
Desarrollo de electrodos de grafeno inducido por laser (LIG) flexibles y estirables

María del Pilar Trujillo Minera



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Desarrollo de electrodos de grafeno inducido por laser (LIG)
flexibles y estirables**

Trabajo de graduación presentado por María del Pilar Trujillo Minera
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2025

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Desarrollo de electrodos de grafeno inducido por laser (LIG)
flexibles y estirables**

Trabajo de graduación presentado por María del Pilar Trujillo Minera
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2025

Vo.Bo.:



(f)

Dr.-Ing. Jose Leal



(f)

M.Sc. Carlos Esquit

Siempre me ha apasionado ayudar a las personas y generar un impacto positivo a través de una carrera relacionada con la salud. La ingeniería biomédica al combinar la biología con la ingeniería me brinda la oportunidad de generar ese cambio significativo en Guatemala. Este proyecto representa la culminación de esa pasión y de estos cinco años de constante aprendizaje.

Quiero agradecerles principalmente a mis abuelos, pues sin su apoyo no habría tenido la oportunidad de haber estudiado esta carrera. Asimismo, agradezco a mi mamá y a mis hermanos, quienes siempre me han brindado su apoyo incondicional y han estado a mi lado en cada etapa de mi formación. También, quiero agradecerles a mis amigos, mi segunda familia durante esta etapa, por su constante motivación en los momentos más exigentes, por acompañarme en las noches de desvelo y trabajo y por todos los recuerdos compartidos durante el tiempo en la universidad. Asimismo, agradezco a mi novio por su motivación y apoyo incondicional durante los cinco años de mi formación.

Quiero agradecer a mi asesor Dr. - Ing. José Andrés Leal Ordóñez por su guía constante, por plasmar la visión del proyecto y por siempre responder a mis dudas con paciencia y profesionalismo. Asimismo, quiero agradecerle a Dra. Vanessa Wilma Jungbluth por su apoyo en múltiples ocasiones y por siempre brindarme un espacio para solventar mis dudas. Finalmente, agradezco al departamento de Ingeniería Electrónica, Mecatrónica y Biomédica, al D-HIVE y a los técnicos, quienes siempre me apoyaron con los recursos necesarios para realizar el proyecto.

Prefacio	I
Índice de figuras	VI
Índice de cuadros	VII
Resumen	VIII
Abstract	IX
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	5
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	9
6.1. Electrodo	9
6.2. Métodos electroquímicos	13
6.3. Grafeno	15
6.4. PDMS	19
7. Metodología	21
7.1. Electrodo LIG	21
7.2. Caracterización de electrodo	22
7.3. Medición biopotenciales	26
7.4. Transferencia de LIG a silicón	29

8. Resultados	33
8.1. Fabricación de electrodos de grafeno inducidos por láser	33
8.2. Caracterización electroquímica de los electrodos inducidos por láser .	34
8.3. Medición de biopotenciales	40
8.4. Fabricación de electrodos flexibles	44
9. Discusión	46
10. Conclusiones	49
11. Recomendaciones	51
12. Referencias	52

1.	Método de fabricación de electrodos	6
2.	Cargas en la interfaz electrodo-electrolito [22]	10
3.	Circuito equivalente para electrodo en contacto con un electrolito. Ehc es el potencial de media celda, Rd y Cd representan la impedancia debida a la interacción electrodo–electrolito y Rs modela la resistencia del electrolito [26]	12
4.	Celda de trabajo electroquímica	14
5.	Representación de las mediciones de CV (A) y EIS (B), con sus formas de onda y respuestas típicas en diagramas de Bode y Nyquist [34]	14
6.	Estructura del grafeno [39]	16
7.	Obtención de LIG con láser de CO ₂ en PI	18
8.	Grafeno inducido por láser (LIG) en lámina de poliimida (PI) [44]	19
9.	Estructura lineal del PDMS [46]	20
10.	Diseños de electrodos en Inventor (izquierda) y preparación en Inkscape con colores para rasterizado y corte (derecha)	22
11.	(A) Conexión de electrodos a placa AD5941 (B) Conexión de electrodos a placa EmStat pico y montaje experimental para pruebas CV y EIS	23
12.	Curva de voltametría cíclica (CV) ideal, entre -0.6 V y 0.9 V. Parámetros tomados de disertación de José Leal, 2023	24
13.	Curvas de espectroscopia de impedancia (EIS) ideal. Compuesta por gráfica de impedancia, fase y Nyquist	25
14.	(A) Conexión de electrodos LIG y PDMS al sistema Biopac.(B) Colocación de electrodos para medición de EMG. (C) Colocación de electrodos para medición de ECG	27
15.	Medición EMG de músculos flexores de la muñeca. Señales de relajación y contracción [48]	28
16.	Patrón básico de medición ECG [49]	29
17.	Diseño de molde con dimensiones [49]	30
18.	Diseño de electrodo LIG para evaluar transferencia	31

19.	Prueba de métodos de transferencia. (A) PDMS sobre LIG, (B) LIG sobre PDMS, (C) transferencia posterior a curado	32
20.	Proceso de transferencia de LIG a PDMS	32
21.	Fabricación de electrodos de grafeno inducido por láser. (A) Electrodos de diferentes tamaños. (B) electrodos de transferencia	33
22.	Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos de diámetros (A) 10 mm, (B) 5 mm, (C) 2 mm en solución PBS con placa AD5941 . . .	34
23.	Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos de diámetros (A) 10 mm, (B) 5 mm, (C) 2 mm en solución PBS con placa EmStat pico	35
24.	Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos flexibles de diámetros 5 mm en solución PBS con placa EmStat pico	35
25.	Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos LIG vs electrodos flexibles de diámetros 5 mm en solución PBS con placa EmStat pico .	36
26.	Medición EIS de electrodo de 10 mm, 5 mm y 2 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia y de Fase vs Frecuencia con placa AD5941	37
27.	Medición EIS de electrodo de 10 mm, 5 mm y 2 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia, uno de Fase vs Frecuencia y un diagrama de Nyquist con placa EmStat pico	38
28.	Medición EIS de electrodos flexibles de 5 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia, uno de Fase vs Frecuencia y un diagrama de Nyquist con placa EmStat pico	39
29.	Medición EIS de electrodos LIG y flexibles de 5 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia, uno de Fase vs Frecuencia y un diagrama de Nyquist con placa EmStat pico	39
30.	Medición EMG sin gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con cinco contracciones musculares	40
31.	Medición EMG con gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con cinco contracciones musculares	41
32.	Medición ECG sin gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con duración de un minuto	41
33.	Medición ECG con gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con duración de un minuto	42
34.	Medición EMG sin gel conductor. Comparación entre electrodos LIG de 5 mm y electrodos flexibles con cinco contracciones musculares . .	42
35.	Medición EMG con gel conductor. Comparación entre electrodos LIG de 5 mm y electrodos flexibles con cinco contracciones musculares . .	43
36.	Medición ECG sin gel conductor. Comparación entre electrodos LIG y electrodos flexibles de 5 mm con duración de un minuto	43
37.	Medición ECG con gel conductor. Comparación entre electrodos LIG y electrodos flexibles de 5 mm con duración de un minuto	44

38.	(A) Transferencia con molde PLA a 80°C (B) Transferencia con molde PLA a 65°C. (C) Transferencia con placa de 6 pocillos a temperatura ambiente	44
39.	Transferencia de electrodos LIG a PDMS (electrodos flexibles)	45
40.	(A) Grafeno en LIG. (B) Grafeno en PDMS	45

Índice de cuadros

1.	Métodos de síntesis de grafeno [40]	16
2.	Configuración de parámetros para prueba de VC en placa AD5941	24
3.	Rango de corriente según diámetro de electrodo	24
4.	Configuración de parámetros para prueba de VC en placa EmStat pico	25
5.	Configuración de parámetros para prueba EIS en placa AD5941	26
6.	Configuración de parámetros para prueba EIS en placa EmStat pico	26
7.	Configuración de parámetros para prueba EIS en placa AD5941	30

Los avances en la medicina moderna han revolucionado el tratamiento, diagnóstico y gestión de distintas enfermedades, mejorando la calidad de vida de las personas. Estas enfermedades, en muchos casos, pueden ser monitoreadas mediante electrodos, que funcionan como interfaz entre el tejido biológico y el circuito electrónico de medición o estimulación. Estos dispositivos permiten monitorear desde enfermedades cardiovasculares, donde se mide la actividad eléctrica del corazón, hasta lesiones musculares, donde juegan un papel fundamental en la recuperación. Actualmente, se han utilizado electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG) por su simplicidad y bajo costo, sin embargo, es un material poco flexible, el cual limita sus aplicaciones en dispositivos que requieren adaptarse a los movimientos del cuerpo humano.

Este proyecto tenía como objetivo desarrollar electrodos flexibles a base de grafeno inducido por láser (LIG) por medio de transferencia en seco a polímeros biocompatibles elásticos. En este caso se utilizó polidimetilsiloxano (PDMS), que es un material flexible y biocompatible que brindará mayor comodidad al paciente y mejor adaptación a la movilidad del cuerpo. Los electrodos fueron diseñados en Inventor y se fabricaron sobre sustratos de poliimida con una cortadora láser. Además, se caracterizaron electroquímicamente mediante técnicas como voltametría cíclica e impedancia electroquímica para evaluar sus propiedades antes y después de la transferencia. Asimismo, se realizaron mediciones de biopotenciales como electrocardiogramas (ECG) y electromiogramas (EMG) para evaluar su funcionamiento. Se obtuvieron electrodos flexibles capaces de medir señales eléctricas del cuerpo humano.

Advances in modern medicine have revolutionized the treatment, diagnosis, and management of various diseases, improving people's quality of life. In many cases, these diseases can be monitored using electrodes, which act as an interface between biological tissue and the electronic measurement or stimulation circuit. These devices allow monitoring of everything from cardiovascular diseases, where the electrical activity of the heart is measured, to muscle injuries, where they play a fundamental role in recovery. Currently, laser-induced graphene (LIG) electrodes have been used because of their simplicity and low cost. However, this material is not very flexible, which limits its applications in devices that need to adapt to the movements of the human body.

The aim of this project was to develop flexible electrodes based on laser-induced graphene (LIG) using dry transfer to elastic biocompatible polymers. In this case, polydimethylsiloxane (PDMS) was used, which is a flexible and biocompatible material that will provide greater comfort to the patient and better adaptation to body mobility. The electrodes were designed in Inventor and manufactured on polyimide substrates using a laser cutter. In addition, they were characterized electrochemically using techniques such as cyclic voltammetry and electrochemical impedance to evaluate their properties before and after transfer. Biopotential measurements such as electrocardiograms (ECG) and electromyograms (EMG) were also performed to evaluate their performance. Flexible electrodes capable of measuring electrical signals from the human body were obtained.

La medicina moderna a través de los avances tecnológicos ha permitido prolongar la esperanza de vida, ayudando en el diagnóstico, tratamiento y gestión de diferentes enfermedades. Los electrodos son la interfaz entre el tejido biológico y el circuito electrónico de medición o estimulación. Actualmente, se han utilizado los electrodos de grafeno inducido por láser (LIG) como un reemplazo prometedor a los electrodos tradicionales (e.g., Ag/AgCl). Sin embargo, su principal limitante son los materiales rígidos, los cuales no se adaptan fácilmente a los movimientos del cuerpo humano. Por esto, el implementar un material flexible y estirable podría reducir artefactos y mejorar la precisión de las señales obtenidas.

Este proyecto se basó en el desarrollo de electrodos LIG flexibles y estirables. Se diseñaron tres electrodos de diferentes diámetros utilizando Kapton y una cortadora láser. Posteriormente, se evaluaron sus propiedades electroquímicas (voltametría cíclica e impedancia electroquímica) con la placa EmStat pico de PalmSense. La transferencia de grafeno a PDMS sylgard 184 se realizó utilizando una placa de seis pocillos y un curado a 65°C durante una hora. Los resultados demostraron una transferencia exitosa del grafeno y se evaluó la reproducibilidad tanto de los electrodos LIG como los flexibles, mostrando su capacidad para detectar señales fisiológicas. Esto se comprobó mediante mediciones de biopotenciales, incluyendo electromiograma (EMG) y electrocardiograma (ECG).

En los capítulos 2 y 3 se presentan los antecedentes más significativos relacionados con la fabricación de electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG) y las transferencias documentadas a materiales flexibles. Asimismo, se presenta la motivación de este trabajo y el análisis del uso de electrodos a nivel mundial. El capítulo 4 está dedicado al objetivo general y objetivos específicos, seguido del alcance del proyecto y sus limitaciones (capítulo 5). En el capítulo 6 se presenta la teoría que sustenta el enfoque del proyecto y en el capítulo 7 se describen los procedimientos seguidos en detalle que condujeron a los resultados presentados en el capítulo 8. Posteriormente, en el capítu-

lo 9 se interpreta la información obtenida. Por último, en el capítulo 10, se encuentran las principales conclusiones el proyecto y en el capítulo 11 las recomendaciones para trabajos futuros.

Los electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG), han surgido como un material versátil para el desarrollo de electrodos de alto rendimiento por su simplicidad y accesibilidad.[1] Se han utilizado en campos como la electrónica y biomédica por sus propiedades únicas como alta conductividad, estabilidad química, alta resistencia mecánica y un área superficial específica alta [2]. Asimismo, el LIG ha encontrado usos como sensor de amoxicilina[3], sensor de glucosa [4], sensor de gas [5] y almacenamiento de energía [2]. Sin embargo, es un material poco flexible, no puede ser producido a gran escala y al ser fabricados sobre poliimida (PI) hay falta de transparencia en todas las longitudes de onda. [1], [6].

Para la fabricación del LIG se utiliza un sustrato inicial de poliimida (PI), conocido comercialmente como Kapton. Luego, se utiliza un láser de Co2 o láser UV para romper los enlaces débiles en los que está involucrado el átomo de carbono [1]. El láser de Co2 ha mostrado una superficie con caracterización con poros de tamaño micrométrico y una estructura de lámina con menos poros. Asimismo, presentó menos capas de grafeno y una disminución de átomos de nitrógeno [7]. Por otro lado, el láser UV ha mostrado poros de tamaño micrométrico y nanométrico y un incremento de átomos de nitrógeno. Esto depende mayormente de los parámetros colocados. Por lo tanto, el uso del láser Co2 es la mejor opción para este tipo de procesos [8].

Debido a las limitantes del LIG se ha buscado transferir a otros materiales para obtener propiedades como flexibilidad, biocompatibilidad y estabilidad eléctrica. Se han utilizado métodos de transferencia en seco como el despegado que no utiliza solventes o etapas húmedas, así como métodos de recubrimiento por centrifugación/inmersión de la capa de polímero y disolución que utilizan solventes [9]. Para escoger el método de transferencia adecuado se debe considerar la presión, temperatura y tiempo. Asimismo, si se utiliza químico o solvente, es importante controlar la cantidad utilizada. El método de transferencia en seco es más viable y accesible por su bajo impacto en la modificación de sus propiedades [1].

El polidimetilsiloxano (PDMS) es un polímero orgánico conocido por su flexibilidad versatilidad, estabilidad mecánica, aislamiento eléctrico y biocompatibilidad. Se ha utilizado para encapsular componentes electrónicos por su capacidad de aislamiento térmico y eléctrico. También, se ha utilizado en apósitos y vendajes, micro válvulas, sistemas ópticos e implantes [10]. Proporciona beneficios como transparencia óptica hasta 220 nm, química superficial ajustable y baja permeabilidad al agua, pero alta permeabilidad a los gases [11]. Ha demostrado estabilidad a largo plazo bajo ciclos repetidos de estiramiento sin afectar su conductividad [8]. Sin embargo, tiene una superficie hidrofóbica, limitando sus aplicaciones en soluciones compuestas de muestras biológicas [10].

El Polimetilmetacrilato (PMMA) es uno de los biomateriales hidrofóbicos biocompatibles más utilizados en el área de salud. En la oftalmología, se utiliza para los lentes de contacto en la ortopedia, para cemento óseo; en la odontología, para la resina de base de dentaduras postizas [12]; y en radiología, para la fabricación de perlas de polímero destinadas a aplicaciones en procedimientos de embolización. Ha demostrado tener una buena resistencia al impacto, buenas propiedades de moldeabilidad [1] y excelente estabilidad dimensional por sus cadenas poliméricas rígidas. Es un material que se puede adquirir en forma de losas, lo que lo hace más accesible.

La medicina moderna a través de los avances tecnológicos ha cambiado el sistema de salud, permitiendo prolongar la esperanza de vida. Estos avances han ayudado no solo en el tratamiento de distintas enfermedades, sino también en el diagnóstico y gestión, mejorando la calidad de vida de los pacientes [13]. Actualmente, la medicina bioelectrónica ha ganado mayor relevancia, utilizando electricidad para influir en los sistemas de comunicación eléctrica del cuerpo con el fin de tratar diversas enfermedades [14]. Las aplicaciones más conocidas de la bioelectricidad incluyen los marcapasos cardíacos, los sistemas de diagnóstico de electrocardiogramas y la estimulación eléctrica muscular. Una pieza fundamental para permitir la interacción bioeléctrica con el cuerpo son los electrodos.

Los electrodos son la interfaz entre el tejido biológico y el circuito electrónico de medición o estimulación. Su función fundamental es facilitar la transformación de movimiento de carga eléctrica entre electrones (en la electrónica) y los iones (en el cuerpo). Los materiales más utilizados para su fabricación son el oro, cloruro de plata, acero y aleaciones como plata con cloruro de plata y platino con iridio [15]. Estos materiales son típicamente costosos y difíciles de fabricar, por lo que se han buscado alternativas de bajo costo. Aquí surgen los electrodos no metálicos como los de grafeno inducido por láser (LIG), que son más accesibles. Estos ofrecen propiedades únicas como excelente conductividad eléctrica, estabilidad química, alta resistencia mecánica y área superficial específica alta [16]. Sin embargo, es un material poco flexible, limitando sus aplicaciones en dispositivos portátiles, que requieren adaptarse a los movimientos del cuerpo humano [17].

Según la Organización Mundial de la Salud, las enfermedades cardiovasculares son la causa principal de defunción en todo el mundo. Se estima que 17.9 millones de personas mueren a causa de estas enfermedades cada año, representando un 32% de las muertes a escala mundial [18]. En Guatemala, la enfermedad isquémica del corazón causó 39.8 muertes por cada 100,000 personas. Por esto, es importante el monitoreo

constante de actividad cardíaca, que permite detectar y prevenir enfermedades como la hipertensión arterial e insuficiencia cardíaca.

Actualmente, las herramientas más utilizadas son los electrocardiogramas (ECG) y el monitor Holter. Ambas utilizan electrodos para registrar la actividad eléctrica del corazón por medio de una prueba rápida o de tiempo prolongado. A pesar de ser las más utilizadas, presentan limitantes como el ruido en las señales, conocidos como artefactos, que distorsionan las señales obtenidas. Asimismo, muchos de estos resultan ser bastante incómodos, especialmente los de uso prolongado.

