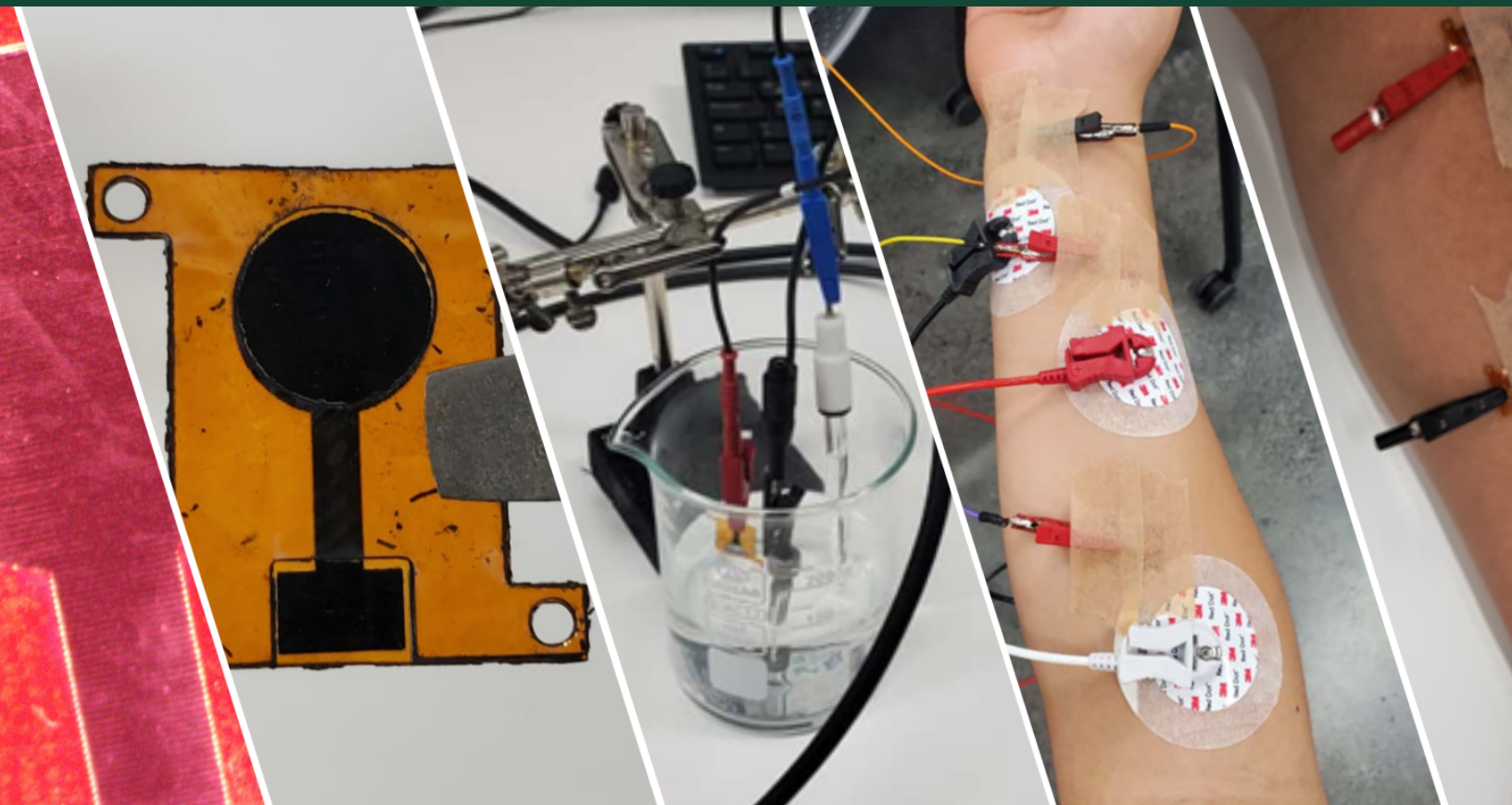

Desarrollo y caracterización de electrodos de grafeno inducido por láser (LIG) para electroestimulación muscular

Cristian David Alonzo Martínez



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería




**Desarrollo y caracterización de electrodos de grafeno inducido
por láser (LIG) para electroestimulación muscular**

Trabajo de graduación presentado por Cristian David Alonzo Martínez
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica


Guatemala,

2025

Vo.Bo.:

(f) 

Dr. -Ing. José Leal

(f) 

M.Sc. Carlos Esquit

Desde que tengo memoria, sentí una profunda fascinación por la vida y la biología en el planeta, especialmente por el cuerpo humano y la anatomía. La complejidad con la que cada estructura, proceso y detalle funcionan de manera tan precisa capturó mi curiosidad desde muy temprana edad. Paralelamente, la ingeniería -en todas sus ramas- despertó en mí una inclinación natural hacia la resolución de problemas, la búsqueda de soluciones creativas y la mejora continua. De la unión de ambas pasiones surgió mi interés por la Ingeniería Biomédica: un puente entre aquello que más me inspira y el papel que deseo desempeñar como profesional. A lo largo de los años, cada curso y experiencia académica me condujo al estudio de los biopotenciales, la comunicación y la interacción controlada entre el cuerpo humano y los sistemas tecnológicos. Comprender este “lenguaje” que permite diagnosticar, monitorear e incluso intervenir en afecciones antes incomprendidas, despertó en mí el deseo de realizar este proyecto. Mi propósito es aportar, aunque sea en una pequeña medida, al desarrollo de soluciones que mejoren la rehabilitación y calidad de vida de los pacientes que lo necesitan.

Quiero agradecer a Dios por el privilegio y la oportunidad de estar en esta posición tan significativa e importante, y por darme el valor, la sabiduría y todo lo necesario para seguir adelante y nunca rendirme. Reconozco que sin Él no estaría donde estoy ni habría contado con los recursos, la fortaleza y las oportunidades que me permitieron perseguir mi pasión y el sueño de ayudar a los demás. A mis padres y hermanos, gracias por su apoyo y cariño incondicional, por enseñarme el valor del esfuerzo y por creer en mí incluso cuando yo no lo hacía. Los valores, principios y el ejemplo que recibí de ustedes fueron fundamentales para avanzar y alcanzar metas que alguna vez consideré inalcanzables. Su presencia en los momentos difíciles fue clave para superar los retos y continuar. Agradezco también a toda mi familia por estar siempre pendientes, celebrando cada logro y ofreciendo su ayuda cuando la necesité; es un privilegio poder compartir esta etapa con ustedes. En especial, a mi abuelita Sonia Cordón, quien me enseñó a buscar siempre la excelencia, a dar la milla extra y a ayudar a los demás sin esperar nada a cambio. Finalmente, quiero agradecer a mis amigos y compañeros de carrera por hacer de estos años una experiencia única, llena

de apoyo, aprendizaje y recuerdos invaluable. Gracias por acompañarme durante este camino; les deseo éxito en sus metas y espero que nuestros caminos vuelvan a cruzarse tanto en lo profesional como en lo personal.

Extiendo mi sincero agradecimiento a mi asesor principal, Ing. José Leal, por su guía constante, su orientación técnica y por impulsarme a mantener siempre un alto estándar académico. Agradezco también a la Dra. Vanessa Wilma Junbluth, por sus valiosas observaciones, acompañamiento y apoyo durante la etapa experimental del proyecto. Reconozco igualmente el respaldo del Departamento de Ingeniería Electrónica, Mecatrónica y Biomédica, así como el apoyo de los Técnicos IE MT BM, quienes facilitaron el acceso a equipo, materiales y laboratorios de trabajo para la fabricación y evaluación de los electrodos. Asimismo, agradezco al Msc. Carlos Esquit, por su gestión, acompañamiento y compromiso en la formación académica de los estudiantes.

Este proyecto representa el cierre de una etapa académica y el inicio de nuevos desafíos profesionales. Me llevo el aprendizaje de que la investigación no solo requiere conocimiento técnico, sino también disciplina, curiosidad y perseverancia. Espero que este trabajo sea el punto de partida para futuras contribuciones en el desarrollo de tecnología biomédica orientada al bienestar de las personas.

Prefacio	II
Índice de figuras	VII
Índice de cuadros	VIII
Resumen	IX
Abstract	X
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
3. Justificación	4
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	9
6.1. Electroodos	9
6.2. LIG (<i>laser-induced graphene</i>)	11
6.3. Aislamiento eléctrico en electrodos	16
6.4. Biopotenciales	19
6.5. Electroestimulación	20
7. Metodología	22
7.1. Fabricación de electrodos LIG	22
7.2. Pruebas de resistencia y reproducibilidad	24
7.3. Segunda configuración de electrodos LIG y sistema de aislamiento	26

1.	Diagrama esquemático de la barrera de Helmholtz formada por la interfaz electrodo/electrolito. El metal (M) está separado del electrolito por la capa interna (IHP) con iones adheridos y por la capa externa (OHP) compuesta por cationes solvatados [31]	10
2.	Estructura y aplicaciones del grafeno en investigación e industria [37]	12
3.	Métodos para síntesis de grafeno y de materiales bidimensionales, incluyendo exfoliación mecánica y de vapor líquido, deposición química y física de vapor, y por síntesis química [39]	13
4.	Proceso de síntesis y producción de LIG sobre polímero [41]	15
5.	Esquemático de parámetros de control de pulsos de corriente para estimulación bifásica simétrica con intervalos entre pulsos [58]	21
6.	Primer diseño de electrodos en Inkscape para corte y grabado láser	23
7.	Proceso de preparación de fragmento de hoja Kapton para corte láser de electrodos LIG sobre sistema láser de CO ₂	24
8.	(A) Materiales y equipo utilizado para mediciones de resistencia eléctrica; (B) proceso de medición de resistencia en cada elemento de los cinco electrodos	25
9.	Proceso de colocación y remoción de cinta adhesiva Kapton y de empaque Tesa para realización de segunda medición de resistencia eléctrica de electrodos LIG	25
10.	(A) Segunda configuración de electrodo LIG para aislamiento y pruebas de CV; (B) contraparte de electrodos LIG para aislamiento con materiales adhesivos; (C) vista frontal de electrodo LIG (segunda configuración); (D) vista en sección (plano sagital) de electrodo LIG; (E) vista en sección de electrodo LIG con cinta adhesiva Kapton para aislamiento	27
11.	Proceso de preparación de película Kapton sobre panel de vidrio utilizando agua para adhesión de toda la superficie	28

7.4. Sistema de alineamiento y observación microscópica de los electrodos	28
7.5. Pruebas electroquímicas	31
7.6. Medición de biopotenciales con electrodos Ag/AgCl frente a electrodos LIG	34
7.7. Electroestimulación muscular	37
8. Resultados	39
8.1. Fabricación de Electrodos LIG	39
8.2. Aislamiento de electrodos LIG	40
8.3. Prueba preliminar de resistencia eléctrica	42
8.4. Voltametría cíclica	43
8.5. Espectroscopía de Impedancia (EIS)	47
8.6. Medición de biopotenciales con electrodos comerciales Ag/AgCl y electrodo LIG	48
8.7. Electroestimulación	53
9. Discusión	54
10. Conclusiones	56
11. Recomendaciones	58
11.1. Limitaciones identificadas	58
11.2. Propuestas de mejora técnica y líneas de investigación	59
11.3. Impacto esperado	60
12. Referencias	62

12.	Representación tridimensional del sistema de alineamiento diseñado en Autodesk Inventor Professional 2026. (A) Base cuadrada de soporte con pines de fijación y dimensiones indicadas; (B) pieza superior complementaria con agujeros para acoplamiento y dimensiones respectivas	29
13.	Película de cinta adhesiva Kapton aislante cortada sobre papel y alineamiento de electrodo LIG en base cuadrada con pines de sistema de alienamiento 3D	30
14.	(A) Set-up experimental para la visualización del grafeno inducido y del aislamiento mediante microscopio digital SZR-14; (B) área de trabajo con los electrodos LIG y las capas aislantes; (C) disposición del microscopio y sus componentes principales	31
15.	Set-up experimental para la realización de pruebas electroquímicas de CV y EIS	32
16.	Proceso de recopilación de pruebas de CV variando distancia de sumersión y contacto de electrodo LIG con medio PBS	33
17.	Disposición de los electrodos para las pruebas de biopotenciales. (A) Disposición de los electrodos durante la medición de sEMG en el antebrazo; (B) disposición de los electrodos durante la medición de ECG en las extremidades	35
18.	(A) Electrodos de equipo TENS 7000 sobre puntos de estimulación; (B) electrodos LIG colocados sobre puntos de estimulación	38
19.	Electrodos inducidos por láser (LIG) obtenidos sobre película de Kapton® mediante grabado con láser para configuración 1 y configuración 2 con visualización bajo microscopio digital	40
20.	Proceso de aislamiento de electrodos LIG mediante sistema de alineamiento 3D. (1) Colocación del electrodo en la base de alineamiento; (2) aplicación de la capa de Kapton; (3) aplicación de presión uniforme por medio de la cubierta superior del sistema de alineamiento; (4) vista superior del aislamiento centrado; (5) electrodo final con recubrimiento íntegro	41
21.	Fotografías de aislamiento obtenido mediante sistema de alineamiento 3D con señalamiento de burbujas de aire y deslizamiento de la cinta adhesiva	41
22.	Resultados de mediciones de resistencia eléctrica en electrodo LIG configuración 1. (a) Medición inicial de resistencia eléctrica sin modificación; (b) segunda medición de resistencia sobre electrodo de control (E2); (c) segunda medición en electrodos modificados con cinta Kapton adhesiva (E1 y E4); (d) segunda medición en electrodos modificados con cinta de empaque Tesa (E3 y E5)	43
23.	Curvas de voltametría cíclica registradas para cada electrodo sin aislamiento (E1SA, E2SA, E3SA), considerando cinco profundidades crecientes de inmersión	44
24.	Curvas de voltametría cíclica registradas para cada electrodo con aislamiento (E1CA, E2CA, E3CA), considerando cinco profundidades crecientes de inmersión	45

25.	Corriente pico anódica y catódica promedio en función de la profundidad de inmersión, comparando electrodos con y sin aislamiento	46
26.	Diagramas de Nyquist para electrodos LIG con y sin aislamiento . . .	47
27.	Diagramas de Bode (magnitud y fase) para electrodos LIG con y sin aislamiento	48
28.	Mediciones de electromiografía - electrodos convencionales vs. LIG en distintas configuraciones de prueba	50
29.	ECG - electrodos convencionales vs. LIG sin aislamiento y <i>zoom</i> PQRST correspondiente	51
30.	ECG - electrodos convencionales vs. LIG con aislamiento y <i>zoom</i> PQRST correspondiente	52

1.	Materiales utilizados en la industria para aislamiento y sus características y aplicaciones más comunes	17
2.	Comparación de distintos tipos de biopotenciales, mediciones típicas y aplicaciones clínicas/técnicas	20
3.	Parámetros de potencia y velocidad utilizados en cortadora láser 2.30 30 W para primer diseño de electrodos	24
4.	Parámetros de velocidad y potencia utilizados en la segunda configuración de electrodos LIG	27
5.	Parámetros de configuración para prueba de CV con placa EmStat Pico	33
6.	Parámetros de configuración utilizados en la prueba de EIS mediante software PSTrace 5.12	34
7.	Pendientes de corriente pico anódica calculadas mediante regresión lineal para electrodo con y sin aislamiento	46
8.	Impedancias medidas con <i>Electrode Checker</i> (BSL 4.1)	48
9.	Nivel de estimulación necesario para alcanzar electroestimulación máxima y ángulo de dicha contracción	53

Las afecciones musculoesqueléticas constituyen una de las principales causas de discapacidad a nivel mundial, impactando negativamente la calidad de vida y productividad de las personas. Entre estas prevalecen, el dolor lumbar crónico y las lesiones por esfuerzo repetitivo, especialmente en ambientes laborales con condiciones ergonómicas y protocolos de seguridad deficientes, como en Guatemala. La electroestimulación funcional es una técnica de rehabilitación neuromuscular que puede ayudar a reducir el dolor, prevenir la atrofia muscular y mejorar la función motora mediante la aplicación controlada de pulsos eléctricos sobre la piel, estimulando fibras musculares y nervios periféricos. No obstante, la eficacia de esta técnica depende principalmente de la calidad de los electrodos utilizados, donde los electrodos convencionales presentan limitaciones en selectividad, rigidez y pueden requerir el uso de gel conductor para optimizar la conductividad. En este contexto, los electrodos de grafeno inducido por láser (LIG) surgen como una alternativa prometedora por su alta conductividad, flexibilidad, biocompatibilidad y bajo costo.

