wire* y los conectores de tipo *touch-proof* tiene que cumplir con criterios de seguridad eléctrica (corriente de fuga, aislamiento), compatibilidad electromagnética (EMC) y fiabilidad mecánica en condiciones clínicas (Fig. 4). La norma IEC 60601 1 establece los requisitos que deben cumplir los conectores médicos en términos de distancias de aislamiento, conocidas como *creepage* y *clearance*, así como los niveles mínimos de protección para el paciente y el operador (MOPP/MOOP). Además, indica que el que estos conectores deben de tener un mecanismo anti-desconexión, garantizando seguridad y continuidad de la señal [26].



**Figura 4.** A. Conector eléctrico tipo *board to board*. B. Conectores eléctricos tipo *wire to wire*. C. Conectores eléctricos tipo *touch-proof* [26]

Los conectores *touch-proof*, suelen ser utilizados en cables para ECG/EEG, los cuales están compuestos de aislamiento plástico y un diseño a prueba de contacto accidental. Dicho tipo de conector está pensado para tener un uso frecuente, exponerse a altas temperaturas y soportar limpieza con solventes médicos, manteniendo un acoplamiento seguro y evitando que llegue a tener descargas involuntarias [27].

En el caso de los conectores *board-to-board*, se destacan en tener diseños modulares y portátiles para permitir el apilamiento de placas (*stacking*) sin cables de por medio. Estos conectores están diseñados para resistir vibración, choque térmico y ciclos largos de acoplamiento [28]. Una de las consideraciones críticas es el tamaño, ya que los diseños médicos tienden a ser compactos y los conectores deben de ser capaces de adaptarse a espacios reducidos. La fiabilidad a largo plazo es esencial, ya que los conectores están sujetos a ciclos repetidos de inserción y extracción, manteniendo una baja resistencia de contacto [27].

### 6.5.3. Conectores médicos implantables

Los conectores eléctricos implantables son componentes esenciales en dispositivos médicos activos, como marcapasos, neuro prótesis o sistemas de estimulación cerebral, ya que permiten mantener una interconexión segura entre la electrónica del dispositivo y los electrodos implantados en el cuerpo del paciente, operando bajo condiciones del ambiente complejas como lo es la humedad, presencia de iones o movimiento continuo. Los requisitos para este tipo de conectores incluyen dimensiones mínimas que faciliten procedimientos quirúrgicos menos invasivos, resistencia mecánica para soportar las tensiones de inserción y extracción, y mecanismos de polarización y codificación para evitar errores de conexión [24].

Ejemplos representativos son los conectores estandarizados empleados en marcapasos cardíacos, como los conectores tipo IS-1 o DF-4, que permiten acoplar de forma segura una o varias derivaciones endocavitarias al generador de impulsos. De manera similar, los sistemas de estimulación cerebral profunda y los estimuladores de médula espinal utilizan conectores multipolares de alta densidad, capaces de concentrar decenas de canales eléctricos en un volumen reducido sin comprometer la fiabilidad mecánica ni la seguridad eléctrica [24].

El entorno del cuerpo impone restricciones adicionales que requieren la utilización de

materiales biocompatibles. Metales como el platino o titanio y polímeros como PEEK son utilizados por su resistencia a la corrosión, estabilidad dieléctrica y una baja capacidad de reacción a los tejidos. La superficie de estos conectores suele diseñarse para minimizar la formación de tejido cicatricial y la colonización bacteriana en la zona de implantación. En el aspecto eléctrico, los diseños se orientan a mantener una baja resistencia de contacto, estabilidad a movimientos. Los desarrollos más recientes se enfocan en aumentar el número de canales eléctricos disponibles en el conector, sin comprometer la fiabilidad mecánica ni la seguridad eléctrica [24].

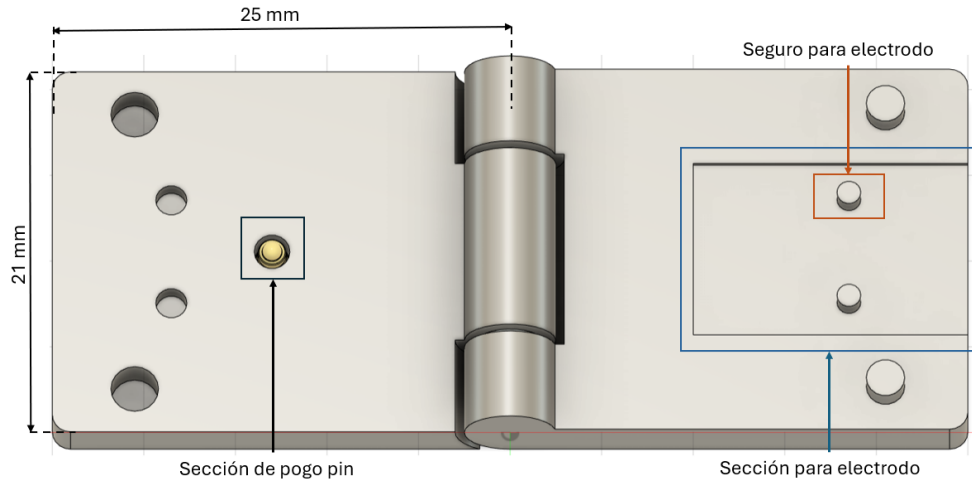
## 7.1. Diseño y fabricación del conector electromecánico de una conexión.

### 7.1.1. Diseño en Autodesk Fusión

El diseño del conector electromecánico se llevó a cabo en Fusion 360 (Autodesk, California, Estados Unidos). Se partió del modelado de una bisagra de tres piezas que permitió articular dos secciones diferenciadas: el área destinada a la conexión eléctrica, donde se alojó el *pogo pin*, y la base rectangular para el posicionamiento del electrodo (fig. 5).

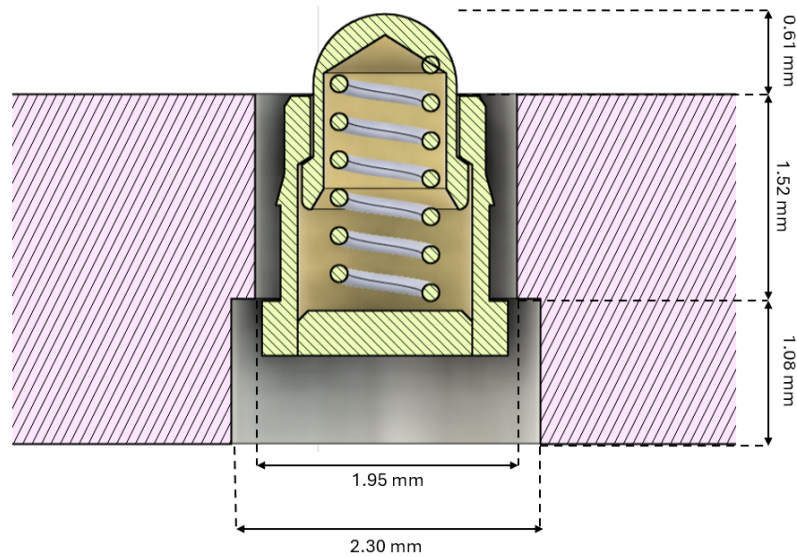
En una primera etapa se definieron las placas que conforman cada mitad del conector y se establecieron dos espesores distintos. El lado correspondiente a la base del electrodo se diseñó con una altura de 3.0 mm, mientras que el lado destinado al *pogo pin* se configuró con un espesor de 2.6 mm. Esta diferencia de alturas permite que, al cerrarse el conector, no se produzcan interferencias mecánicas y se asegurara un ajuste adecuado.

Sobre la sección destinada al electrodo se incorporó una cavidad rectangular ajustada a sus dimensiones, con el fin de garantizar su inmovilización durante el ensamble (fig. 5). Adicionalmente, se integraron cuatro seguros: dos destinados a bloquear el electrodo dentro de su base y dos utilizados para asegurar el cierre mecánico general del conector.



**Figura 5.** Modelo tridimensional del conector electromecánico de una conexión diseñado en Fusion 360

Para la integración del sistema de contacto se seleccionaron *pogo pins* modelo ED1649-ND (Mill-Max, DigiKey, Estados Unidos). A partir del *datasheet* y del modelo 3D oficial del fabricante, se adaptaron los alojamientos internos de manera que el cuerpo del componente quedara embebido en el conector, mientras que únicamente la cabeza sobresaliera para establecer la conexión eléctrica. La posición del *pogo pin* se definió de acuerdo con el recorrido máximo de la cabeza del *pogo pin* de 0.61 mm especificado por el fabricante (fig. 6).



**Figura 6.** Análisis de sección en Fusion 360 de adaptación y dimensionamiento de *pogo pin* a conector

### 7.1.2. Fabricación del conector electromecánico de una conexión

La fabricación del conector electromecánico se realizó mediante impresión 3D utilizando el software Bambu Studio (Bambu Lab, Shenzhen, China) para la configuración de las piezas. El proceso de manufactura se efectuó en una impresora Bambu Lab A1 Mini (Bambu Lab, Shenzhen, China), seleccionada por su capacidad de impresión de alta precisión.

Durante la configuración de impresión se estableció una altura de capa de 0.08 mm, con el objetivo de obtener un acabado detallado en la superficie del conector. Además, se empleó la herramienta de altura de capa variable disponible en el programa de Bambu Studio, configurada en modo adaptativo. Para este ajuste se utilizó un valor de calidad/velocidad de 0.50 (adimensional), lo cual favorece el equilibrio entre la exactitud de la geometría y el tiempo de impresión.

El patrón de relleno seleccionado para el interior de la pieza correspondió al relleno giróid, El material utilizado para la impresión fue PLA+ (eSUN, Shenzhen, China), seleccionado por su resistencia mejorada en comparación con el PLA convencional y por su buena adhesión entre capas. Las condiciones de impresión se establecieron con una temperatura del *nozzle* de 213 °C, una temperatura de la cama caliente de 53 °C, una velocidad de impresión del 70% del perfil de calidad ( $\approx 45 - 50$  mm/s), un diámetro de boquilla de 0.4 mm, y una velocidad de extrusión controlada automáticamente por el sistema de flujo adaptativo.

## 7.2. Diseño y fabricación de electrodos LIG de una conexión

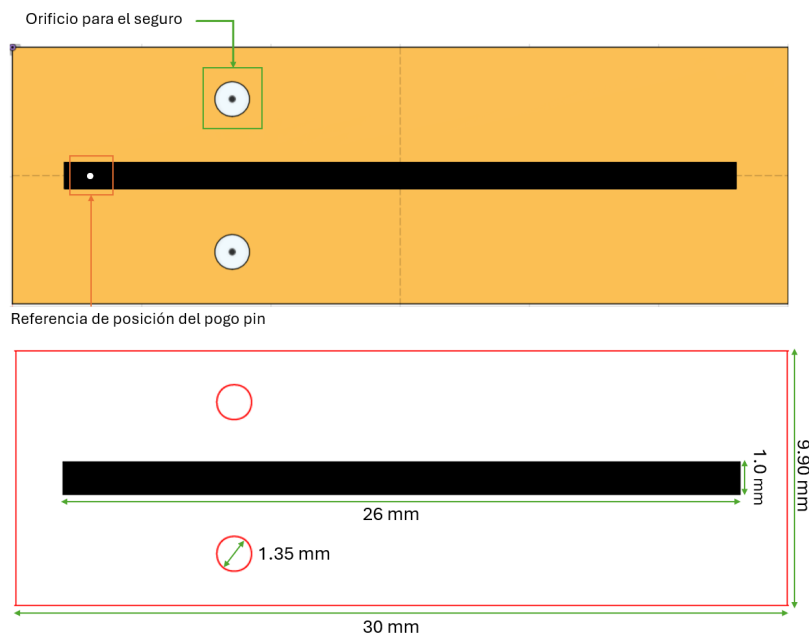
### 7.2.1. Diseño de electrodo LIG

El electrodo fue diseñado en Fusion 360 a partir de las dimensiones de la base destinada a su alojamiento en el conector. Para el modelado se consideraron tanto el diámetro de la cavidad como la posición de los seguros, con el fin de asegurar un acoplamiento preciso y evitar desplazamientos durante el ensamble.

El diseño incluyó la incorporación de un canal de grafeno de forma rectangular con un ancho de 1 mm y un largo de 26 mm, configurado de manera que coincidiera con la trayectoria del *pogo pin* (fig. 6). De esta forma, al cerrarse el conector, el contacto se establece directamente sobre la superficie conductora de grafeno y no sobre la película de Kapton.