La principal causa de estas limitantes son los materiales rígidos que se utilizan en los electrodos tradicionales, los cuales no se adaptan fácilmente a los movimientos del cuerpo humano. Por esto, el implementar un material más flexible y estirable podría reducir los artefactos por movimiento, permitiendo detectar cambios sutiles, como pequeñas contracciones musculares, y mejorar la precisión del monitoreo continuo [19].

Anteriormente, se han desarrollado proyectos para realizar la transferencia de los electrodos LIG a otros sustratos. Se han utilizado materiales como el polidimetilsiloxano (PDMS), Estireno-Etileno-Butileno-Estireno (SEBS) y polimetilmetacrilato (PMMA) por su flexibilidad. Asimismo, se han utilizado métodos de transferencia tanto en seco, que no utilizan químicos o solventes, como métodos de recubrimiento que sí los utilizan (Figura.1) [9]. Este proyecto busca mejorar estrategias, evaluando la transferencia de LIG a PDMS, por medio de métodos de transferencia en seco para obtener electrodos flexibles y poder abrir las puertas de la investigación biomédica en Guatemala. Además, desarrollar electrodos más accesibles para ayudar en el tratamiento de diversas enfermedades.

Figura 1. Método de fabricación de electrodos



Nota. Creado con Canva.

4.1. Objetivo general

Desarrollar electrodos flexibles a base de grafeno inducido por láser (LIG) por medio de transferencia en seco a polímeros biocompatibles elásticos

4.2. Objetivos específicos

- Desarrollar y evaluar procesos de transferencia de LIG fabricado sobre poliimida a materiales flexibles a base de silicona y metacrilato.
- Realizar pruebas de conductividad, voltametría cíclica, impedancia electroquímica, tracción y flexión para evaluar las propiedades eléctricas y mecánicas de los electrodos antes y después de la transferencia.
- Evaluar la capacidad de los electrodos rígidos y flexibles en la medición de biopotenciales por medio de pruebas de EMG y ECG

El presente trabajo se centra en el desarrollo de electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG) flexibles y estirables utilizando una silicona (PDMS). El alcance del estudio se limita a la fabricación de los electrodos LIG, evaluaciones de transferencia al silicón, técnicas de caracterización y verificación de funcionamiento mediante mediciones de biopotenciales.

Primero, se realizó la fabricación de los electrodos LIG en tres diámetros diferentes, por medio de una cortadora láser. Posteriormente, se caracterizaron mediante pruebas electroquímicas como la voltametría cíclica y la Espectroscopia de impedancia electroquímica. No se incluyen las pruebas o análisis de las propiedades mecánicas de los electrodos fabricados tanto de LIG como flexibles debido al tiempo y recursos disponibles.

Asimismo, se realizaron pruebas de transferencia a materiales flexibles, específicamente al silicón PDMS; no se contempla la transferencia a otros materiales. Para ello, se evaluó la transferencia de los tipos de silicón SYLCAP 284-s y SYLGARD 184 a diferentes temperaturas (ambiente, 65°C y 80°C). La transferencia se llevó a cabo con el electrodo LIG diámetro 5 mm. No se contempla la transferencia a los electrodos diámetro 10 mm y 2mm por limitaciones de tiempo.

Por último, se verificó el funcionamiento de los electrodos LIG (diámetros 10 mm y 5 mm) y electrodos flexibles (5 mm) mediante mediciones de biopotenciales de electromiograma y electrocardiograma. El análisis se limitó a mediciones de amplitudes en cinco contracciones musculares para el EMG y a la amplitud pico a pico de las señales de ECG. Se realizó una comparación entre electrodos comerciales Ag/AgCl con LIG y posteriormente LIG con los electrodos flexibles.

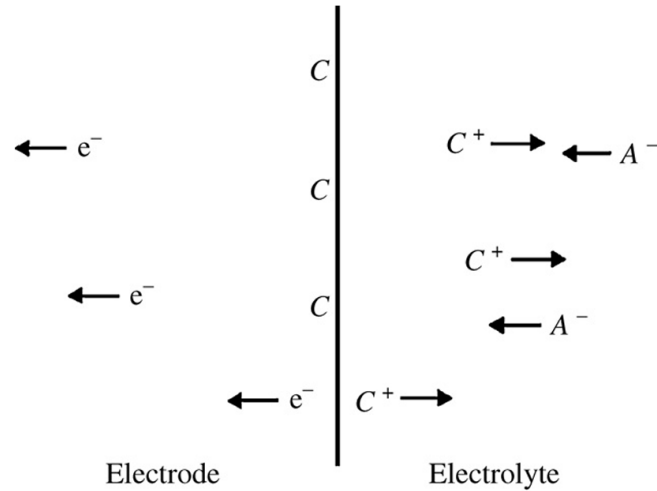
6.1. Electrodos

6.1.1. Interfaz electrodo-electrolito

Para registrar las mediciones obtenidas del cuerpo, es necesario contar con un elemento que permita la comunicación entre el cuerpo y el equipo de medición, conocido como electrodo. Estos se dividen en dos componentes principales: el electrodo y el electrolito. El área donde la superficie del electrodo entra en contacto con el electrolito se conoce como la interfaz electrodo-electrolito. En esta interfaz ocurre la conversión de energía química en energía eléctrica y viceversa. [20].

La corriente generada por el cuerpo fluye a través de la interfaz electrodo-electrolito, lo que permite registrar la medición. El electrodo es generalmente de metal, donde la corriente es transportada por electrones. Por otro lado, en el electrolito y en la piel, la corriente es transportada por iones. En el electrodo, los electrones se mueven en dirección opuesta a la corriente, mientras que, en el electrolito, los cationes (+) se mueven en la misma dirección que la corriente y los aniones (-) se desplazan en dirección opuesta a la corriente (Figura.2) [21].

Figura 2. Cargas en la interfaz electrodo-electrolito [22]



Todos los electrodos tienen un potencial de semicelda, que es una diferencia de potencial determinada por la naturaleza del metal involucrado. Este se mide con referencia al potencial de semicelda del Electrodo de Hidrógeno Estándar (EHE), el cual se considera de 0 mV [20]. También se le conoce como potencial en equilibrio, porque la corriente que fluye en una dirección es igual y cancela la corriente que fluye en la dirección opuesta. Cuando el metal entra en contacto con la solución, al inicio, la reacción predomina a la derecha o a la izquierda, dependiendo de la concentración de cationes en solución y las condiciones de equilibrio del metal involucrado [21].

Por esto, según su potencial de semicelda los electrodos se pueden clasificar en: polarizables y no polarizables. En un electrodo perfectamente polarizable la corriente aplicada no pasa por la interfaz electrodo-electrolito, comportándose como un capacitor. En un electrodo no polarizable la corriente pasa libremente a través de la interfaz electrodo-electrolito, sin requerir energía para realizar la transición. Por esto, no existen sobrepotenciales. Sin embargo, ninguno de estos dos tipos de electrodos puede fabricarse de manera perfecta, aunque algunos materiales pueden acercarse a estas características [22].

6.1.2. Modos de transferencia de carga: capacitivo y faradaico (reversible e irreversible)

El modo de transferencia de carga puede ser por medio de un proceso capacitivo, también conocido como no faradaico o por medio de un proceso faradaico, el cual puede ser reversible o irreversible. Estos procesos ocurren en un electrodo de trabajo. Los procesos faradaicos generan corrientes a través de reacciones oxidación-reducción (redox) en la superficie del electrodo de trabajo, mientras que el proceso no faradaico se conoce como un mecanismo sin transferencia de carga en el electrodo. En el proceso no faradaico, las cargas iónicas permanecen en la superficie del electrodo, provocando

la carga y descarga de la capacitancia de doble capa [23].

Para que se lleve a cabo un proceso faradaico, se necesita una reacción oxidación-reducción, donde el reactivo provenga del exterior del electrodo y el producto de la reacción salga nuevamente del electrodo. En este proceso, las partículas cargadas, que pueden ser iones o electrones, se transfieren entre una fase bulk conductora (metálica) hacia el electrolito, o viceversa. Estas partículas se transfieren a través del electrodo, saliendo de una fase bulk y regresan a esta misma fase bulk o a otra diferente. Las fases bulk son las fases externas del electrodo y el electrodo actúa como la interfase entre las fases bulk, donde al menos una de ellas conduce carga electrónica y al menos otra permite el transporte de iones. La carga nunca es almacenada progresivamente en el electrodo [24].

Estos procesos faradaicos pueden ser reversible e irreversibles. Ambos se basan tanto en el control cinético como el control por transporte de masa. En un proceso faradaico el control cinético es donde la velocidad de reacción depende de la rapidez en que ocurre la transferencia de electrones en la interfase electrodo-electrolito, determinada por el potencial del electrodo. Aquí, la reacción se lleva a cabo cerca del potencial de equilibrio. Por otro lado, el control por transporte de masa se refiere al potencial del electrodo alejado del equilibrio. La velocidad de esta reacción depende de la rapidez con la que el reactivo llega a la superficie del electrodo [25].

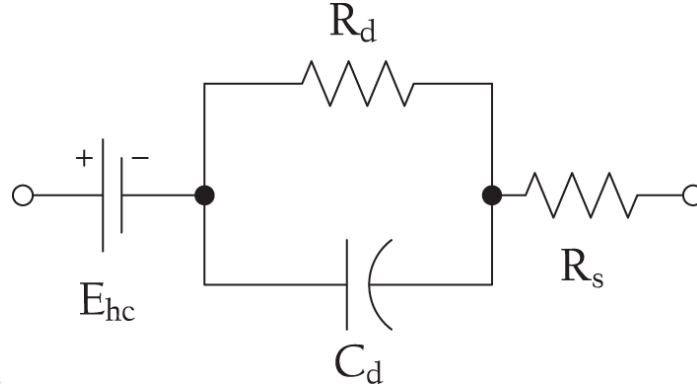
Cuando la cinética de transferencia de electrones es rápida en comparación con el transporte de masa, es un proceso faradaico reversible. Esto permite almacenamiento de carga cerca de la superficie del electrodo y al revertir la dirección de la corriente, parte del producto que se forma puede regresar a su forma inicial. Por otro lado, cuando la cinética de transferencia de electrones es lenta, se necesitan grandes desviaciones del potencial respecto al equilibrio para que fluyan corrientes significativas [25]. Los productos de la reacción no se encuentran cerca de la superficie, por lo que, no permite almacenamiento de carga.

Por otro lado, en un proceso no faradaico o capacitivo, cuando fluye la corriente, se almacena progresivamente la carga. Los iones que ingresan al electrodo y no pueden salir. Esto sucede por tres razones principales: no hay reacción en el electrodo, la reacción involucra átomos que forman parte de la estructura del electrodo o cuando el reactivo es oxidado/reducido en el electrodo. Asimismo, si únicamente se redistribuye la carga capacitiva, la interfaz electrodo-electrolito puede ser modelado como un capacitor de doble capa. [24].

Cuando se aplica un cambio de voltaje en un electrodo, se genera un movimiento de electrones que provoca un flujo de iones en el electrolito, resultando en una corriente. Si los electrones permanecen dentro del metal del electrodo, el sistema se comporta como un capacitor, que se carga y descarga a través de una capacitancia de doble capa. En cambio, si el electrodo tiene suficiente energía para crear una reacción electroquímica, se genera un flujo de corriente asociado a una resistencia de carga. Por otro lado, el electrolito se interpreta como una resistencia de acceso en el sistema. Por esto, un electrodo se puede modelar como un circuito de un capacitor en paralelo

con una resistencia, en serie con la resistencia del electrolito.(Figura.3).

Figura 3. Circuito equivalente para electrodo en contacto con un electrolito. E_{hc} es el potencial de media celda, R_d y C_d representan la impedancia debida a la interacción electrodo–electrolito y R_s modela la resistencia del electrolito [26]



6.1.3. Materiales para electrodos y sus propiedades

En la fabricación de electrodos se utilizan tanto materiales metálicos, como no metálicos. Entre los materiales metálicos, el más utilizado es el oro, cobre y platino. Por otro lado, entre los materiales no metálicos se utiliza el grafito y polímeros conductores como el Poly(3,4-ethylenedioxythiophene): polystyrene sulfonate (PEDOT). También, se pueden llegar a utilizar aleaciones de los diferentes metales como la plata/cloruro de plata (Ag/AgCl). Asimismo, para reducir impedancias estos materiales cuando se encuentran en contacto con la piel se pueden combinar con geles conductores.

El oro es un material muy utilizado para la fabricación de electrodos por su alta conductividad y buena compatibilidad. Asimismo, es utilizado específicamente para mediciones de señales biológicas de frecuencias bajas, porque son capaces de amplificarlas [27]. Esto incluye mediciones precisas, que se necesitan en pruebas como, un electroencefalograma (EEG), que mide la actividad del cerebro o un electrocardiograma (ECG), que mide la actividad del corazón. También, tiene una alta resistencia a la oxidación, lo cual lo hace un material confiable y estable. A pesar de ello, tiene un precio más elevado, que limita su uso.

Los electrodos de Ag/AgCl son los más utilizados y favoritos para aplicaciones biomédicas. Generalmente, se trata de una placa de plata recubierta de una capa de cloruro de plata e inmersa en una solución acuosa de cloruro de sodio o cloruro de potasio. Estos electrodos presentan características similares a la de un electrodo perfectamente no polarizable por tener un valor de semicelda bajo. Esto permite que sean el “gold standard” para realizar los electrocardiogramas (ECG). Son económicos, fáciles de fabricar y muy estables. Otra de sus principales ventajas es que generan un nivel bajo de ruido durante el registro de señales biológicas y buena conductividad eléctrica [28].

Los materiales no metálicos que se utilizan son el grafito y polímeros conductores como el Poly(3,4-ethylenedioxythiophene): polystyrene sulfonate (PEDOT: PSS). El grafito es un alótropo del carbón y una sustancia compuesta de carbono puro. Este se utiliza por su biocompatibilidad, flexibilidad, rendimiento a gran escala y estabilidad tanto química como térmica [29]. Asimismo, existen materiales como el PEDOT: PSS que presenta alta conductividad, biocompatibilidad y flexibilidad mecánica [30].

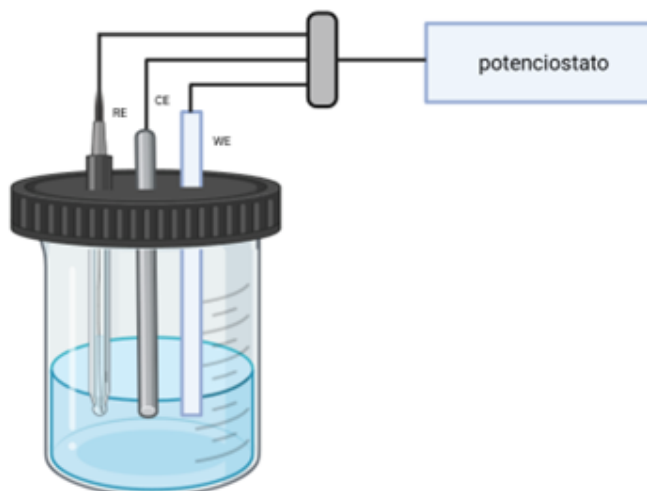
6.2. Métodos electroquímicos

6.2.1. Voltametría cíclica

La voltametría cíclica es un método electroquímico muy utilizado para evaluar procesos de reducción y oxidación de diferentes especies moleculares [31]. Su uso se ha extendido a diferentes campos como la electroquímica, bioquímica e investigación de materiales. Por medio de esta prueba se puede estudiar el rendimiento de los electrodos y determinar la transferencia de electrones durante los procesos de oxidación o reducción [32]. Para llevar a cabo esta técnica se necesita una celda de trabajo, electrodos, solución electrolítica y un potencióstato.

La celda de trabajo es el recipiente donde se lleva a cabo el experimento (Figura.4). Tiene 3 orificios donde se colocan los electrodos y el electrolito. El electrodo de trabajo (WE) es donde se dan las reacciones de interés. Estas pueden ser de diversos materiales, pero da lugar a diferentes respuestas electroquímicas [31]. El electrodo de referencia (RE) generalmente es de Ag/AgCl para tener un potencial conocido. Por esto, se utiliza como referencia para medir el potencial de otros electrodos dentro de la celda. El contraelectrodo (CE) puede ser de platino, acero inoxidable u otro material inerte [32]. Cuando se aplica un potencial al electrodo de trabajo que permite ya sea la reducción u oxidación del analito, fluye corriente y el CE se encarga de completar el circuito [31].

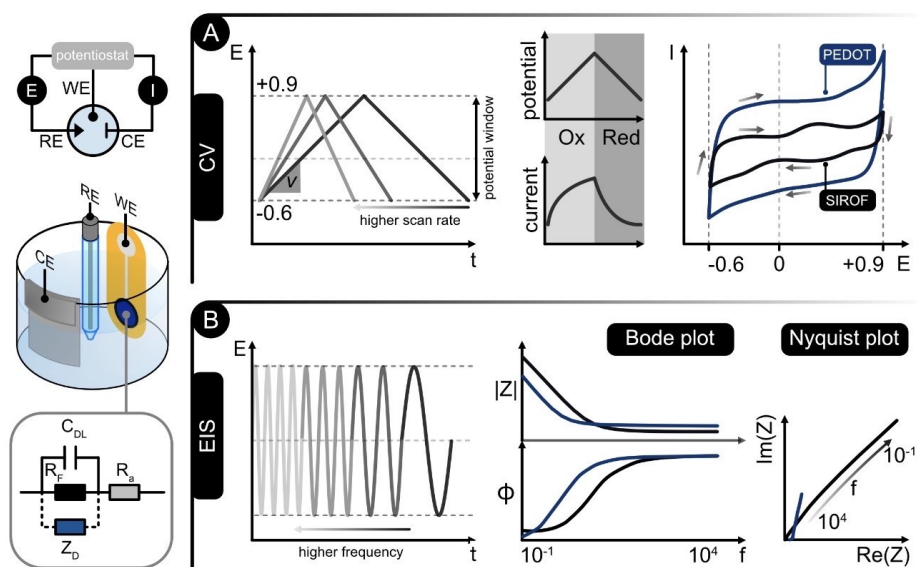
Figura 4. Celda de trabajo electroquímica



Nota. Creado con Biorender.

Las terminales de los tres electrodos se conectan a un potenciostato, que es el encargado de llevar a cabo la técnica de voltametría cíclica. Este genera un potencial en forma de rampa que controla el electrodo de trabajo. Luego, mide la corrientes resultantes y se obtiene un gráfico conocido como voltamograma [33]. La primera curva muestra una onda catódica, donde crece hasta llegar a un punto máximo. Luego, la corriente disminuye porque disminuye la especie electroactiva cerca del electrodo y al invertir el barrido, el potencial se hace menos negativo, por lo que, la especie reducida anteriormente comienza a oxidarse y genera un pico anódico (Figura. 5A)[32].

Figura 5. Representación de las mediciones de CV (A) y EIS (B), con sus formas de onda y respuestas típicas en diagramas de Bode y Nyquist [34]



6.2.2. Espectroscopia de Impedancia Electroquímica

La espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS) es una técnica ampliamente utilizada en el campo de la electroquímica y es considerada ideal para investigadores que buscan caracterizar mecanismos de reacción. Es una técnica compleja, ya que logra obtener información sobre diversos procesos eléctricos, electroquímicos y físicos en un sistema electroquímico. Este modela la señal de salida que puede ser una corriente o voltaje alterno, respecto a la señal de entrada, igualmente en voltaje o corriente alterna en un amplio rango de frecuencias [35].