En este proyecto se fabricaron electrodos de grafeno inducido por láser sobre Kapton® y se desarrolló un método de aislamiento dieléctrico utilizando un sistema mecánico de alineación para delimitar el área activa del electrodo. Se realizaron pruebas eléctricas, voltametría cíclica y espectroscopía de impedancia para evaluar el efecto del aislamiento sobre el comportamiento electroquímico. Finalmente, se validó su desempeño en el registro de señales EMG y ECG, así como en electroestimulación muscular, comparando los resultados con electrodos comerciales Ag/AgCl.

Palabras clave: Electrodos de grafeno inducido por láser (LIG), electroestimulación funcional, aislamiento eléctrico, Kapton, conductividad eléctrica, rehabilitación neuromuscular.

Musculoskeletal conditions are one of the leading causes of disability worldwide, negatively impacting people's quality of life and productivity. Among these, chronic low back pain and repetitive strain injuries are prevalent, especially in work environments with poor ergonomic conditions and safety protocols, such as in Guatemala. Functional electrostimulation is a neuromuscular rehabilitation technique that can help reduce pain, prevent muscle atrophy, and improve motor function through the controlled application of electrical pulses to the skin, stimulating muscle fibers and peripheral nerves. However, the effectiveness of this technique depends mainly on the quality of the electrodes used, where conventional electrodes have limitations in selectivity and rigidity and may require the use of conductive gel to optimize conductivity. In this context, laser-induced graphene (LIG) electrodes emerge as a promising alternative due to their high conductivity, flexibility, biocompatibility, and low cost.

In this project, laser-induced graphene electrodes were fabricated on Kapton and a dielectric insulation method was developed using a mechanical alignment system to delimit the active area of the electrode. Electrical tests, cyclic voltammetry, and impedance spectroscopy were performed to evaluate the effect of insulation on electrochemical behavior. Finally, their performance was validated in EMG and ECG signal recording, as well as in muscle electrostimulation, comparing the results with commercial Ag/AgCl electrodes.

Keywords: Laser-induced graphene (LIG) electrodes, functional electrical stimulation, electrical isolation, Kapton, electrical conductivity, neuromuscular rehabilitation.

Las aplicaciones de electroestimulación funcional y de registro de biopotenciales requieren electrodos superficiales que sean conductivos, flexibles y con un área de contacto bien definida. Este proyecto aborda el desarrollo y evaluación de electrodos de (LIG) como una alternativa para su uso en la medición de señales bioeléctricas y en la estimulación muscular superficial.

El trabajo consistió en la fabricación de electrodos LIG sobre sustrato de Kapton, el desarrollo de un sistema de alineamiento para aplicar un aislamiento dieléctrico que controla el área activa, y la caracterización eléctrica, electroquímica y funcional de los prototipos. Asimismo, se evaluó su desempeño en la medición de biopotenciales de tipo electromiográfico (EMG) y electrocardiográfico (ECG), así como en aplicaciones de electroestimulación muscular, utilizando electrodos comerciales como referencia.

A lo largo de este documento, los capítulos 2 y 3 presentan los antecedentes y la justificación del proyecto, mientras que el capítulo 4 establece los objetivos generales y específicos, seguido por el alcance del estudio en el capítulo 5. El capítulo 6 reúne el marco teórico necesario para comprender los conceptos relacionados con electrodos, LIG y electroestimulación. La metodología empleada se describe en el capítulo 7, incluyendo los procesos de fabricación, aislamiento y pruebas experimentales. En los capítulos 8 y 9 se presentan los resultados obtenidos y su respectiva discusión. Finalmente, los capítulos 10 y 11 contienen las conclusiones del trabajo y las recomendaciones para investigaciones futuras.

El grafeno es un material bidimensional formado por una única capa de átomos de carbono dispuestos en forma hexagonal sobre su superficie. Desde su aislamiento y caracterización en 2004, su popularidad y posibles aplicaciones han sido tema de controversia por sus increíbles propiedades, desde una gran resistencia mecánica, flexibilidad y ligereza descomunales, así como una excelente disipación de calor y un movimiento de electrones sumamente rápido, hasta su alta biocompatibilidad e impermeabilidad, entre muchas otras características importantes [1]. A pesar de presentar todos estos beneficios en comparación con materiales convencionalmente utilizados y de su presencia en el ambiente cotidiano, al ser un derivado del grafito, la mayor limitante del grafeno es su síntesis. Existen múltiples métodos para la síntesis de grafeno, como la exfoliación mecánica para la obtención de copos de gran área y de alta calidad [2], la deposición electroquímica de vapor de átomos de carbono en un gas sobre un sustrato [3], o la exfoliación química para la fragmentación de grafito [4]. La problemática central común de dichos procesos se relaciona con su dificultad y complejidad, así como el costo elevado necesario para financiar todo el equipo y reactivos necesarios para cada proceso. A partir de dicha problemática surge la alternativa del desarrollo de LIG, el cual representa una solución de producción rápida de grafeno de alta porosidad, de bajo costo, con excelente estabilidad térmica, y una conducción eléctrica superior [5].

El LIG se crea por irradiación laser de materiales poliméricos a base de carbón, la induce vibraciones y calor localizado, lo que hace que los enlaces covalentes se rompan y se liberen los gases al interior del material, formando las estructuras porosas de grafeno. Estos materiales varían desde tiras de poliimida, papel, textiles, hasta otros materiales basados en carbón [5]. Otra ventaja importante del LIG es que se ha utilizado y probado ampliamente en una variedad de aplicaciones que comprenden, pero no se limitan a: el desarrollo de una plataforma de electroluminiscencia miniaturizada con electrodos LIG para monitoreo de salud [6], de supercapacitores de alto rendimiento para wearable devices [7], de electrodos para la detección de miRNA-141

[8], y en términos generales, para biosensores y electrodos de estimulación eléctrica [9].

En esta última aplicación, los electrodos LIG han sido utilizados para electroestimulación tanto con corriente DC como AC, en sistemas celulares variados para modificación de superficie o la preparación de estas, y su proceso de fabricación completo, así como su implementación para la medición de biopotenciales en el cuerpo, específicamente para la realización de electromiografía de superficie (SEMG), electrocardiograma (ECG) y electroestimulación superficial, han sido determinados previamente en Universidad del Valle de Guatemala (UVG) (Proyecto de Graduación, Esther Ambrosio, 2024) (Proyecto de Graduación, Fernando Delgado, 2023). De dicha exploración, se resalta la superioridad encontrada de los electrodos LIG frente a otros tipos de electrodos comerciales como los son los electrodos Ag/AgCl, siempre y cuando se haga uso de gel conductor, específicamente para el SEMG. Por otro lado, los electrodos LIG han destacado por la generación de contracciones musculares más eficientes, al requerir una menor intensidad de estimulación para producir la misma fuerza de contracción muscular, lo que representa una mayor precisión y control sobre las aplicaciones de estimulación eléctrica en el cuerpo humano.

La electroestimulación es una técnica de aplicación de pulsos, generalmente de corriente eléctrica alterna, sobre un área determinada de tejidos, células u organismos vivos. Debido a la replicación que los pulsos pueden llegar a tener con respecto al funcionamiento biológico natural de estas estructuras, la electroestimulación ha demostrado ser útil para distintas aplicaciones que van desde la recuperación de actividad neuronal en pacientes con lesión medular incompleta [10], la investigación de estrategias de supresión de temblores para la enfermedad de Parkinson [11], y la fijación de sus límites en la percepción en los nervios periféricos [12], hasta la exploración de su efecto en la actividad neural Theta y Gamma en el cerebro humano [13], y también la mejora de la función neuromuscular en entrenamiento de fuerza [14]. Dichas aplicaciones han ampliado el interés y las posibilidades de aplicación de los efectos conocidos de la electroestimulación en atletas de alto rendimiento, sin limitarse por ninguna disciplina en específico, sino con un enfoque dirigido a los resultados. Dentro de los estudios realizados, no se ha encontrado ninguna correlación entre la electroestimulación, y la hipertrofia y crecimiento muscular en participantes de un equipo de atletismo [15], pero múltiples estudios en distintas disciplinas como artes marciales, ejercicios aeróbicos, *fitness* y actividades físicas generales han demostrado que la electroestimulación tiene efectos significativos en la reducción del dolor en lesiones musculares, así como del tiempo de recuperación y las tasas de recurrencia [16], en la reducción significativa en tiempos de reacción en movimientos específicos [17], y en la mejora de balance y estabilidad en atletas con dolor crónico en la espalda baja al combinarse con ejercicios de respiración diafragmática [18].

En 2019, se estimaba que aproximadamente 2,410 millones de personas alrededor del mundo, padecían de algún tipo de discapacidad o afección que podía solucionarse por medio de rehabilitación en cualquiera de sus variantes. La rehabilitación se define como la serie de intervenciones necesarias cuando una persona experimenta limitaciones en su desempeño físico, mental y social en la vida cotidiana por factores naturales de envejecimiento o condiciones de salud, sin incluir enfermedades crónicas, heridas, desórdenes o trauma [19]. El área de afección más significativa dentro de este grupo fueron las afecciones musculoesqueléticas, representando casi un 71 % de los casos. De dichos casos, el dolor en la espalda baja fue el más prevaleciente, pero también se incluyeron afecciones como el dolor de cuello, fracturas, osteoartritis, y amputaciones, entre otras. En la actualidad, se sabe que el número de personas afectadas es aún mayor por la tendencia de crecimiento de los casos, habiendo presentado anteriormente un incremento del 63 % desde 1990 hasta 2019. Estas enfermedades suponen limitaciones importantes para quienes las padecen, tanto en su calidad de vida como en sus disposiciones económicas y sociales, generando una carga emocional constante adicional al dolor y sintomatología física propia de cada enfermedad [19].

El problema es tan significativo que incluso la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha reconocido su gravedad y ha puesto en marcha iniciativas, como la Rehabilitation 2030 Initiative, con el objetivo de llamar la atención sobre la profunda necesidad insatisfecha de rehabilitación en todo el mundo [20]. Sin embargo, en países como Guatemala, la situación es aún más alarmante debido a las condiciones laborales precarias y la carencia de equipo, preparación, regulaciones y espacios profesionales adecuados para la realización de actividades físicas en el entorno laboral. Esta falta de condiciones apropiadas no solo limita la promoción de una vida saludable, sino también incrementa considerablemente el riesgo de lesiones, accidentes y sobrecargas físicas. La ausencia de protocolos adecuados de seguridad y ergonomía en el trabajo expone a los trabajadores a rutinas repetitivas, posturas forzadas, accidentes o esfuerzos mal ejecutados, lo que puede derivar en daños acumulativos en la salud. Con el

tiempo, estas afecciones pueden progresar hasta convertirse en discapacidades temporales o permanentes, lo que evidencia la mayor necesidad de contar con los procesos efectivos de rehabilitación.

Por ejemplo, entre 2021 y octubre de 2023 se registraron más de 2400 accidentes laborales, 933 en 2021; 409 en 2022 y 1,096 entre enero y octubre de 2023 [21]. De los accidentes del último año (2023), el 41 % fue de tipo cortopunzante, el 31 % por atrapamiento, y el 24 % fue por golpe contusión. Estos dos últimos tipos representan al menos un 55 % de los accidentes en los cuales, por la naturaleza del daño físico involucrado, probablemente requirieron algún tipo de intervención médica y posterior rehabilitación. Todo esto señala lo importante y crucial que es contar con tecnologías y métodos adecuados tanto para diagnosticar como para tratar estas afecciones, y la mejora necesaria de los procesos de rehabilitación. Dentro de los procesos de rehabilitación, destaca la electroestimulación como una técnica ampliamente estudiada en el ámbito neuromuscular, utilizada para la reducción de dolor, mejora de la fuerza y prevención de la atrofia muscular. Esta consiste en la aplicación de pulsos de corriente eléctrica controlada directamente sobre áreas específicas del cuerpo, estimulando directamente fibras musculares o nervios periféricos. A diferencia de otros métodos de rehabilitación pasivos, la electroestimulación permite una intervención localizada que puede acelerar la recuperación y mejora de la función motora.

En este proceso, los electrodos de estimulación cumplen un papel esencial, ya que son los encargados de transmitir la corriente eléctrica desde el dispositivo hasta el tejido biológico. Su diseño, material y configuración son factores determinantes para la eficacia de la estimulación, la comodidad del paciente y la precisión de activación neuromuscular en la estructura objetivo [22]. A diferencia de los electrodos utilizados para la medición de biopotenciales (como ECG o EMG), los electrodos de estimulación están diseñados específicamente para generar la respuesta fisiológica mediante la aplicación de corriente externa, y no directamente para registrar actividad eléctrica. Los electrodos se clasifican según su composición, aplicación y tipo de interacción con el tejido biológico. Entre los más comúnmente utilizados están los electrodos de Ag/AgCl, conocidos por su bajo costo, compatibilidad con una gran variedad de tejidos y eficacia en la detección de señales eléctricas. Sin embargo, en muchas ocasiones su rendimiento depende de la aplicación de geles o superficies conductoras por lo que su potencial de aplicación se ve limitado [23]. Por otro lado, los electrodos implantados eliminan la necesidad de contacto superficial mediado por la piel o las estructuras naturales del cuerpo y por ende su interferencia, y mejora la calidad de las mediciones, pero al ser más invasivos, implican mayores riesgos quirúrgicos y posibles reacciones en el organismo donde son implantados [24].

Debido a que estas soluciones resuelven el problema necesario para una correcta interacción electrodo-tejido, pero solamente de manera parcial o bajo condiciones específicas, surge la necesidad de exploración de nuevos materiales y diseños que optimicen la medición de señales bioeléctricas y mejoren la efectividad de la estimulación necesaria para realizar la rehabilitación. Bajo este contexto, el grafeno surge como una alternativa prometedora para el desarrollo de electrodos especializados para este tipo de aplicaciones médicas, todo gracias a su excelente conductividad eléctrica, gran

flexibilidad y fuerza mecánica, biocompatibilidad y varias otras características que lo hacen ideal para el escenario planteado. Sin embargo, por esta misma naturaleza tan compleja y funcional, el mayor inconveniente que el grafeno presenta es su síntesis [1]. Existen varias técnicas de fabricación de grafeno que han sido desarrolladas y exploradas desde su síntesis en 2005, como lo son la exfoliación mecánica, química o por deposición química de vapor, pero cada una presenta sus propias limitaciones y desventajas respecto al resultado final que produce o bien a la complejidad y recursos necesarios para realizarse [25]. Desde el 2014, el LIG ha surgido como una alternativa prometedora por su capacidad para integrarse fácilmente con materiales flexibles y por la accesibilidad de su proceso de fabricación. A diferencia de otros métodos de síntesis, el LIG permite la producción directa de estructuras de grafeno poroso sobre diversos sustratos (como la poliimida), de forma rápida, económica y sin la necesidad de proceso complejos. Estas características lo convierten en una opción sumamente adecuada para entornos con recursos limitados, como lo es el caso de Guatemala, donde su implementación permitiría facilitar el desarrollo de tecnologías biomédicas funcionales a menor costo [26].

Dada la problemática antes presentada y la importancia de los electrodos para la aplicación descrita, el presente proyecto busca desarrollar y evaluar electrodos de grafeno tipo LIG para múltiples aplicaciones de electroestimulación, con el potencial de mejorar la eficiencia y accesibilidad de los tratamientos de rehabilitación, así como su exploración en ámbitos deportivos, fisioterapéuticos y médicos. El desarrollo de esta tecnología en Guatemala representa una oportunidad de investigación en materiales avanzados que ofrecen soluciones a problemas complejos, promoviendo la innovación en el sector biomédico del país.

4.1. Objetivo general

Desarrollar y evaluar un método de aislamiento eléctrico para electrodos de LIG (grafeno inducido por láser) para la aplicación de estimulación muscular funcional de alta precisión.

4.2. Objetivos específicos

- Desarrollar un método para el aislamiento eléctrico de electrodos de LIG en distintas configuraciones para evaluar las características eléctricas y asegurar el flujo de corriente en un área determinada.
- Caracterizar el comportamiento eléctrico y electroquímico de los electrodos por medio de pruebas de resistencia y conducción eléctrica, voltametría cíclica e impedancia electroquímica.
- Implementar protocolos de electroestimulación funcional para evaluar los efectos en la respuesta neuromuscular en condiciones controladas comparados con electrodos convencionales.