Una vez concluido el diseño en Fusion 360, el archivo fue exportado en formato .dxf para su posterior edición en Inkscape (software libre y de código abierto). En este programa se configuraron los parámetros de línea y color de acuerdo con los requerimientos de la cortadora láser. El contorno del electrodo y los orificios de los seguros se asignaron en color rojo con un grosor de línea de 0.05 mm, correspondiente a corte total.

El canal de grafeno se configuró en color negro, respectivo al grabado de área mediante rasterizado, mientras que las trayectorias en color azul se reservaron para grabados vectoriales superficiales empleados como guías de referencia (fig. 7). Tras la configuración, el diseño fue convertido a formato PDF, con el fin de garantizar la compatibilidad con el software de control de la cortadora láser y preservar las especificaciones establecidas en el modelo.



**Figura 7.** Diseño referenciado de electrodo de una conexión en Fusion 360 y configuración de colores y grosores de línea del diseño del electrodo en Inkscape para corte y grabado láser

### 7.2.2. Fabricación de electrodos LIG

Para la fabricación de los electrodos LIG se utilizó como material de partida Kapton en formato de hoja A4 con un grosor de 75  $\mu\text{m}$  (DuPont, Delaware, Estados Unidos). El Kapton se colocó sobre una lámina de acrílico con el objetivo de evitar desplazamientos y minimizar deformaciones durante la acción del láser sobre la superficie.

El proceso de inducción de grafeno y corte de los electrodos se llevó a cabo en una cortadora láser modelo VLS 2.30DT (Universal Laser Systems, Arizona, Estados Unidos). Para el grabado de área correspondiente al canal de grafeno (negro) se emplearon parámetros de 17 % de potencia y 7.5 % de velocidad, mientras que para el corte (color rojo) se configuró el láser con 100 % de potencia y 75 % de velocidad (Cuadro. 1). En ambos casos se utilizó un valor de PPI de 500 (pulsos por pulgada de recorrido) que permitió mantener la densidad de energía necesaria para garantizar la definición del grabado y la precisión del corte.

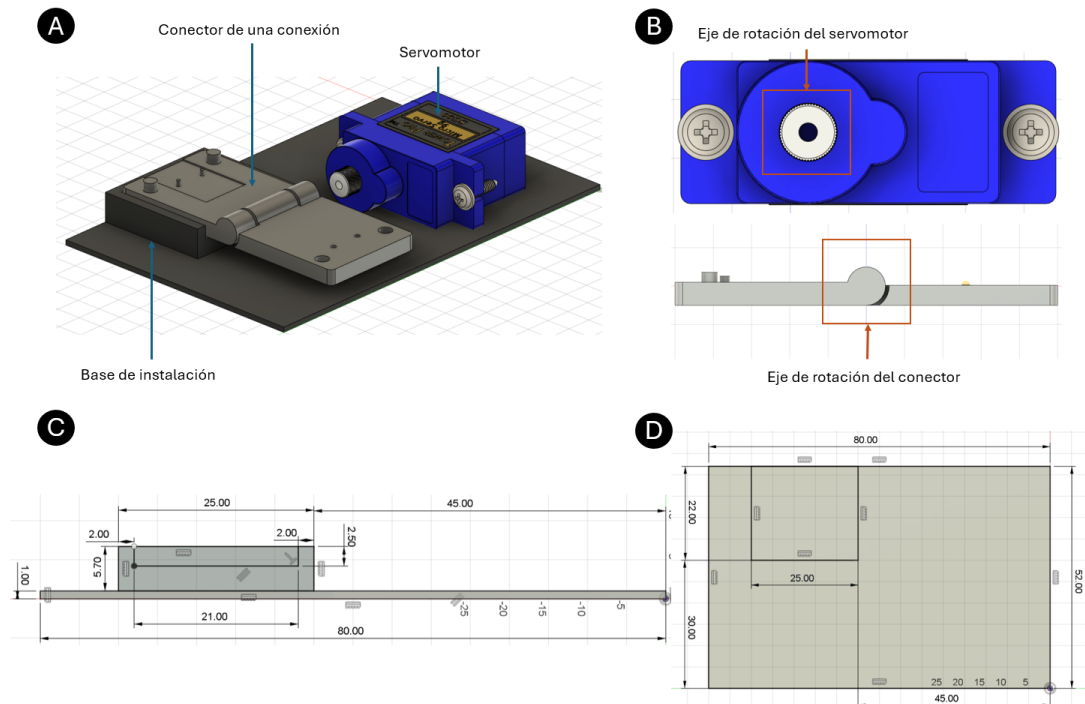
**Cuadro 1.** Parámetros de configuración para fabricación de electrodo de una conexión

	Potencia	Velocidad	PPI
Negro (Rasterizado)	17 %	7.5 %	500
Rojo (Corte)	100 %	75 %	500

### 7.3. Diseño del sistema de caracterización

EL diseño del sistema de caracterización se realizó con el objetivo de evaluar los ciclos de vida mecánicos y eléctricos del conector electromecánico. El sistema integró un servomotor SG90 (Tower Pro, China), el conector electromecánico y una base de instalación diseñada para mantener ambos elementos en un mismo conjunto (fig. 8).

En Fusion 360 se integraron los modelos 3D tanto del servomotor como del conector electromecánico. Posteriormente, se consultó el *datasheet* del servomotor, a partir del cual se estableció la ubicación y el eje de rotación del mismo. Se diseñó una base elevada tipo canal con las dimensiones exactas del conector, lo que permitió fijarlo sin posibilidad de desplazamiento durante la operación. En dicha base se colocó la parte correspondiente al electrodo, mientras que la pestaña destinada a las conexiones se acoplo directamente al servomotor. La altura de la base se definió en 5.7 mm, con el fin de garantizar que el eje del servomotor coincidiera con el eje central de la bisagra del conector, evitando restricciones en el movimiento durante el proceso de apertura y cierre automatizado (fig. 8).



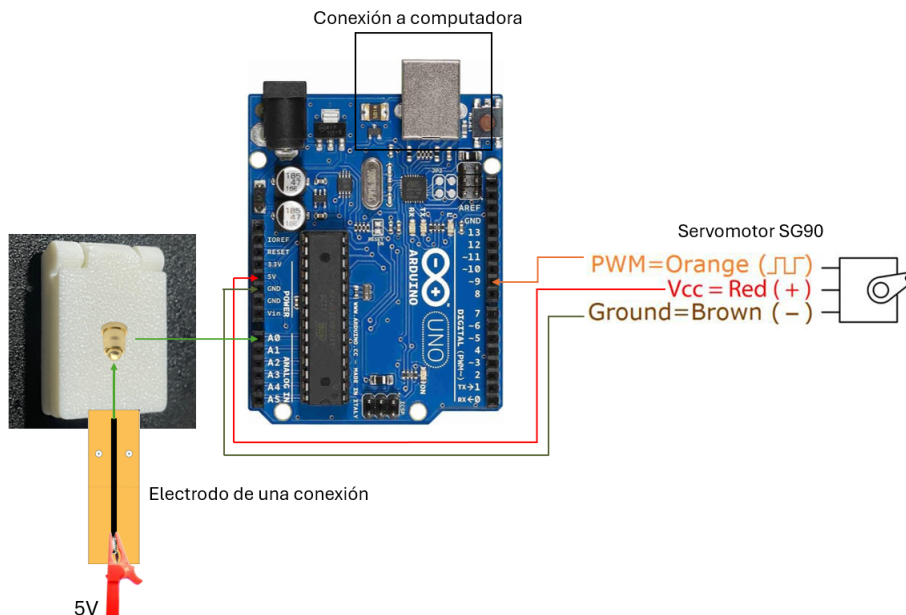
**Figura 8.** A. Componentes del sistema de caracterización. B. Eje de rotación del servomotor y bisagra del conector electromecánico. C. Dimensiones de la base instalación en su vista frontal. D. Dimensiones de la bases de instalación en su vista superior

## 7.4. Fabricación de la base de instalación del sistema de caracterización

La fabricación de la base del sistema de caracterización se realizó mediante impresión 3D utilizando el programa Bambu Lab con la impresora Bambu Lab A1mini empleando como material PLA+. Para la configuración de impresión se estableció una altura de capa de 0.08 mm y como relleno de la estructura el tipo Giroid.

## 7.5. Programación y funcionamiento del sistema de caracterización

El sistema de caracterización fue programado mediante un microcontrolador Arduino Uno (Arduino, Italia). Para el control del servomotor se utilizó la librería Servo.h, asignando el pin digital 9 como salida PWM, mientras que el registro de la señal eléctrica se realizó con el pin analógico A0. En el código se definió rutinas de apertura y cierre del conector electromecánico, en donde el servomotor alcanzaba posiciones de 90° para la condición abierta y 180° para la condición cerrada. Durante cada cierre se efectuaba una lectura analógica del voltaje transmitido desde el electrodo de grafeno hacia el *pogo pin*, el cual se conectó por medio de un cable hacia el pin A0, dicha señal se convirtió en valores de voltaje. Entre cada cambio de estado se establecieron retardos controlados mediante la función `delay()`, asegurando tiempos suficientes para la adquisición confiable de datos y la correcta operación del sistema. (fig. 9).



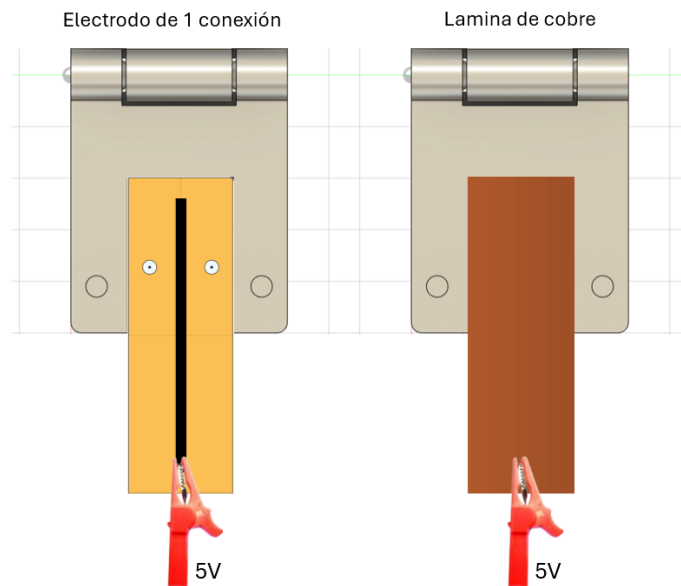
**Figura 9.** Esquemático de conexión del sistema de caracterización de conector de una conexión a Arduino Uno

## 7.6. Caracterización del conector de una conexión

La caracterización del conector electromecánico de una conexión se desarrolló en dos fases experimentales con el propósito de evaluar la estabilidad eléctrica y la repetibilidad del sistema durante ciclos sucesivos de conexión y desconexión.

En la primera fase, se determinó el comportamiento del *pogo pin* bajo condiciones de conducción repetitiva. Para ello, el electrodo fue reemplazado por una lámina de cobre que funcionó como conductor de referencia. La conexión eléctrica se estableció mediante una fuente de alimentación Keithley 2231A-30-3 (Keithley Instruments, USA) ajustada a una tensión constante de 5 V. El sistema se sometió a 200 ciclos de medición, registrando el voltaje en cada cierre del conector (fig. 10).

En la segunda fase, se caracterizó el comportamiento del electrodo de grafeno inducido por láser (LIG) bajo las mismas condiciones operativas. El electrodo fue colocado en su respectiva base, manteniendo la misma fuente de voltaje y nivel de tensión de 5 V, aplicados directamente sobre el canal de grafeno. Se efectuaron igualmente 200 ciclos de medición, con el fin de evaluar la repetibilidad del contacto y la respuesta eléctrica del material durante los cierres sucesivos del sistema (fig. 10). Posteriormente para las dos fases, se analizaron y graficaron los datos utilizando el software Matlab (MathWorks, USA).