Para realizar los experimentos se pueden utilizar dos, tres o cuatro electrodos. La más utilizada es la de tres electrodos que incluye un electrodo de trabajo (WE), un electrodo de referencia (RE) y un contraelectrodo (CE). Dependiendo del potencial entre el RE y el WE, pueden llevarse a cabo las reacciones de oxidación o reducción en el WE. De lo contrario, en la celda de dos electrodos, la corriente se mide en el WE y otro electrodo que combina las funciones del RE y el CE. Por último, la celda con cuatro electrodos se utiliza en sistemas líquido-líquido, donde existen dos pares de electrodos tanto de CE como RE, conectados las fases acuosas y orgánicas de la celda [36].

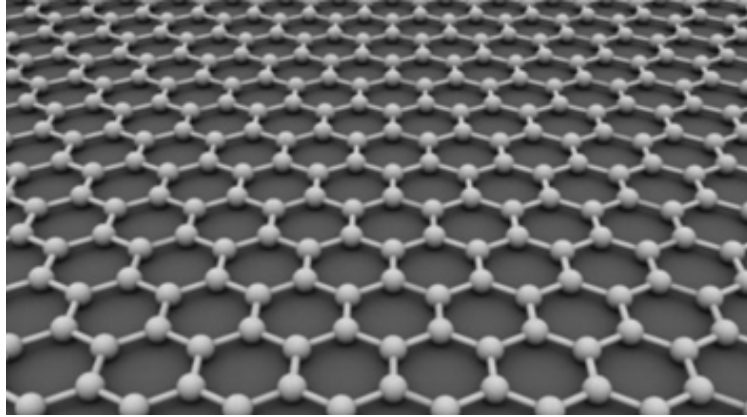
La representación de la EIS puede ser por medio de los diagramas Nyquist o diagramas de Bode (Figura. 5B). El diagrama de Nyquist se divide en una parte real y una parte imaginaria. El componente imaginario de impedancia se representa contra el componente real de impedancia de cada frecuencia de excitación [36]. En el eje x las impedancias generadas a frecuencias bajas se observan del lado derecho de la gráfica y las impedancias generadas a frecuencias altas se encuentran del lado izquierdo. Asimismo, la impedancia se puede representar como un vector de longitud [37].

Por otro lado, el diagrama de Bode muestra la magnitud de la impedancia y el ángulo de fase contra la frecuencia en escala logarítmica. Se utiliza para encontrar la capacitancia de los sistemas electroquímicos [37]. Asimismo, es ideal para utilizar cuando el espectro incluye valores dispersos. También, se utiliza para calcular la capacitancia de doble capa y permite que se pueda estudiar la respuesta de transferencia de carga de los electrodos.

6.3. Grafeno

El grafeno es un material bidimensional formado por una única capa de átomos de carbono. Está densamente empaquetado en una red cristalina de panal, con átomos de carbono en hibridación sp^2 [38]. Cada átomo de carbono en el grafeno forma tres enlaces covalentes, relacionados con diferentes átomos de carbono vecinos. Esto le proporciona una estructura estable y segura. (Figura 6)

Figura 6. Estructura del grafeno [39]



Gracias a esta estructura, el grafeno se ha utilizado más actualmente por sus propiedades únicas. Las áreas como electrónica, aeroespacial, automovilística y biotecnología las han implementado por su alta conductividad, resistencia mecánica, flexibilidad y biocompatibilidad [38]. También, es conocido por tener excelentes características ópticas, térmicas y mecánicas. Además, el tener un área superficial y estabilidad tanto eléctrica como química permite la fabricación de sensores electroquímicos y electrodos para la medición de biopotenciales [39].

Cuadro 1. Métodos de síntesis de grafeno [40]

Método	Tipo	Ejemplo
Exfoliación mecánica	Top down	Cinta adhesiva y puntas de AFM
Exfoliación química	Top Down	
Síntesis químico	Top Down	Sonicación y óxido de grafeno reducido
Pirólisis	Bottom up	
Crecimiento epitaxial	Bottom up	Térmico y plasma
CVD	Bottom up	

La exfoliación mecánica es un método para la producción de grafeno con la ayuda de una cinta adhesiva para separar las capas de grafeno. Es útil para estudiar las propiedades del grafeno, pero es impreciso y lento [21]. La exfoliación química permite obtener el grafeno a partir del grafito. Utiliza distintas formas de grafito como electrodos en un electrolito, aplicando corriente eléctrica para provocar su expansión y exfoliación [40].

La pirólisis utiliza la descomposición térmica de materiales orgánicos a base de carbono para formar capas delgadas de grafeno. Es un excelente método para la producción continua de películas de grafeno, aunque, no se puede utilizar en la síntesis de grafeno a gran escala. Por otro lado, la deposición química de vapor (CVD) es un método que utiliza una combinación de molécula de gas y un sustrato dentro de una cámara de reacción. Los gases con carbono entran a la cámara y al entrar en contacto con el sustrato a una alta temperatura, se descompone químicamente y forma una capa delgada de grafeno (Cuadro 1) [40].

6.3.1. Láser y la interacción con el material

Un láser es un haz de luz altamente concentrado mediante un proceso de amplificación óptica. La energía de entrada adopta comúnmente la forma óptica o eléctrica. En el bombeo óptico la fuente de energía puede ser una lámpara u otro láser. En cambio, en el bombeo eléctrico puede ser por medio de corriente continua, una descarga eléctrica o una descarga de radiofrecuencia [41].

Los láseres se dividen en tres tipos de láser: onda continua, pulsado y ultrarrápido. El láser de onda continua es un haz de luz sin interrupciones con una potencia de salida muy estable. Un láser pulsado emite un haz de luz en ráfagas o pulsos cortos. Este logra almacenar y liberar energía rápidamente, alcanzando megavatios de potencia pico. Por último, el láser ultrarrápido son mayormente utilizados en el ámbito industrial cumpliendo con altas tasas de repetición y potencia [41].

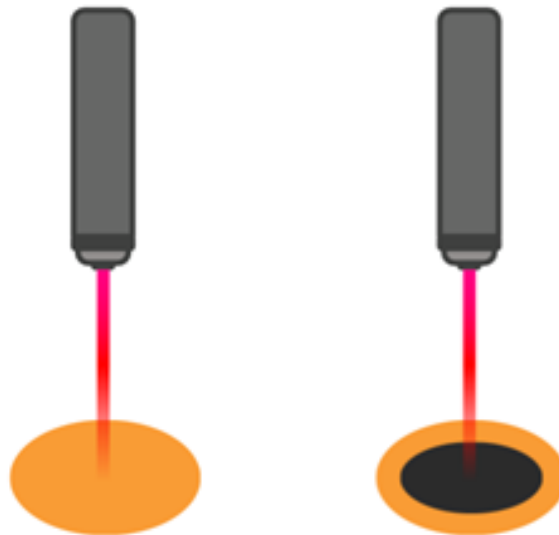
Actualmente, se utilizan los láseres en distintos materiales para modificar sus propiedades. Esto permite controlar con precisión el área donde se desea colocar la radiación láser, al igual que, la cantidad y la velocidad de energía depositada. Por esto, se pueden llevar a cabo procesos como el calentamiento, fusión y ablación [42].

El calentamiento puede alterar tanto sus propiedades físicas como químicas, sin modificar su forma. La fusión busca mejorar la resistencia a la corrosión y a la erosión, formando una estructura dura y homogénea sin alterar su composición química. Por último, la ablación elimina el material de la superficie, el cual se realiza generalmente mediante vaporización [42], el cual permite modificar la superficie para mejorar sus propiedades.

6.3.2. Grafeno inducido por láser (LIG)

El grafeno inducido por láser (LIG) es una forma tridimensional de grafeno, se puede producir a partir de láminas de poliimida (PI) y un láser de CO₂ (Figura 7). La formación de grafeno depende de las características del láser y de los materiales base que contiene carbono. Asimismo, depende de factores como la duración del pulso y la longitud de onda, siempre que se encuentren dentro de los parámetros adecuados [43].

Figura 7. Obtención de LIG con láser de CO₂ en PI

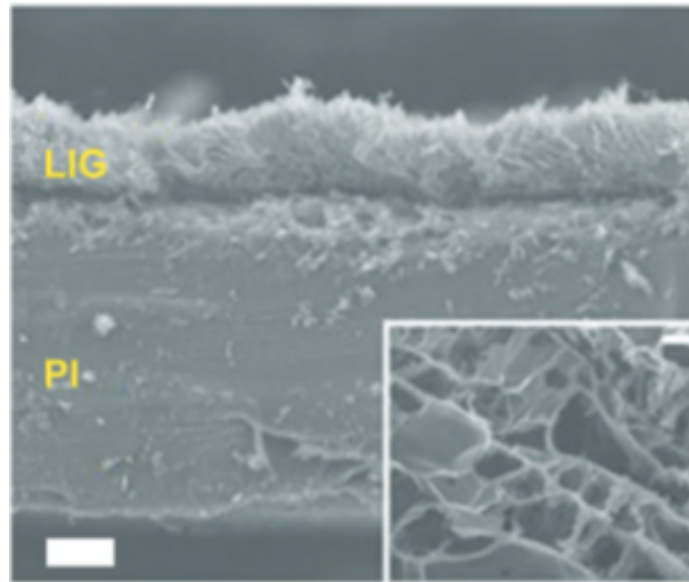


Nota. Creado con Biorender.

El LIG presenta excelentes propiedades como alta porosidad, alta estabilidad térmica y buena conductividad eléctrica, lo que lo hace un material preferible para muchas aplicaciones. También, tiene una buena flexibilidad mecánica y una gran superficie específica (Figura 8)[43]. Esto permite la fabricación de dispositivos electrónicos de alto rendimiento. La fabricación con láser lo hace rápido, sencillo y de bajo costo [44].

Algunas de sus aplicaciones son biosensores, sensores físicos, sensores químicos y baterías. Gracias a su gran área de superficial, alta densidad de electrones y transparencia óptica es un excelente material para la fabricación de biosensores. Asimismo, es apto para sensores físicos y químicos por su estabilidad a largo plazo, buena sensibilidad y flexibilidad. Por último, el LIG es ideal para la fabricación de baterías gracias a su resistencia a la corrosión y su excelente conductividad eléctrica [43].

Figura 8. Grafeno inducido por láser (LIG) en lámina de poliimida (PI) [44]

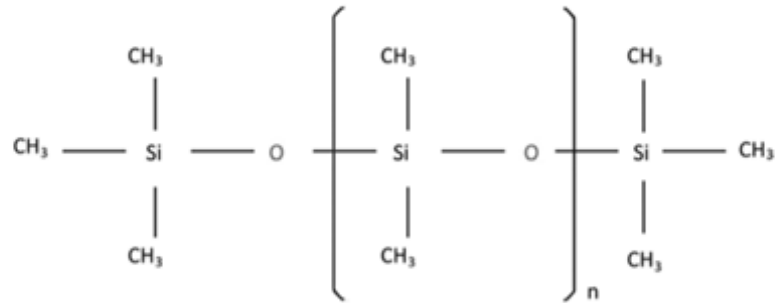


6.4. PDMS

Los polisiloxanos son polímeros inorgánicos, compuestos por una estructura principal (Si-O) (Figura. 9). A estos polímeros se les conoce como “silicona”. Existen distintos tipos de polisiloxanos, dependiendo de los grupos sustituyentes unidos al átomo de silicio. Poseen varias propiedades como estabilidad térmica, dieléctrica y de corte, alta compresibilidad, baja tensión superficial y baja toxicidad, lo que lo hace ideal para aplicaciones industriales y biomédicas. Algunas de estas son elastómeros, recubrimientos y sensores [45].

El más utilizado es el polidimetilsiloxano (PDMS), gracias a sus propiedades únicas. Es un material con elasticidad variable, químicamente inerte, estable térmica y ópticamente transparente. Asimismo, puede sufrir grandes deformaciones antes de romperse, lo que lo hace ideal para imitar vasos sanguíneos u otros tejidos biológicos. También, tiene una alta biocompatibilidad, por lo que se utiliza como recubrimiento en implantes para una buena osteointegración. La flexibilidad y alta resistencia a la biodegradación son factores que lo hacen un excelente material para dispositivos implantables [10].

Figura 9. Estructura lineal del PDMS [46]



Otra aplicación para el PDMS es utilizarlo como capa dieléctrica por su flexibilidad, biocompatibilidad y propiedades mecánicas. También, puede ser utilizado como un electrodo, gracias a su biocompatibilidad y buena adhesión a la piel. Asimismo, han demostrado buena estabilidad a largo plazo y una fuerte lectura de las señales del cuerpo. Esto ideal para sensores y dispositivos portátiles [47].

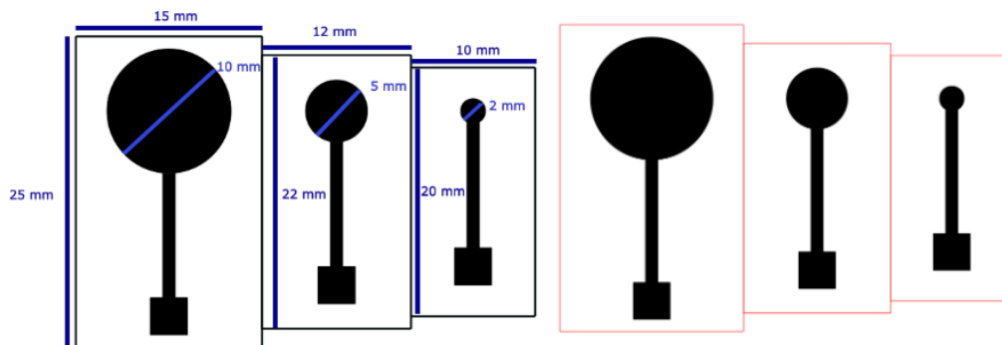
7.1. Electrodo LIG

Los electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG) se fabrican a partir de un polímero (poliimida) y un láser de CO₂, generando una estructura de grafeno tridimensional porosa. Esto otorga propiedades como una alta área superficial y una alta conductividad eléctrica, lo que los hace ideales para su aplicación en sensores y la medición de biopotenciales. Los electrodos LIG son una buena alternativa gracias a su facilidad de fabricación y bajo costo.

7.1.1. Diseño de electrodos LIG

El diseño de los electrodos LIG se realizó utilizando el software Autodesk Inventor Professional 2026 (Autodesk Inc., SF, USA). Se hicieron 3 electrodos con un área activa de 10 mm, 5 mm y 2 mm. Todos tienen un rectángulo de 1 mm × 10 mm, que es el camino conductor del electrodo y un conector, que es un cuadrado de 3 mm × 3 mm (Figura.18). Este diseño se importa a Inkscape donde se colorean las áreas que serán rasterizadas en negro y las que serán cortadas en rojo.

Figura 10. Diseños de electrodos en Inventor (izquierda) y preparación en Inkscape con colores para rasterizado y corte (derecha)



7.1.2. Fabricación de electrodos LIG

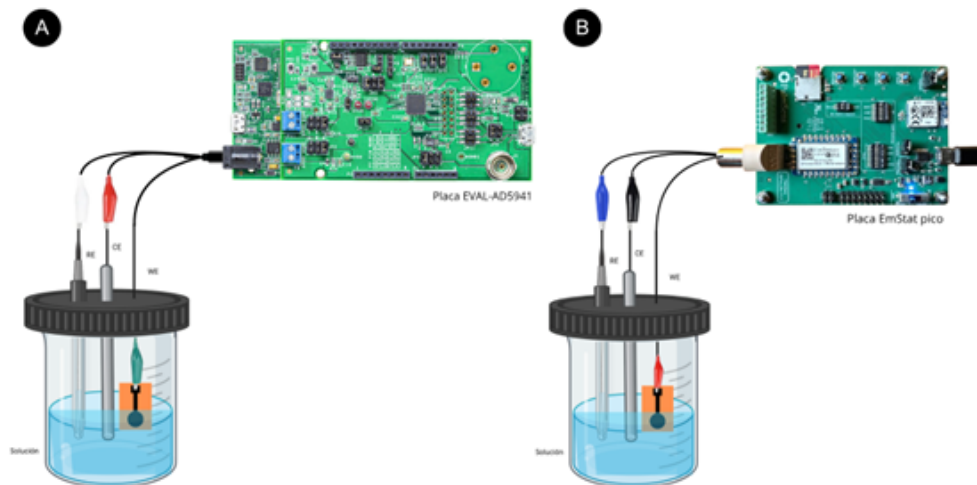
Para iniciar su fabricación, se utiliza una hoja de Kapton® de dimensiones A4 de 75 μm de grosor (DuPont, DE, USA) que se coloca sobre un pedazo de acrílico. Se utilizó una cortadora láser VLS 2.30DT (Universal Laser Systems, USA) para realizar el corte y rasterizado de los electrodos. Los parámetros utilizados fueron 17 % de potencia y 7.5 % de velocidad para rasterizar (negro) y 100 % de potencia y 75 % de velocidad para cortar (rojo).

7.2. Caracterización de electrodos

Para realizar las mediciones, tanto de voltametría cíclica (VC) como de espectroscopia de impedancia (EIS) se utilizaron dos sistemas de medición: la placa AD5941 (EVAL-AD5941, Analog Devices Inc., MA, USA) y la placa EmStat pico (PalmSens BV, Países Bajos). Primero, se utilizó un kit que incluye la placa EVAL-ADICUP3029 con microcontrolador Arm® Cortex™-M3, la placa hija EVAL-AD5941 y cables micro USB a pinzas tipo cocodrilo, donde el software utilizado fue SensorPal (Analog Devices Inc., MA, USA). El software utilizado con la placa EmStat pico es PStRace 5.8 (PalmSens BV, Países Bajos).

El montaje experimental es igual para ambas pruebas. Los electrodos de trabajo son los electrodos LIG, el contraelectrodo es el tornillo de acero inoxidable y el electrodo de referencia es un electrodo Ag/AgCl (Ke Yi Scientific Instruments Co., Ltd., Beijing, China). Se utilizó PBS 10mM (MilliporeSigma/Calbiochem, MA, USA) diluido 1:10 para obtener PBS 1x y se colocó 15mL en un beaker con los dos electrodos y el tornillo sumergidos en la solución. Es importante que los dos electrodos y el tornillo estén suspendidos y ninguno haga contacto entre sí o con el beaker. La conexión de la placa AD5941 (Figura. 11A) es distinta a la conexión con la placa EmStat pico (Figura. 11B).