El presente trabajo de graduación se enfoca en el diseño, fabricación y evaluación de electrodos de LIG con área activa controlada mediante aislamiento dieléctrico. El proyecto se desarrolla bajo un enfoque experimental orientado a validar el desempeño eléctrico y funcional del electrodo tanto en la adquisición de biopotenciales como en la electroestimulación muscular superficial.

El alcance del estudio incluye la fabricación de electrodos mediante irradiación láser sobre poliamida, la implementación de un método de aislamiento dieléctrico empleando cinta Kapton mediante un sistema mecánico de alineamiento para controlar el área activa del electrodo, y la caracterización eléctrica y electroquímica a través de mediciones de resistencia, voltametría cíclica (CV) y espectroscopía de impedancia (EIS) bajo condiciones controladas de laboratorio. Además, se validó el desempeño funcional del electrodo en el registro de señales ECG y EMG, así como en pruebas de electroestimulación muscular superficial, comparando su respuesta con la de electrodos comerciales Ag/AgCl.

Este trabajo no abarca la evaluación clínica del sistema en pacientes ni en protocolos médicos, tampoco incluye el análisis de durabilidad del material tras ciclos de uso prolongado ni la implementación de un sistema electrónico portátil para adquisición inalámbrica. De igual manera, quedan fuera del alcance la miniaturización hacia un dispositivo comercial y cualquier proceso de certificación para uso médico.

En síntesis, el trabajo se limita a demostrar la viabilidad técnica de los electrodos LIG aislados, evaluando su desempeño eléctrico y funcional en condiciones controladas. Los resultados obtenidos permiten establecer una base sólida para investigaciones posteriores orientadas a optimización, robustez y transición hacia aplicaciones clínicas o dispositivos portátiles.

6.1. Electroodos

Los electroodos son dispositivos que permiten el acoplamiento eléctrico entre un sistema electrónico y un medio biológico, facilitando la conversión entre el flujo de cargas electrónicas en los circuitos y el movimiento de iones presente en los tejidos o en el electrolito [27]. En aplicaciones biomédicas, los electroodos permiten registrar biopotenciales generados por la actividad eléctrica de los tejidos y aplicar corrientes controladas para estimulación fisiológica, posibilitando el monitoreo y la interacción con procesos iónicos en células excitables [28].

6.1.1. Interfaz electrodo/electrolito

Al entrar en contacto un metal y un electrolito se establece una interfaz electrodo-electrolito, la cual representa una zona donde ocurren reacciones de oxidación y reducción por la diferencia de potenciales entre ambas fases. Estas reacciones permiten la conversión de energía química y eléctrica debido a la transferencia de cargas por los iones que se mueven hacia o desde el electrolito [29]. Otra posible causa es la orientación de enlaces químicos polares, como los dipolos, que causan la separación de cargas por la diferencia de electronegatividad entre sus átomos [30]. Además, la interfaz electrodo-electrolito genera una barrera conocida como “barrera de Helmholtz”, la cual está compuesta por una capa interna *Inner Helmholtz Plane* (IHP)-formada por iones adsorbidos directamente sobre la superficie del electrodo con suficiente fuerza electrostática para permanecer fijos-, y una capa externa denominada *Outer Helmholtz Plane* (OHP), que contiene iones hidratados y moléculas del disolvente que no presentan suficiente atracción electrostática para mantenerse adheridos al electrodo, por lo que se encuentran en movimiento [31]. Al comprender la barrera de Helmholtz, es importante reconocer que esta estructura de doble capa tiene un impacto directo

en la transferencia de carga, ya que se comporta como un elemento con reactancia capacitiva, lo que puede limitar o facilitar el intercambio de iones en la interfaz electrodo-electrolito. Para superar esta barrera y permitir un mayor flujo de iones, es necesario aplicar un potencial eléctrico suficiente entre el electrodo y el electrolito. Como se observa en la Figura 1, la doble capa está formada por la IHP y la OHP, las cuales determinan la distribución de cargas y la capacitancia interfacial. [32].

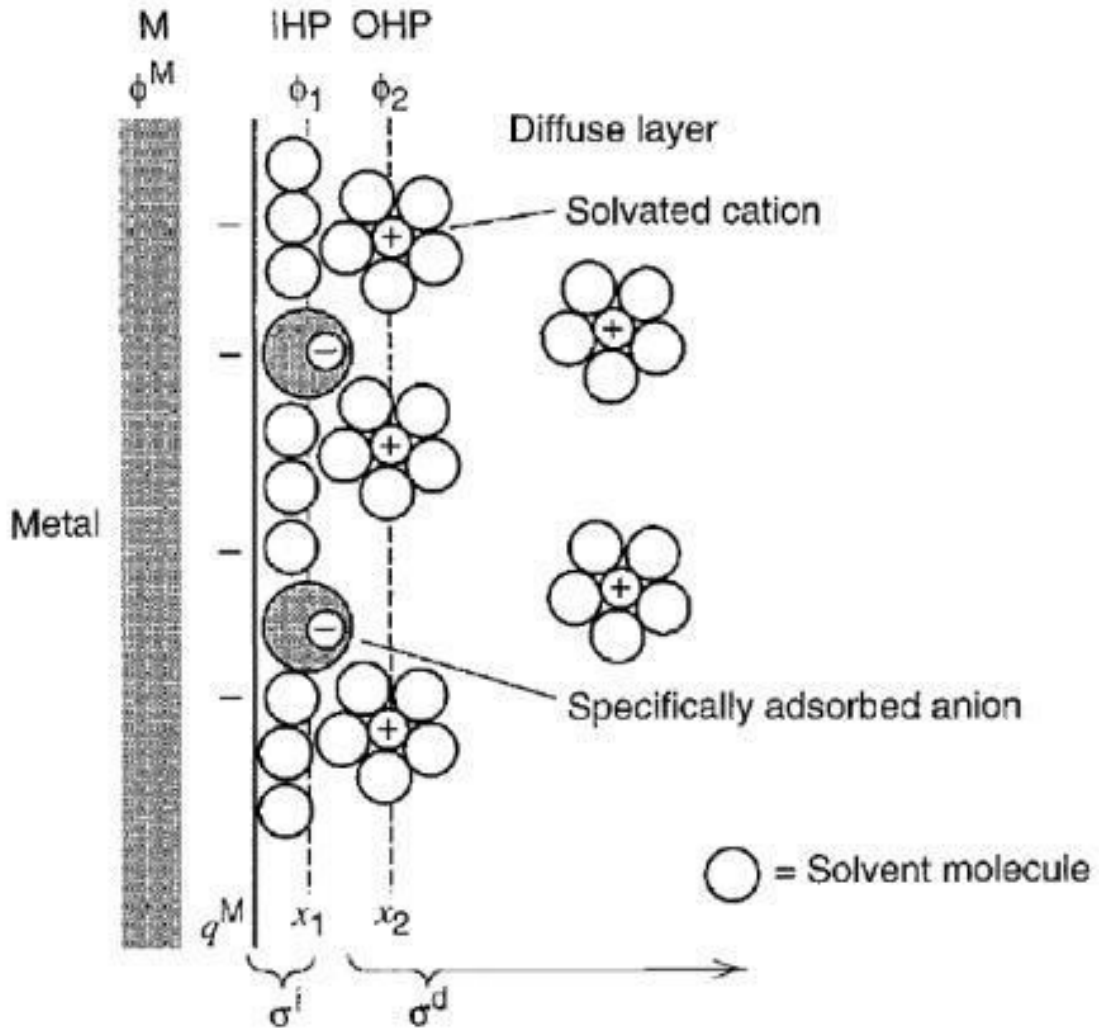


Figura 1. Diagrama esquemático de la barrera de Helmholtz formada por la interfaz electrodo/electrolito. El metal (M) está separado del electrolito por la capa interna (IHP) con iones adheridos y por la capa externa (OHP) compuesta por cationes solvatados [31]

6.1.2. Modos de transferencia de carga (faradaico y capacitivo)

La transferencia de carga se refiere al intercambio de iones o electrones desde el electrolito al metal, o viceversa. Según los factores que dan paso a la transferencia de carga en la interfaz, esta se puede catalogar como un proceso faradaico y capacitivo.

En el caso de que los electrones sean transferidos a través de la interfaz entre un metal y una solución, la cual a su vez produce una reacción de oxidación o reducción cuya magnitud causada por un flujo de corriente es proporcional a la cantidad de electricidad suministrada a través del electrodo, entonces la transferencia de carga se denomina como faradaica. Por otro lado, en la transferencia de carga capacitiva no ocurren las reacciones químicas de reducción u oxidación, pues las cargas nunca cruzan la interfaz. En su lugar, el electrodo se polariza por la atracción y repulsión electrostática que acumula las cargas alrededor de la interfaz sin existir intercambio de electrones. Según la dirección en la que fluya la corriente eléctrica administrada, el potencial y el voltaje adquiridos pueden ser positivos o negativos [33].

6.1.3. Materiales típicos de electrodos y sus usos

Los materiales utilizados para electrodos varían y se adaptan según las necesidades específicas de su entorno de aplicación. Específicamente en la biomedicina, donde es necesario considerar además la biocompatibilidad, los electrodos tanto invasivos como no invasivos se fabrican comúnmente con materiales como platino, oro, cloruro de plata y aleaciones basadas en titanio o iridio, debido a su estabilidad electroquímica y compatibilidad con los tejidos. Asimismo, se emplean aleaciones complejas, polímeros conductores y materiales avanzados entre los que destacan el óxido de iridio activado, los nanotubos de carbono, el grafito, el carbón activado y el polímero conductor PEDOT (poli(3,4-etilendioxitiofeno)), los cuales ofrecen propiedades como mayor conductividad, flexibilidad o una superficie activa elevada según la aplicación requerida [34].

6.2. LIG (*laser-induced graphene*)

El LIG surgió en 2014 como un hito importante en el desarrollo de materiales basados en grafeno. Este método permite la síntesis directa de estructuras porosas muy similares al grafeno a partir de sustratos basados en carbón, por ejemplo la poliimida (PI), empleando un láser de dióxido de carbono (CO_2). A diferencia de los métodos anteriores, que requerían la producción y posterior reducción química del óxido de grafeno, el LIG permite una síntesis más directa, sin necesidad de ambientes controlados con altas temperaturas, escalable y con un costo-beneficio más elevado para la producción de grafeno poroso, lo que tiene especial importancia para las aplicaciones en sensores y dispositivos de monitoreo en el ámbito de la biomedicina [35].

6.2.1. Grafeno y su síntesis

El grafeno es un nanomaterial bidimensional compuesto por una sola capa de átomos de carbono dispuestos en una estructura hexagonal, similar a una panal de abeja.

Cada uno de sus átomos de carbono se enlaza covalentemente con tres átomos vecinos mediante enlaces sp^2 , lo que le otorga una gran estabilidad estructural y propiedades extraordinarias. Su espesor de aproximadamente 0.345 nm (equivalente a un átomo de grosor) lo convierte en uno de los materiales más delgados conocidos junto con otros materiales bidimensionales como el nitruro de boro o el disulfuro de molibdeno [36]. Gracias a su estructura atómica tan particular, el grafeno presenta una rigidez teorizada hasta 5 veces superior a la del acero (módulo de Young 1.0 TPa), una alta flexibilidad, y una conductividad térmica ($5000 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$) y eléctrica excepcional -superior a la del cobre en condiciones ideales-. Además es un material sumamente liviano, unas 1,000 veces más ligero que el papel, y biocompatible, lo que lo hace idóneo para aplicaciones en interfaces que interactúan con sistemas biológicos [37]. En la Figura 2 se muestran de manera resumida sus principales áreas de aplicación, que abarcan sectores como la energía, el medio ambiente, la electrónica y la biomedicina.

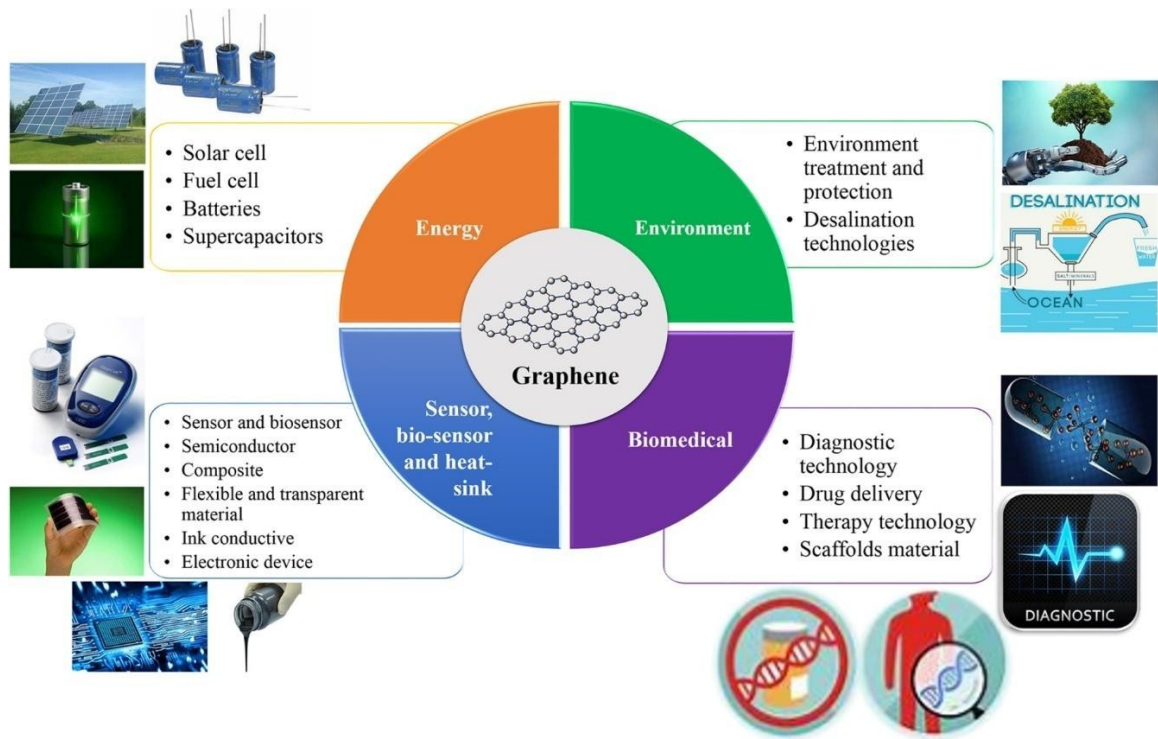


Figura 2. Estructura y aplicaciones del grafeno en investigación e industria [37]

Estas propiedades lo han posicionado como un material versátil con potencial en múltiples industrias, incluyendo la electrónica y la biomedicina. Específicamente en el diseño de electrodo, el grafeno permite el transporte de electrones con mínima dispersión, lo que mejora la eficiencia en interfaces electrodo/electrolito, haciendo posible el desarrollo de sensores con mayor excitabilidad, sensibilidad y selectividad. Actualmente existen diversos métodos para la síntesis de grafeno, cada uno con ventajas y limitaciones en términos de calidad, escalabilidad, reproducibilidad y costo. El método pionero fue la exfoliación mecánica [1], la cual consiste en separar manualmente capas de grafeno a partir de grafito mediante el uso de cinta adhesiva para obtener las

láminas. Aunque marcó un hito en la historia e hizo a sus descubridores acreedores al premio Nobel, el método no es viable para producción a gran escala. Otro enfoque común es la reducción química del óxido de grafeno (RGO), que implica la oxidación del grafito, el aislamiento del óxido de grafeno y finalmente, la reducción del mismo para obtener cada una de las láminas de grafeno. Es un proceso mucho más accesible y escalable, pero el material resultante comúnmente presenta defectos estructurales. La deposición química de vapor (CVD) es otro método que permite obtener grafeno de alta calidad. Este consiste en descomponer gases como metano sobre sustratos metálicos a altas temperaturas. Sin embargo, su automatización e implementación a nivel industrial requiere de equipos costosos y un control estricto de las condiciones de síntesis, dificultando su implementación en entornos no controlados, y por ende su accesibilidad. Adicionalmente, se han propuesto métodos alternativos como la exfoliación líquida asistida por ultrasonido y técnicas de combustión controlada, que buscan producir grafeno con un enfoque más económico, a costa de un menor control sobre su calidad. Entre las técnicas más recientes destaca el LIG, cuyo objetivo principal es la síntesis de grafeno poroso directamente sobre polímeros ricos en carbono mediante irradiación láser, sin necesidad de procesos químicos complejos o condiciones extremas [38]. En la Figura 3 se resumen los principales métodos de síntesis de grafeno y materiales bidimensionales descritos anteriormente, incluyendo técnicas mecánicas, de exfoliación líquida, métodos químicos y deposición física y química de vapor.