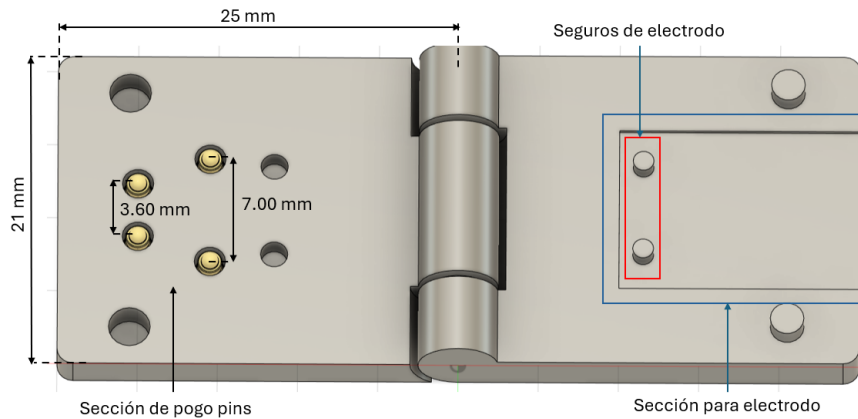
**Figura 10.** Sistemas de conexión para caracterización para conector de una conexión

## 7.7. Diseño y fabricación del conector electromecánico multicanal

### 7.7.1. Diseño en Autodesk Fusion

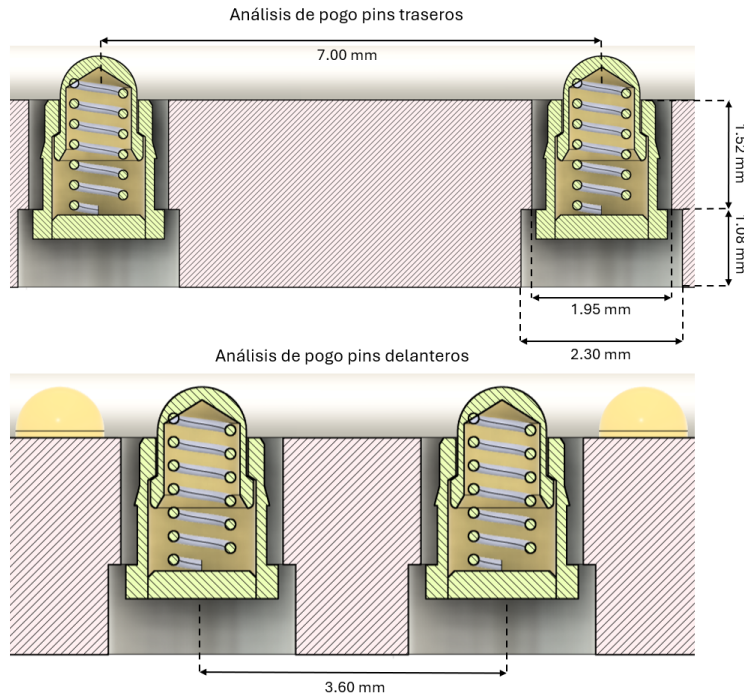
El diseño del conector electromecánico multicanal fue desarrollado en Autodesk Fusion 360, partiendo del modelo base correspondiente al conector electromecánico de una conexión. El sistema conservó la bisagra de tres piezas, la cual permit3 la articulación entre dos secciones diferenciadas: una destinada a la conexión eléctrica y otra al alojamiento del electrodo.

En la primera etapa del modelado se definieron los espesores de ambas secciones, estableciendo 2.6 mm para el área de conexión multicanal y 3.0 mm para el área de alojamiento del electrodo, con el fin de asegurar un cierre uniforme entre las piezas. En la superficie destinada al electrodo se incorporó una cavidad rectangular ajustada a sus dimensiones, permitiendo su aislamiento e inmovilización dentro del conector. Además, se integraron cuatro seguros mecánicos: dos para fijar la posición del electrodo y dos adicionales para garantizar el cierre estructural del sistema (fig. 11).



**Figura 11.** Vista superior del modelo 3D con la distribución de los cuatro *pogo pins* y la cavidad para alojamiento del electrodo

El área de conexión multicanal incluyó cuatro *pogo pins* modelo ED1649-ND, seleccionados por su carrera máxima de compresión de 0.61 mm según las especificaciones del fabricante. Utilizando el modelo tridimensional del componente y su hoja de datos técnica, se definieron los alojamientos internos de manera que el cuerpo del *pogo pin* quedara embebido en el conector, dejando únicamente expuesta la cabeza de contacto. La disposición piramidal de los *pogo pins* fue diseñada para optimizar la distribución de los componentes sobre los canales de grafeno. El análisis de sección del modelo 3D permitió verificar la profundidad y el ángulo de inserción de los componentes (fig. 12).



**Figura 12.** Análisis de sección transversal del modelo 3D mostrando la integración y profundidad de inserción de los *pogo pins* delanteros y traseros

### 7.7.2. Fabricación de conector electromecánico multicanal

La fabricación del conector electromecánico multicanal se realizó mediante impresión 3D, utilizando el mismo equipo, software y parámetros empleados en la fabricación del conector electromecánico de una conexión. El proceso se configuró en Bambu Studio y se llevó a cabo en una impresora Bambu Lab A1 Mini. Se mantuvieron las mismas condiciones de impresión: altura de capa de 0.08 mm, modo adaptativo de altura variable, y un valor de calidad/velocidad de 0.50 (adimensional). El patrón de relleno Gyroid y el material PLA+ fueron igualmente utilizados, garantizando la compatibilidad mecánica y estructural entre ambos modelos de conectores.

Las temperaturas del proceso se conservaron constantes, con una temperatura del *nozzle* de 213 °C, temperatura de cama de 53 °C, diámetro de boquilla de 0.4 mm y una velocidad de impresión equivalente al 70 % del perfil de calidad ( $\approx 45\text{--}50$  mm/s). Estas condiciones permitieron obtener una pieza con buena definición geométrica, acabado superficial uniforme y ajuste dimensional adecuado para el ensamblaje con los electrodos de grafeno.

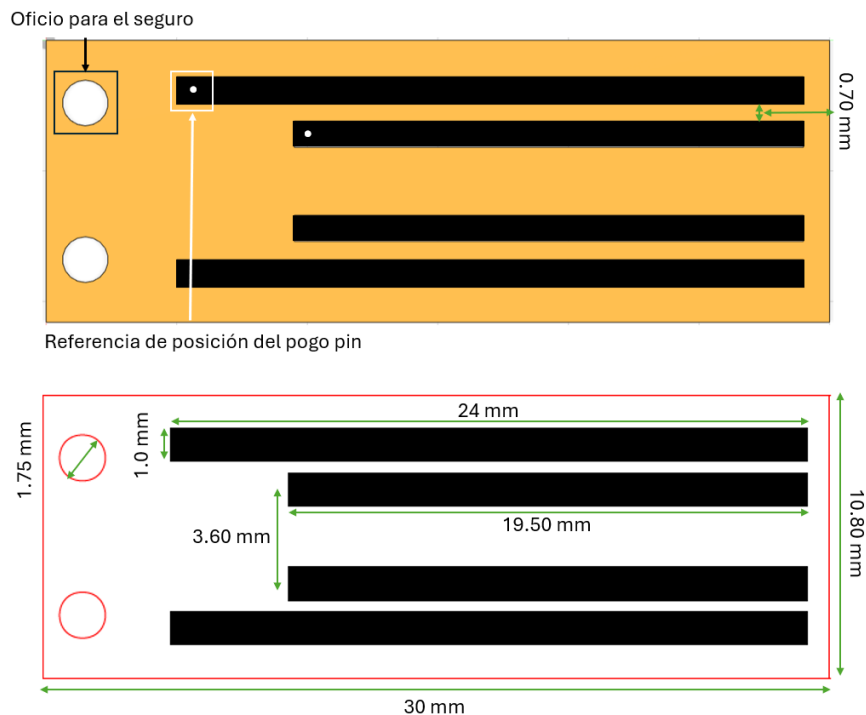
## 7.8. Diseño y fabricación de electrodo LIG multicanal

### 7.8.1. Diseño de electrodo LIG multicanal

El diseño del electrodo de grafeno inducido por láser (LIG) multicanal se realizó en Fusion 360, tomando como referencia las dimensiones de la base del conector electromecánico multicanal para asegurar su acoplamiento. En el modelo se consideró la posición de los seguros del electrodo con el fin de mantener su fijación durante el ensamble.

En el modelo se definieron cuatro canales rectangulares destinados a la inducción de grafeno, cada uno con un ancho de 1.0 mm. Los canales externos fueron dimensionados con una longitud de 24 mm, mientras que los canales centrales se establecieron en 19.50 mm, posicionados con la ubicación de los *pogo pins* del conector. Estas dimensiones se determinaron con el propósito de alinear geométricamente cada canal con su punto de contacto eléctrico (fig. 13).

Una vez finalizado el diseño, el archivo fue exportado en formato .dxf para su preparación en Inkscape. En dicho programa se configuraron los parámetros de línea y color conforme a los requerimientos de la cortadora láser. Se asignó el color rojo para los contornos y orificios de los seguros con un grosor de línea de 0.05 mm, y los canales se rellenaron en color negro para definir las áreas destinadas al grabado por rasterizado (fig. 13). Finalmente, el diseño fue exportado en formato .pdf, como requisito del software de control de la cortadora láser.



**Figura 13.** Diseño referenciado de electrodo LIG multicanal en Fusion 360 y configuración de colores y grosores de línea del diseño del electrodo en Inkscape para corte y grabado láser

### 7.8.2. Fabricación de electrodo LIG multicanal

La fabricación del electrodo LIG multicanal se llevó a cabo siguiendo el mismo procedimiento descrito para los electrodos de una conexión, manteniendo los parámetros de grabado y corte establecidos previamente. Se empleó una lámina de Kapton® con un espesor de 75  $\mu\text{m}$  como sustrato base para la inducción del grafeno. El proceso se llevó a cabo con una cortadora láser VLS3.50, controlada mediante el software Universal Control Panel (UCP) del fabricante. Se fabricaron 5 electrodos empelando los mismos parámetros de corte y rasterizado utilizados en el electrodo LIG de una conexión (cuadro 1).

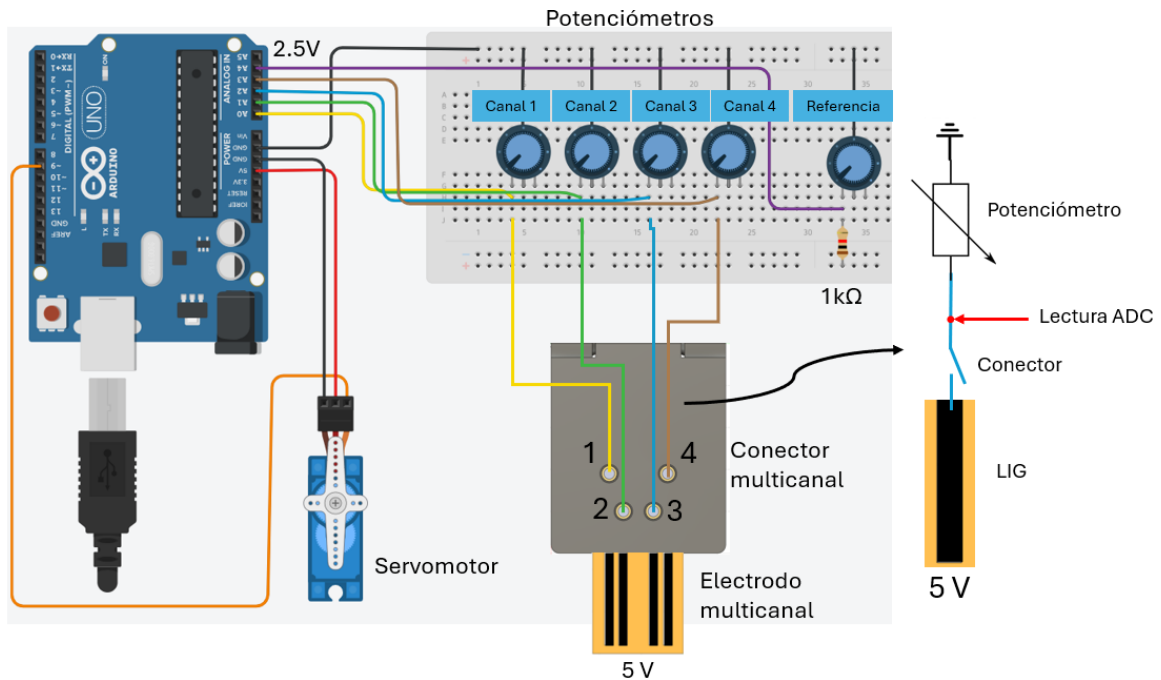
## 7.9. Sistema de caracterización para conector electromecánico multicanal

### 7.9.1. Programación y funcionamiento del sistema de caracterización

El sistema de caracterización del conector electromecánico multicanal fue controlado mediante una placa Arduino Uno, utilizada para la automatización del movimiento del conector y la adquisición de las señales eléctricas de los canales de medición. Para el control del servomotor se empleó la librería Servo.h, asignando el pin digital 9 como salida PWM. El movimiento del servomotor se configuró en dos posiciones: 90° para apertura y 180° para cierre, ejecutando ciclos programados que permitieron la operación continua del sistema durante la adquisición de datos.