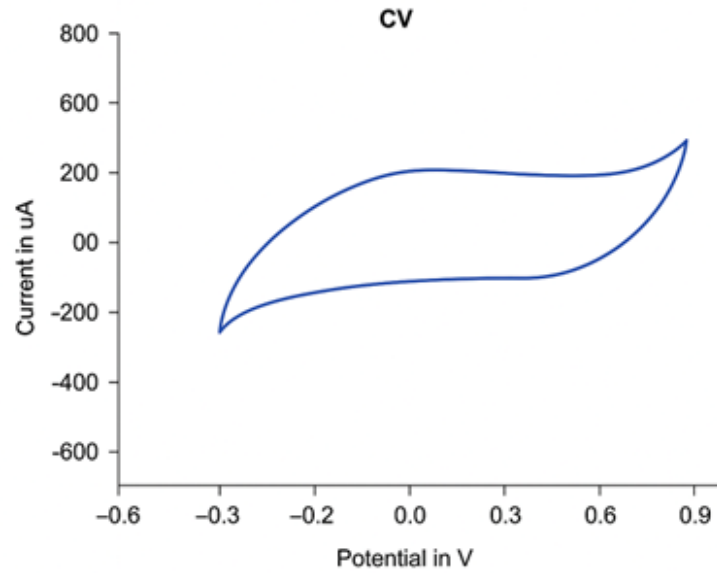
Figura 11. (A) Conexión de electrodos a placa AD5941 (B) Conexión de electrodos a placa EmStat pico y montaje experimental para pruebas CV y EIS



7.2.1. Voltametría Cíclica (VC)

Para la prueba de voltametría cíclica, utilizando el software de SensorPal se utilizaron los parámetros presentados en el Cuadro 2. Al trabajar con distintos diámetros, los rangos de corriente varían según el diámetro evaluado (Cuadro 3). Se utilizaron tres electrodos de diámetro 10 mm, tres electrodos de diámetro 5 mm y tres electrodos de diámetro 2 mm. Se realizaron tres pruebas con cada electrodo, teniendo 27 pruebas en total. Este procedimiento se repitió con la placa EmStat Pico para verificar la reproducibilidad de las mediciones utilizando la configuración del Cuadro 4, tomando como referencia una gráfica ideal (Figura 12).

Figura 12. Curva de voltametría cíclica (CV) ideal, entre -0.6 V y 0.9 V. Parámetros tomados de disertación de José Leal, 2023



Cuadro 2. Configuración de parámetros para prueba de VC en placa AD5941

Parámetro	Valor
Potencial inicial	-600 mV
Potencial final	900 mV
Potencial de paso	10 mV
Velocidad de barrido	100 mV/s
Ciclos	1
Resistencia de calibración	10,000 Ω
Resistencia de carga (RLoad)	100 Ω
Ganancia	GNPGA_1

Cuadro 3. Rango de corriente según diámetro de electrodo

Diámetro del electrodo (mm)	Rango de corriente (uA)
10	± 500
5	± 200
2	± 112.5

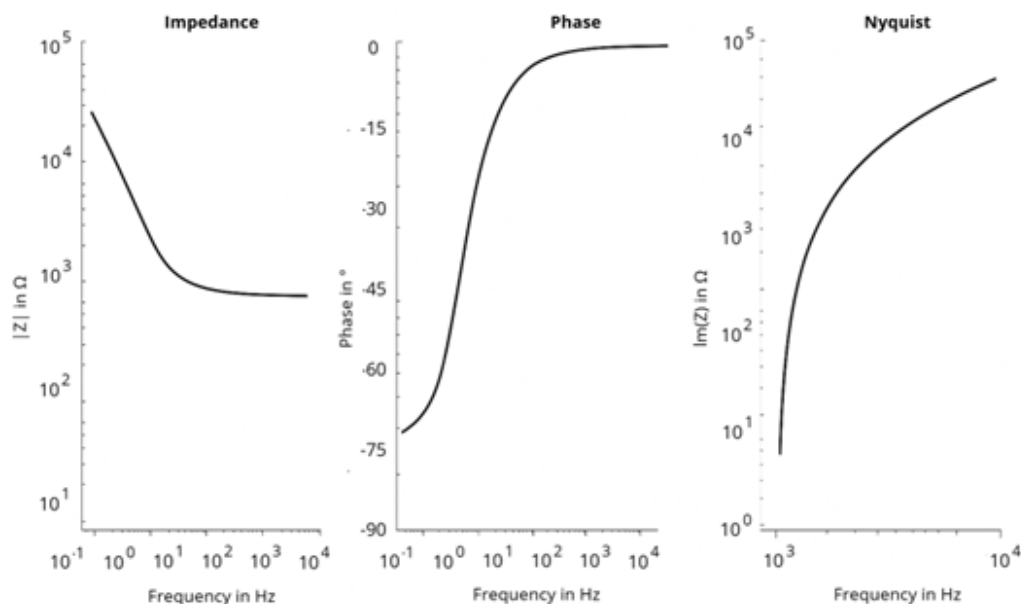
Cuadro 4. Configuración de parámetros para prueba de VC en placa EmStat pico

Parámetro	Valor
Tiempo de equilibración	4 s
Potencial final	0 V
Primer vértice de potencial	-0.6 V
Segundo vértice de potencial	0.9 V
Incremento de potencial	0.01 V
Ciclos	5
Medir respecto al potencial de circuito abierto (OCP)	1
Potencial inicial respecto al OCP	1

7.2.2. Espectroscopia de Impedancia Electroquímica (EIS)

Para las mediciones de espectroscopía de impedancia electroquímica, igualmente se utilizó tanto la placa AD5941, como la placa de EmStat pico. En el software de SensorPal de la placa AD5941 se utiliza la configuración que se muestra en el Cuadro 5. Por otro lado, en el software de PS Trace de la placa EmStat pico se utilizó la configuración que se muestra en el Cuadro 6. Se toma como referencia la gráfica ideal de espectroscopía de impedancia (EIS) (Figura. 13).

Figura 13. Curvas de espectroscopia de impedancia (EIS) ideal. Compuesta por gráfica de impedancia, fase y Nyquist



Nota. Creado con Canva.

Cuadro 5. Configuración de parámetros para prueba EIS en placa AD5941

Parámetro	Valor
Puntos	100
Frecuencia inicial	200 Hz
Frecuencia final	100,000 Hz
Amplitud	600 mV
Polarización DC	1,200 mV
Escala Logarítmica	1
Modo de potencia	bajo
Frecuencia de muestreo	10sps
RTIA interno	200 Ω
Resistencia de calibración	10,000 Ω
Nivel de filtro	1.1
Ventana Hanning	1
DFT	16,384
Ganancia PGA	GNGPA ₁
Contraelectrodo	CE0
Electrodo sensor	SE0LOAD

Cuadro 6. Configuración de parámetros para prueba EIS en placa EmStat pico

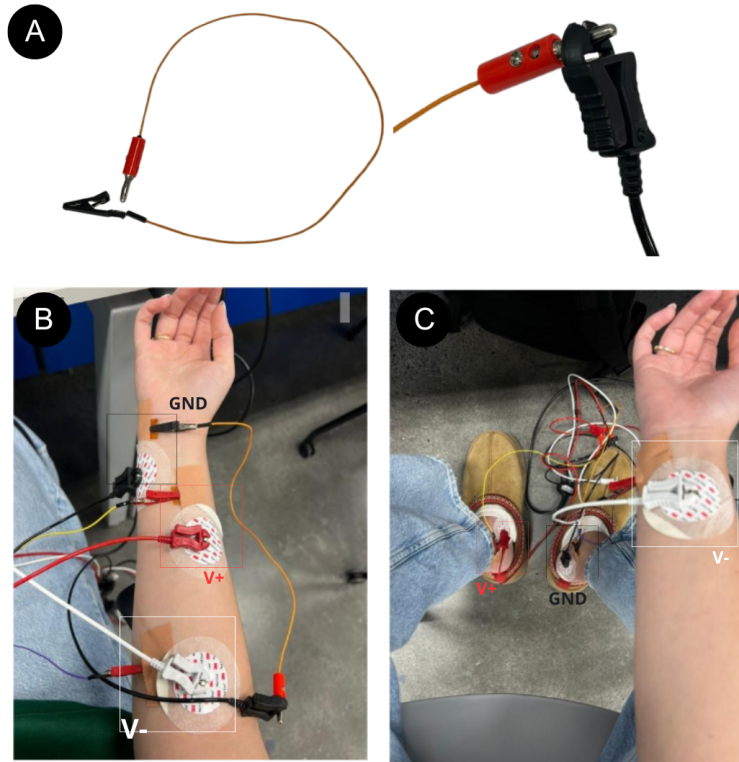
Parámetro	Valor
Tiempo de equilibración	4 s
Tiempo de barrido	Predeterminado
Voltaje de componente continua (DC)	0.0 V
Amplitud de la señal alterna (AC)	0.01 V
Tipo de frecuencia	Barrido
Número de frecuencias	36
Frecuencia máxima	100,000 Hz
Frecuencia mínima	0.1 Hz
Medir respecto al potencial de circuito (OCP)	sí
Voltaje DC con respecto al OCP	sí

7.3. Medición biopotenciales

Para evaluar señales fisiológicas obtenidas con diferentes tipos de electrodos, se realizaron mediciones de electrocardiografía (ECG) y electromiografía (EMG) utilizando un sistema Biopac Student Lab (Biopac Systems Inc., CA, USA). Se colocaron en paralelo electrodos desechables de Ag/AgCl (3M Health Care, MN, USA) y los electrodos LIG fabricados inicialmente, utilizando únicamente los electrodos de la Figura 1A, diámetro 10 mm. (Figura14). Posteriormente, al realizar la transferencia del LIG a PDMS, donde se colocaron en paralelo los electrodos fabricados inicialmente (diámetro 5 mm) de LIG y los electrodos flexibles fabricados con PDMS. Para la

conexión tanto de los electrodos LIG como los de PDMS (flexibles) al sistema Biopac se utilizaron lagartos planos con cables macho – macho y conectores banano macho (Figura 14A).

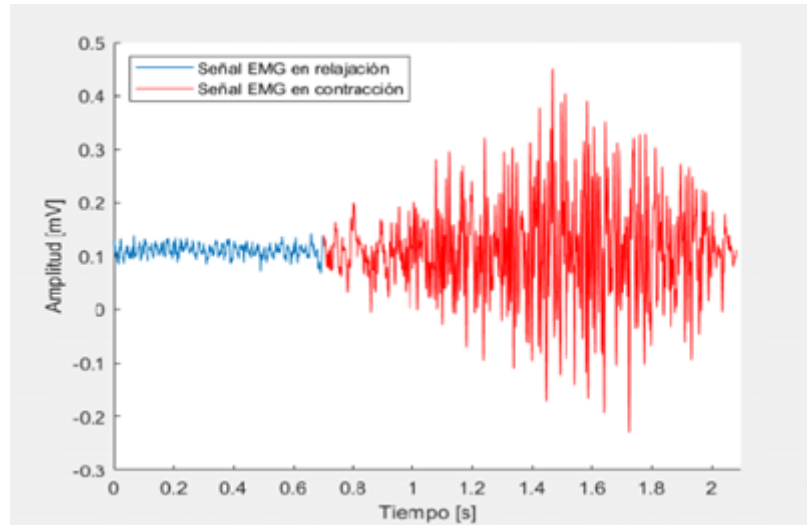
Figura 14. (A) Conexión de electrodos LIG y PDMS al sistema Biopac. (B) Colocación de electrodos para medición de EMG. (C) Colocación de electrodos para medición de ECG



7.3.1. Medición de electromiograma (EMG)

Para realizar las mediciones de EMG se utilizó un preset de Biopac para electromiograma, 5 – 250 Hz w/ notch. Este se colocó en el canal 1 para los electrodos Ag/AgCl y para el canal 2 con los electrodos LIG. Asimismo, se colocó la frecuencia de muestreo en 2 kHz. El electrodo negativo va en la parte superior del antebrazo (blanco), el electrodo positivo va en la parte media del antebrazo, del lado radial (rojo) y el electrodo de tierra va más cercano al lado cubital de la muñeca (negro) (Figura 14B). Se realizaron las mediciones durante la contracción del músculo flexor del antebrazo al cerrar el puño con fuerza. Se llevaron a cabo cinco contracciones musculares de aproximadamente dos segundos de duración cada una, con intervalos de descanso de alrededor de cuatro segundos entre cada contracción. Las señales fueron procesadas con MATLAB R2023b (MathWorks, MA, USA). Se espera obtener una señal ideal de contracción muscular (Figura 15).

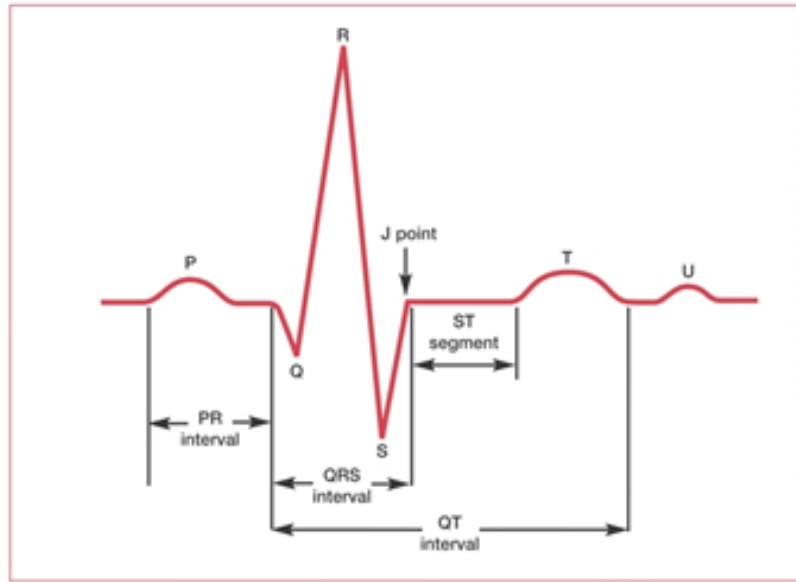
Figura 15. Medición EMG de músculos flexores de la muñeca. Señales de relajación y contracción [48]



7.3.2. Medición de electrocardiograma (ECG)

Para realizar las mediciones de ECG se utilizó un preset de Biopac para electrocardiograma (5 – 35 Hz) con una frecuencia de muestreo de 2k Hz. El electrodo negativo se coloca en la muñeca derecha (blanco), el positivo en el tobillo izquierdo (rojo) y el electrodo de tierra en el tobillo derecho (negro) (Figura 14C). Se tomaron las mediciones permaneciendo sentado y relajado durante un minuto. El registro de la señal se realizó hasta obtener una forma característica del ECG (Figura 16). Las señales fueron procesadas con MATLAB R2023b. Posteriormente, se realizó la medición entre los electrodos LIG fabricados (diámetro 5 mm) y los electrodos transferidos a PDMS (flexibles). En el canal 1 se colocaron los electrodos fabricados de LIG y en el canal 2 los electrodos flexibles fabricados con PDMS. La frecuencia de muestreo utilizada fue de 2 kHz. La colocación de los electrodos siguió el mismo esquema (Figura 14C).

Figura 16. Patrón básico de medición ECG [49]



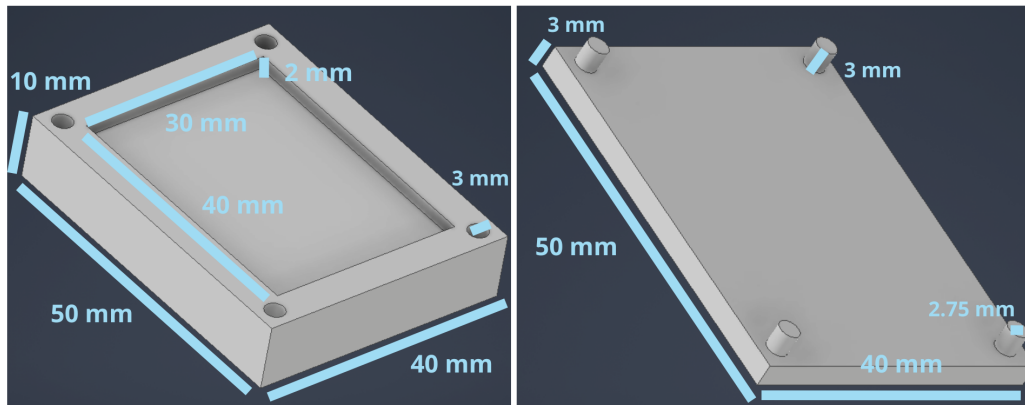
7.4. Transferencia de LIG a silicón

Para obtener los electrodos flexibles a base de LIG, se realiza un proceso de transferencia a polidimetilsiloxano (PDMS). La transferencia se hace por medio de un método de transferencia en seco, que consiste en colocar una capa de PDMS sobre el electrodo de LIG, curarla en horno a temperatura controlada y posteriormente realizar un despegado mecánico (peel-off) para que el LIG quede adherido a la superficie del PDMS. El uso de un molde permite estandarizar el proceso, asegurando que el grosor de los electrodos sea igual.

7.4.1. Diseño de molde para silicón

El diseño del molde se realizó utilizando el software Autodesk Inventor Professional 2026 (Autodesk Inc., SF, USA). Las dimensiones de la base son de 50 mm \times 40 mm y un alto de 10 mm. Asimismo, tiene 4 agujeros en las esquinas para colocar la tapa del molde. Estos agujeros tienen un diámetro de 3 mm y una profundidad de 3 mm. El espacio donde va el silicón tiene dimensiones de 40 mm \times 30 mm y un alto de 2 mm. Por otro lado, la tapa del molde es de 50 mm \times 40 mm y un alto de 3 mm. Los pines son de diámetro 2.75 mm y un alto de 3 mm. (Figura 17).

Figura 17. Diseño de molde con dimensiones [49]



7.4.2. Impresión 3D del molde

El molde fue impreso en 3D (Impresora 3D Ultimaker 3, Ultimaker, Utrecht, Países Bajos), utilizando ácido poliláctico (PLA) (Filamento PLA, eSUN, Shenzhen, China). Para esto, se utilizaron los parámetros que se muestran en el Cuadro 7.

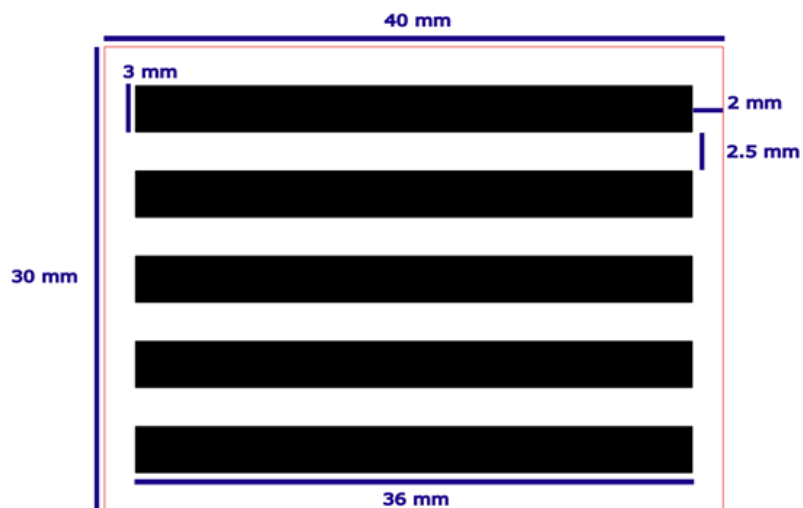
Cuadro 7. Configuración de parámetros para prueba EIS en placa AD5941

Parámetro	Valor
Altura de capa	0.15 mm
Densidad de relleno	20 %
Patrón de relleno	Giroide
Grosor de pared	0.8 mm y 1.0 mm

7.4.3. Diseño de electrodo de transferencia

El diseño de los electrodos LIG de prueba de transferencia se realizó utilizando el software Autodesk Inventor Professional 2026. Se hizo un electrodo de 40 mm × 30 mm. Cada uno con cinco caminos conductores de 36 mm × 3 mm, entre cada camino se dejó un espacio de 2.5 mm (Figura 18).