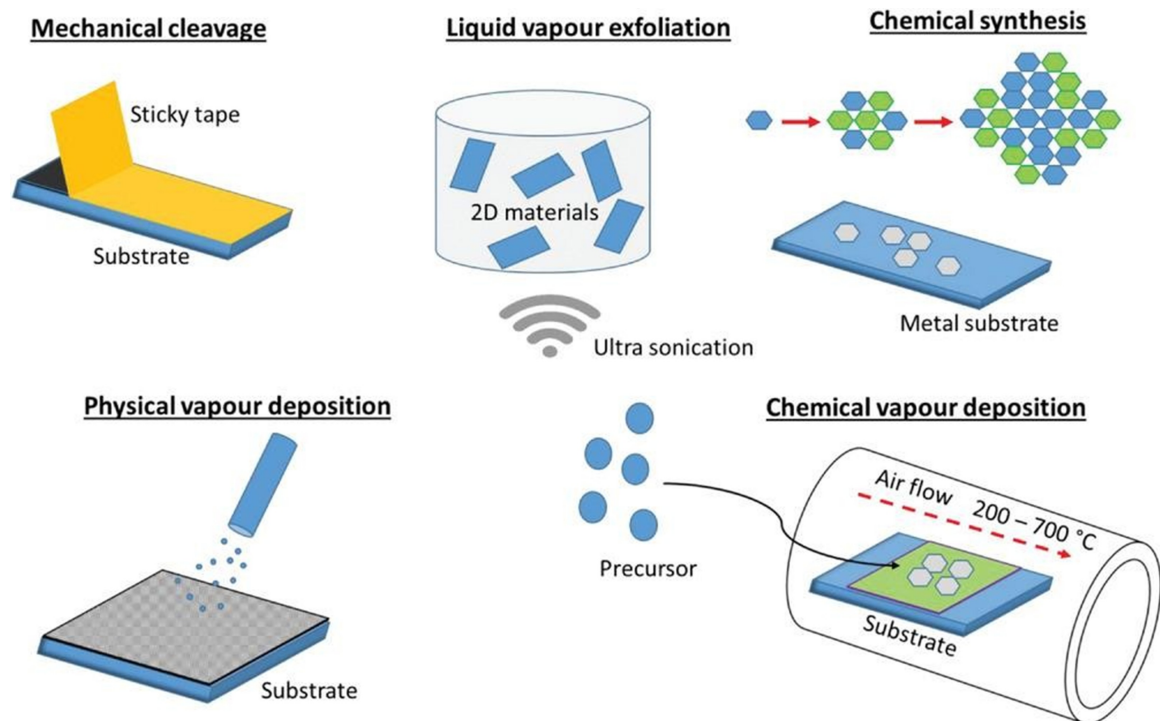


Figura 3. Métodos para síntesis de grafeno y de materiales bidimensionales, incluyendo exfoliación mecánica y de vapor líquido, deposición química y física de vapor, y por síntesis química [39]

6.2.2. Fabricación de LIG (láser y materiales)

El LIG es una técnica de síntesis directa que permite obtener grafeno poroso sobre materiales ricos en carbono, por ejemplo las películas de poliimida (PI), por medio de la irradiación láser localizada. Una de sus ventajas es que puede realizarse bajo condiciones ambientales, sin el uso de reactivos adicionales ni etapas de procesamiento rigurosas o complejas, lo cual contrasta con el resto de métodos de síntesis de grafeno, y lo convierte en una alternativa escalable y rentable. Existen dos principales mecanismos de formación de LIG: la reducción de la firma térmica de óxido de grafeno (GO, por sus siglas en inglés) y la transformación térmica directa de polímeros orgánicos. Para el primero de estos mecanismos, la energía del láser es absorbida localmente, lo que genera muy altas temperaturas (superiores a 2000 °C), lo cual rompe los enlaces débiles de la estructura como C-OH, C=O o N-O, promoviendo la reestructuración de carbono tipo sp^3 a sp^2 . Para el segundo caso, el grafeno se forma directamente desde un precursor polimérico, sin necesidad de pasar por etapas químicas previas, mediante el calentamiento causado por el láser [40].

Además del efecto térmico, el tipo de láser influye en el mecanismo dominante para la síntesis. Los láseres infrarrojos (como los de CO_2) inducen en su mayoría efectos térmicos, mientras que los láseres UV (generalmente de entre 200-400 nm) pueden provocar la ruptura directa de los enlaces químicos por efecto fotoquímico, efecto de su alta energía fotónica, incluso sin la necesidad de calentar la muestra en profundidad. La fotólisis inducida tiene la ventaja de que permite la carbonización superficial eficiente sin afectar el volumen de la muestra o sustrato, lo que resulta especialmente útil cuando se utilizan precursores sensibles como la celulosa. Parámetros como la potencia, velocidad, altura focal, tipo de lente y entorno de ablación también influyen de manera significativa en la calidad del grafeno sintetizado. La Figura 4 muestra de manera esquemática el proceso de formación de LIG sobre un sustrato polimérico, incluyendo la pirólisis inducida y la escritura láser.

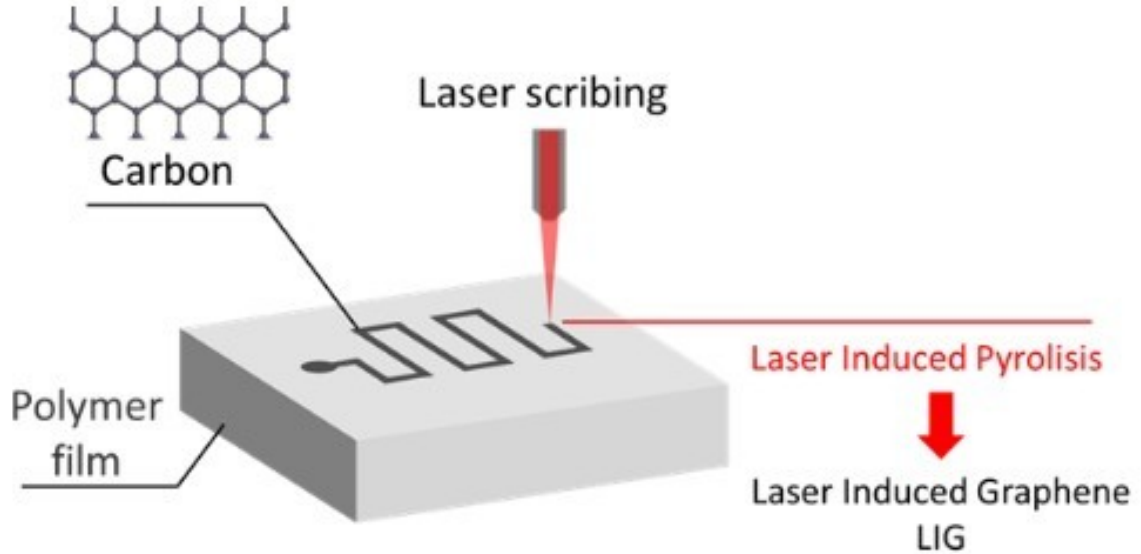


Figura 4. Proceso de síntesis y producción de LIG sobre polímero [41]

6.2.3. Propiedades y usos del LIG

Algunas de las propiedades más útiles del LIG son: gran conductividad del calor y electricidad, alta área de superficie ($\approx 340 \text{ m}^2 \text{ g}^{-1}$), resistencia mecánica, flexibilidad elevada, y excelente estabilidad electroquímica. Además, el uso de software CAD, Inkscape y programas de diseño similares abren la posibilidad al diseño de patrones personalizados, lo que posiciona al LIG como una herramienta versátil y adaptable para aplicaciones en biosensores, electrodos, electrónica flexible y distintas plataformas bioelectrónicas.

Gracias a su naturaleza porosa, estructura y composición del material durante la irradiación, el LIG ha sido explorado en diversos campos funcionales e industrias. En el ámbito de la optoelectrónica, se ha utilizado LIG para fabricación de microelectrónica, dispositivos emisores de campo (FED), micro OLED y electrodos transparentes, destacando por su buena movilidad de portadores y baja resistencia laminar ($\approx 205 \Omega/\text{sq}$). En el almacenamiento de energía, se han desarrollado micro supercondensadores sobre discos DVD con el uso de láseres Light Scribe, y sistemas híbridos integrados con celdas solares para almacenamiento y entrega eficiente de energía. Dichos sistemas han resaltado por presentar una gran estabilidad y densidades de energía comparables con baterías comerciales delgadas, pero teniendo la ventaja de una mayor densidad de potencia y flexibilidad mecánica [42].

En el área biomédica, el LIG ha sido aplicado en biosensores sensibles a humedad, dispositivos neuronales, músculos artificiales e incluso, materiales biomiméticos. Otro ejemplo de aplicaciones consistió en el intento de cultivar neuronas embrionarias sobre patrones de LIG, fomentando el crecimiento ordenado y la adhesión celular. Asimismo,

se han desarrollado actuadores inteligentes, que pueden ser utilizados para tomar y soltar objetos, al imitar y tomar inspiración de los tentáculos de vid. De manera similar, inspirado por el antiguo arte de origami, se ha reportado el desarrollo de un papel completamente de grafeno que es capaz de autoajustarse y “caminar” al adoptar formas prediseñadas al encontrarse bajo irradiación láser. Estas propiedades, junto con diversas aplicaciones adicionales, posicionan al LIG en un candidato destacado para el desarrollo de electrónica portátil, microdispositivos de diagnóstico y sistemas biológicos asistidos [42].

6.3. Aislamiento eléctrico en electrodos

Los materiales aislantes son aquellos en cuya estructura los electrones enfrentan una enorme resistencia a medida que tratan de desplazarse, con casos en donde los electrones directamente no pueden pasar. La función principal de estos es funcionar como mediadores entre los conductores de electricidad para evitar cortocircuitos entre componentes y proteger áreas específicas de descargas o uniones electroquímicas no deseadas [43]. Específicamente en el uso de electrodos, este aislamiento garantiza un funcionamiento seguro, preciso y reproducible. Algunos de los aspectos de operación de los electrodos que se ven beneficiados con el aislamiento son: el control preciso de la corriente (al reducir interferencias y evitando cortocircuitos hacia superficies no deseadas), la seguridad y la biocompatibilidad, sobre todo en aplicaciones implantables o en contacto directo con tejidos al evitar corrosión del material conductor, la ionización o el daño a tejidos circundantes por generación de calor.

6.3.1. Medición de aislamiento

El aislamiento eléctrico generalmente se evalúa mediante la medición de la resistencia de aislamiento utilizando instrumentos como megóhmetros, probadores dieléctricos (equipos Hi-Pot, del inglés *high potential test*) e inversores de DC, así como medidores de resistencia de tres cables. Estos son equipos portátiles que pueden realizar lecturas directas de la resistencia de aislamiento. Para un buen aislamiento, la resistencia se debe encontrar en rangos de megaohmios o más elevados. El principio de funcionamiento más básico se basa en la aplicación de un voltaje de prueba (menor a la tensión de la prueba dieléctrica) a través de la sección de aislamiento, donde se registra la corriente resultante y se aplica la ley de Ohm para calcular la resistencia del aislante. Dependiendo de la complejidad y estructura del sistema eléctrico, más de una corriente puede circular en el mismo circuito, por lo que en principio de medición se complica. Para el análisis más completo se debe tomar en cuenta: la corriente de carga capacitiva (corriente de duración corta y gran magnitud), la corriente de absorción o polarización (sus 3 componentes decaen a cero durante varios minutos), la corriente de fuga superficial (por contaminación de humedad o sales en la superficie del aislante) y la corriente de conducción (corriente estabilizada en el aislante). La suma de estas componentes es la corriente total, la cual es medida directamente por

los equipos antes mencionados [44].

A pesar de que el aislamiento eléctrico se mide en ohmios, existe pruebas más completas para determinar el correcto aislamiento de una superficie como lo son el índice de polarización, la relación de absorción dieléctrica (DAR) y el método de prueba de descarga (DD). El índice de polarización consiste en hacer 2 mediciones a 1 y 10 minutos y luego dividiendo la resistencia de aislamiento a 10 minutos entre la de 1 minuto para obtener el IP (índice de polarización). Por recomendación IEEE 43-2000, un índice IP superior a 4 indica un buen aislamiento mientras que uno inferior a 2 indica un problema. Por otro lado, la relación de absorción dieléctrica (DAR) es similar al IP pero en lugar de dividir la resistencia de aislamiento a las 10 y 1 minuto, se hace a los 60 y 30 segundos, manteniendo el mismo principio de división. Un DAR mayor de 1.6 es indicativo de una condición de aislamiento excelente, mientras que uno menor a 1.25 indica una falla de aislamiento [44].

6.3.2. Materiales para aislamiento

En la industria, convencionalmente se utilizan materiales aislantes como cerámicos, plásticos de ingeniería, fibras de vidrio, materiales compuestos [45][46] y varios otros según la aplicación específica para la que se requieran (Cuadro 1).

Cuadro 1. Materiales utilizados en la industria para aislamiento y sus características y aplicaciones más comunes

Material	Características	Aplicaciones
Madera	Buena resistencia térmica; no acumula energía ni calor.	Instalaciones de postes eléctricos y cableado en zonas con humedad.
Vidrio	No absorbe humedad; material frágil.	Aislamiento en cableado de alta tensión.
Cerámica de óxidos	Resisten altas temperaturas.	Aislamiento en bujías y componentes térmicos.
Caucho	Flexible; resiste deformaciones y cambios de temperatura.	Cableado e instalaciones domésticas.
Plástico	Alta resistencia eléctrica; no libera electrones.	Cableados eléctricos y aislamiento industrial.
Goma	Flexible; se deforma y recupera su forma original.	Aislamiento eléctrico y acústico; especialmente en goma espuma.
Papel y cartón	Bajo costo; adecuado para bajas tensiones y voltajes.	Aislamiento en sistemas de bajo voltaje y aplicaciones económicas.

6.3.3. Materiales típicos en electrodos y electrónica (PDMS, poliimida, parylene C)

En el desarrollo de electrodos implantables y dispositivos bioelectrónicos que interactúan de manera directa con tejidos vivos, la selección de materiales estructurales y aislantes es crítica. Adicionalmente al aislamiento eléctrico confiable, estos materiales deben cumplir con los delicados requerimientos de biocompatibilidad, flexibilidad mecánica y estabilidad química que permiten su funcionamiento en ambientes in-vivo sin alterar ninguno de los procesos ni la homeostasis necesaria para mantener la vida. Por ejemplo, se ha observado que la rigidez mecánica de los materiales puede inducir respuestas biológicas adversas como fibrosis o encapsulación, lo que a su vez afecta la calidad de las mediciones obtenidas y la funcionalidad a largo plazo de este tipo de dispositivos [47]. Tres de los materiales más ampliamente utilizados para la encapsulación o como sustrato en electrodos biomédicos son el polidimetilsiloxano (PDMS), la poliimida (PI) y parylene C, de los cuales cada uno presenta características específicas que los hacen más aptos y adecuados en los distintos contextos de utilización.

El polidimetilsiloxano es un elastómero flexible que presenta transparencia óptica y una alta biocompatibilidad, lo que lo hace ideal para dispositivos con una interacción mecánica suave con tejidos blandos como lo puede ser el cerebro por brindar un ejemplo. Su módulo de Young (de entre 360 a 870 kPa) es mucho menor en comparación a la poliimida y el parylene C (~ 3.2 GPa), lo que ayuda a reducir la formación de tejido cicatricial y contribuye a una mayor estabilidad de señal. Sin embargo, también se ha demostrado que su baja compatibilidad con procesos MEMS puede causar microgrietas en superficies metálicas, una limitación que puede ser compensada con la combinación con parylene C [47].