Las mediciones de voltaje correspondientes a los cuatro *pogo pins* se conectaron a las entradas analógicas A0 a A3 del Arduino, mientras que el pin A4 fue destinado a la lectura del voltaje de referencia. Cada ciclo de medición comprendió el cierre del conector, la lectura analógica de los cuatro canales y su conversión a valores de voltaje. Se implementaron retardos controlados mediante la función *delay()*, con el propósito de garantizar la estabilidad del sistema y la correcta sincronización entre las operaciones de apertura, cierre y adquisición de datos.

Para la regulación de los niveles de señal, se utilizó un sistema de divisores de voltaje conformado por potenciómetros de 1 k $\Omega$ , con el objetivo de mantener todos los canales de medición dentro de un rango común de trabajo de 2.5 V. Adicionalmente, se integró un divisor independiente para la generación de una referencia de voltaje constante de 2.5 V, empleada para establecer una base de comparación con las señales adquiridas en los canales de medición. Los divisores fueron conectados de manera que cada canal de salida de los *pogo pins* pasara por el potenciómetro correspondiente antes de ingresar a la placa Arduino, mientras que la salida del divisor de referencia fue asignada directamente al pin analógico A4 (fig. 14).



**Figura 14.** Esquemático del sistema de caracterización del conector multicanal, conexión entre los divisores de voltaje, los canales de medición y el voltaje de referencia

## 7.10. Caracterización de conector electromecánico multicanal

La caracterización del conector electromecánico multicanal se llevó a cabo con el propósito de evaluar el comportamiento eléctrico del sistema completo, conector y electrodo multicanal durante ciclos repetitivos de operación prolongada. El sistema fue sometido a 1000 ciclos de apertura, cierre y medición controlados mediante la programación implementada en la placa Arduino Uno.

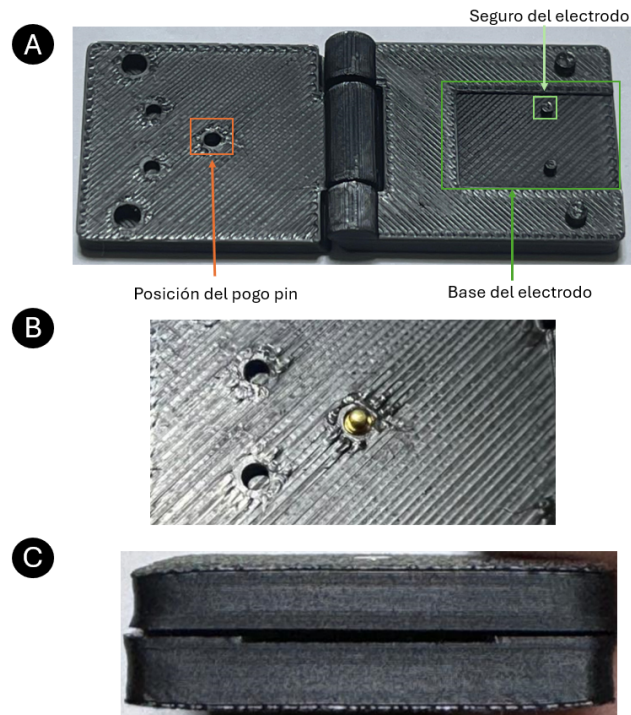
Durante la prueba, se utilizó una fuente de voltaje Keithley 2231A-30-3, configurada para suministrar una tensión constante de 5 V, la cual se conectó directamente a los cuatro canales de grafeno del electrodo multicanal. La adquisición de datos se efectuó en tiempo real, empleando una conexión serial entre el Arduino Uno y una hoja de cálculo de Microsoft Excel, mediante la función Data Streamer, que permite registrar los valores de voltaje correspondientes a los cuatro canales analógicos y al canal de referencia en cada ciclo de medición directamente a Microsoft Excel. Los datos obtenidos fueron posteriormente procesados y graficados en MATLAB, con el fin de analizar la evolución de las señales a lo largo de los ciclos de operación.

## 8.1. Fabricación y ensamble de sistema de una conexión

### 8.1.1. Conector electromecánico de una conexión

El conector electromecánico fabricado mediante impresión 3D presentó una superficie uniforme y uniones bien definidas, sin deformaciones visibles con un tiempo de impresión de 24 min por pieza. El utilizar la configuración de altura de capa variable, en el caso de la bisagra se imprimió completa y permitió un detalle más preciso, ayudando a que el movimiento libre entre ambas mitades. Los seguros integrados mostraron un ajuste adecuado con el electrodo correspondiente, manteniendo la pieza firmemente posicionada durante las pruebas de cierre.

El conector recién impreso (fig. 15A) mostró una buena definición en los orificios destinados al alojamiento del *pogo pin* y en la cavidad rectangular donde se inserta el electrodo. Al realizar la instalación del *pogo pin* por presión (fig. 15B), el componente encajó de forma precisa en su orificio, quedando alineado y sin presentar grietas o irregularidades alrededor del punto de inserción. Durante la verificación del cierre se observó que ambas secciones del conector acoplaron correctamente, ejerciendo una ligera presión uniforme sobre el área de contacto. Una vez cerrado (fig. 15C), el *pogo pin* permaneció nivelado con la superficie externa, confirmando que el alojamiento coincidía con las dimensiones del modelo digital y que el sistema de cierre proporcionaba un contacto estable.



**Figura 15.** A. Identificación de las zonas principales del diseño (base del electrodo y posición del *pogo pin*). B. Instalación del *pogo pin*. C. Cierre del conector, con el *pogo pin* alineado al ras de la superficie

### 8.1.2. Electrodo LIG de una conexión

Los electrodos obtenidos (fig. 16) presentaron una línea conductora continua de color negro intenso, con bordes definidos y sin zonas carbonizadas visibles fuera del canal de grabado. La capa de grafeno mostró buena uniformidad y adherencia sobre el sustrato, sin indicios de delaminación o deformaciones. Los orificios de fijación mantuvieron las dimensiones requeridas para su acoplamiento en el conector electromecánico.

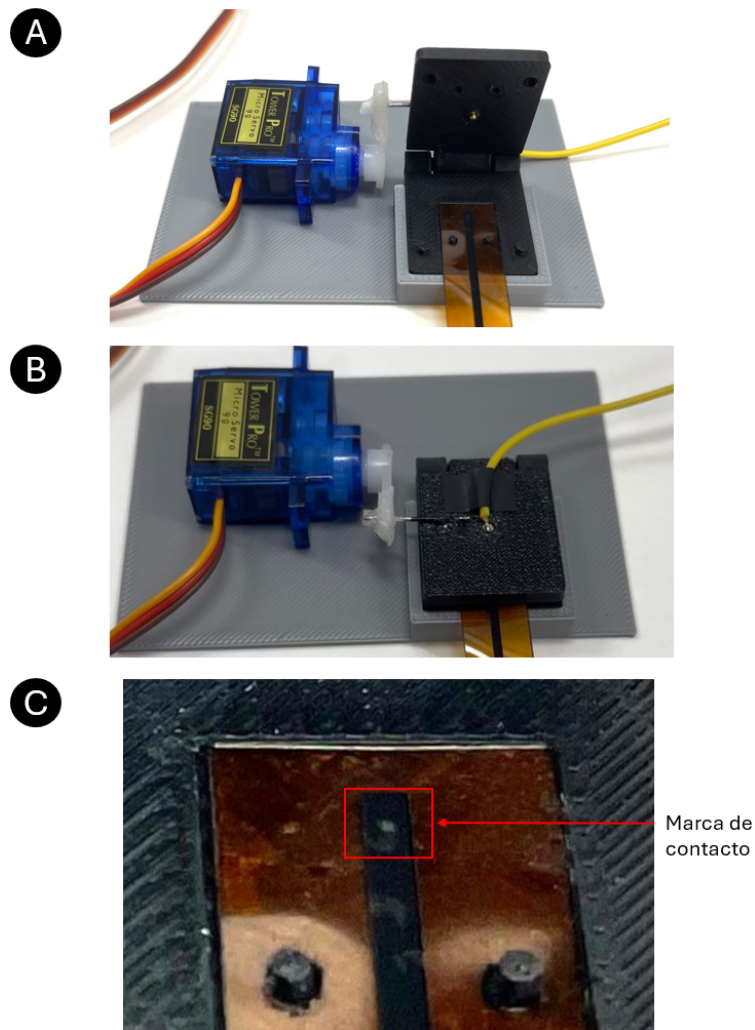


**Figura 16.** Electrodo fabricados sobre Kapton® de 75  $\mu\text{m}$  de espesor mediante grabado láser con parámetros de potencia del 17% y velocidad del 7.5% para inducción al grafeno

### 8.1.3. Ensamble del sistema de caracterización para conector de una conexión

La pieza presentó una superficie uniforme y un buen acoplamiento con los elementos mecánicos, sin deformaciones o irregularidades en las zonas de contacto.

En el sistema ensamblado (fig. 17A) se observa la unión del servomotor con la pestaña del conector destinada a las conexiones, mientras que la parte correspondiente a la base del electrodo permaneció fija. Durante el funcionamiento, el movimiento generado por el servomotor produjo una apertura y cierre fluido del conector (fig. 17B). En cada ciclo de cierre, el *pogo pin* estableció contacto directo con el canal de grafeno del electrodo (fig. 17C), verificándose la continuidad eléctrica y una conexión estable entre ambas superficies conductoras.



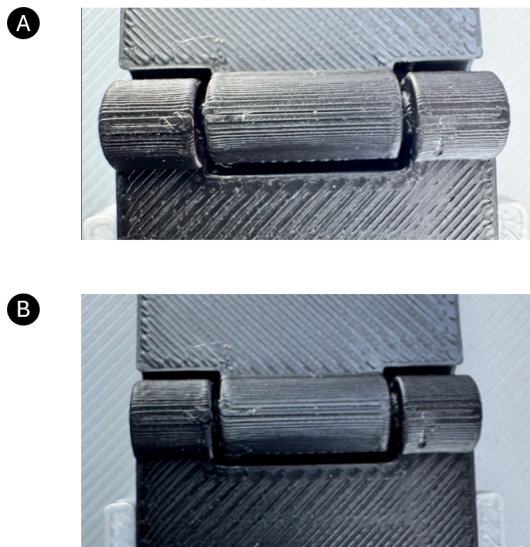
**Figura 17.** A. Sistema de caracterización ensamblado y conector en posición de apertura ( $90^\circ$ ). B. Sistema de caracterización ensamblado en posición de cierre ( $180^\circ$ ). C. Marca de contacto del *pogo pin* en el grafeno

## 8.2. Caracterización de conector electromecánico y electrodo LIG de una conexión

### 8.2.1. Caracterización del conector electromecánico

El conector electromecánico fue sometido a 400 ciclos de apertura y cierre con el objetivo de evaluar la durabilidad mecánica de la bisagra y la estabilidad del sistema durante el funcionamiento repetido. A lo largo del ensayo, el mecanismo mantuvo un movimiento continuo sin presencia de fricción irregular ni desalineación entre las partes móviles.

Durante la observación visual posterior a los ciclos, no se detectaron deformaciones, fisuras ni pérdida de rigidez en las uniones impresas. La bisagra conservó su capacidad de rotación libre y el cierre del conector permaneció firme, asegurando una presión constante sobre el área de contacto y un aislamiento del electrodo correcto. El resultado general evidenció que la pieza mantuvo su integridad estructural después de los 400 ciclos, confirmando una operación mecánica estable sin desgaste visible en la superficie de contacto o en los seguros de cierre (fig. 18).