Figura 18. Diseño de electrodo LIG para evaluar transferencia



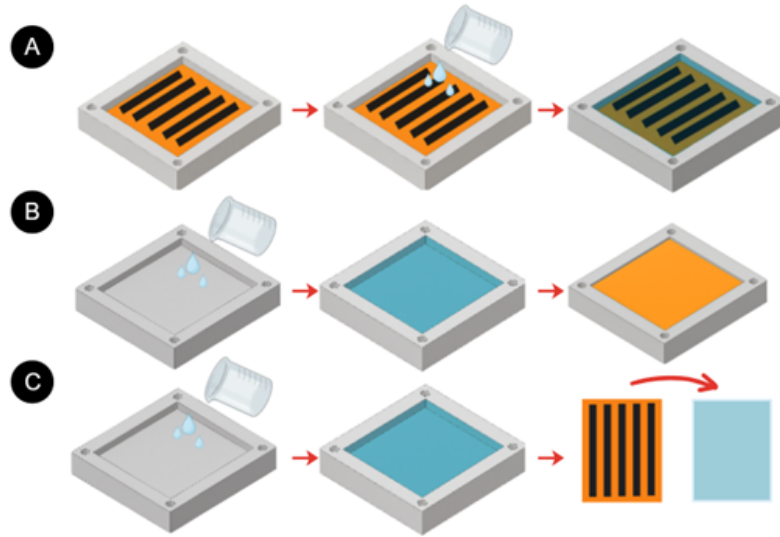
7.4.4. Preparación de PDMS

Para fabricar los electrodos se utilizó el kit de silicón SYLCAP 284-S (SYLCAP™ 284-S, MICROLUBROL LLC, NJ, USA). La base A se mezcló con un agente de curado en proporción 10:1. Se mezcló para cada electrodo 2mL de la base A con 200µL de agente de curado B. Posteriormente, se fabricaron los electrodos flexibles utilizando un kit de elastómero de silicón (SYLGARD™ 184, Dow Corning, USA). El prepolímero de PDMS y el agente de curado se mezclaron en una proporción de 10:1. Para cada electrodo se utilizó 2 mL de prepolímero PDMS y 200 µL de agente de curado.

7.4.5. Evaluación de transferencia

Para evaluar la transferencia del LIG al silicón, se utilizaron tres métodos. En el primer método, se colocó el electrodo de transferencia (Figura 18) en el fondo del molde y se vertió la mezcla para curar directamente sobre la superficie del LIG (Figura 19A). En el segundo método, se vertió la mezcla de silicón dentro del molde y se colocó el electrodo de transferencia sobre la mezcla (Figura 19B). Por último, el tercer método consistió en colocar el silicón en el molde y transferir el LIG posterior al curado del silicón (Figura 19C).

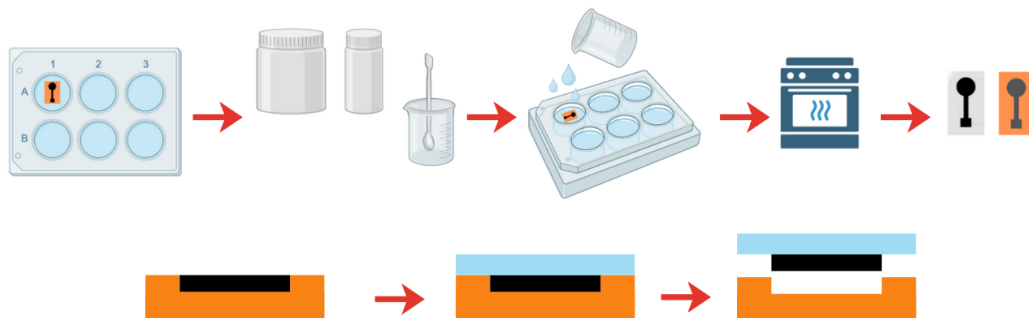
Figura 19. Prueba de métodos de transferencia. (A) PDMS sobre LIG, (B) LIG sobre PDMS, (C) transferencia posterior a curado



7.4.6. Proceso de transferencia en seco

Para el proceso de transferencia final se utilizó una placa de cultivo de 6 pocillos (Costar 3516, Corning Incorporated, Kennebunk, USA). Se colocó el electrodo de diámetro 5 mm en el pocillo y se vertió la mezcla de silicón. Se dejó una hora a temperatura ambiente para prevenir la aparición de burbujas en la mezcla y posteriormente, se colocó dentro del horno UVP Multidizer Oven (Analytik Jena US LLC, USA) a 65°C por una hora. Una vez curado, la película PI se despegó cuidadosamente, dejando como resultado los compuestos LIG/PDMS (Figura 20).

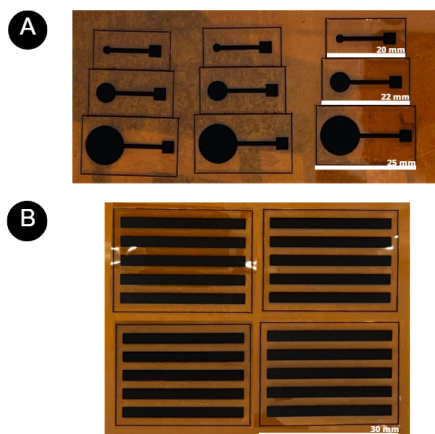
Figura 20. Proceso de transferencia de LIG a PDMS



8.1. Fabricación de electrodos de grafeno inducidos por láser

Se obtuvieron electrodos de grafeno inducidos por láser por medio del uso de una cortadora láser. Se fabricaron tres tamaños diferentes y de cada tamaño se realizaron tres copias (Figura 21A). Esto para evaluar la reproducibilidad de la fabricación con el láser. Además, se fabricaron electrodos de grafeno con cinco canales conductivos para evaluar la transferencia de grafeno a PDMS. Se pudo observar que se formó una capa porosa de grafeno sobre el kapton sin mostrar desprendimientos, tanto para los electrodos de menor tamaño, como los electrodos diseñados para evaluar la transferencia (Figura 21b). Todos los electrodos mostraron ser reproducibles.

Figura 21. Fabricación de electrodos de grafeno inducido por láser. (A) Electrodos de diferentes tamaños. (B) electrodos de transferencia

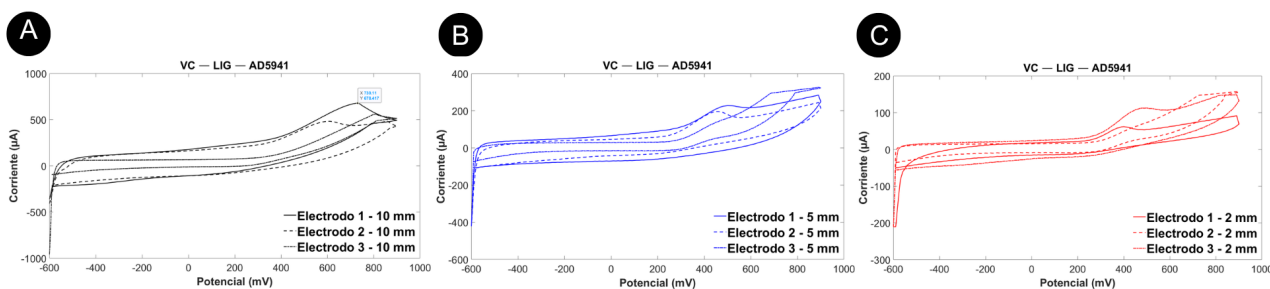


8.2. Caracterización electroquímica de los electrodos inducidos por láser

8.2.1. Voltametría cíclica

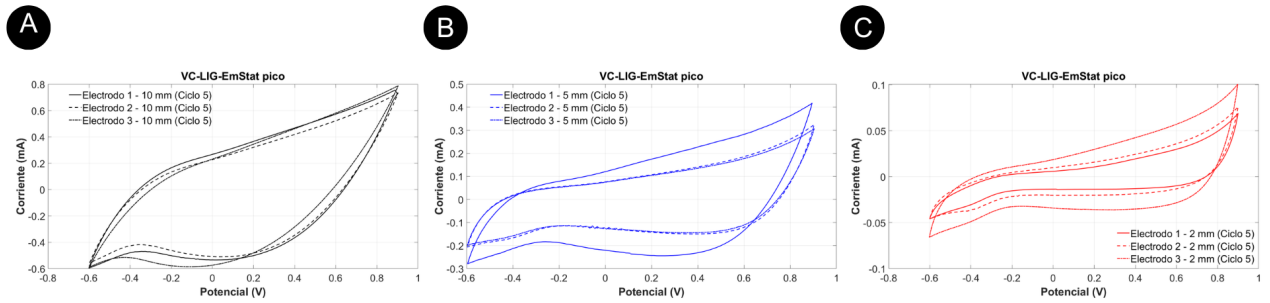
Las pruebas de voltametría cíclica (VC) en la placa AD5941 se realizaron para evaluar su reproducibilidad. Para los electrodos de 10 mm de diámetro, los picos anódicos presentaron una media de $573.79 \pm 98.31 \mu\text{A}$ y los picos catódicos una media de $-574.87 \pm 332.18 \mu\text{A}$. Para los electrodos de 5 mm, los picos anódicos mostraron una media de $284.27 \pm 40.28 \mu\text{A}$ y los picos catódicos $-421.57 \pm 85.432 \mu\text{A}$. Por último, para los electrodos de 2 mm, la media de los picos anódicos fue $132.65 \pm 35.62 \mu\text{A}$ y la de los picos catódicos $-210.39 \pm 16.937 \mu\text{A}$.

Figura 22. Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos de diámetros (A) 10 mm, (B) 5 mm, (C) 2 mm en solución PBS con placa AD5941



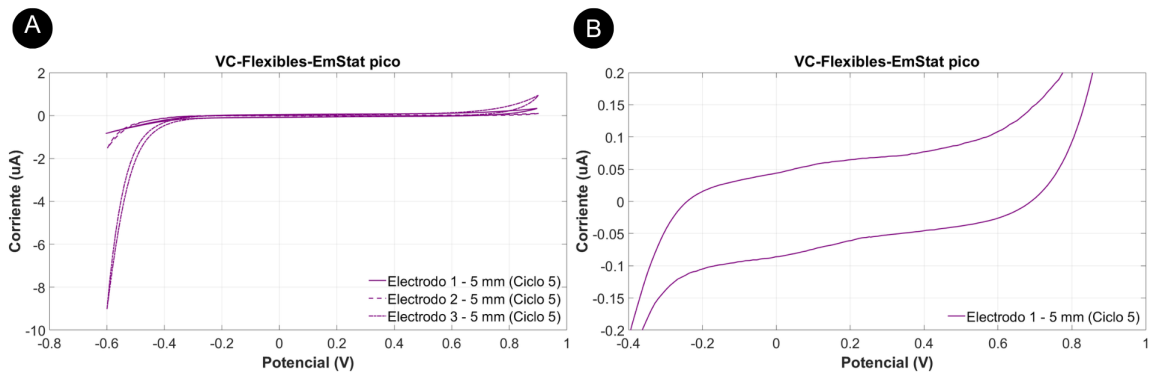
Durante las mediciones de voltametría cíclica con la placa EmStat Pico se observó reproducibilidad entre los tres electrodos de cada geometría. En los electrodos de 10 mm, los picos anódicos tuvieron una media de $759.076 \pm 27.6 \mu\text{A}$ (Figura 23A), mientras que los picos catódicos mostraron $-579.690 \pm 21.5 \mu\text{A}$. En los electrodos de 5 mm, los picos anódicos promediaron $424.12 \pm 89.08 \mu\text{A}$ y los catódicos $-345.16 \pm 84.19 \mu\text{A}$ (Figura 23B). Por último, en los electrodos de 2 mm, los picos anódicos fueron $95.13 \pm 35.44 \mu\text{A}$ y los catódicos $-88.39 \pm 16.93 \mu\text{A}$ (Figura 23C). Se evidenció una relación entre el área del electrodo y la corriente: la corriente aumenta con el área.

Figura 23. Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos de diámetros (A) 10 mm, (B) 5 mm, (C) 2 mm en solución PBS con placa EmStat pico



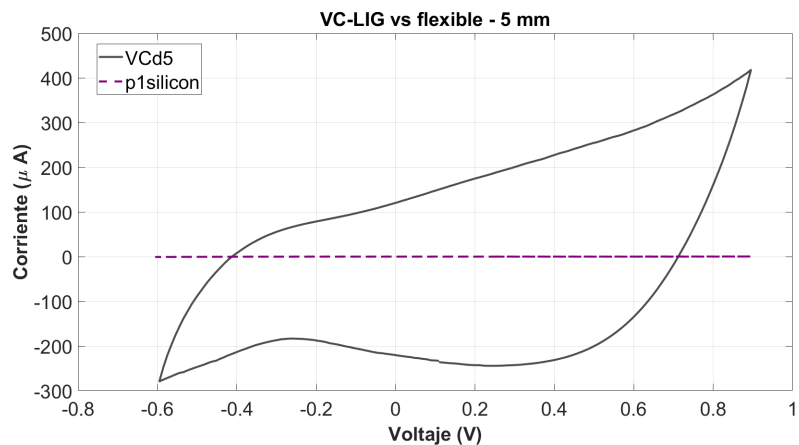
Posterior a la transferencia de LIG a PDMS, se realizó la prueba de VC a tres electrodos flexibles de 5 mm de diámetro. Para los picos anódicos se obtuvo una media de $0.42 \pm 0.38 \mu\text{A}$, y para los picos catódicos una media de $-4.10 \pm 5.06 \mu\text{A}$ (Figura 24).

Figura 24. Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos flexibles de diámetros 5 mm en solución PBS con placa EmStat pico



Para una comparación más adecuada, se graficó en la misma figura la respuesta de un electrodo LIG de 5 mm y la de un electrodo flexible (Figura 25). Dado que las magnitudes de corriente difieren notablemente entre las dos, dentro del rango de escala definido por el LIG la medición registrada del electrodo flexible queda cercana a cero y no se aprecia su forma característica. El electrodo LIG tiene una amplitud pico a pico de 769.12Ω y los electrodos flexibles obtuvieron 4.52Ω .

Figura 25. Curvas de voltametría cíclica (VC) de los electrodos LIG vs electrodos flexibles de diámetros 5 mm en solución PBS con placa EmStat pico

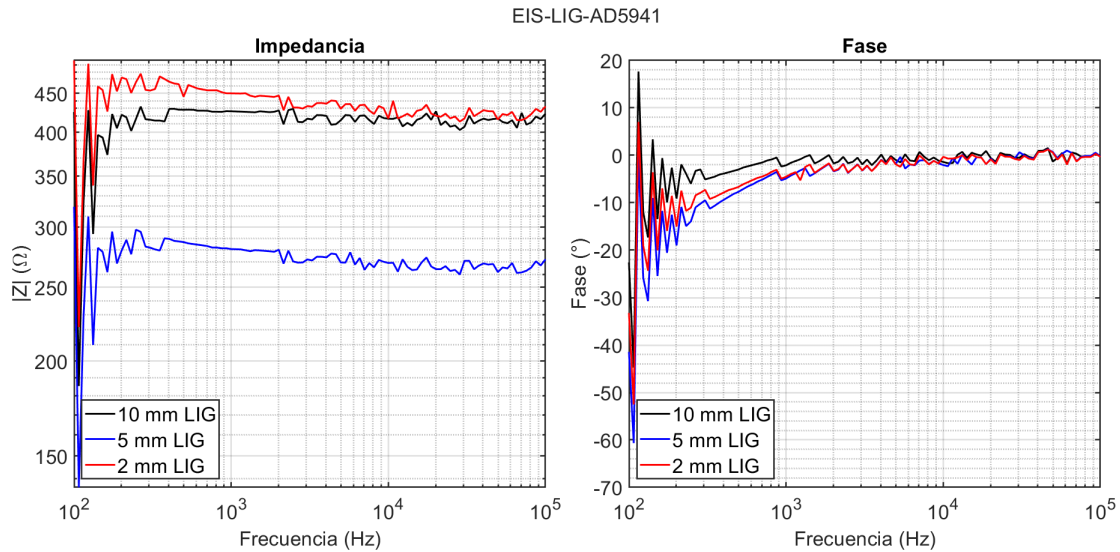


8.2.2. Espectroscopia de Impedancia Electroquímica (EIS)

Para la medición de impedancia con la placa EVAL-AD5941 se obtuvo a frecuencias bajas (100 Hz) para los electrodos diámetro 10 mm una impedancia de 425Ω , los de 5 mm una impedancia de 319Ω y los electrodos de 2 mm de 497Ω . Las señales a frecuencias altas (100 kHz) tienen una impedancia de 422Ω , 272Ω y 432Ω , respectivamente.

Para la fase, con una frecuencia de 100 Hz el electrodo diámetro 10 mm empieza en -22.59° , 5 mm en -41.44° y 2mm en -33.23° . Las señales se estabilizan en -0.23° , -0.24° y -0.30° , respectivamente (Figura 26).

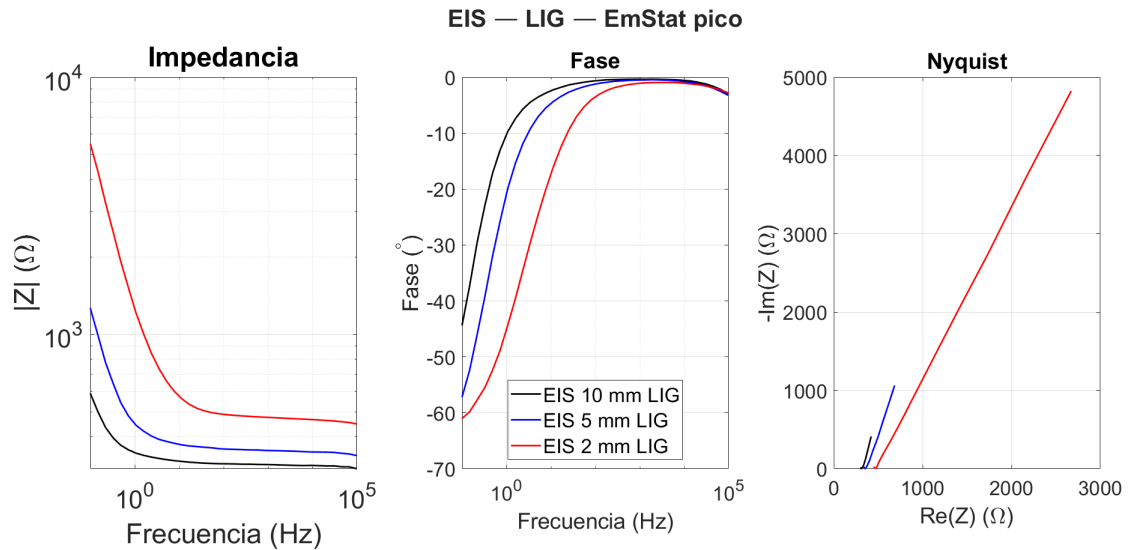
Figura 26. Medición EIS de electrodo de 10 mm, 5 mm y 2 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia y de Fase vs Frecuencia con placa AD5941



Para la medición de impedancia en la placa Emstat pico, se puede observar que, en el extremo de bajas frecuencias, la impedancia fue mayor para todos los electrodos: 10 mm es de 5515.72 Ω , 5 mm es de 1265.15 Ω y 2 mm es de 590.09 Ω . Luego, evaluando a una frecuencia media (1 kHz) el electrodo de diámetro 10 mm tiene una impedancia de 475 Ω , el de 5 mm de 353 Ω y el de 2 mm de 311 Ω . Por último, en el extremo de altas frecuencias los electrodos de 10 mm se estabilizan en 449.13 Ω , el de 5 mm en 339 Ω y el de 2 mm en 301 Ω . Todos los electrodos se comportan como un paso alto ya que, a frecuencias mayores, la impedancia es menor.