Asimismo, la poliimida también es ampliamente utilizada en electrodos neuronales por su flexibilidad, resistencia térmica y compatibilidad con litografía. Su citotoxicidad es baja y presenta una buena estabilidad dieléctrica, aunque su alta capacidad para absorber agua puede causar delaminación si el ambiente de colocación es húmedo. Comúnmente para resolver esto, se emplean capas intermedias de silicio o titanio, pero también se ha propuesto el uso de cintas poliimida, con patrones elaborados con láser, para una fabricación más rápida y confiable [48].

Por último, el parylene C se deposita en capas delgadas, uniformes y libres de poros mediante deposición química de vapor. Es un material químicamente inerte, que también presenta una alta resistencia dieléctrica y biocompatibilidad certificada (USP Clase VI), lo que lo hace ideal para recubrir sensores y electrodos implantables con un enfoque a largo plazo. Aún así, presenta un desafío por su baja adhesión a metales en ambientes húmedos, pero dicha limitación puede mitigarse con tratamientos térmicos o con el uso de plasma de oxígeno. Su desempeño ha sido validado en el desarrollo de varios dispositivos de neuroestimulación [49].

6.4. Biopotenciales

Los biopotenciales son señales eléctricas generadas por las células en tejidos excitables como el cerebro, el corazón y los músculos esqueléticos, y los mismos surgen de la actividad bioeléctrica a nivel celular. La actividad bioeléctrica es causada por los cambios y la diferencia de potenciales entre el interior y el exterior de las células conforme estas modifican la distribución de iones (Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Cl^-) en porciones desiguales a través de la membrana celular por medio de los canales iónicos, ATPasas y gradientes electroquímicos. Esta diferencia es responsable del surgimiento de potenciales de membrana en reposo, y su alteración conlleva, por estímulos eléctricos o químicos, produce un potencial de acción [50].

De manera aislada, los biopotenciales generados por células individuales no producen cambios lo suficientemente grandes como para ser detectados sin equipo especializado. Sin embargo, cuando un conjunto de células se activa de forma sincronizada por un estímulo interno o externo, la suma de sus señales puede registrarse mediante electrodos. Para registrar biopotenciales de manera estable, es necesario minimizar la polarización en la superficie del electrodo -por ejemplo, utilizando electrodos Ag/AgCl-. Esto reduce las reacciones electroquímicas no deseadas (corriente farádica) y favorece un acoplamiento principalmente capacitivo, lo cual permite medir las variaciones de potencial sin generar sobrepotenciales en la interfaz electrodo/electrolito [51].

6.4.1. Tipos de biopotenciales medibles y parámetros técnicos importantes

Según el punto, tejido u órgano de origen de los biopotenciales, estos se clasifican en distintos tipos, cada uno con características representativas en términos de componentes o mediciones típicas, y aplicaciones (Cuadro 2).

Cuadro 2. Comparación de distintos tipos de biopotenciales, mediciones típicas y aplicaciones clínicas/técnicas

Biopotencial	Componentes o mediciones típicas	Aplicaciones clínicas y técnicas
EEG (Electroencefalograma)	Ondas delta, theta, alfa, beta y gamma; actividad cortical rítmica.	Trastornos del sueño, epilepsia, monitoreo intraoperatorio, interfaces BCI [52].
ECG (Electrocardiograma)	Onda P, complejo QRS, onda T; intervalos PR y QTc.	Diagnóstico de arritmias, isquemia, hipertrofia y monitoreo continuo [53].
EMG (Electromiografía)	Potenciales de unidad motora (MUAPs) y actividad muscular voluntaria o refleja.	Diagnóstico neuromuscular, control de prótesis y fatiga muscular [54].
ECoG (Electrocorticografía)	Oscilaciones corticales de alta resolución y potenciales relacionados con eventos (ERP).	Implantes neuroprotésicos e interfaces cerebrales de alta resolución [55].

Cada una de las mediciones de estos biopotenciales presenta desafíos únicos y particulares para su adquisición. Por ejemplo, el EEG requiere una supresión adecuada de ruido por la baja amplitud de trabajo, mientras que para el EMG, se pueden presentar artefactos de movimiento ajeno al estudio que deben eliminarse con filtros específicos. Además, por la naturaleza de los equipos y sus componentes electrónicos y de alimentación, las señales son altamente sensibles a interferencias eléctricas externas, como la línea de alimentación (50/60 Hz).

6.5. Electroestimulación

La electroestimulación constituye un método de fisiología terapéutica y de investigación que induce respuestas fisiológicas específicas en diversas estructuras de organismos vivos por medio de la aplicación de señales eléctricas. Dichos impulsos eléctricos permiten la activación de fibras musculares o nerviosas de manera controlada y sin representar ningún daño al tejido ni a los componentes de suministro como los electrodos. Esto le brinda una utilidad tanto en el ámbito clínico como en el desarrollo de nuevos dispositivos biomédicos. Su aplicación ha progresado y se ha expandido considerablemente gracias al avance en los generadores de la señal de electroestimulación, en las distintas configuraciones de electrodos y el desarrollo de algoritmos/estrategias de control más complejas que permiten restaurar e inducir de manera más controlada los estímulos, y por ende, tener un mayor impacto positivo según la aplicación específica para la que se utilice [56][57].

6.5.1. Corriente para los pulsos

Los pulsos de corriente empleados en electroestimulación pueden generarse a partir de corriente continua (DC) o corriente alterna (AC). Sin embargo, en aplicaciones biomédicas la utilización de DC sostenida no es recomendable, ya que provoca acumulación de carga en la superficie del electrodo y en la membrana celular, generando efectos electroquímicos indeseables como variaciones locales de pH, corrosión y daño tisular. Por esta razón, la electroestimulación moderna utiliza principalmente corrientes alternas pulsadas, especialmente señales bifásicas balanceadas, que invierten la dirección del flujo eléctrico en cada pulso y evitan la polarización neta del electrodo. Este tipo de forma de onda permite una estimulación segura y eficaz, minimizando la acumulación de carga tanto en los electrodos como en los tejidos [58].

Para asegurar una estimulación adecuada, las corrientes alternas pulsadas permiten el control preciso de parámetros fundamentales como la amplitud, duración del pulso, frecuencia y forma de onda (Figura 5). La amplitud determina la intensidad del estímulo eléctrico y debe ajustarse para activar las fibras sensoriales o motoras sin generar molestias. La duración del pulso define el intervalo temporal en el que se aplica cada estímulo y influye directamente en la selectividad y el reclutamiento de fibras nerviosas. La frecuencia, expresada en pulsos por segundo (Hz), modula la percepción del estímulo y la respuesta fisiológica obtenida. Finalmente, la forma de onda -particularmente si es bifásica balanceada- resulta esencial para evitar la acumulación de carga y reducir los efectos electroquímicos durante aplicaciones prolongadas [58].

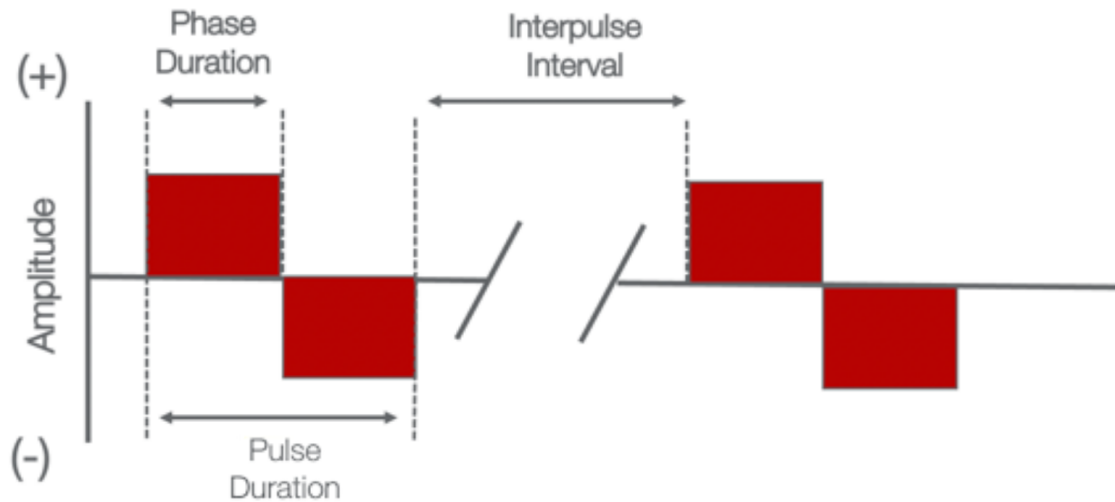


Figura 5. Esquemático de parámetros de control de pulsos de corriente para estimulación bifásica simétrica con intervalos entre pulsos [58]

7.1. Fabricación de electrodos LIG

7.1.1. Diseño de electrodo LIG en Inkscape

El diseño de los electrodos de LIG se realizó utilizando el software de diseño vectorial Inkscape (v.1.4, Inkscape Project, Boston, MA, USA). Se desarrollaron dos configuraciones geométricas principales para la posterior evaluación de propiedades físicas y químicas de los electrodos. La primera de ellas consistió en un arreglo de cuatro elementos idénticos por electrodo. Cada elemento estuvo compuesto por dos conectores circulares de 2 mm de diámetro, unidos por un canal conductor de longitud constante (11 mm). La única característica que varió entre los elementos fue el ancho de dicho canal, el cual varió entre los valores: 0.25, 0.50, 0.75 y 1.00 mm (Figura 6). Para evaluar la reproducibilidad en las pruebas de resistencia eléctrica, se fabricaron cinco réplicas de la primera configuración, y las dimensiones externas de cada electrodo se fijaron en 25 x 25 mm (ancho x largo).

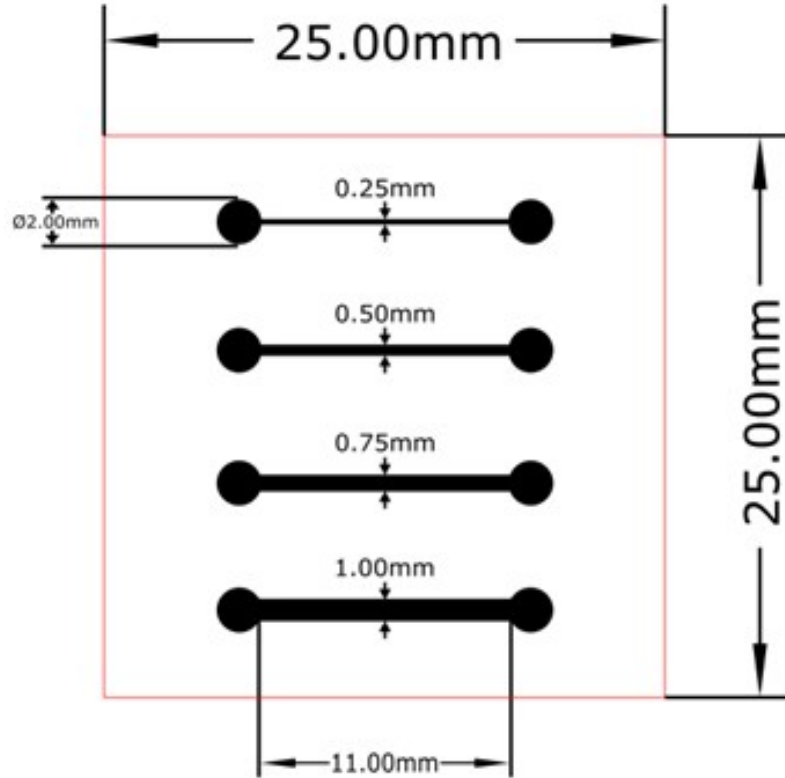


Figura 6. Primer diseño de electrodos en Inkscape para corte y grabado láser

La configuración del diseño para la fabricación de los electrodos se realizó considerando los protocolos de trabajo del sistema de corte láser (Software Universal Laser Systems Control Panel, ULS Inc., AZ, USA). Debido a que el software asigna operaciones específicas según los colores del archivo en formato PDF (utilizando rojo para corte, negro para grabado y azul para marcado), se definieron los colores en el modelo RGB dentro del software Inkscape. Específicamente, se empleó el rojo (255, 0, 0) para las trayectorias de corte y negro (0, 0, 0) para las áreas de grabado. Además, se establecieron parámetros gráficos específicos para cada operación, donde para el corte, se configuraron las líneas de color rojo con las siguientes propiedades: sin relleno, opacidad (Alpha) de 100, y un *hairline* de 0.05 mm. Por otro lado, para las regiones de grabado, se definió un relleno sólido negro con opacidad de 100, sin bordes y un *hairline* libre según requisitos del diseño.

7.1.2. Manufactura de electrodos LIG

Para la manufactura de los electrodos se utilizó una película de Kapton HN300 (DuPont®, Wilmington, Delaware, USA), en la presentación en hoja sin adhesivo de formato A4 (210x297 mm²) con un grosor de 75µm. Un pequeño recorte de la misma se pegó sobre un fragmento de acrílico blanco con goma de barra (Pritt®, Henkel AG & Co. KGaA, Düsseldorf, Alemania) para evitar el pandeo de los electrodos al realizar el corte láser (Figura 7).

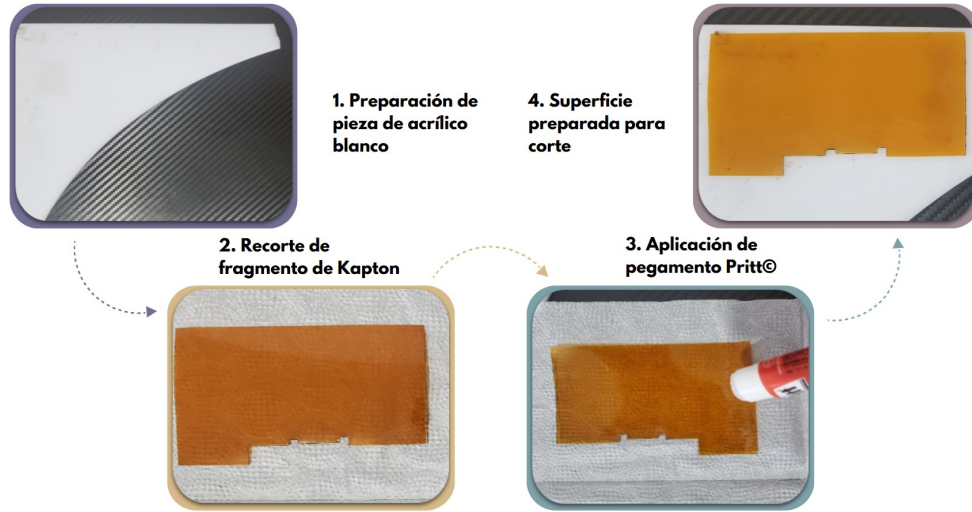


Figura 7. Proceso de preparación de fragmento de hoja Kapton para corte láser de electrodos LIG sobre sistema láser de CO₂

Para el corte láser, se utilizó un sistema láser de CO₂ (Versa Laser 2.30 30 W 10.6 μm, ULS Inc, AZ USA) del cual se variaron los parámetros de potencia y velocidad directamente desde el panel de control v5.39.61 del software UCP de Universal Laser Systems (Cuadro 3). Para dichos parámetros, se utilizaron como referencia los datos recopilados por el proyecto de caracterización de electrodos a base de LIG en Universidad del Valle de Guatemala [59], por múltiples pruebas de impresión y comparación entre la calidad de grafeno inducido.

Cuadro 3. Parámetros de potencia y velocidad utilizados en cortadora láser 2.30 30 W para primer diseño de electrodos

Color	Velocidad	Potencia
Negro	40 %	35.0 %
Rojo	8 %	40.0 %

7.2. Pruebas de resistencia y reproducibilidad

7.2.1. Medición de resistencia eléctrica

Como prueba preliminar para evaluar el rendimiento y características de los electrodos producidos, se realizó la medición de resistencia eléctrica para los cinco electrodos LIG, utilizando un multímetro Extech MN26 T Minitec (TEquipment, Long Branch, USA). Para la primera toma de datos, se realizó la comparación de resistencia en cada uno de los elementos del electrodo con distinto ancho en el canal conductor para cada uno de los electrodos (n=5) sin ningún tipo de modificación (Figura 8).