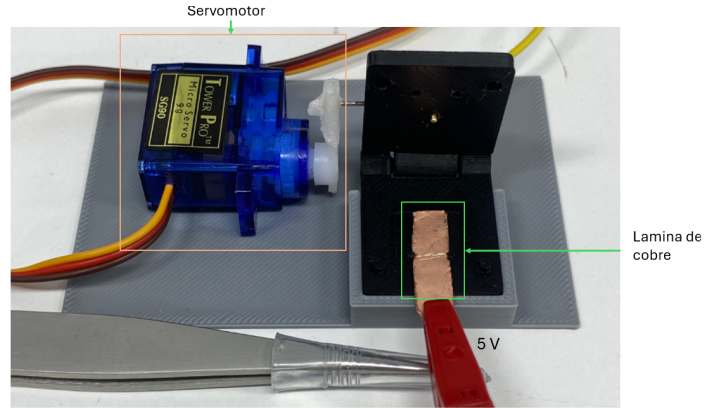


**Figura 18.** A. Condición de bisagra de conector de una conexión antes de los 400 ciclos mecánicos. B. Condición de bisagra después de 400 ciclos mecánicos

### 8.2.2. Caracterización de conexión eléctrica

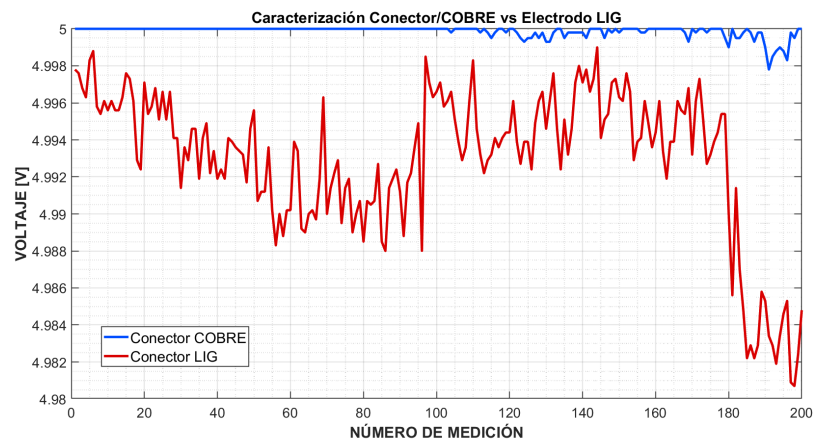
Durante la prueba, el *pogo pin* estableció contacto estable con la lámina de cobre en cada ciclo de cierre, sin presentar interrupciones en la lectura de voltaje. Los valores registrados mostraron una variación mínima, con un voltaje promedio de  $4.993 \text{ V} \pm 0.0003 \text{ V}$ , correspondiente a una precisión del 99.80 %. El voltaje más bajo medido fue 4.998 V, manteniéndose dentro de un rango estable durante 200 ciclos (cuadro. 2). La señal permaneció continua, evidenciando una buena repetibilidad del sistema de conexión a lo largo de las mediciones. Esta baja desviación es consistente con el uso de una lámina de cobre, material de muy baja

resistividad, por lo que prácticamente no introduce caída de tensión adicional. Además, la dispersión obtenida es menor que la resolución mínima del convertidor ADC del Arduino UNO (4.88 mV), de modo que las variaciones quedan por debajo de la resolución medible del sistema (fig. 19).



**Figura 19.** Sistema de caracterización del conector de una conexión con lámina de cobre para caracterización de *pogo pin*

Durante las mediciones de caracterización del sistema de una conexión, el contacto entre el *pogo pin* y el canal de grafeno se mantuvo estable a lo largo de la mayoría de los ciclos. El voltaje promedio obtenido fue de  $4.9929 \text{ V} \pm 0.0039 \text{ V}$ , con una precisión del 99.61% (Cuadro. 2). El voltaje más bajo medido fue 4.9807 V, el cual se registró a partir del ciclo 180, indicando una ligera variación hacia el final de la prueba. Los valores se mantuvieron cercanos al voltaje de referencia, sin interrupciones en la señal (fig. 20).



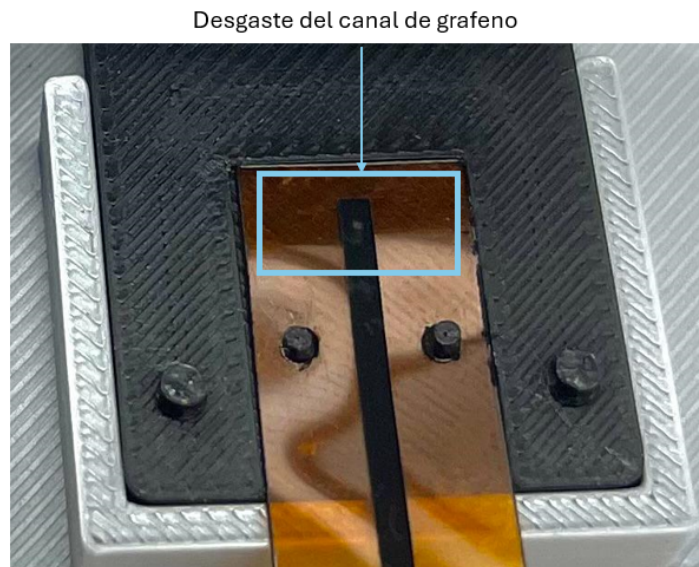
**Figura 20.** Comparación de voltaje durante la caracterización del sistema de una conexión. Curvas de voltaje obtenidas durante 200 ciclos de medición. La gráfica azul corresponde a la caracterización del *pogo pin* y la gráfica roja corresponde a la caracterización del electrodo de grafeno inducido por láser (LIG)

**Cuadro 2.** Resultados eléctricos y mecánicos obtenidos durante la caracterización del sistema de una conexión.

Ensayo	n (ciclos)	Voltaje promedio (V)	Desviación estándar (V)	Voltaje mínimo (V)	Precisión (%)	Resistencia ( $\Omega$ )
Cobre	200	4.99 V	0.0003 V	4.998 V	99.80 %	0.7
Electrodo LIG	200	4.993 V	0.0039 V	4.981 V	99.61 %	850

### 8.2.3. Condición del electrodo de una conexión después de caracterización

Después de la caracterización de 200 ciclos de apertura y cierre, se observó un ligero desgaste en la superficie del canal de grafeno correspondiente al electrodo de una sola conexión. El desgaste se concentró únicamente en la zona donde el *pogo pin* realiza contacto repetitivo con el canal, tal como fue previsto en el diseño del conector y del propio electrodo (fig.21). La región afectada muestra una leve modificación del acabado superficial, pero sin una deformación apreciable de la estructura porosa del grafeno ni daño visible en las áreas adyacentes, lo que indica que el mecanismo de conexión localiza el esfuerzo mecánico en el área funcional de contacto sin comprometer el resto del canal conductor.



**Figura 21.** Desgaste del electrodo de una conexión después de 200 ciclos de caracterización

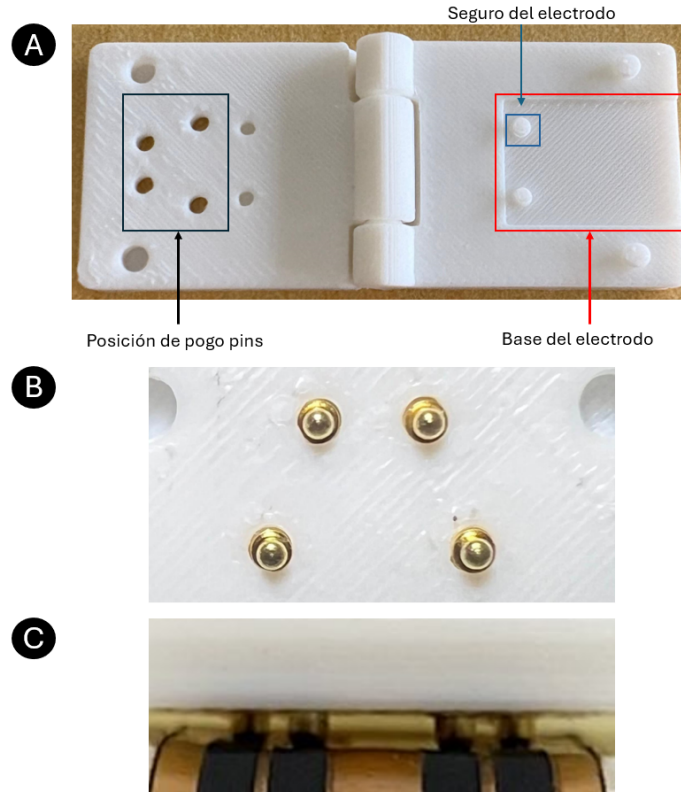
## 8.3. Fabricación y ensamble de sistema multicanal

### 8.3.1. Conector electromecánico de 4 conexiones

La pieza impresa presentó una superficie homogénea, sin irregularidades visibles ni deformaciones en las zonas de cierre (fig.22A). En el conector fabricado se aprecia la distribución regular de los orificios correspondientes a las cuatro conexiones. Los seguros del electrodo diseñados en una posición anterior a los canales de grafeno no interfieren con el cierre del sistema. En la superficie del conector se distinguen los cuatro *pogo pins* correctamente po-

sicionados en sus alojamientos (fig. 22B), manteniendo una alineación lineal uniforme con respecto a la base y sin desplazamientos visibles.

Durante la verificación del ensamblaje y el cierre del sistema, no se presentaron desplazamientos ni variaciones en la presión ejercida por los *pogo pins*. El conector al cerrar, aísla adecuadamente el área de contacto entre los electrodos y el sistema de conexión. Al momento de cerrar el conector, cada *pogo pin* estableció contacto directo con el canal de grafeno correspondiente en el electrodo LIG de cuatro conexiones, generando una presión uniforme y un acoplamiento estable sobre toda la superficie de contacto (fig.22C).



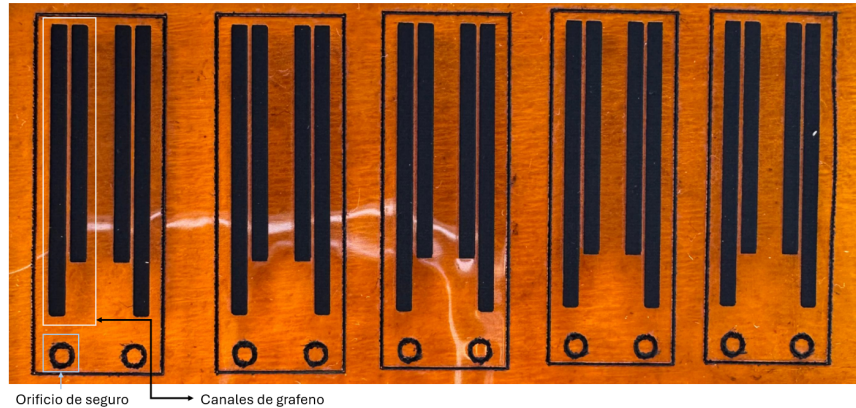
**Figura 22.** A. Identificación de las zonas principales del diseño (base del electrodo y posición de los *pogo pin*). B. Instalación de los *pogo pin*. C. Cierre del conector y contacto de *pogo pins* en canales de grafeno

### 8.3.2. Electrodo LIG de 4 conexiones

Los electrodos fabricados (fig. 23) presentaron un acabado homogéneo y bordes bien definidos en los canales grabados. Las hendiduras del grafeno se formaron de manera continua, sin evidencia de delaminación o fractura del material. Los orificios de sujeción mantuvieron las dimensiones correctas y coincidieron con los seguros del conector, permitiendo un acoplamiento firme al momento del ensamblaje.

En los cinco electrodos fabricados, los canales conservaron una uniformidad visual y conductiva constante, sin zonas quemadas o con pérdida de material. Las intersecciones entre el área inducida y el polímero no tratado permitieron confirmar la correcta focalización

del láser y la estabilidad del proceso de inducción. Respecto a los canales centrales de los 5 electrodos multicanal que son de menor dimensión, tuvieron un promedio impedancia de  $450 \Omega$  y en el caso de los canales externo que tiene mayor dimensión tuvieron un promedio de impedancia de  $500 \Omega$ .



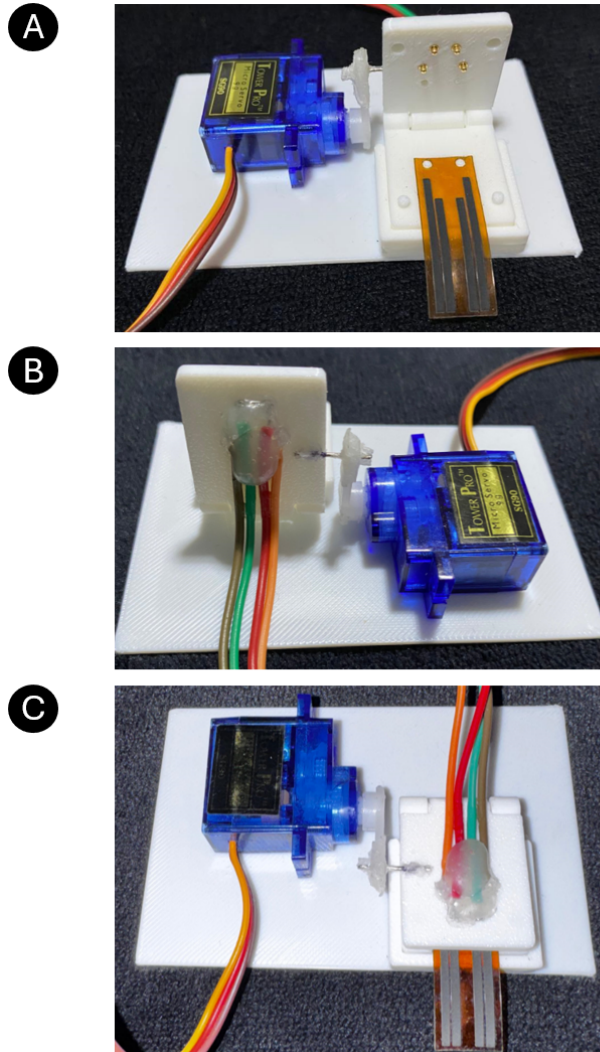
**Figura 23.** Electrodo de 4 conexiones fabricado sobre Kapton de  $75 \mu\text{m}$  de espesor mediante grabado láser con parámetros de potencia del 17% y velocidad del 7.5% para rasterizado

### 8.3.3. Ensamble del sistema de caracterización para conector de 4 conexiones

El conector electromecánico de cuatro conexiones se acopló correctamente a la base, ajustando su posición de acuerdo con el eje del servomotor. La alineación entre el eje de la bisagra y el eje de rotación del servomotor permitió un movimiento libre y estable durante los ciclos de apertura y cierre del sistema, sin generar fricción o desajustes.