En el gráfico de fase se puede observar que los electrodos de diámetro 10 mm a frecuencias bajas empieza en -37.53° y se estabiliza en -2.72° . El electrodo diámetro 5 empieza en -56.2° y se estabiliza en -3.10 el de diámetro 2 mm empieza en -60.5° y se estabiliza en -2.65° . A bajas frecuencias la impedancia capacitiva es muy alta, por lo que, solo se observa el componente resistivo. Cuando aumenta la frecuencia la fase de todos los electrodos tiende a 0° , el capacitor se vuelve un “corto”, y lo que queda se observa es la parte resistiva (Figura 27).

Figura 27. Medición EIS de electrodo de 10 mm, 5 mm y 2 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia, uno de Fase vs Frecuencia y un diagrama de Nyquist con placa EmStat pico

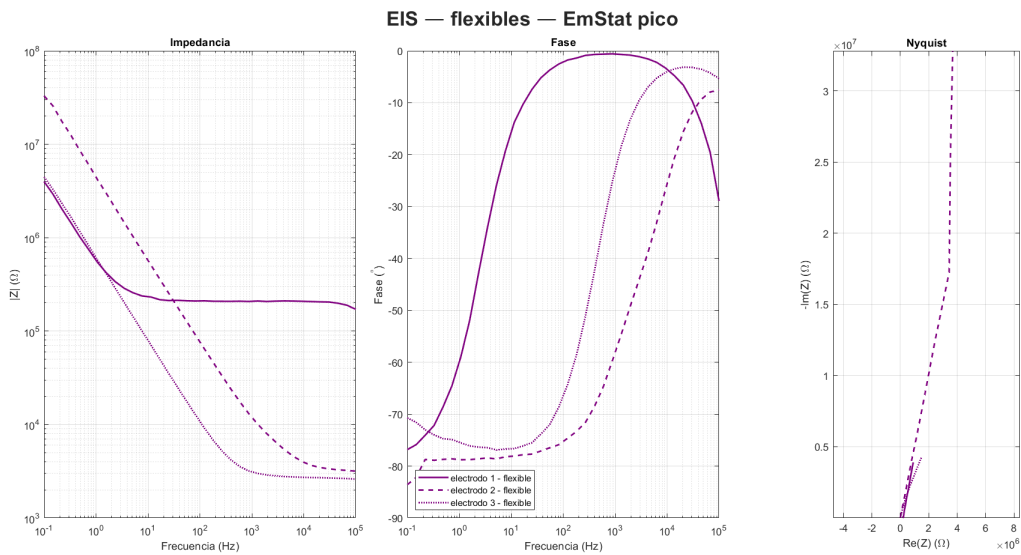


Para la prueba de EIS en los electrodos flexibles, a bajas frecuencias, la impedancia fue mayor en todos los casos: el electrodo 1 alcanzó $2.51 \times 10^6 \Omega$, el electrodo 2 $3.06 \times 10^6 \Omega$ y el electrodo 3 $3.93 \times 10^6 \Omega$. A una frecuencia intermedia (1 kHz) se observó para el electrodo 1 $2.34 \times 10^5 \Omega$, para el electrodo 2 $5.72 \times 10^5 \Omega$ y para el electrodo 3 $7.99 \times 10^4 \Omega$. Por último, a altas frecuencias el electrodo 1 se estabiliza en $1.77 \times 10^5 \Omega$, el electrodo 2 en 3248.3 Ω y el electrodo 3 en 2627.8 Ω. Los tres se comportan como filtro paso alto, aunque el electrodo 1 se estabiliza a una frecuencia mayor.

En el gráfico de Fase, el electrodo uno empieza en -76.2° , el segundo empieza en -83.09° , y el tercero en -70.9° . Llegan a -20.82° , -7.78° y -4.21 , respectivamente. A bajas frecuencias la impedancia capacitiva es muy alta, por lo que, solo se observa el componente resistivo. Cuando aumenta la frecuencia la fase de todos los electrodos tiende a 0° , el capacitor se vuelve un “corto”, y lo que queda se observa es la parte resistiva. Sin embargo estas vuelven a bajar mostrando una parte capacitiva (Figura 28).

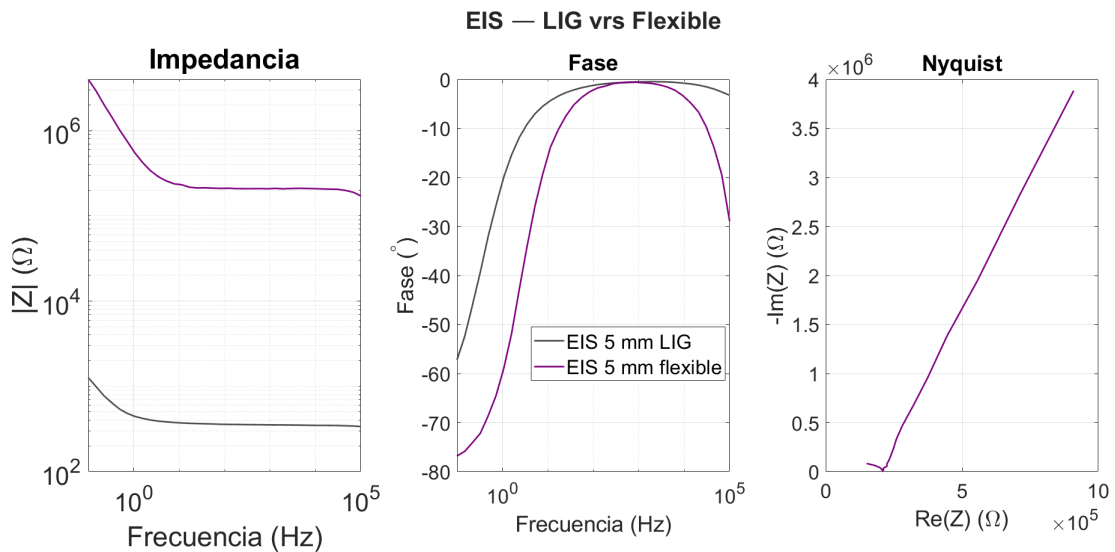
En el gráfico de Nyquist se ven que los electrodos 1 y 3 tienen una curva inclinada más a 45° , que la del electrodo 2. Asimismo, el electrodo 2 al tener una mayor parte imaginaria tiene una respuesta más capacitiva.

Figura 28. Medición EIS de electrodos flexibles de 5 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia, uno de Fase vs Frecuencia y un diagrama de Nyquist con placa EmStat pico



Para realizar un análisis comparable, se graficó un electrodo LIG y un electrodo flexible de 5 mm. El electrodo flexible muestra una mayor impedancia, sin embargo, no se pueden visualizar dentro del mismo rango de escala definido. A una frecuencia de 1 kHz, la impedancia del LIG es 353.19Ω y en el electrodo flexible hay un cambio drástico a $208\text{ k}\Omega$ (Figura 29)

Figura 29. Medición EIS de electrodos LIG y flexibles de 5 mm. Se muestra un gráfico de Impedancia vs Frecuencia, uno de Fase vs Frecuencia y un diagrama de Nyquist con placa EmStat pico

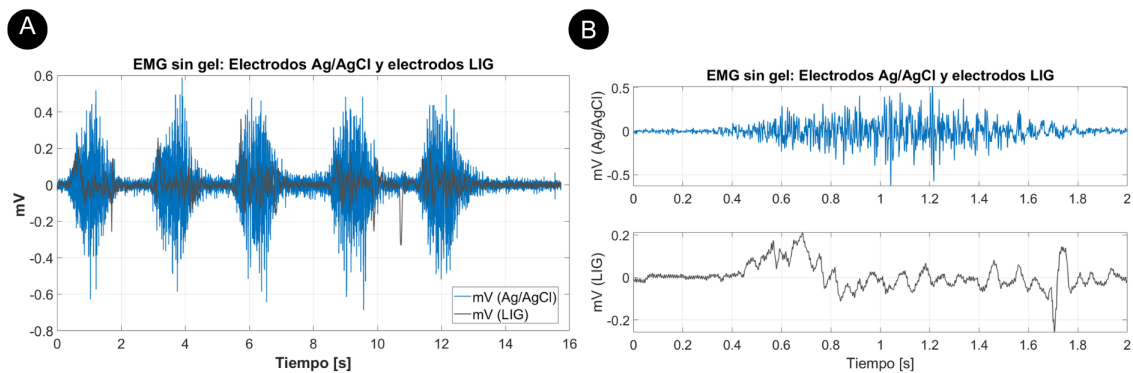


8.3. Medición de biopotenciales

8.3.1. Electrodo comerciales Ag/AgCl y electrodos LIG

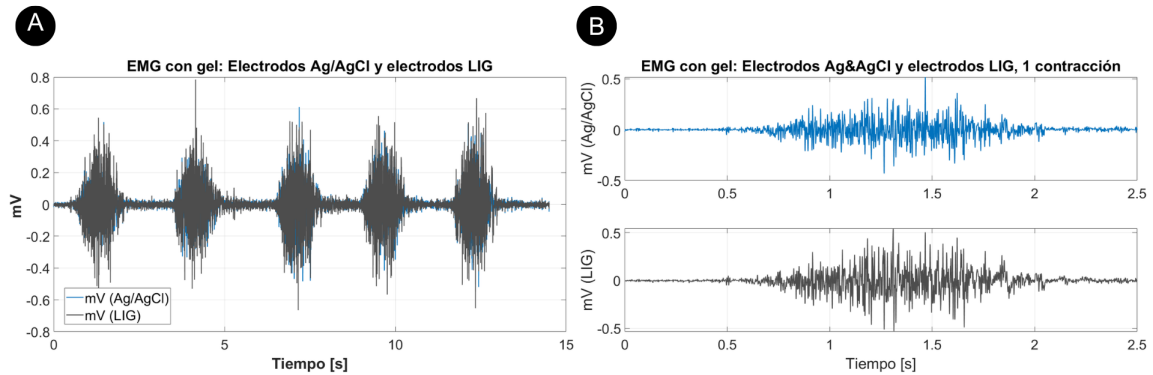
Para las mediciones de electromiograma (EMG) se registraron cinco contracciones musculares. Las mediciones sin gel conductor para los electrodos LIG muestran una menor amplitud de voltaje con un promedio pico a pico de 0.44 mV, en comparación con las señales registradas con los electrodos comerciales que tiene un promedio de 1.125 mV (Figura 30). La señal de los electrodos LIG no está siendo tan amplificada, pero detecta las contracciones realizadas, por lo que, muestra funcionalidad sin tener gel conductor.

Figura 30. Medición EMG sin gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con cinco contracciones musculares



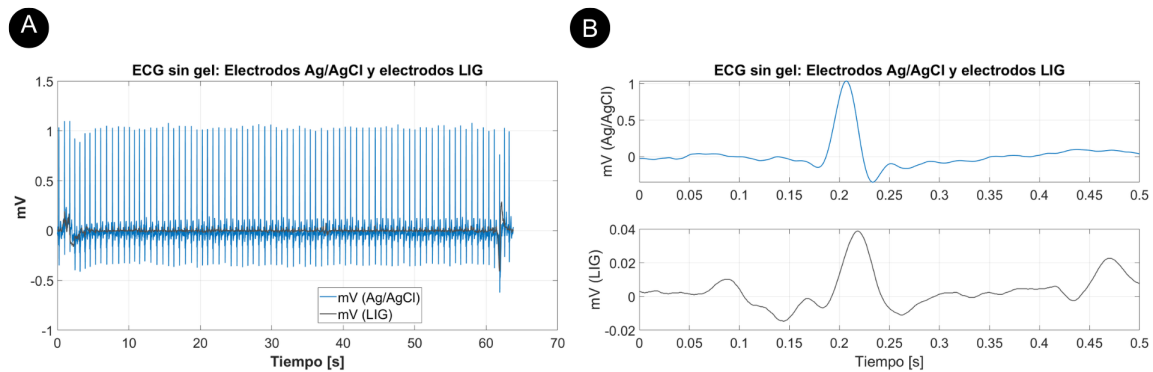
Con ayuda del gel la señal del electrodo LIG se vuelve más comparable a la de los electrodos comerciales. Los electrodos comerciales tienen una amplitud promedio pico a pico de 0.986 mV, mientras que los electrodos LIG tienen un promedio pico a pico de 1.205 mV (Figura 31). El promedio es mayor en los electrodos LIG porque hay más presencia de ruido, pero aumentó la amplitud del voltaje.

Figura 31. Medición EMG con gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con cinco contracciones musculares



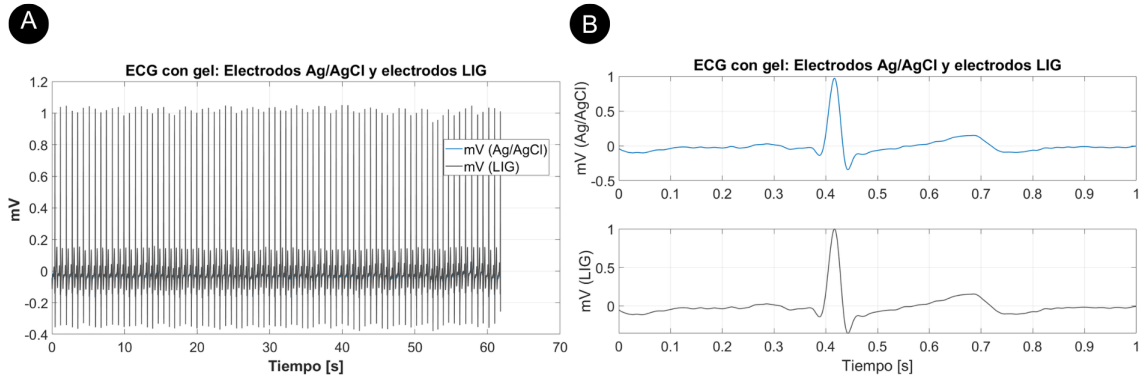
Para las mediciones de electrocardiograma (ECG) se registró la señal durante un minuto. Al hacer la medición sin gel conductor, se observó que la amplitud de la señal de los electrodos LIG (gris) es mucho menor con un promedio de 0.052 mV en comparación a los electrodos comerciales Ag/AgCl (azul) con un promedio de 1.357 mV (Figura. 32). La señal de los electrodos LIG no pudo amplificar la señal, pero registró correctamente el ritmo cardiaco, registrando las ondas PQRST.

Figura 32. Medición ECG sin gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con duración de un minuto



Para realizar una medición justa y comparable entre los electrodos comerciales Ag/AgCl y los electrodos LIG, se añadió gel conductor. La señal registrada con los electrodos LIG muestra un aumento en la amplitud con un promedio de 1.367 mV y los electrodos comerciales mantuvieron una amplitud de 1.327 mV. La gráfica obtenida con los electrodos LIG es casi idéntica a la obtenida con los electrodos comerciales (Figura 33), demostrando que los electrodos son funcionales bajo las mismas condiciones.

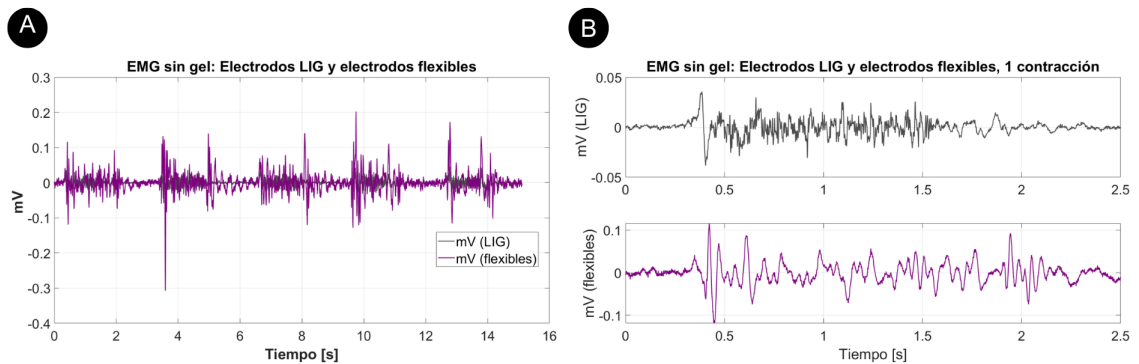
Figura 33. Medición ECG con gel conductor. Comparación entre electrodos comerciales de Ag/AgCl y electrodos LIG de 10 mm con duración de un minuto



8.3.2. Electrodos LIG y electrodos flexibles

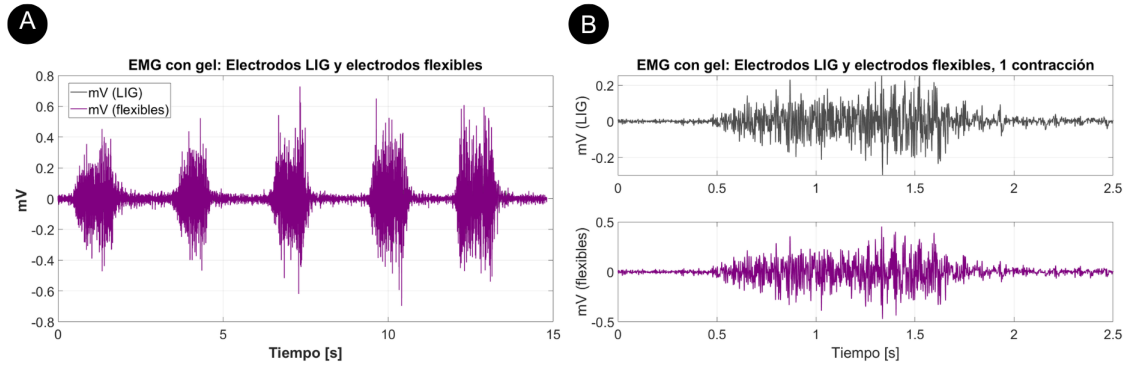
Los electrodos LIG sin gel conductor muestran una amplitud promedio pico a pico de 0.074 mV, mientras que los electrodos flexibles mostraron un promedio pico a pico de 0.335 mV (Figura 34). Estos valores son bastante reducidos, indicando que, en seco, ambos electrodos tienen una dificultad para amplificar la señal. Sin embargo, se pueden identificar las 5 contracciones realizadas.