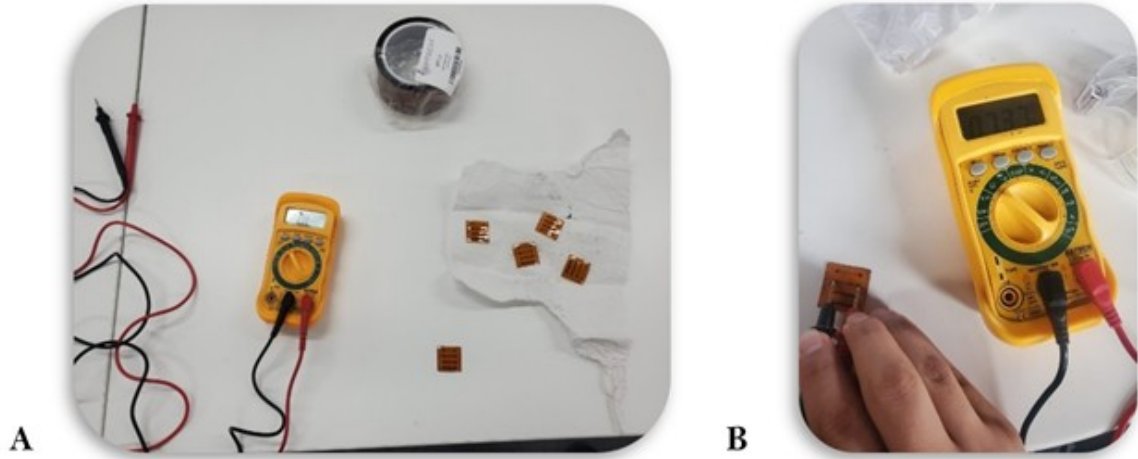


Figura 8. (A) Materiales y equipo utilizado para mediciones de resistencia eléctrica; (B) proceso de medición de resistencia en cada elemento de los cinco electrodos

7.2.2. Comprobación de reproducibilidad

A continuación, se colocó cinta adhesiva Kapton de 50mm de ancho (Bertech, CA, USA) en dos de los electrodos y cinta de empaque transparente 04280 (Tesa [®], Tesa SE, Norderstedt, Schleswig-Holstein, Alemania) en otros dos, fijando el electrodo restante sin modificar como referencia para verificar constancia de los resultados entre las pruebas de medición (Figura 9). Antes de realizar la segunda serie de mediciones, se arrancó la cinta Kapton y la cinta de empaque transparente para remover parte del grafeno inducido sobre el material poliimida con el objetivo de determinar la relación de cambio entre la cantidad del mismo en un área determinada, y la resistencia eléctrica y conductividad medida. Posteriormente, se volvió a realizar la medición de resistencia sobre todos los electrodos para determinar el cambio producido, y también sobre el electrodo de control para verificar que los resultados no variaran entre pruebas por factores externos.

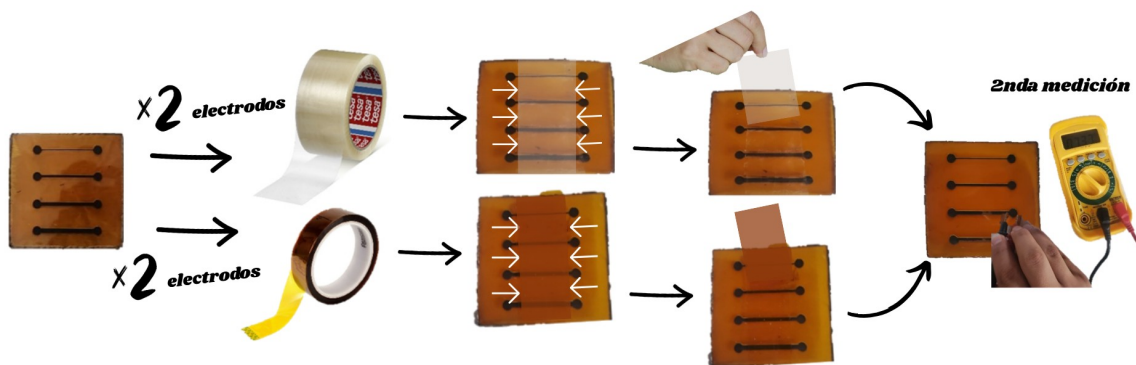


Figura 9. Proceso de colocación y remoción de cinta adhesiva Kapton y de empaque Tesa para realización de segunda medición de resistencia eléctrica de electrodos LIG

7.3. Segunda configuración de electrodos LIG y sistema de aislamiento

7.3.1. Diseño de electrodos para pruebas de aislamiento y voltametría cíclica

Se realizó el diseño de una segunda configuración de electrodos LIG para las pruebas posteriores, específicamente para realizar pruebas de aislamiento con distintos materiales adhesivos sobre el Kapton, de espectroscopía de impedancia (EIS, por sus siglas en inglés - *electrochemical impedance spectroscopy*) y de voltametría cíclica (CV por sus siglas en inglés - *cyclic voltammetry*). El diseño de la segunda configuración de electrodos tomó como inspiración el diseño anteriormente realizado y probado en el proyecto de graduación de electrodos LIG para la medición de electromiografía de superficie (SEMG) y electroestimulación [60]. El diseño se realizó nuevamente con el software de Inkscape, y el mismo constó de un círculo de 8 mm de diámetro para el polo de contacto. La longitud total del electrodo (superficie de corte) tiene 19.3 mm de largo y 13 mm de ancho. Se utilizaron los mismos colores y parámetros de diseño para las líneas de corte y grabado de la primera configuración.

Adicionalmente, se agregaron rectángulos para marcado (azules) hasta el final de este, con una separación de 1.5 mm entre cada uno, para las pruebas posteriores de CV (Figura 10). Como contraparte al segundo diseño de los electrodos LIG, se utilizó la herramienta de Inkscape (únicamente para corte láser) para el diseño de la “cara” de aislamiento a colocar sobre los electrodos LIG. Las dimensiones externas fueron exactamente las mismas que para el diseño de los electrodos, con excepción del polo de contacto circular, el cual se redujo a 7.5 mm para cubrir una pequeña porción del grafeno en el diseño del electrodo.

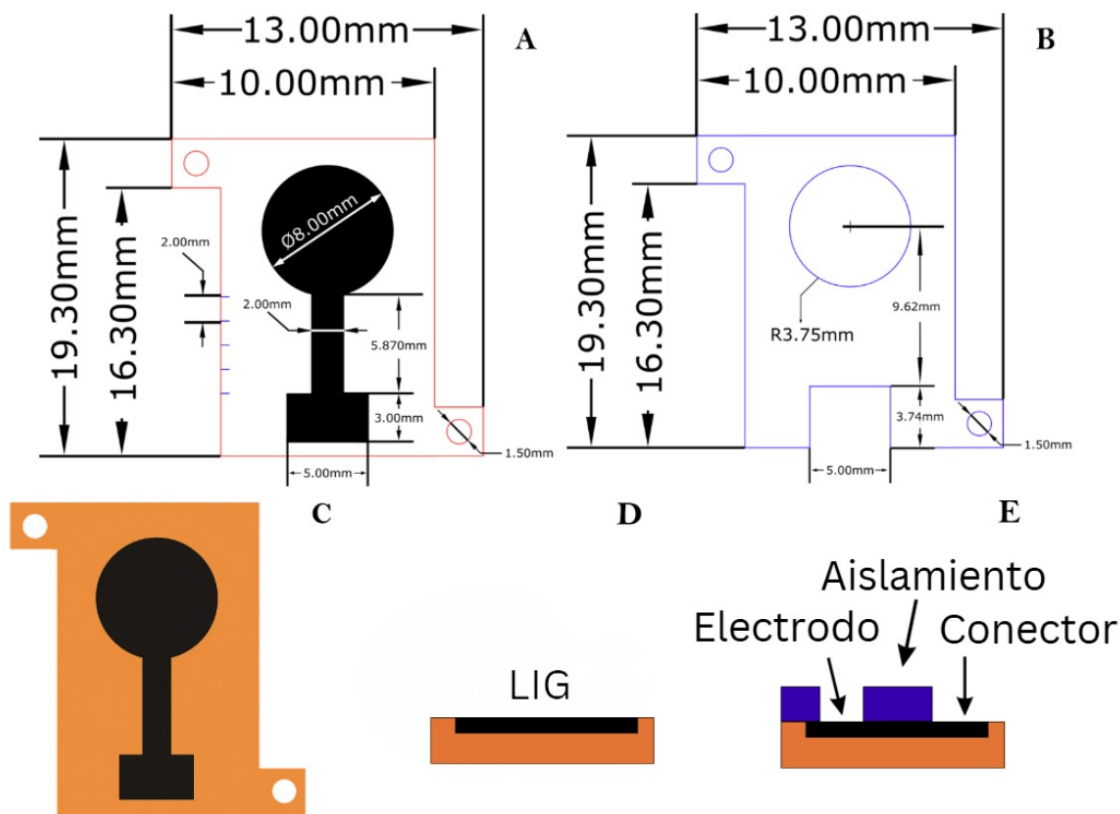


Figura 10. (A) Segunda configuración de electrodo LIG para aislamiento y pruebas de CV; (B) contraparte de electrodos LIG para aislamiento con materiales adhesivos; (C) vista frontal de electrodo LIG (segunda configuración); (D) vista en sección (plano sagital) de electrodo LIG; (E) vista en sección de electrodo LIG con cinta adhesiva Kapton para aislamiento

7.3.2. Manufactura de electrodos LIG con segunda configuración y corte sobre materiales aislantes

Para la fabricación de la segunda configuración de electrodos LIG se emplearon parámetros específicos de corte y marcado (Cuadro 4). Para el corte de los materiales aislantes (Cinta de empaque 04280 Tesa, cinta adhesiva Kapton y película autoadhesiva contact) se mantuvieron los mismos parámetros de corte utilizados en el diseño del electrodo. Asimismo, para evitar el pandeo de la película de Kapton durante la preparación, se empleó un panel de vidrio sobre el cual se aplicaron gotas de agua con una jeringa de 10 mL para favorecer la adhesión por tensión superficial (Figura 11).

Cuadro 4. Parámetros de velocidad y potencia utilizados en la segunda configuración de electrodos LIG

Color	Velocidad	Potencia
Negro	40 %	35.0 %
Rojo	25 %	25.0 %
Azul	50 %	25.0 %

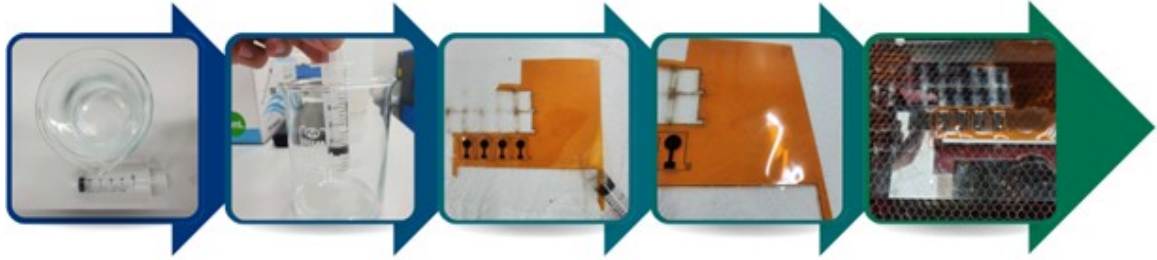


Figura 11. Proceso de preparación de película Kapton sobre panel de vidrio utilizando agua para adhesión de toda la superficie

7.4. Sistema de alineamiento y observación microscópica de los electrodos

7.4.1. Diseño 3D del sistema de alineamiento

El sistema de alineamiento fue diseñado utilizando el software Autodesk Inventor Professional 2026 (Autodesk Inc., San Francisco, USA). El diseño consistió en dos piezas principales: una base cuadrada de soporte, sobre la cual se colocaron los electrodos y la capa de aislante, y una pieza superior complementaria destinada a asegurar el conjunto mediante un sistema de pines y orificios alineados. La base presentó dimensiones de 30 mm x 30 mm y una altura de 5 mm. Sobre su superficie se incorporaron cuatro extrusiones cilíndricas que actuaron como pines de fijación para el resto de componentes del sistema (electrodo, capa aislante y cubierta superior). Cada pin tuvo un diámetro de 1.9 mm y una altura de 1.5 mm. La pieza superior, de las mismas dimensiones que la base (30 mm x 30 mm), incluyó cuatro orificios pasantes (“through hole”) con un diámetro de 1.5 mm. Este valor se definió ligeramente menor al de los pines con el objetivo de compensar tolerancias dimensionales y generar un ajuste por presión que asegurara la alineación precisa del sistema. La configuración descrita buscó mantener en posición coaxial al electrodo, al contraelectrodo aislante y a la cubierta superior, garantizando una aplicación uniforme de presión entre ambas placas durante el proceso de aislamiento (Figura 12).

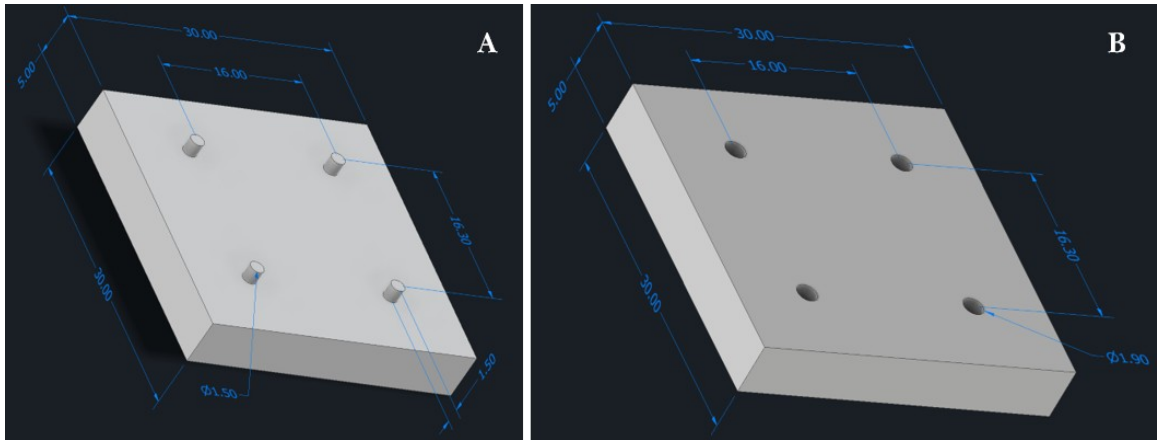


Figura 12. Representación tridimensional del sistema de alineamiento diseñado en Autodesk Inventor Professional 2026. (A) Base cuadrada de soporte con pines de fijación y dimensiones indicadas; (B) pieza superior complementaria con agujeros para acoplamiento y dimensiones respectivas

7.4.2. Fabricación y ensamblaje del sistema

La impresión del sistema de alineamiento se realizó utilizando una impresora 3D Ultimaker 3 (Ultimaker, Utrecht, Países Bajos) y ácido poliláctico (PLA) (eSun, Shenzhen, China) como material de fabricación. Los parámetros de impresión se establecieron con una altura de capa de 0.15 mm, una densidad de relleno del 20 %, un patrón de relleno giroide, y grosores de pared de 0.8 mm y 1.0 mm. Una vez obtenidas las piezas impresas, se procedió al ensamblaje del sistema de alineamiento y a la colocación de la capa aislante sobre los electrodos.

El proceso de aislamiento se llevó a cabo sobre un total de cuatro electrodos, cada uno montado sobre la base cuadrada de soporte y fijado mediante dos de los pines que coincidían con los agujeros en las “aletas” del diseño de la segunda configuración. Posteriormente, se empleó un set de pinzas electrónicas para retirar cuidadosamente el papel protectora de la cinta Kapton, siguiendo el mismo proceso de alineamiento utilizado para el electrodo. Finalmente, se colocó la pieza superior complementaria alineando los agujeros con los pines de la base cuadrada, procurando un contacto paralelo uniforme entre ambas piezas para asegurar una distribución homogénea de la presión sobre la superficie del electrodo. Con el fin de garantizar que la misma presión se aplicara a los cuatro electrodos, se colocó un beaker de 250 mL lleno hasta la mitad sobre el sistema ensamblado, durante un periodo de 10 segundos.