En el montaje del sistema (fig. 24A) se aprecia el conector fijado en la base y el servomotor SG90 acoplado a la pestaña móvil encargada de la apertura y el cerrado. La pestaña correspondiente al electrodo permaneció fija, garantizando una conexión constante con los canales del LIG.

En la parte posterior del sistema (fig.24B) se instalaron los cuatro cables jumper correspondientes a cada *pogo pin*. Los cables se mantuvieron aislados mediante recubrimiento de silicona, evitando interferencias entre canales.



**Figura 24.** A. Vista frontal del sistema de caracterización del conector multicanal en posición de apertura ( $90^\circ$ ). B. Vista posterior el sistema de caracterización del conector de 4 conexiones. C. Vista superior del sistema de caracterización del conector multicanal en posición de cierre ( $180^\circ$ )

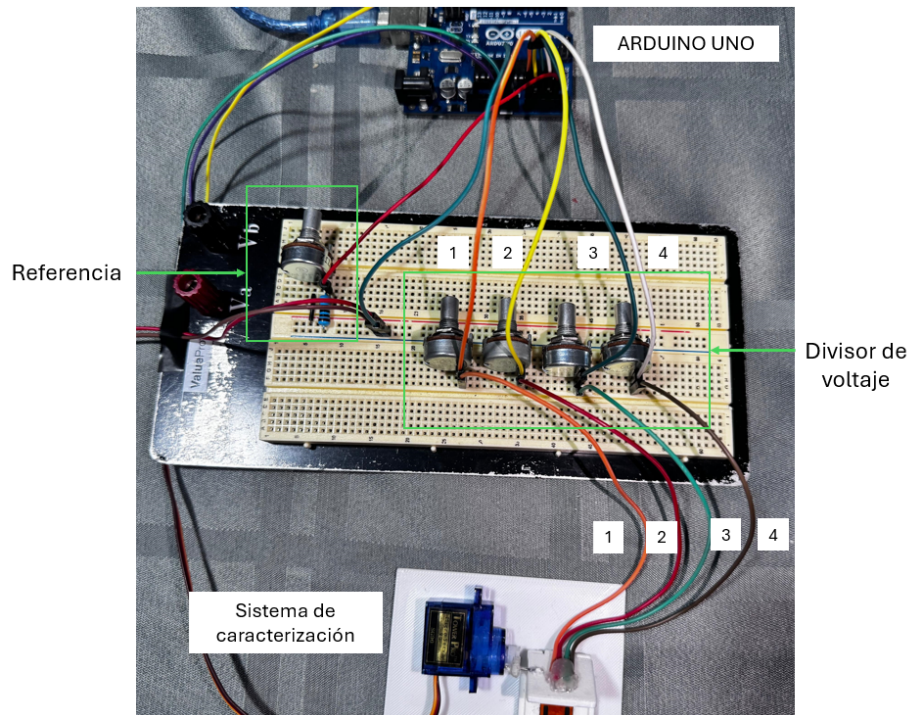
## 8.4. Caracterización de conector electromecánico multicanal y electrodo LIG multicanal

### 8.4.1. Sistema de divisor de voltaje

El sistema de divisor de voltaje mantuvo las mediciones dentro del rango de lectura del sistema de adquisición. Los cuatro divisores de canal generaron valores de salida comprendidos entre 2.50 V y 2.51 V (fig. 25), a partir de la señal de 5 V proveniente del contacto entre el conector electromecánico y los canales de grafeno del electrodo multicanal.

El canal de referencia permaneció estable entre 2.50 V y 2.51 V (fig.25), sirviendo como

punto comparativo respecto a los canales de medición. La variación promedio entre los cuatro divisores fue mínima, con una desviación estándar de 0.003 V, indicando una reducción uniforme del voltaje en todos los canales de lectura (fig. 25).

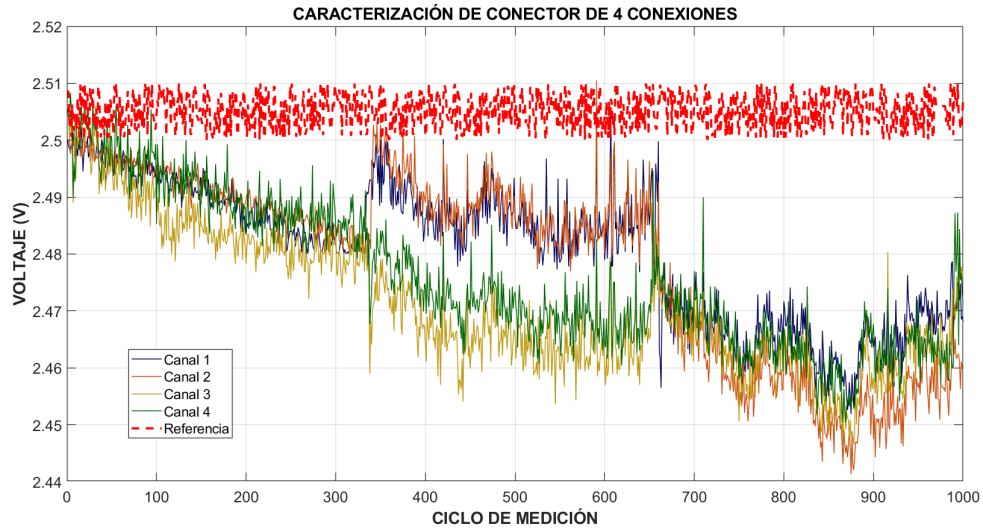


**Figura 25.** Sistema de divisor de voltaje armado en protoboard para caracterización del conector electromecánico multicanal

#### 8.4.2. Caracterización eléctrica de conector multicanal

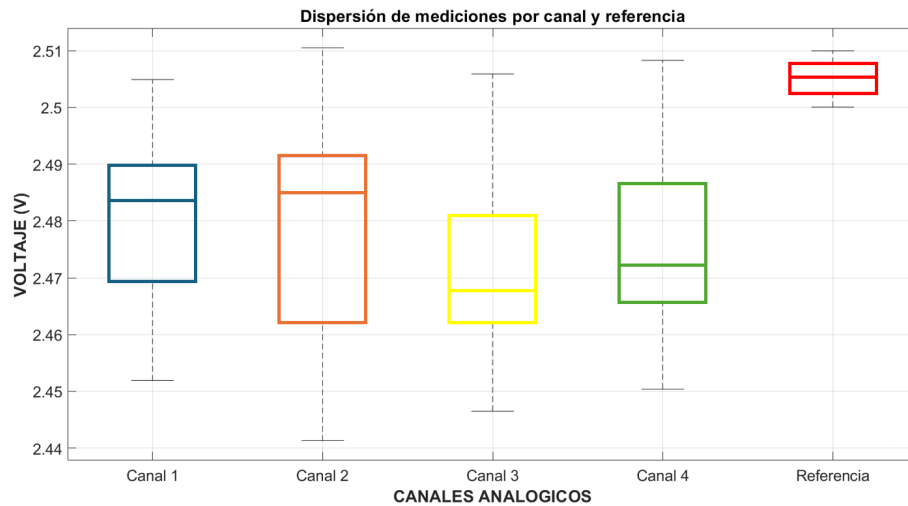
Durante el ensayo se observó un comportamiento estable del sistema, con lecturas consistentes en los cuatro canales de medición y en el canal de referencia. Los resultados obtenidos indicaron valores promedio de  $2.4807 \text{ V} \pm 0.0120 \text{ V}$  para el canal 1,  $2.4788 \text{ V} \pm 0.0164 \text{ V}$  para el canal 2,  $2.4713 \text{ V} \pm 0.0124 \text{ V}$  para el canal 3 y  $2.4759 \text{ V} \pm 0.0129 \text{ V}$  para el canal 4 (Cuadro. 3). El canal de referencia mantuvo una media de 2.51 V sin presentar variaciones apreciables durante los 1000 ciclos de medición, confirmando la estabilidad del punto de referencia establecido por el divisor de voltaje. En todos los canales, las mediciones iniciales se situaron próximas al valor nominal de 2.50 V, mostrando coherencia entre las señales adquiridas.

La representación temporal del voltaje (fig. 26) muestra la evolución de las mediciones a lo largo de los 1000 ciclos, donde los cuatro canales presentaron una tendencia decreciente continua conforme avanzaron las mediciones, debido al desgaste del grafeno. Este comportamiento fue más notorio a partir del ciclo 350, manteniéndose dentro de un rango operativo entre 2.44 V y 2.50 V. Las fluctuaciones registradas entre mediciones consecutivas permanecieron acotadas dentro de  $\pm 0.01 \text{ V}$ , sin interrupciones en la señal.



**Figura 26.** Comportamiento del conector multicanal al medir voltaje en los cuatro canales y del canal de referencia durante 1000 ciclos

El análisis de dispersión de las mediciones por canal (fig. 27) evidenció una distribución agrupada en torno a la mediana, con diferencias menores a 0.02 V entre canales. Los valores de dispersión se mantuvieron dentro del rango de 0.0120 V a 0.0164 V, lo que refleja una baja variabilidad en la respuesta del sistema de medición en ciclos repetitivos elevados y una uniformidad en la lectura de los cuatro canales activos. Las medianas de los canales se ubicaron próximas al valor promedio global (2.4767 V), manteniendo una precisión total del 99.46 % respecto al valor de referencia.



**Figura 27.** Diagrama de caja de la dispersión de voltajes por canal y canal de referencia

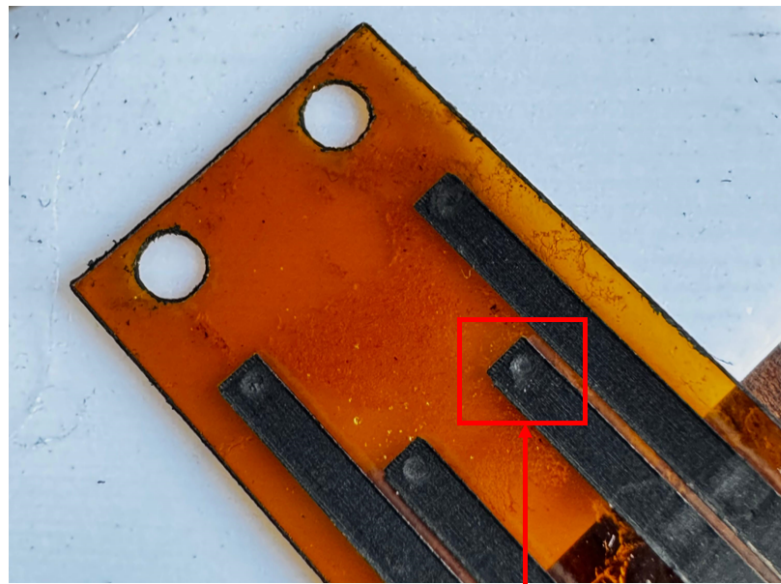
**Cuadro 3.** Resumen estadístico de las mediciones eléctricas del conector electromecánico multicanal ( $n = 1000$ ).

Canal	Voltaje promedio (V)	Desviación estándar (V)	Valor mínimo medido (V)	Precisión (%)
1	2.4807	0.0120	2.4519	99.52
2	2.4788	0.0164	2.4413	99.34
3	2.4713	0.0124	2.4465	99.50
4	2.4759	0.0129	2.4504	99.46
<b>Promedio general</b>	<b>2.4769</b>	<b>0.0134</b>	–	<b>99.46</b>

Los valores corresponden a las mediciones del sistema multicanal con divisor de voltaje ajustado a 2.50 V durante 1000 ciclos de caracterización. La precisión se calculó con respecto al voltaje de referencia constante (2.51 V).