Figura 34. Medición EMG sin gel conductor. Comparación entre electrodos LIG de 5 mm y electrodos flexibles con cinco contracciones musculares



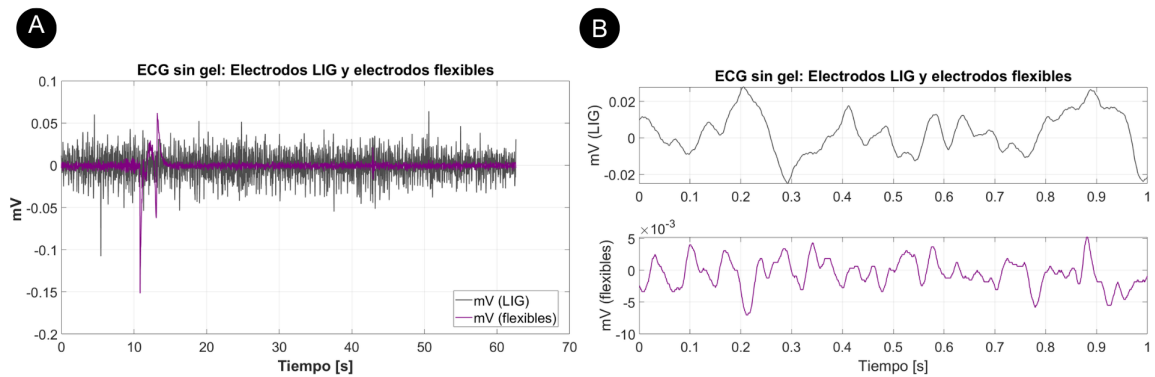
Con gel conductor, las señales de ambos electrodos mejoraron de forma notable. El electrodo LIG mostró un promedio de amplitud pico a pico de 0.732 mV y los electrodos flexibles amplificaron más la señal con un promedio pico a pico de 1.152 mV (Figura 35).

Figura 35. Medición EMG con gel conductor. Comparación entre electrodos LIG de 5 mm y electrodos flexibles con cinco contracciones musculares



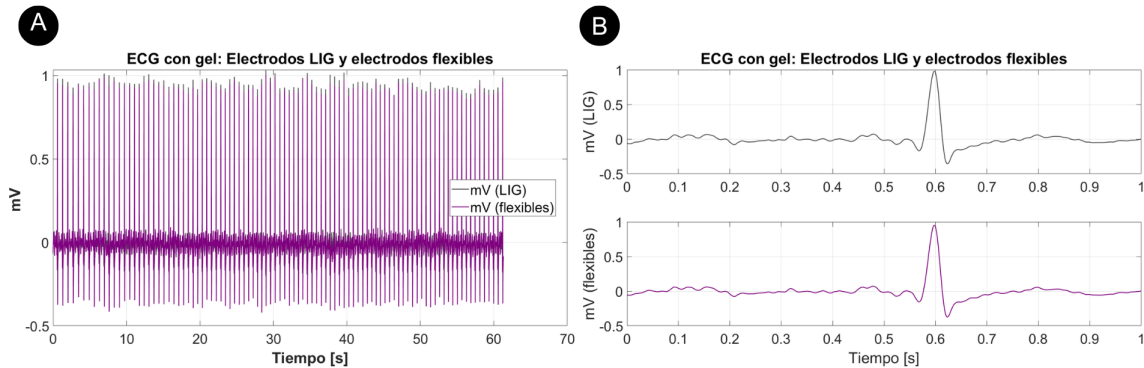
En las mediciones de electrocardiograma (ECG) sin gel conductor, los electrodos LIG de 5mm alcanzaron un promedio pico a pico de 0.05 mV, mientras que los electrodos flexibles alcanzaron 0.009 mV. Bajo estas condiciones, no se registraron adecuadamente las ondas PQRST (Figura 36).

Figura 36. Medición ECG sin gel conductor. Comparación entre electrodos LIG y electrodos flexibles de 5 mm con duración de un minuto



Para las mediciones de ECG con gel conductor, los electrodos LIG alcanzaron un promedio de amplitud pico a pico de 1.307 mV y los electrodos flexibles alcanzaron 1.295 mV (Figura 36). Bajo estas condiciones, se registró correctamente el ritmo cardiaco, mostrando las ondas PQRST (Figura 37).

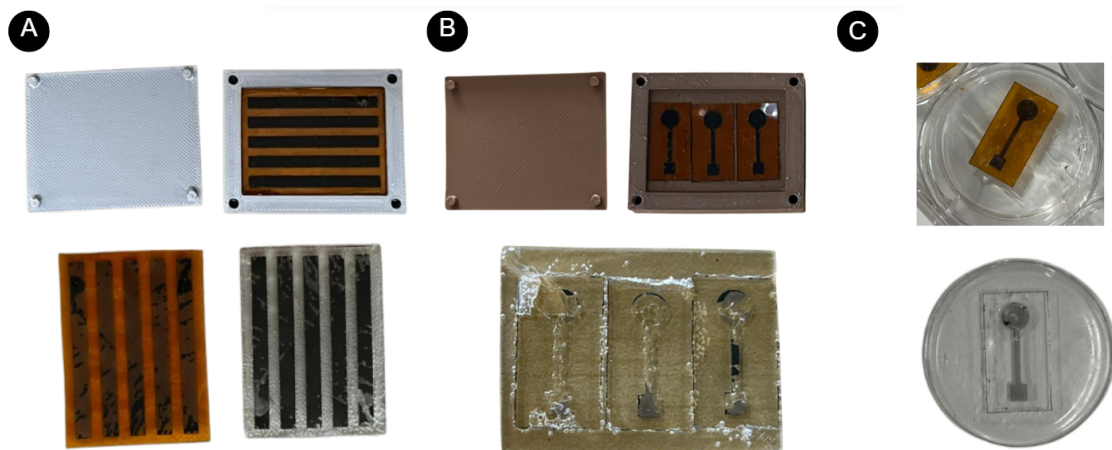
Figura 37. Medición ECG con gel conductor. Comparación entre electrodos LIG y electrodos flexibles de 5 mm con duración de un minuto



8.4. Fabricación de electrodos flexibles

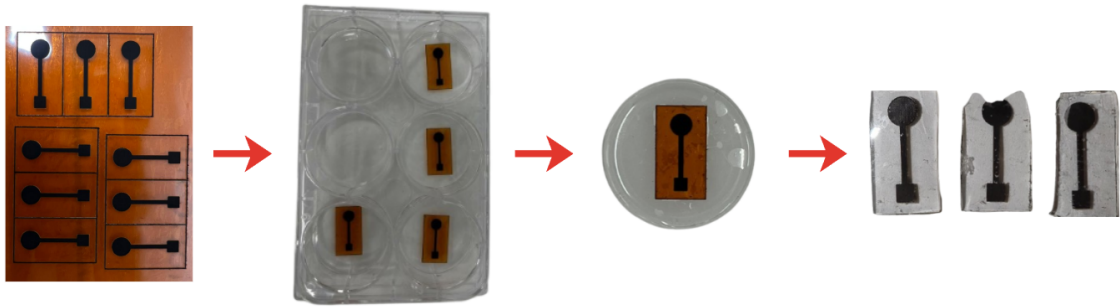
Se evaluaron tres condiciones de curado para la fabricación de electrodos flexibles con moldes PLA. El primero fue a temperatura ambiente, a 65°C y 80°C. Se observó formación de burbujas durante el curado, lo que impidió la transferencia completa del patrón LIG (Figura 38B). A temperatura ambiente la presencia de burbujas fue menor, pero no se obtuvo transferencia del LIG (Figura 38C). A temperaturas más altas hubo transferencia parcial del LIG, pero aún hay presencia de burbujas (Figura 38A).

Figura 38. (A) Transferencia con molde PLA a 80°C (B) Transferencia con molde PLA a 65°C. (C) Transferencia con placa de 6 pocillos a temperatura ambiente



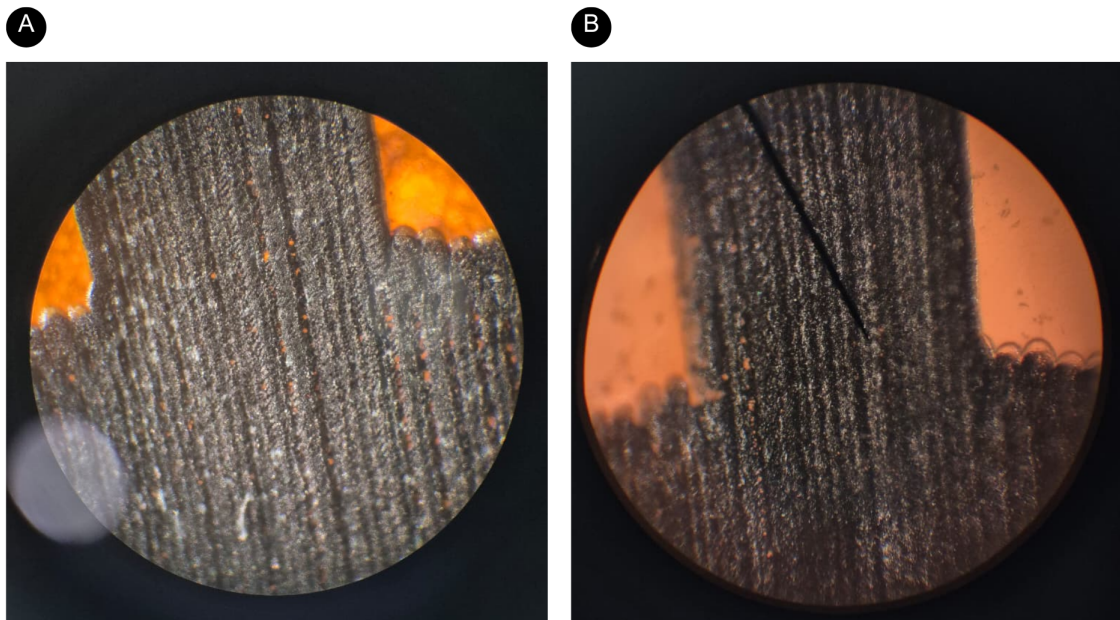
Posteriormente, la transferencia que se realizó en los pocillos mostró una disminución notable de burbujas respecto a los moldes. Bajo curado en horno a 65 °C se obtuvo transferencia completa en tres electrodos de 5 mm de diámetro (Figura 39).

Figura 39. Transferencia de electrodos LIG a PDMS (electrodos flexibles)



Para una mejor visualización, se utilizó un microscopio, donde se examinó la superficie de los electrodos LIG sobre Kapton y tras su transferencia a PDMS (Figura. 40A–B). En ambas muestras se observó el patrón estriado característico del grafeno inducido por láser. En las muestras transferidas a PDMS se identificaron áreas con transferencia incompleta y microburbujas en la periferia del electrodo flexible.

Figura 40. (A) Grafeno en LIG. (B) Grafeno en PDMS



Este trabajo de graduación buscaba desarrollar electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG) flexibles y estirables. La transferencia en seco se llevó a cabo satisfactoriamente. La fabricación de los electrodos mostró ser reproducible, durante las pruebas de voltametría cíclica y las de espectroscopia de impedancia electroquímica, al igual que los electrodos flexibles fabricados con PDMS. Ambos mostraron ser capaces de medir biopotenciales.

La fabricación de electrodos de grafeno inducidos por láser (LIG) mediante láser y hojas Kapton mostró buena reproducibilidad, fabricando electrodos de diferentes tamaños con una capa de grafeno estable capaz de conducir. Al fabricar los electrodos para evaluar la transferencia de grafeno, es necesario reducir el uso del láser por tiempo prolongado. Las pausas entre cada canal conductor permitieron la reducción de deformación del material. Esto a su vez, promueve capas de grafeno más estables para que el láser no disminuya su potencia.

Los electrodos LIG utilizando la placa EVAL-AD5941 mostraron picos catódicos con mayor sensibilidad a corriente vs potencial, mientras que los picos anódicos fueron menos marcados. La placa AD5941 mostró señales inestables y un ruido más notorio durante las mediciones, lo que sugiere limitaciones en la instrumentación. Por otro lado, con la placa EmStat pico se obtuvieron lecturas estables con picos catódicos y anódicos más característicos de la superficie porosa del LIG [32]. Estas diferencias se deben principalmente a que la placa EVAL-AD5941 es un circuito integrado que puede construir un potenciostato que requiere ser calibrado por el usuario, mientras que la placa EmStat pico es un módulo potenciostato calibrado de fábrica, lo que hace más estable para las mediciones [50].

La corriente aumentó con el área activa de los electrodos. Si existe mayor área,

hay una mayor superficie para la transferencia de carga. Por esto, los electrodos de diámetro 10 mm presentaron variaciones mucho más bajas (3.6 %), mientras que los electrodos de diámetros 5mm y 2 mm mostraron rangos de variación entre (16 %-35 %). Todos consistentes con la porosidad y grietas del LIG. Los electrodos flexibles conservan la forma voltamétrica característica del LIG, pero conducen corrientes mucho menores a los electrodos LIG. Por esto, al hacer la comparación en la misma gráfica, la señal del electrodo flexible parece no medir corriente. Las desviaciones estándar se encuentran todas en el rango bajo, pero existe una variación entre 90 % y 123 % [31].

Las mediciones de espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS) en la placa EVAL-AD5941 son únicamente de la impedancia total de los electrodos y su fase. La señal presenta mucha sensibilidad generando ruido en las gráficas, lo que dificulta el análisis adecuado de los electrodos. Por otro lado, la placa EmStat pico proporciona datos suficientes para interpretar mejor los resultados obtenidos. Los electrodos mostraron comportamiento de paso alto, con impedancias mayores a bajas frecuencias y estabilización a frecuencias altas, mostrando predominancia capacitiva inicial y reducción de impedancia con la frecuencia. Esto se puede observar en electrodos polarizables[28].

Asimismo, a bajas frecuencias la impedancia capacitiva es muy alta, por lo que, solo se observa el componente resistivo. Cuando aumenta la frecuencia la fase de todos los electrodos tiende a 0° , el capacitor se vuelve un “corto”, y lo que se observa es la parte resistiva. El diagrama de Nyquist con pendientes cerca del 45° se puede interpretar como una predominancia de impedancia de Warburg asociada a difusión iónica. Sin embargo, los electrodos flexibles presentaron impedancias más elevadas a bajas frecuencias comparados con electrodos LIG que se puede explicar por una menor densidad de interacción electrodo-electrolito[51].

La medición de biopotenciales sin gel conductor con los electrodos comerciales de Ag/AgCl no es directamente comparable con los electrodos LIG, porque los electrodos comerciales incorporan una almohadilla de gel conductor. Sin embargo, bajo estas condiciones los electrodos LIG mostraron una alta impedancia de contacto. Esto se pudo observar también con los electrodos flexibles, aunque se distinguen las contracciones de EMG, no se observa el patrón básico de ECG. Al aplicar gel conductor mejoró significativamente la amplitud y la calidad de las señales tanto para las mediciones de EMG como las de ECG para los electrodos LIG y los electrodos flexibles.

Para la fabricación de electrodos flexibles se utilizó el silicón SYLCAP 284-S y silicón SYLGARD 184. El silicón 284-S es un elastómero curado estándar y es comparable al silicón SYLGARD 184, que es el más utilizado en las aplicaciones con PDMS. Ambos materiales presentaron burbujas de aire durante el proceso. El SYLCAP 284-S logró una mejor adherencia del grafeno a temperaturas más altas (80°C), aunque la transferencia no fue completa. Posteriormente, se determinó que la transferencia de grafeno al silicón SYLGARD 184 es efectiva a una temperatura de 65°C por una hora luego de dejarlo una hora a temperatura ambiente para evitar la for-

mación de burbujas. SYLCAP 284-S está diseñado para ser químicamente similar al SYLGARD 184, sin embargo, puede presentar cambios sutiles en sus propiedades mecánicas o de curado. SYLGARD 184 ha sido más estudiado, por lo que, se utilizó como material de referencia para la fabricación de los electrodos flexibles.

Se observaron transferencias incompletas, dejando partes sin grafeno. Para la medición de conductividad, los canales conductivos presentaron muchas grietas, por lo que no se logró medir conductividad en los electrodos flexibles. Asimismo, para los electrodos flexibles de diámetro 5 mm, hubo una transferencia incompleta. Sin embargo, el grafeno que no se logró transferir en su totalidad se encontraba en la periferia, lo cual no afecta significativamente la conductividad total del electrodo.

Además, se determinó que los moldes fabricados en PLA sufren pequeñas deformaciones al entrar a temperaturas cercanas a 65°C. La temperatura de transición vítrea del PLA es de alrededor de 60 °C, lo que significa que comienza a ablandarse a partir de esta temperatura [52]. Esta deformación puede facilitar el ingreso de aire entre las capas de PLA fabricadas durante la impresión 3D, dando lugar a las burbujas de aire en el silicón. Por esto, se realizó el cambio a una placa de 6 pocillos, donde se demostró una disminución significativa de burbujas de aire.

Inicialmente, se había pensado la transferencia a dos materiales flexibles: silicona y metacrilato. El metacrilato no fue utilizado durante el proyecto para profundizar en la optimización y caracterización del proceso en un solo tipo de sustrato flexible por su complejidad y el factor tiempo. Por esto, se enfocó únicamente en la transferencia a silicona (PDMS) donde se evaluó la transferencia colocando el LIG, sobre el PDMS, el LIG debajo del PDMS y la transferencia posterior al curado y a tres temperaturas diferentes (Ambiente, 65°C y 80°C). Asimismo, se realizó la caracterización electroquímica y se evaluó el desempeño a través de la medición de biopotenciales. Se logró transferir el grafeno al PDMS colocando el LIG debajo del PDMS y aplicando el curado a 65°C durante una hora. Sin embargo, aún hubo partes del grafeno que no se transfirieron en su totalidad. En base a esto, se concluye que la transferencia es factible bajo estas condiciones. Sin embargo, se requiere más investigación sobre los grosores de PDMS para optimizar la transferencia y mejorar la integración del grafeno en el electrodo flexible.

Se realizaron pruebas de voltametría cíclica, espectroscopía de impedancia electroquímica y conductividad. Se observó una relación entre el área activa y la corriente en voltametría cíclica y los electrodos se caracterizaron como polarizables con impedancia de Warburg indicando difusión iónica, por medio de la técnica EIS. La conductividad fue afectada por grietas en el grafeno después de la transferencia. Las pruebas mecánicas de tracción y flexión no se hicieron por limitaciones de tiempo y falta del diseño de probetas adecuadas. Se concluye que la caracterización electroquímica es viable, pero es necesario optimizar la transferencia y tomar en cuenta el diseño adecuado de probetas para evaluar las propiedades mecánicas.

Luego de su caracterización electroquímica, se evaluó su funcionamiento realizando mediciones de biopotenciales. Se llevó a cabo un electromiograma (EMG) con cinco contracciones musculares y un electrocardiograma (ECG) que midió la señal durante un minuto. Se obtuvo una comparación entre electrodos LIG y electrodos flexibles

con y sin gel conductor, donde se determinó que los electrodos con gel conductor mostraron señales de mejor calidad y fueron amplificadas correctamente. Se puede concluir que tanto los electrodos LIG como los electrodos flexibles son capaces de medir biopotenciales adecuadamente.