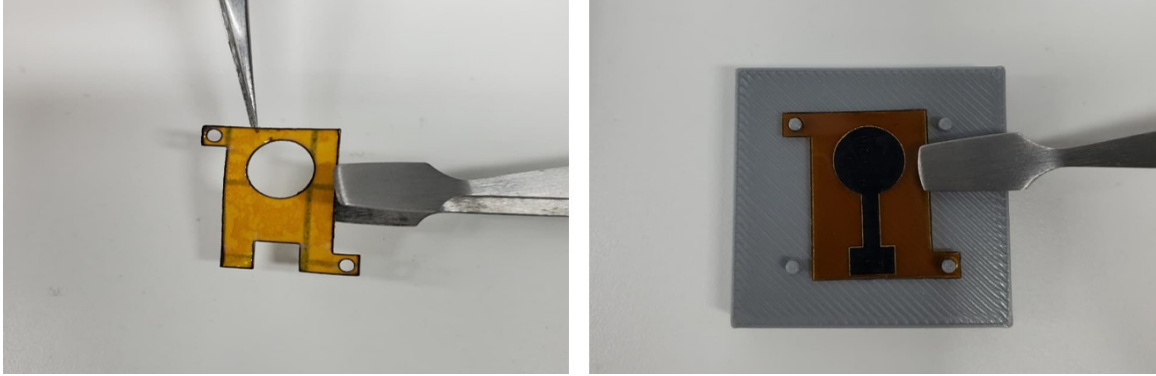


Figura 13. Película de cinta adhesiva Kapton aislante cortada sobre papel y alineamiento de electrodo LIG en base cuadrada con pines de sistema de alienamiento 3D

7.4.3. Visualización de grafeno inducido y aislamiento mediante microscopio digital

La estructura del LIG sobre la superficie de la película de Kapton y la uniformidad del aislamiento aplicado fueron examinadas mediante un microscopio estereoscópico SZR-14 (OPTIKA Italy, Ponteranica, Italia), equipado con lentes binoculares de rotación de 360° e inclinación de 45°. Se emplearon oculares EWF 10x/22 mm de tipo high-point y un objetivo parfocal achromatic zoom con rango continuo de aumento entre 0.67x y 4.5x, alcanzando una magnificación máxima de 45x en la configuración estándar. El sistema se complementó con una cámara digital MU500-HS (AmScope, Irvine, CA, USA) con sensor CMOS APTINA® de 5.1 MP y tecnología Ultra-Fine Color Engine, un adaptador fijo para microscopio FMA050 y una fuente de iluminación halógena fría Cold-Light Source Haloid Lamp 150W (AmScope).

El montaje experimental consistió en la disposición del microscopio sobre una superficie nivelada, con los electrodos LIG (tanto sin aislamiento como con aislamiento) colocados sobre una base antideslizante para asegurar la estabilidad durante la observación (Figura 14). La cámara digital se utilizó para capturar imágenes de referencia del sistema y del procedimiento de visualización, empleando el software de adquisición correspondiente del fabricante. El procedimiento consistió en la observación de cada electrodo LIG para evaluar visualmente la morfología y calidad del grafeno inducido, así como la uniformidad del aislamiento obtenido tras el ensamblaje del sistema.

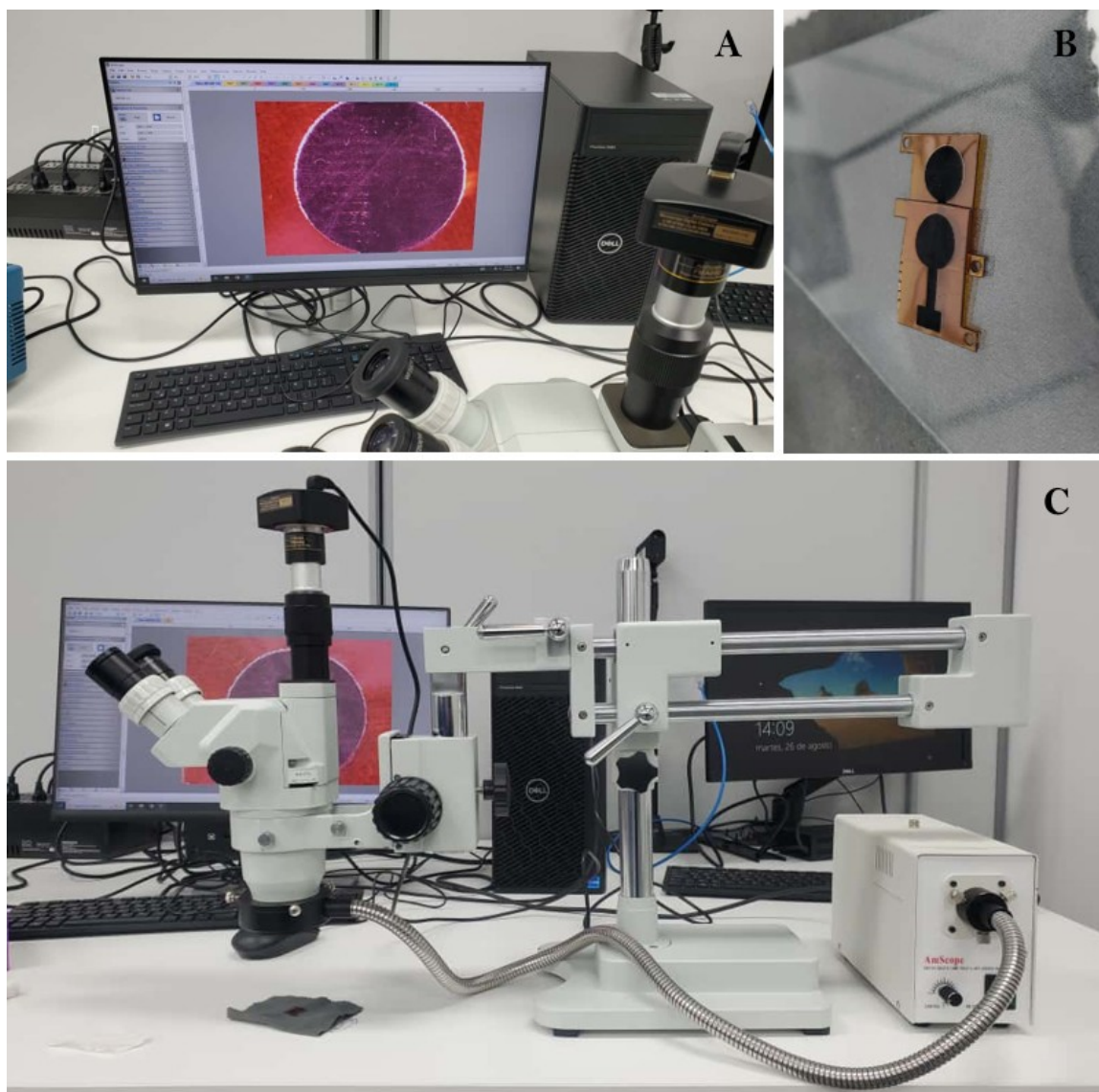


Figura 14. (A) Set-up experimental para la visualización del grafeno inducido y del aislamiento mediante microscopio digital SZR-14; (B) área de trabajo con los electrodos LIG y las capas aislantes; (C) disposición del microscopio y sus componentes principales

7.5. Pruebas electroquímicas

Las pruebas electroquímicas se realizaron con el propósito de caracterizar el comportamiento eléctrico de los electrodos de LIG, evaluando su conductividad, estabilidad y la calidad del contacto eléctrico obtenido tras la fabricación. Las mediciones se realizaron utilizando una placa EmStat Pico Development Kit (PalmSens, Houten, Países Bajos). Los parámetros de funcionamiento para ambas pruebas fueron controladas mediante software PStace 5.12 (PalmSens).

El montaje experimental fue idéntico para las pruebas de CV y EIS. Los electrodos

LIG se emplearon como electrodo de trabajo, un tornillo de acero inoxidable de cabeza Allen 6 x 30 mm actuó como contraelectrodo, y un electrodo de referencia Ag/AgCl R0303 (Beijing Jinke Keyi Scientific Instrument Co., Ltd., Beijing, China) completó el sistema, todos ajustados con las pinzas tipo cocodrilo. Como medio electrolítico se utilizó una solución PBS 1x (10 mM fosfato/ 137 mM NaCl), vertiendo 125 mL en un beaker de 250 mL. Los tres electrodos se mantuvieron parcialmente sumergidos, asegurando que permanecieran suspendidos dentro del medio, pero sin contacto entre sí ni con los bordes del recipiente (Figura 15).

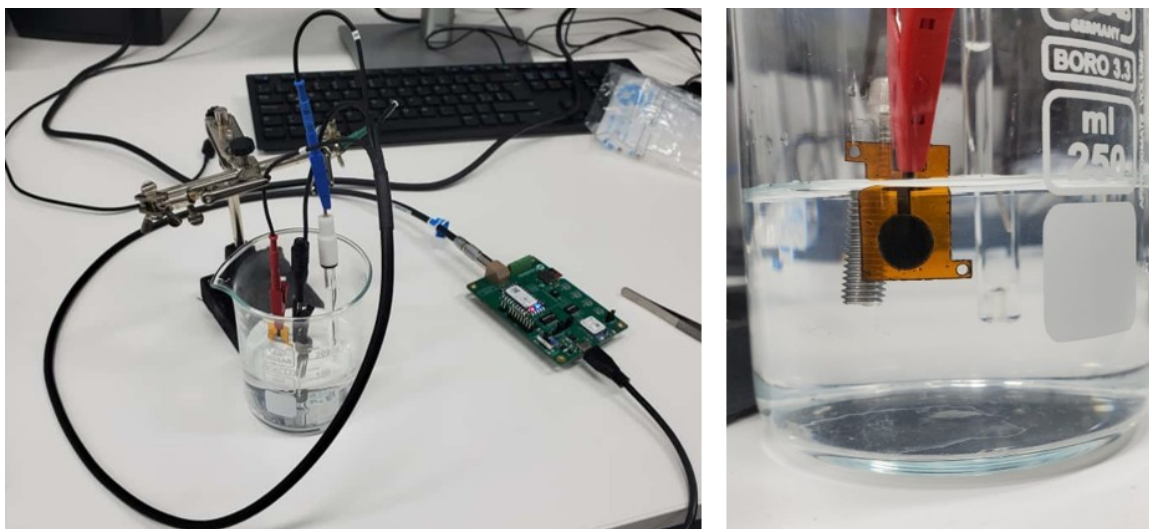


Figura 15. Set-up experimental para la realización de pruebas electroquímicas de CV y EIS

7.5.1. Configuración para CV

La prueba de CV se realizó sobre un total de seis electrodo LIG, tres sin aislamiento y tres con aislamiento. Para cada electrodo se modificó progresivamente la profundidad de inmersión, aumentando el área expuesta a la solución a distancias de 4 mm, 9.5 mm, 11 mm, 12.5 mm y 14 mm, con incrementos de 1.5 mm entre las marcas de referencia marcadas con la cortadora láser. Cada medición consistió en un total de cinco ciclos voltamétricos consecutivos, con pausas breves entre ciclos para ajustar la profundidad de inmersión. El tiempo total de registro para los cinco ciclos sobre cada electrodo fue de 40 segundos, y el rango de corriente se ajustó automáticamente por el software con los límites en 1 nA y 1mA para evitar problemas de current overload y underload. Los parámetros específicos de configuración utilizados en el software PStTrace 5.12 se resumen en el Cuadro 5.

Cuadro 5. Parámetros de configuración para prueba de CV con placa EmStat Pico

Parámetro	Magnitud
Tiempo para equilibración	4 s
Potencial de inicio	0.0 V
Vértice de potencial 1	-0.6 V
Vértice de potencial 2	0.9 V
Incremento de potencial	0.01 V
Velocidad de escaneo	0.1 V/s
Número de ciclos	5
Medir vs potencial en circuito abierto	1
Potencial de inicio versus potencial en circuito abierto	1

Las mediciones se realizaron en un laboratorio con temperatura constante y regulada a 17° C. Durante las pruebas se mantuvo la misma configuración de electrodos descrita en la sección anterior, utilizando los electrodos LIG como electrodo de trabajo (*working electrode*), un tornillo de acero inoxidable como contraelectrodo (*counter electrode*) y un electrodo Ag/AgCl (modelo R0303, OPTIKA Italy) como electrodo de referencia (*reference electrode*).

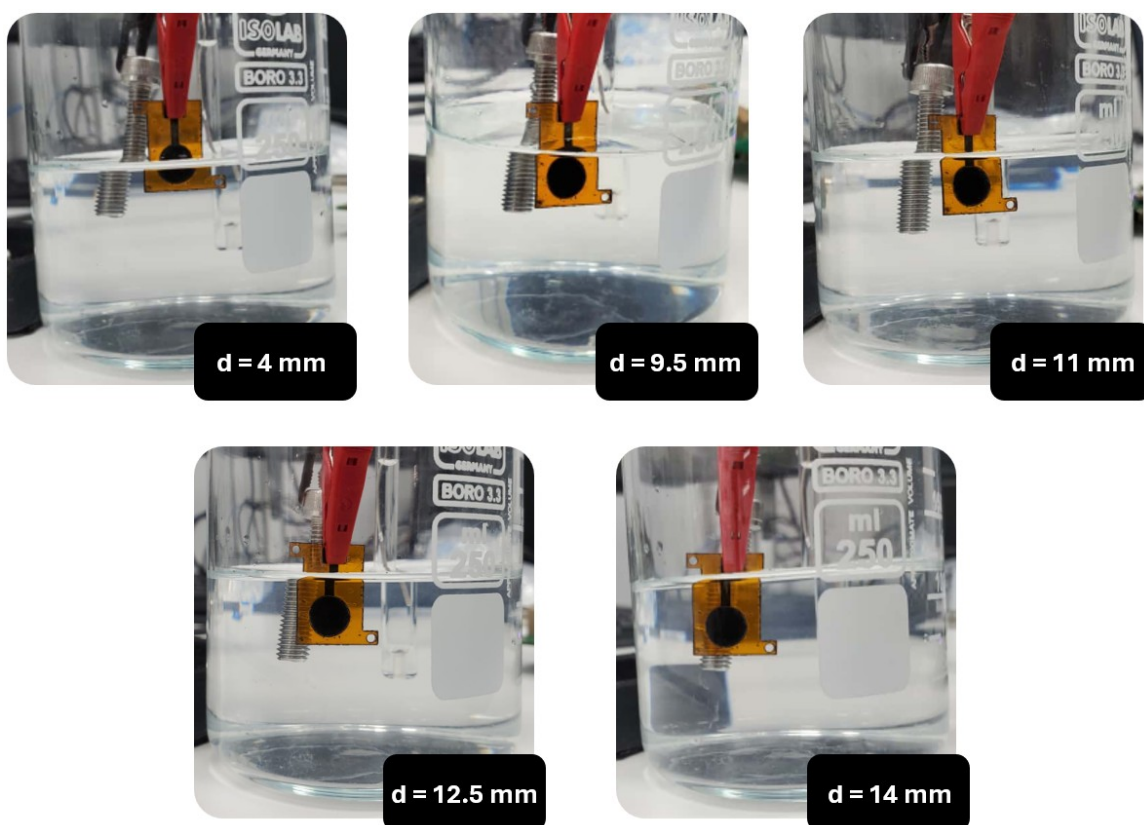


Figura 16. Proceso de recopilación de pruebas de CV variando distancia de sumersión y contacto de electrodo LIG con medio PBS

7.5.2. Configuración para EIS

La prueba de EIS se realizó bajo la misma configuración experimental empleada para la CV, utilizando el mismo sistema de conexión y disposición de electrodos. Las mediciones se efectuaron con el software PSTrace 5.12, manteniendo el medio electrolítico PBS 1x y las condiciones ambientales constantes del laboratorio (24 °C). El ensayo se realizó sobre ocho electrodo en total: cuatro sin aislamiento y cuatro con aislamiento. En este caso, la profundidad de inmersión de los electrodos se mantuvo fija en 9.5 mm para todas las mediciones. El procedimiento permitió comparar la variabilidad entre los electrodos sin aislamiento y evaluar las diferencias en el comportamiento electroquímico entre los electrodos con y sin aislamiento. Los parámetros de configuración utilizados en PSTrace 5.12, como el número de puntos por década, la frecuencia máxima y mínima, y el tiempo de equilibrio, se presentan resumidos en el Cuadro 6.