#### 8.4.3. Condición del grafeno después de la caracterización

Al finalizar la caracterización eléctrica de 1000 ciclos de apertura y cierre, se observó la condición del electrodo multicanal de LIG en la zona de contacto con el *pogo pin*. En cada uno de los canales apareció una marca de desgaste localizada, donde la superficie porosa de grafeno dejó de presentar el color negro homogéneo y adoptó un tono grisáceo, con un aspecto más comprimido del material (fig.28). Este cambio se concentró específicamente en el área de impacto repetitivo del pin, mientras que el resto de cada canal se mantuvo con la morfología original, indicando que el desgaste se realiza directamente en el área de conexión en el electrodo y el *pogo pin* respectivo a cada canal.



Marca de desgaste del grafeno

**Figura 28.** Condición del electrodo de grafeno multicanal después de 1000 ciclos de caracterización

## 9.1. Conector electromecánico de una conexión

El conector electromecánico de una conexión presentó un desempeño funcional estable tanto en su comportamiento mecánico como eléctrico. El diseño tridimensional, que integra una bisagra de tres piezas y un cierre por presión, permitió un contacto reproducible con el electrodo de grafeno inducido por láser (LIG). Tras los 400 ciclos de apertura y cierre, no se observaron fracturas, deformaciones ni pérdida de presión de contacto, lo cual concuerda con lo reportado por la literatura sobre impresión 3D, donde materiales como el PLA+ mantienen resistencia y estabilidad estructural en sistemas de acoplamiento mecánico [16].

Durante la caracterización eléctrica, el *pogo pin* mostró una señal constante y estable con una precisión del 99.80 %, evidenciando un contacto confiable entre el resorte metálico y el canal de grafeno LIG. Estos resultados son coherentes con las propiedades del LIG descritas en el marco teórico, en donde se destaca su alta conductividad eléctrica y su capacidad para mantener estabilidad estructural bajo deformaciones leves [12], [13]. El pequeño descenso de voltaje observado a partir del ciclo 180 (fig. 20) puede atribuirse al desgaste superficial progresivo del canal de grafeno, que tiende a aumentar levemente la resistencia de contacto tras múltiples mediciones repetitivas, fenómeno asociado a la porosidad y microtextura de la superficie del LIG [3]. Aun con esta variación, el rango de dispersión ( $\pm 0.0039$  V) confirma una conexión eléctrica reproducible y dentro de los límites de estabilidad reportados para materiales de grafeno utilizados como electrodos flexibles [15].

En síntesis, el desempeño del conector de una conexión demuestra que la combinación del cierre por presión, la alineación de la cabeza del *pogo pin* y la precisión geométrica obtenida por impresión 3D permiten una conexión eléctrica estable y repetible, validando la metodología de diseño y fabricación propuesta.

## 9.2. Conector electromecánico multicanal multicanal

El comportamiento del conector electromecánico de cuatro conexiones evidenció que la configuración piramidal de los *pogo pins* y la distribución simétrica de presión favorecieron la uniformidad del contacto eléctrico sobre las pistas de grafeno. La correcta alineación y el cierre uniforme del sistema (fig. 22) confirman la precisión dimensional alcanzada en la impresión 3D y la viabilidad del diseño modular para mantener la planicidad y la continuidad de los puntos de conexión. Este resultado respalda la efectividad de la metodología de fabricación, en la que la disposición geométrica controlada de los elementos de contacto se traduce en una menor dispersión del voltaje y una respuesta eléctrica reproducible entre canales.

En la caracterización eléctrica (Cuadro. 3), la similitud de las curvas de medición y la precisión global del 99.46 % reflejan la estabilidad del sistema multicanal bajo ciclos repetitivos. El canal de referencia estable en 2.51 V confirma la correcta integración del divisor de voltaje, asegurando un nivel de lectura constante y libre de deriva. Este comportamiento concuerda con los principios descritos en el marco teórico sobre los conectores de tipo *pogo pin*, donde la presión de contacto y la elasticidad del resorte determinan la estabilidad de la señal al reducir la variación resistiva durante ciclos prolongados [17]. La respuesta homogénea entre canales sugiere que la distribución mecánica aplicada a través de los *pogo pins* mantuvo la continuidad eléctrica y evitó interferencias entre puntos de conexión, condición esencial para la confiabilidad de sistemas multicanal en aplicaciones biomédicas.

Las ligeras diferencias de voltaje entre canales, inferiores a 0.02 V (Cuadro.3), reflejan un comportamiento homogéneo y estable del sistema de contacto, indicando que las tolerancias dimensionales del modelo y el acabado superficial del LIG fueron adecuados para mantener la uniformidad de la respuesta eléctrica. De acuerdo con lo discutido en la literatura sobre electrodos LIG, esta estabilidad se asocia a la estructura tridimensional porosa que favorece la transferencia electrónica y compensa irregularidades locales del sustrato [13], [14].

## 9.3. Estabilidad eléctrica y comportamiento del LIG

El análisis de estabilidad eléctrica mostró una tendencia decreciente del voltaje en los cuatro canales conforme aumentó el número de ciclos (fig. 26). Este descenso, desde 2.50 V hacia 2.44 V, es característico del desgaste gradual del canal de grafeno en el punto de contacto. Como se describe en el marco teórico, la estructura del LIG se compone de redes de carbono grafitico porosas, cuya morfología cambia tras repetidas cargas mecánicas y descargas eléctricas, alterando localmente la resistencia de contacto [12], [14].

Las desviaciones estándar obtenidas (0.0120–0.0164 V) indican que, pese a la ligera variación temporal, la dispersión entre mediciones permaneció baja, lo que sugiere una degradación controlada del material (Fig. 12). Estudios previos sobre LIG empleados como electrodos flexibles señalan que la pérdida de conductividad significativa ocurre únicamente bajo deformaciones severas o desgaste abrasivo prolongado [23]; por tanto, las variaciones observadas en este estudio se encuentran dentro del comportamiento esperado del material.

La similitud en los promedios y la dispersión entre los cuatro canales demuestra que el

diseño del conector distribuye la presión de manera uniforme, evitando puntos de sobrecarga y manteniendo la integridad eléctrica de las pistas. En consecuencia, la estabilidad alcanzada en los 1000 ciclos sugiere que el sistema puede operar de forma confiable en condiciones repetitivas, siempre que se mantenga la alineación del conector y la superficie del LIG libre de contaminación o deformación.

## 9.4. Durabilidad mecánica del sistema

La durabilidad mecánica del sistema completo, compuesto por el conector multicanal y los electrodos de LIG, fue confirmada tras los 1000 ciclos de operación, sin evidencia de fractura, deformación o pérdida de ajuste (Fig. 18). El material PLA+ utilizado en la fabricación mostró resistencia a la fatiga adecuada para mecanismos de bisagra sometidos a cargas moderadas, en concordancia con lo discutido en el marco teórico sobre las propiedades de adhesión y rigidez de este polímero [16].

El sistema de *pogo pins* conservó su elasticidad y alineación, sin registrar fallos de resorte ni pérdida de continuidad eléctrica, lo que respalda su compatibilidad con aplicaciones de conexión repetitiva. Estos resultados son consistentes con el principio de diseño modular en dispositivos biomédicos descrito en la literatura, donde los conectores deben asegurar tanto la integridad mecánica como la estabilidad eléctrica bajo uso prolongado [17].

La integración del conector impreso con los *pogo pins* y los electrodos LIG generó un sistema modular funcional que mantuvo su integridad durante toda la etapa de caracterización, confirmando la viabilidad de emplear manufactura aditiva y materiales de carbono en la creación de interfaces electromecánicas portátiles.

El desarrollo del sistema electromecánico multicanal para la caracterización de electrodos de grafeno permitió cumplir el propósito general del estudio, al validar experimentalmente un método reproducible de fabricación y una estructura de conexión confiable para mediciones eléctricas de alta precisión. La integración del electrodo LIG con el conector electromecánico demostró viabilidad funcional y estabilidad durante ciclos prolongados de operación, confirmando la eficacia del diseño propuesto para futuras aplicaciones en instrumentación biomédica.

En relación con la fabricación del electrodo LIG, se logró obtener una reproducibilidad adecuada del proceso de inducción por láser, manteniendo una morfología y conductividad estables entre réplicas. El control de parámetros como potencia, velocidad y densidad de energía permitió producir canales de grafeno con una resistencia y uniformidad eléctrica consistentes, lo que valida la repetibilidad del método en condiciones controladas. Este resultado confirma el cumplimiento del primer objetivo específico y sienta una base confiable para la integración de sensores basados en LIG.

Respecto al conector electromecánico de una conexión, se alcanzó una operación estable y precisa durante los ensayos de caracterización. El sistema mantuvo la integridad del contacto eléctrico y la constancia del voltaje medido, sin pérdidas apreciables a lo largo de los ciclos de apertura y cierre. La precisión obtenida y la baja variación en los valores de voltaje confirmaron la efectividad del diseño mecánico y la adecuada presión de contacto de los *pogo pins*, cumpliendo el segundo objetivo planteado.

En el caso del conector multicanal, los resultados demostraron una alta estabilidad en los cuatro canales de medición, con un promedio general de 2.4769 V y una desviación estándar de 0.0134 V, lo que representa una precisión global del 99.46 %. La configuración de los divisores de voltaje y la referencia común permitieron registrar mediciones estables y comparables entre canales, evidenciando la confiabilidad del sistema incluso en pruebas prolongadas de 1000 ciclos. Este desempeño cumple con el tercer objetivo específico, validando la funcionalidad multicanal del sistema desarrollado.

En términos de precisión, durabilidad y modularidad del diseño, el conjunto conector/electrodo mantuvo su desempeño sin deterioro significativo, aun bajo condiciones de uso repetitivo. La modularidad del conector facilita su adaptación a diferentes configuraciones experimentales, lo que amplía su aplicabilidad en sistemas de medición y censado eléctrico.

En conjunto, los resultados obtenidos confirman la viabilidad técnica del sistema electromecánico multicanal propuesto, así como la efectividad del proceso de fabricación del electrodo LIG. El proyecto demostró que es posible integrar materiales de grafeno inducido por láser con mecanismos de conexión precisos y repetibles, cumpliendo con todos los objetivos establecidos. Este desarrollo constituye una contribución relevante al diseño de plataformas de caracterización eléctrica modular, con potencial de aplicación en el desarrollo de biosensores y dispositivos de análisis de señales biológicas.

El sistema electromecánico propuesto, basado en un conector modular de múltiples canales y electrodos de grafeno inducido por láser (LIG), demostró un desempeño eléctrico estable, una precisión superior al 99 % y una excelente reproducibilidad durante los ensayos de caracterización. Sin embargo, los resultados experimentales también evidenciaron ciertas limitaciones inherentes a los materiales conductores y a la interacción mecánica entre las piezas, que podrían optimizarse en versiones futuras del prototipo.

Uno de los factores observados fue la conexión eléctrica de los *pogo pins*, la cual, aunque efectiva mediante el uso de jumpers durante las pruebas, puede presentar pérdidas de continuidad y variaciones en la resistencia de contacto conforme se incrementa el número de ciclos de uso. El desgaste progresivo de los terminales y la posible microdeformación del punto de contacto afectan el rendimiento eléctrico general del sistema, limitando su estabilidad a largo plazo.

El propósito de esta sección es identificar de forma crítica los aspectos que aún pueden mejorarse, proponiendo soluciones técnicas fundamentadas que permitan avanzar hacia un sistema más robusto, duradero y adaptable a entornos biomédicos reales. Estas recomendaciones no buscan corregir fallas menores, sino plantear estrategias de desarrollo e investigación que amplíen el alcance del proyecto, fortaleciendo su aplicabilidad y fiabilidad a largo plazo.

### 11.1. Limitaciones actuales

Se observó que la variación más significativa en la conductividad del sistema proviene del electrodo de grafeno inducido por láser (LIG). A pesar de mantener una respuesta precisa y repetible en los primeros ciclos, el desgaste superficial del material con el uso repetido genera microfracturas y pérdida parcial de continuidad en la capa conductora. Este fenómeno afecta directamente la uniformidad de la impedancia, reduciendo la fiabilidad de las mediciones después de múltiples aperturas y cierres del conector. Dado que el LIG es el componente más

susceptible al deterioro físico, su resistencia mecánica y estabilidad estructural representan uno de los puntos más críticos para mejorar.

El sistema de cierre del conector basado en presión mecánica puede generar ligeras variaciones en el acoplamiento tras ciclos prolongados. Esto se traduce en diferencias sutiles en la presión ejercida sobre los electrodos, afectando la homogeneidad del contacto eléctrico entre los *pogo pins* y la superficie de grafeno. Dichas variaciones, aunque mínimas, pueden provocar una dispersión en las mediciones, especialmente en configuraciones multicanal donde la precisión de cada punto de contacto es esencial.