Para futuros trabajos en la implementación de pruebas electroquímicas como voltametría cíclica y espectroscopia de impedancia electroquímica se recomienda trabajar con la placa EmStat pico, porque proporciona más datos para el análisis de gráficos con señales más estables y claras. Asimismo, su facilidad de integración con distintos sensores puede brindar una mejor caracterización, que contribuyen a una mejor reproducibilidad de los resultados, tanto para los electrodos LIG como para los electrodos flexibles.

Se recomienda modificar el diseño de los moldes para la fabricación de los electrodos flexibles. Es favorable considerar materiales como la resina, para recubrir el interior del molde donde se vierte el silicón o fabricar completamente el molde con este material. Esto ayudaría a evitar deformaciones del molde y la aparición de burbujas de aire en el silicón.

El grosor del PDMS es un factor determinante en la flexibilidad y resistencia de los electrodos. Para optimizar el funcionamiento de los electrodos fabricados con PDMS Sylgard 184, se recomienda implementar técnicas como spin coating en la transferencia de los electrodos, para tener un control más preciso del grosor del silicón. Esto verificarlo mediante pruebas correspondientes a la caracterización de los electrodos. También, se puede contemplar la comparación entre diferentes tamaños de área activa (10 mm y 2 mm).

Se recomienda evaluar la transferencia a otros materiales como el metacrilato y comparar el rendimiento con los electrodos fabricados con PDMS. Esto permitirá determinar si existe una mejor conducción eléctrica y cómo el material flexible influye en el desempeño de los electrodos. Igualmente, es importante realizar la caracterización y verificación del funcionamiento mediante mediciones de biopotenciales para evaluar efectividad de los distintos materiales.

-
- [1] G. Antonelli et al., «Laser-induced graphene wet transfer technique for lab-on-chip applications,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 377, pág. 115 746, oct. de 2024, ISSN: 0924-4247. DOI: 10.1016/J.SNA.2024.115746.
 - [2] S. Bai et al., «Laser-induced graphene: Carbon precursors, fabrication mechanisms, material characteristics, and applications in energy storage,» *Chemical Engineering Journal*, vol. 493, pág. 152 805, ago. de 2024, ISSN: 1385-8947. DOI: 10.1016/J.CEJ.2024.152805.
 - [3] C. C. de Souza et al., «Flexible electrodes based on laser-induced graphene as an analytical platform to monitor amoxicillin,» *Electrochimica Acta*, vol. 508, pág. 145 221, dic. de 2024, ISSN: 0013-4686. DOI: 10.1016/J.ELECTACTA.2024.145221.
 - [4] E. P. Aparicio-Martínez, A. Vega-Rios, V. Osuna y R. B. Dominguez, «Salivary Glucose Detection with Laser Induced Graphene/AgNPs Non-Enzymatic Sensor,» *Biosensors*, vol. 13, pág. 207, 2 feb. de 2023, ISSN: 20796374. DOI: 10.3390/BIOS13020207/S1. dirección: <https://www.mdpi.com/2079-6374/13/2/207/htm%20https://www.mdpi.com/2079-6374/13/2/207>.
 - [5] S. Aftab et al., «Laser-Induced Graphene for Advanced Sensing: Comprehensive Review of Applications,» *ACS Sensors*, sep. de 2024, ISSN: 23793694. DOI: 10.1021/ACSSENSORS.4C01717 / ASSET / IMAGES / MEDIUM / SE4C01717_0009 . GIF. dirección: <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acssensors.4c01717>.
 - [6] M. B. Kulkarni, N. H. Ayachit, T. M. Aminabhavi, A. K. Nayak y M. S. Hasnain, «Laser-induced graphene (LIG): Fabrication, challenges, and opportunities,» *Materials and Components of Biosensors in Healthcare*, págs. 467-482, ene. de 2025. DOI: 10.1016/B978-0-443-21676-3.00011-X. dirección: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978044321676300011X>.
 - [7] L. Wang, Z. Wang, A. N. Bakhtiyari y H. Zheng, «A Comparative Study of Laser-Induced Graphene by CO2 Infrared Laser and 355 nm Ultraviolet (UV) Laser,» *Micromachines*, vol. 11, pág. 1094, 12 dic. de 2020, ISSN: 2072666X. DOI: 10.3390/MI11121094. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7764730/>.

- [8] A. Svetlova et al., «Benchtop Fabrication and Integration of Laser-Induced Graphene Strain Gauges and Stimulation Electrodes in Muscle on a Chip Devices,» *Advanced Functional Materials*, vol. 35, n.º 13, 2025. DOI: 10.1002/adfm.202417184. dirección: <https://doi.org/10.1002/adfm.202417184>.
- [9] R. Frisenda et al., «Recent progress in the assembly of nanodevices and van der Waals heterostructures by deterministic placement of 2D materials,» *Chemical Society Reviews*, vol. 47, págs. 53-68, 1 ene. de 2018, ISSN: 14604744. DOI: 10.1039/C7CS00556C. dirección: https://www.researchgate.net/publication/320914362_Recent_progress_in_the_assembly_of_nanodevices_and_van_der_Waals_heterostructures_by_deterministic_placement_of_2D_materials.
- [10] I. Miranda et al., «Properties and Applications of PDMS for Biomedical Engineering: A Review,» *Journal of Functional Biomaterials*, vol. 13, pág. 2, 1 mar. de 2021, ISSN: 20794983. DOI: 10.3390/JFB13010002. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8788510/>.
- [11] P. Zaccagnini et al., «Laser-Induced Graphenization of PDMS as Flexible Electrode for Microsupercapacitors,» *Advanced Materials Interfaces*, vol. 8, pág. 2101046, 2021, ISSN: 2196-7350. DOI: 10.1002/admi.202101046. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/admi.202101046>.
- [12] H. Kaur y A. Thakur, «Applications of poly(methyl methacrylate) polymer in dentistry: A review,» *Materials Today: Proceedings*, vol. 50, págs. 1619-1625, ene. de 2022, ISSN: 2214-7853. DOI: 10.1016/J.MATPR.2021.09.125.
- [13] G. Mahara, C. Tian, X. Xu y W. Wang, «Revolutionising health care: Exploring the latest advances in medical sciences,» *Journal of Global Health*, vol. 13, pág. 03042, 2023, ISSN: 20472986. DOI: 10.7189/JOGH.13.03042. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10401902/>.
- [14] A. K. Singh, R. Awasthi y R. Malviya, «Bioelectronic medicines: Therapeutic potential and advancements in next-generation cancer therapy,» *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Reviews on Cancer*, vol. 1877, pág. 188808, 6 nov. de 2022, ISSN: 0304-419X. DOI: 10.1016/J.BBCAN.2022.188808.
- [15] Y. Mendelson, «Biomedical sensors,» *Introduction to Biomedical Engineering*, págs. 505-548, 2005. DOI: 10.1016/B978-0-12-238662-6.50011-2.
- [16] A. Rabti, S. Baachaoui, M. Zouari y N. Raouafi, «Laser-induced graphene electrodes obtained by direct laser writing for pharmaceutical and biomedical analysis,» *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Analysis Open*, vol. 5, pág. 100069, jun. de 2025, ISSN: 2949-771X. DOI: 10.1016/J.JPBAO.2025.100069.
- [17] H. Wang, Z. Zhao, P. Liu y X. Guo, «A soft and stretchable electronics using laser-induced graphene on polyimide/PDMS composite substrate,» *npj Flexible Electronics* 2022 6:1, vol. 6, págs. 1-10, 1 abr. de 2022, ISSN: 2397-4621. DOI: 10.1038/s41528-022-00161-z. dirección: <https://www.nature.com/articles/s41528-022-00161-z>.
- [18] WHO, *Cardiovascular diseases*, 2025. dirección: https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases#tab=tab_1.
- [19] M. Yang et al., «Recent progress in flexible materials for wearable devices for body function and athletic performance monitoring,» *Chemical Engineering Journal*, vol. 505, pág. 159659, feb. de 2025, ISSN: 1385-8947. DOI: 10.1016/J.CEJ.2025.159659.

- [20] A. Mulligan, «Por qué son importantes los electrodos: Interfaz electrodo-electrolito — PulseAI,» <https://www.pulseai.io/blog/why-electrodes-matter-electrode-electrolyte-interface>, 2020.
- [21] «Capítulo 5: Electrodos: Electrólito, resistencia eléctrica y conductancia.» Documento en PDF alojado en Scribd, Scribd, visitado 4 de nov. de 2025. dirección: <https://www.scribd.com/document/136413212/Cap5-electrodos>.
- [22] E. B. D. Joseph, «Neuman, M. R. “Biopotential Electrodes.”,» *Medical Instrumentation: Application and Design; Second Edition*, pág. 713, 2000. dirección: https://books.google.com/books/about/Medical_Instrumentation.html?hl=es&id=muRmDwAAQBAJ.
- [23] S. Takaloo y M. M. Zand, «Wearable electrochemical flexible biosensors: With the focus on affinity biosensors,» *Sensing and Bio-Sensing Research*, vol. 32, pág. 100-103, jun. de 2021, ISSN: 2214-1804. DOI: 10.1016/J.SBSR.2021.100403. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214180421000088>.
- [24] P. M. Biesheuvel, S. Porada y J. E. Dykstra, «The difference between Faradaic and non-Faradaic electrode processes,» *arXiv*, 9 de sep. de 2018. DOI: 10.48550/arXiv.1809.02930.
- [25] D. R. Merrill, «Electrodes and instrumentation for neurostimulation,» *Somatosensory Feedback for Neuroprosthetics*, págs. 77-150, ene. de 2021. DOI: 10.1016/B978-0-12-822828-9.00002-2.
- [26] M. S. Rahman, *Bio-Signals and Transducers*, Short Course on Biomedical Instrumentation, BUET (Dhaka), May 3–7, 2008, Material de curso disponible en ResearchGate, 2008. dirección: https://www.researchgate.net/publication/303471005_Bio-Signals_and_Transducers.
- [27] M. S. Seehra y A. D. Bristow, «Introductory Chapter: Overview of the Properties and Applications of Noble and Precious Metals,» *Noble and Precious Metals - Properties, Nanoscale Effects and Applications*, jul. de 2018. DOI: 10.5772/INTECHOPEN.75503. dirección: https://www.researchgate.net/publication/326215498_Introductory_Chapter_Overview_of_the_Properties_and_Applications_of_Noble_and_Precious_Metals.
- [28] A. Albulbul, «Evaluating Major Electrode Types for Idle Biological Signal Measurements for Modern Medical Technology,» *Bioengineering 2016, Vol. 3, Page 20*, vol. 3, pág. 20, 3 ago. de 2016, ISSN: 2306-5354. DOI: 10.3390/BIOENGINEERING3030020. dirección: <https://www.mdpi.com/2306-5354/3/3/20/htm%20https://www.mdpi.com/2306-5354/3/3/20>.
- [29] C. M. Vidhya, Y. Maithani y J. P. Singh, «Recent Advances and Challenges in Textile Electrodes for Wearable Biopotential Signal Monitoring: A Comprehensive Review,» *Biosensors*, vol. 13, pág. 679, 7 jul. de 2023, ISSN: 20796374. DOI: 10.3390/BIOS13070679. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10377545/>.
- [30] J. Li et al., «PEDOT:PSS-based bioelectronics for brain monitoring and modulation,» *Microsystems & Nanoengineering 2025 11:1*, vol. 11, págs. 1-28, 1 mayo de 2025, ISSN: 2055-7434. DOI: 10.1038/s41378-025-00948-w. dirección: <https://www.nature.com/articles/s41378-025-00948-w>.

- [31] N. Elgrishi, K. J. Rountree, B. D. McCarthy, E. S. Rountree, T. T. Eisenhart y J. L. Dempsey, «A Practical Beginner's Guide to Cyclic Voltammetry,» *Journal of Chemical Education*, vol. 95, págs. 197-206, 2 feb. de 2018, ISSN: 19381328. DOI: 10.1021/ACS.JCHEMED.7B00361/SUPPL_FILE/ED7B00361_SI_002.DOCX. dirección: /doi/pdf/10.1021/acs.jchemed.7b00361?ref=article_openPDF.
- [32] E. Flor, «Voltametría cíclica: la espectroscopía electroquímica. Parte I,» *Revista de Química*, vol. 9, n.º 2, dic. de 1995, Recuperado de copia en Google Scholar. dirección: https://scholar.googleusercontent.com/scholar?q=cache:cDsN10SDFaMJ:scholar.google.com/+voltametr%C3%ADa+c%C3%ADclica+art%C3%ADculos&hl=es&as_sdt=0,5&as_vis=1.
- [33] Á. A. Almario y O. F. Amín, «Portable electronic tongue for the analysis of raw milk based on PSoC (Programmable System on Chip) and Android technology,» *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, vol. 24, págs. 445-453, 3 jul. de 2016, ISSN: 0718-3305. DOI: 10.4067/S0718-33052016000300009. dirección: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-33052016000300009&lng=en&nrm=iso&tlng=en%20http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0718-33052016000300009&lng=en&nrm=iso&tlng=en.
- [34] J. A. Leal Ordóñez, «Supercapacitive electrodes for direct current stimulation: development, characterization, and application in cellular electrotaxis,» Doctoral dissertation, Universität Freiburg, 2023.
- [35] A. C. Lazanas y M. I. Prodromidis, «Electrochemical Impedance Spectroscopy A Tutorial,» *ACS Measurement Science Au*, vol. 3, págs. 162-193, 3 jun. de 2023, ISSN: 2694250X. DOI: 10.1021/ACSMEASURESCIAU.2C00070/ASSET/IMAGES/LARGE/TG2C00070_0032.JPEG. dirección: /doi/pdf/10.1021/acsmeasuresciau.2c00070?ref=article_openPDF.
- [36] J. A. Ribeiro y P. A. Jorge, «Applications of electrochemical impedance spectroscopy in disease diagnosis—A review,» *Sensors and Actuators Reports*, vol. 8, pág. 100 205, dic. de 2024, ISSN: 2666-0539. DOI: 10.1016/J.SNR.2024.100205. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666053924000213>.
- [37] H. S. Magar, R. Y. Hassan y A. Mulchandani, «Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS): Principles, Construction, and Biosensing Applications,» *Sensors 2021, Vol. 21, Page 6578*, pág. 6578, 19 oct. de 2021, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/S21196578. dirección: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/19/6578/htm%20https://www.mdpi.com/1424-8220/21/19/6578>.
- [38] L. Zou, L. Wang, Y. Wu, C. Ma, S. Yu y X. Liu, «Trends Analysis of Graphene Research and Development,» *Journal of Data and Information Science*, págs. 82-100, 2018. DOI: 10.2478/JDIS-2018-0005. dirección: <https://www.sciendo.com/article/10.2478/jdis-2018-0005>.
- [39] M. M. Ahmed y T. Imae, «Graphene-Based Nanolayers Toward Energy Storage Device,» *Nanolayer Research: Methodology and Technology for Green Chemistry*, págs. 353-389, jul. de 2017. DOI: 10.1016/B978-0-444-63739-0.00010-4.
- [40] V. B. Mbayachi, E. Ndayiragije, T. Sammani, S. Taj, E. R. Mbuta y A. ullah khan, «Graphene synthesis, characterization and its applications: A review,» *Results in Chemistry*, vol. 3, pág. 100 163, ene. de 2021, ISSN: 2211-7156. DOI: 10.1016/J.RECHEM.

- 2021.100163. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211715621000680>.
- [41] coherent inc, «Lasers: Understanding the Basics,» *AxiV*, 2025. dirección: https://www.photonics.com/Articles/Lasers_Understanding_the_Basics/a25161.
- [42] J. Kusinski et al., «Laser modification of the materials surface layer—a review paper,» *Bulletin of the Polish Academy of Sciences: Technical Sciences*, 2012. DOI: 10.2478/v10175-012-0083-9.
- [43] T. S. D. Le et al., «Recent Advances in Laser-Induced Graphene: Mechanism, Fabrication, Properties, and Applications in Flexible Electronics,» *Advanced Functional Materials*, vol. 32, 48 nov. de 2022, ISSN: 16163028. DOI: 10.1002/ADFM.202205158. dirección: https://www.researchgate.net/publication/362545081_Recent_Advances_in_Laser-Induced_Graphene_Mechanism_Fabrication_Properties_and_Applications_in_Flexible_Electronics.
- [44] 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. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1369702123003383>.
- [45] J. A. G. Calderón, D. C. López, E. Pérez y J. V. Montesinos, «Polysiloxanes as polymer matrices in biomedical engineering: their interesting properties as the reason for the use in medical sciences,» *Polymer Bulletin*, vol. 77, págs. 2749-2817, 5 mayo de 2020, ISSN: 14362449. DOI: 10.1007/S00289-019-02869-X.
- [46] K. Mojsiewicz-Pienkowska, «Review of Current Pharmaceutical Applications of Polysiloxanes (Silicones),» en *Handbook of Polymers for Pharmaceutical Technologies: Volume 2 – Processing and Applications*, V. K. Thakur y M. K. Thakur, eds., Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc., 2015, págs. 363-381. DOI: 10.1002/9781119041412.ch13.
- [47] R. Ariati, F. Sales, A. Souza, R. A. Lima y J. Ribeiro, «Polydimethylsiloxane Composites Characterization and Its Applications: A Review,» *Polymers 2021, Vol. 13, Page 4258*, vol. 13, pág. 4258, 23 dic. de 2021, ISSN: 2073-4360. DOI: 10.3390/POLYM13234258. dirección: <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/23/4258/htm%20https://www.mdpi.com/2073-4360/13/23/4258>.
- [48] J. L. R. Valencia y R. A. E. Medina, «Development of a Surface Electromyography Simulator to Evaluate Neuromusculoarticular Rehabilitation,» *2021 IEEE 2nd International Congress of Biomedical Engineering and Bioengineering, CI-IB and BI 2021*, 2021. DOI: 10.1109/CI-IBBI54220.2021.9626128.
- [49] E. A. Ashley y J. Niebauer, «Conquering the ECG,» 2004. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK2214/>.
- [50] PalmSens BV, *EmStat Pico: Electrochemical Interface Module*, Brochure, Accessed: 25 November 2025, Houten, The Netherlands, 2022. dirección: <https://www.palmsens.com/app/uploads/2022/09/EmStat-Pico-Brochure.pdf>.
- [51] N. O. Laschuk, E. B. Easton y O. V. Zenkina, «Reducing the resistance for the use of electrochemical impedance spectroscopy analysis in materials chemistry,» *RSC Advances*, vol. 11, pág. 27925, 45 ago. de 2021, ISSN: 20462069. DOI: 10.1039/D1RA03785D. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9038008/>.

- [52] J. Suder, Z. Bobovsky, M. Safar, J. Mlotek, M. Vocetka y Z. Zeman, «Experimental Analysis of Temperature Resistance of 3D Printed PLA Components,» *MM Science Journal*, vol. 2021, n.º 3, págs. 4247-4252, 2021. DOI: 10.17973/MMSJ.2021_03_2021004. dirección: https://www.researchgate.net/publication/349742572_EXPERIMENTAL_ANALYSIS_OF_TEMPERATURE_RESISTANCE_OF_3D_PRINTED_PLA_COMPONENTS.