Por último, aunque el sistema de conexión mediante jumpers ofreció flexibilidad y funcionalidad durante las pruebas, se evidenció que este tipo de enlace presenta limitaciones en estabilidad eléctrica. El desgaste de los terminales y la variación de resistencia de contacto a lo largo del tiempo tienden a introducir ruido y pérdidas de señal. Este comportamiento se vuelve más notorio bajo condiciones de uso repetido o cuando se requiere alta precisión en la transmisión del voltaje medido. Además, la estructura actual no cuenta con un sistema de alivio de esfuerzo que evite tensiones sobre los conductores o conectores durante el movimiento, lo que puede comprometer su durabilidad.

## **11.2. Propuestas técnicas de mejora e investigación**

### **11.2.1. Optimización del material conductor (electrodo LIG)**

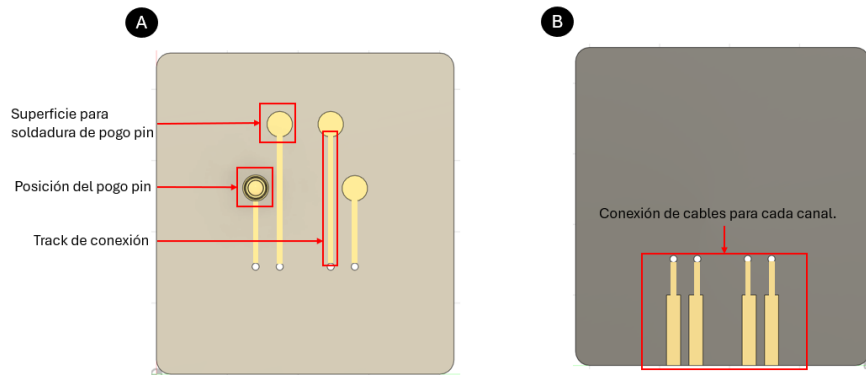
El grafeno inducido por láser (LIG), aunque mostró excelente conductividad inicial, presentó una leve degradación con el uso repetido. Para mitigar este desgaste, se propone explorar tratamientos superficiales o recubrimientos protectores como películas delgadas de polímeros biocompatibles conductores o recubrimientos con grafeno reducido que disminuyan la fricción y el deterioro mecánico sin comprometer la conductividad. Adicionalmente, se recomienda evaluar diferentes sustratos poliméricos (por ejemplo, poliimidas con mayor resistencia térmica o flexibilidad controlada) para mejorar la adhesión y estabilidad del canal conductor.

### **11.2.2. Rediseño del sistema de cierre mecánico**

Con el objetivo de mantener una presión uniforme sobre el electrodo durante todos los ciclos de operación, se sugiere desarrollar un mecanismo de cierre con acoplamiento magnético o sistema de enclavamiento asistido, que asegure la alineación constante de los contactos y reduzca las variaciones de presión detectadas en el modelo actual. Este rediseño también podría incluir un sistema de amortiguación interna para minimizar vibraciones o desalineaciones en mediciones prolongadas.

### 11.2.3. Mejora de la interconexión eléctrica

La utilización de jumpers permitió realizar las pruebas iniciales, pero introdujo una fuente potencial de ruido y resistencia variable en las mediciones. Para mejorar la conexión eléctrica, se propone desarrollar una tarjeta PCB dedicada en la que los *pogo pins* puedan soldarse directamente y los cables conductores tengan conducción directa por medio de un track individual de la tarjeta PCB para cada conexión (Figura. 29). Esto para eliminando los puntos de contacto irregulares y asegurando una transmisión más estable de la señal. Esta modificación aumentaría la rigidez del conjunto, reduciría el desgaste mecánico y facilitaría futuras integraciones electrónicas, permitiendo además una mayor durabilidad del sistema en aplicaciones biomédicas prolongadas.



**Figura 29.** A. Vista anterior de conexiones de la placa PCB. B. Vista posterior de conexiones de la placa PCB

### 11.2.4. Caracterización avanzada bajo condiciones fisiológicas simuladas

Para evaluar la viabilidad biomédica del sistema, se recomienda realizar pruebas de estabilidad eléctrica y mecánica en entornos simulados con humedad y temperatura corporal controladas, reproduciendo condiciones similares a las de contacto con piel humana. Estas pruebas permitirían analizar el comportamiento del electrodo LIG frente a variaciones de impedancia por humedad y su compatibilidad con futuras aplicaciones de biosensado.

- 
- [1] R. Huang, H. Guo, Z. Gu e Y. Ling, «Advances in laser processed material of soft sensing and soft actuation,» *Materials Today Communications*, vol. 37, pág. 107187, dic. de 2023, ISSN: 2352-4928. DOI: 10.1016/J.MTCOMM.2023.107187.
  - [2] K. Avinash y F. Patolsky, «Laser-induced graphene structures: From synthesis and applications to future prospects,» *Materials Today*, vol. 70, págs. 104-136, nov. de 2023, ISSN: 1369-7021. DOI: 10.1016/J.MATTOD.2023.10.009.
  - [3] J. Zhu, X. Huang y W. Song, «Physical and Chemical Sensors on the Basis of Laser-Induced Graphene: Mechanisms, Applications, and Perspectives,» *ACS Nano*, vol. 15, págs. 18708-18741, 12 dic. de 2021, ISSN: 1936086X. DOI: 10.1021/ACS.NANO.1C05806/ASSET/IMAGES/MEDIUM/NN1C05806\_0025.GIF. dirección: <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acsnano.1c05806>.
  - [4] M. E. ; Oliveira et al., «Electrochemical Biosensor Based on Laser-Induced Graphene for COVID-19 Diagnosing: Rapid and Low-Cost Detection of SARS-CoV-2 Biomarker Antibodies,» *Surfaces 2022, Vol. 5, Pages 187-201*, vol. 5, págs. 187-201, 1 mar. de 2022, ISSN: 2571-9637. DOI: 10.3390/SURFACES5010012. dirección: <https://www.mdpi.com/2571-9637/5/1/12/htm%20https://www.mdpi.com/2571-9637/5/1/12>.
  - [5] S. Bose, D. Ke, H. Sahasrabudhe y A. Bandyopadhyay, «Additive manufacturing of biomaterials,» *Progress in Materials Science*, vol. 93, págs. 45-111, abr. de 2018, ISSN: 0079-6425. DOI: 10.1016/J.PMATSCI.2017.08.003.
  - [6] W. Gao et al., «Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis,» *Nature 2016 529:7587*, vol. 529, págs. 509-514, 7587 ene. de 2016, ISSN: 1476-4687. DOI: 10.1038/nature16521. dirección: <https://www.nature.com/articles/nature16521>.
  - [7] W. H. Organization, *Enfermedades no transmisibles: Perfil de país de Guatemala 2018*, ago. de 2018. dirección: <https://www.who.int/publications/m/item/noncommunicable-diseases-gtm-country-profile-2018?>

- [8] R. Merletti, «Surface EMG: physiology, engineering and application,» *Journal of Experimental Psychology: General*, vol. 136, págs. 23-42, 1 2007. dirección: [https://books.google.com/books/about/Surface\\_Electromyography.html?hl=es&id=R17WCgAAQBAJ](https://books.google.com/books/about/Surface_Electromyography.html?hl=es&id=R17WCgAAQBAJ).
- [9] EDAC, *Consideraciones de ingeniería para conectores médicos / EDAC*, 2019. dirección: <https://edac.net/engineering-considerations-for-medical-connectors>.
- [10] F. Wang et al., «Laser-induced graphene: preparation, functionalization and applications,» *Materials Technology*, vol. 33, págs. 340-356, 5 abr. de 2018, ISSN: 17535557. DOI: 10.1080/10667857.2018.1447265. dirección: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10667857.2018.1447265>.
- [11] P. Kinyanjui, «CONSIDERATIONS FOR CONNECTOR DESIGN IN MOBILE AND PATIENT-WORN MEDICAL DEVICES,» inf. téc., mar. de 2019. dirección: [https://fisherconnectors.com/app/uploads/2021/10/Fischer\\_Connectors\\_White\\_Paper\\_Connector\\_Design\\_in\\_Mobile\\_Medical\\_Devices.pdf](https://fisherconnectors.com/app/uploads/2021/10/Fischer_Connectors_White_Paper_Connector_Design_in_Mobile_Medical_Devices.pdf).
- [12] A. Armano y S. Agnello, «Two-Dimensional Carbon: A Review of Synthesis Methods, and Electronic, Optical, and Vibrational Properties of Single-Layer Graphene,» *C*, vol. 5, pág. 67, 2019. DOI: 10.3390/c5040067.
- [13] M. A. Rodríguez-Meza y L. Meza-Montes, *Grafeno y Siliceno: una nueva vida gracias a la sutileza de los materiales bidimensionales*, Available at: <https://www.researchgate.net/publication/312200514>, 2013.
- [14] C. R. González y O. V. Kharissova, *Propiedades y aplicaciones del grafeno*, 2008.
- [15] D. M. N. Menon, M. Giardino y D. Janner, «Direct Fabrication of Ultrahydrophobic Laser-Induced Graphene for Strain Sensors,» *Applied Sciences*, vol. 13, 2023. DOI: 10.3390/app13084935.
- [16] N. Daniel y H. Liu, «Graphene Polymer Composites: Art of Review on Fabrication Method, Properties, and Future Perspectives,» *Advances in Science and Technology Research Journal*, vol. 15, págs. 37-49, 2021. DOI: 10.12913/22998624/129680.
- [17] L. Li et al., «Research Progress of the Liquid-Phase Exfoliation and Stable Dispersion Mechanism and Method of Graphene,» *Frontiers in Materials*, 2019. DOI: 10.3389/fmats.2019.00325.
- [18] C. Chang y M. Ibáñez, «Enhanced thermoelectric performance by surface engineering in SnTe-PbS nanocomposites,» *Materials*, vol. 14, 2021. DOI: 10.3390/ma14185416.
- [19] S. N. Yannopoulos, A. Siokou, N. K. Nasikas, V. Dracopoulos, F. Ravani y G. N. Papatheodorou, «CO<sub>2</sub> Laser-Induced Growth of Epitaxial Graphene on 6H-SiC(0001),» *Advanced Functional Materials*, 2012. DOI: 10.1002/adfm.201101413.
- [20] M. Williams, *Defects are perfect in laser-induced graphene*, Available at: <https://news2.rice.edu/2014/12/10/defects-are-perfect-in-laser-induced-graphene-2/>, 2014.
- [21] J. Lin et al., «Laser-induced porous graphene films from commercial polymers,» *Nature Communications*, vol. 5, 2014. DOI: 10.1038/ncomms6714.
- [22] A. Behrent, V. Borggraeve y A. J. Baeumner, «Laser-induced graphene trending in biosensors: Understanding electrode shelf-life of this highly porous material,» *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, vol. 416, págs. 2097-2106, 2024. DOI: 10.1007/s00216-023-05082-y.

- [23] L. Cheng et al., «Flash healing of laser-induced graphene,» *Nature Communications*, vol. 15, n.º 1, 2024. DOI: 10.1038/s41467-024-47341-1.
- [24] J. Koch, M. Schuettler, C. Pasluosta y T. Stieglitz, «Electrical connectors for neural implants: Design, state of the art and future challenges of an underestimated component,» *Journal of Neural Engineering*, 2019. DOI: 10.1088/1741-2552/ab36df.
- [25] J. Song, A. Shukla y R. Probst, «The State of Health of Electrical Connectors,» *Machines*, vol. 12, 2024. DOI: 10.3390/machines12070474.
- [26] P. Kinyanjui, *FDA Implementation of IEC 60601-1 Elevates the Responsibilities of Device Manufacturers*, Available at: [https://fischerconnectors.com/app/uploads/2021/10/Fischer\\_Connectors\\_White\\_Paper\\_Managing\\_risks\\_in\\_medical.pdf](https://fischerconnectors.com/app/uploads/2021/10/Fischer_Connectors_White_Paper_Managing_risks_in_medical.pdf), 2018.
- [27] C. Supplier, *Six Specification Considerations for Medical Connectivity Components*, Available at: <https://connectorsupplier.com/six-specification-considerations-for-medical-connectivity-components/>, 2020.
- [28] R. Smart, *Board-to-Board Interconnects for Modular Design and Automated Manufacture*, Available at: <https://connectorsupplier.com/board-to-board-interconnects-for-modular-design-and-automated-manufacture/>, 2021.