Cuadro 6. Parámetros de configuración utilizados en la prueba de EIS mediante software PSTrace 5.12

Parámetro	Valor de Configuración
Tiempo para equilibración	3 s
Tipo de escaneo	Predeterminado
Potencial aplicado durante medición	0.0 V
Amplitud del potencial	0.01 V
Tipo de frecuencia	Escaneo
Número de frecuencias	39
Frecuencia máxima	200 kHz
Frecuencia mínima	20 Hz

7.6. Medición de biopotenciales con electrodos Ag/AgCl frente a electrodos LIG

Las mediciones de biopotenciales se realizaron con el propósito de comparar el desempeño de los electrodos de LIG, con y sin aislamiento, frente a electrodos comerciales Ag/AgCl. Para todas las pruebas se utilizó un sistema de adquisición de señales Biopac Systems Inc. MP36 (Biopac Systems Inc., Goleta, CA, USA) junto con el software BSL Systems 4.1, conectado mediante un cable de alimentación y un cable USB tipo A a tipo B con una computadora del laboratorio. El sistema contó con dos sets de cables para electrodos SS2L (Biopac Systems Inc.), permitiendo la medición simultánea de dos canales: el canal 1 destinado a los electrodos comerciales y el canal 2 a los electrodos LIG. Los materiales utilizados incluyeron: tres electrodos Ag/AgCl 3M Red Dot™ (3M, Saint Paul, MN, USA), seis electrodos LIG (tres con aislamiento y tres sin aislamiento), cables banana-lagarto y cables con pinzas cocodrilo a jumper (uno por cada electrodo LIG), cinta médica de esparadrapo-microporoso (Skin Medical by VESA, Guatemala), toallitas desinfectantes, gel conductor Mercur (Mercur,

Porto Alegre, Brasil) y un kit de cuatro pinzas electrónicas.

Para los electrodos 3M Red Dot, se aprovechó su propio adhesivo, mientras que los electrodos LIG fueron fijados con la cinta microporosa para asegurar estabilidad durante las mediciones (Figura 17). Se utilizaron toallitas desinfectantes para la limpieza de la piel antes de cada medición, y un kit de pinzas electrónicas para la manipulación de los electrodos LIG sin contaminarlos. La conexión de los electrodos LIG al sistema se realizó adaptando los cables SS2L mediante un acoplamiento entre el extremo banana de los cables lagarto y el extremo jumper de los cables cocodrilo, mientras que el extremo cocodrilo se sujetó directamente al polo de conexión de cada electrodo LIG. Antes de cada registro, se verificó la impedancia de los canales con la herramienta Electrode Checker del software BSL 4.1 para garantizar que las conexiones de ambos tipos de electrodos (convencionales y LIG) fueran comparables y que la impedancia añadida por los adaptadores no afectara la calidad de la señal. Las pruebas incluyeron mediciones tanto de electromiografía de superficie (sEMG) como de electrocardiografía (ECG).

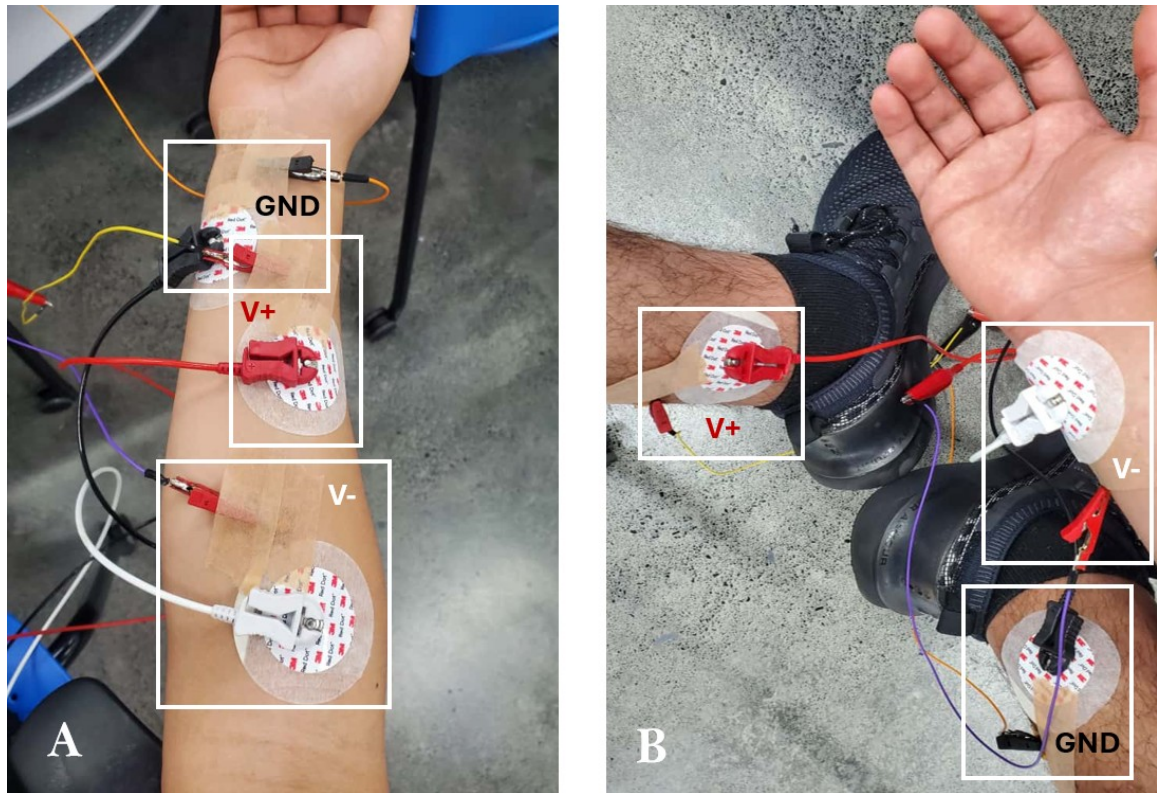


Figura 17. Disposición de los electrodos para las pruebas de biopotenciales. (A) Disposición de los electrodos durante la medición de sEMG en el antebrazo; (B) disposición de los electrodos durante la medición de ECG en las extremidades

7.6.1. Medición de señales de electromiografía de superficie (sEMG)

Para la medición de señales sEMG se utilizó una plantilla configurada en BSL 4.1 con el preset de electromiografía (5-250 Hz w/notch) y una frecuencia de muestreo de 2 kHz. Los conjuntos de electrodos se colocaron en paralelo sobre el antebrazo, dejando suficiente separación para evitar acoplamiento eléctrico, pero manteniendo proximidad anatómica para asegurar la correspondencia en la actividad muscular registrada. La disposición utilizada consistió en colocar el electrodo negativo (blanco) en la región proximal del antebrazo, cercano al pliegue del codo; el electrodo positivo (rojo) en la zona media del antebrazo; y el electrodo de referencia (negro) en la región distal cercana a la muñeca (Figura 17).

Durante la medición, el sujeto realizó seis contracciones musculares voluntarias del músculo flexor del antebrazo, cada una con una duración de 2 segundos, incrementando progresivamente la fuerza de contracción. Las señales se registraron de forma continua y sin aplicar filtrados adicionales durante la adquisición. Se realizaron cuatro configuraciones experimentales, variando el tipo de electrodo LIG (con y sin aislamiento) y el uso o no de gel conductor, comparándose siempre contra los electrodos 3M Red Dot. En cada caso, se verificó la impedancia antes del registro mediante la herramienta Electrode Checker de BSL 4.1. Los datos obtenidos en ambos canales fueron procesados y graficados con MATLAB R2023b.

7.6.2. Medición de señales de electrocardiograma (ECG)

Las mediciones de señales ECG se realizaron utilizando la misma configuración general del sistema descrita previamente, con el equipo Biopac MP36, el software BSL 4.1 y los cables SS2L. Para la prueba de ECG se creó una plantilla basada en el preset de electrocardiograma (5-35 Hz con filtro notch), manteniendo una frecuencia de muestreo de 2 kHz. Se evaluaron dos configuraciones experimentales, ambas empleando gel conductor para asegurar una adecuada conectividad y calidad de señal: electrodos convencionales Ag/AgCl frente a electrodos LIG sin aislamiento, y electrodos convencionales Ag/AgCl frente a electrodos LIG con aislamiento.

Los electrodos LIG se colocaron en paralelo con los electrodos 3M Red Dot para permitir una comparación directa entre ambos tipos. La disposición empleada consistió en ubicar el electrodo de potencial negativo (blanco) en la parte distal del antebrazo, cerca de la muñeca y hacia el borde medial; el electrodo positivo (rojo), ligeramente superior al tobillo izquierdo; y el electrodo de referencia (GND), ligeramente superior al tobillo derecho (Figura 17). Durante el registro, el sujeto permaneció sentado y en reposo durante 15 segundos, evitando movimientos musculares que pudieran introducir artefactos. En cada configuración se realizó la verificación de impedancia de los electrodos antes del inicio de la medición utilizando nuevamente la herramienta Electrode Checker del software BSL 4.1.

7.7. Electroestimulación muscular

Para validar la efectividad y seguridad de los electrodos LIG fabricados, se realizaron pruebas de electroestimulación en el antebrazo de un sujeto de prueba. El sistema utilizado fue un estimulador transcutáneo de nervios TENS 7000 (Koalaty Products Inc., FL, USA). Previamente, se verificaron los distintos niveles de voltaje del dispositivo (niveles 1 a 5) mediante un osciloscopio digital con el fin de confirmar la correcta salida de la señal y garantizar la seguridad del procedimiento. Posteriormente, se realizaron las pruebas de estimulación empleando tanto los electrodos LIG (con aislamiento de cinta Kapton) como los electrodos comerciales incluidos con el equipo TENS.

Los puntos de colocación de los electrodos se determinaron sobre el músculo extensor de los dedos, utilizando técnicas de anatomía palpatoria para identificar la zona de mayor activación durante la contracción voluntaria de los dedos. Una vez seleccionados los puntos, los electrodos se adhirieron sobre la piel con suficiente cantidad de gel conductor en la base circular de estimulación. El brazo se posicionó sobre una plataforma plana, y se colocó una regla de 30 cm como referencia para la medición de los movimientos generados. Con el montaje establecido, los electrodos se conectaron al estimulador TENS, configurado en modo de estimulación por pulsos con un periodo de 150 μ s. Se incrementó gradualmente la intensidad de salida (niveles 1 a 5) hasta inducir una contracción involuntaria visible de la mano. Se registró el ángulo máximo de flexión de la mano como medida directa de la efectividad de la estimulación.

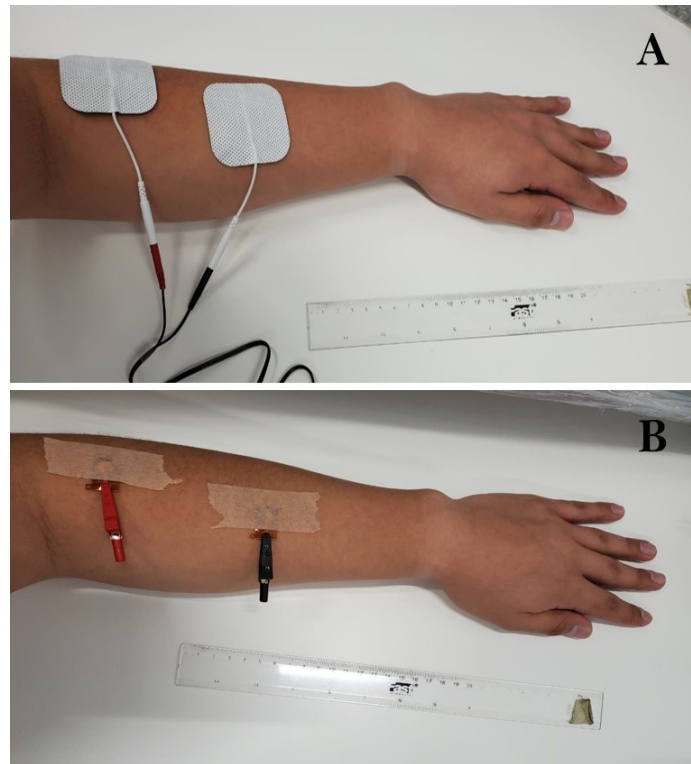


Figura 18. (A) Electrodo de equipo TENS 7000 sobre puntos de estimulación; (B) electrodo LIG colocados sobre puntos de estimulación

8.1. Fabricación de Electroodos LIG

8.1.1. Diseño de electrodo LIG en Inkscape

A partir de los parámetros establecidos para el sistema láser de CO₂ para corte y grabado sobre la película de Kapton, se obtuvieron los electrodos inducidos por láser (LIG) . Para la configuración 1 se fabricaron cinco unidades, mientras que para la configuración 2 se produjeron catorce electrodos.

El tiempo total de fabricación fue menor a un minuto para los cinco electrodos de la configuración 1, y aproximadamente de tres minutos para los correspondientes a la configuración 2 del grabado obtenida mediante un microscopio digital AmScope para los electrodos de la configuración B. Estos presentan bordes definidos y una superficie de grabado y corte uniforme, sin evidencia de daño térmico en la película del material poliimida.

Sin embargo, se identificaron variaciones en la uniformidad de la superficie de grafeno entre los distintos electrodos, observándose diferencias en la tonalidad, pues algunos de estos muestran un color más oscuro, mientras que otros presentan un tono grisáceo (Figura 19).

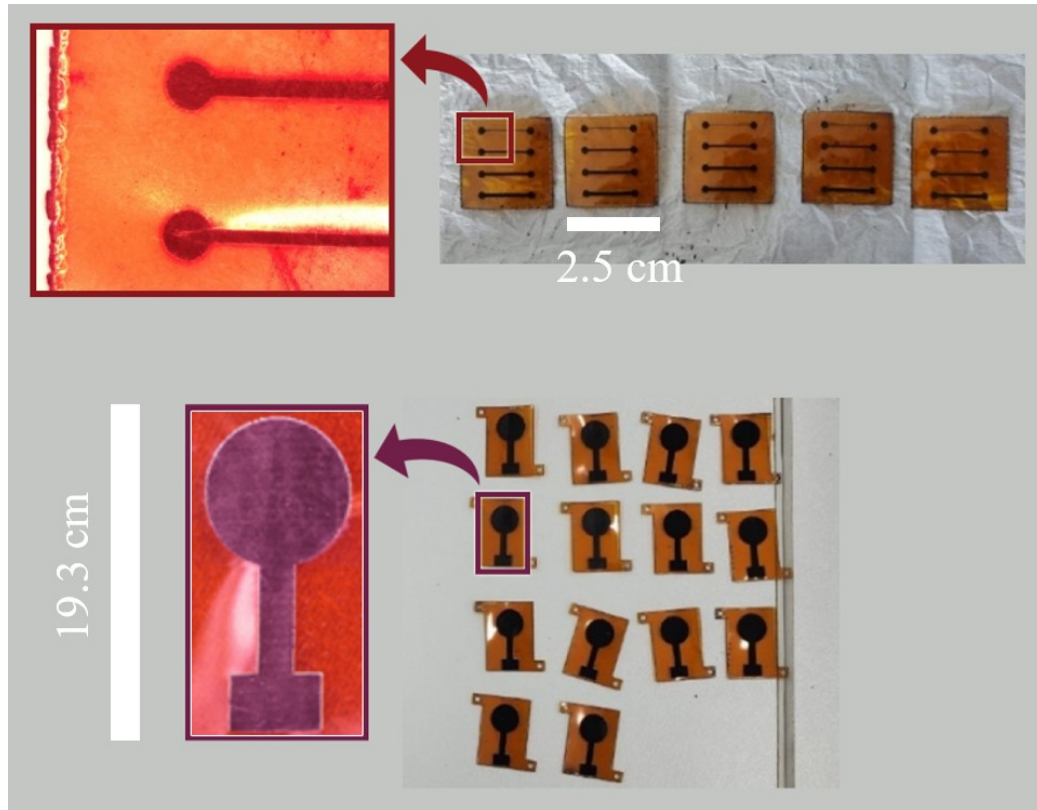


Figura 19. Electrodo inducidos por láser (LIG) obtenidos sobre película de Kapton® mediante grabado con láser para configuración 1 y configuración 2 con visualización bajo microscopio digital

8.2. Aislamiento de electrodos LIG

8.2.1. Semiautomatización de aislamiento de electrodos LIG

La aplicación del sistema de alineamiento impreso en 3D permitió obtener una colocación precisa y estable de la capa aislante de Kapton sobre los electrodos LIG. Los resultados mostraron un centrado reproducible entre muestras y una presión de contacto uniforme en toda la superficie. La película de soporte empleada durante el corte del material aislante evitó desprendimiento del adhesivo y permitió obtener bordes definidos sin residuos visibles de material fundido. Se procesaron 4 electrodos como prueba inicial, en los cuales la adherencia del aislante fue continua y sin desplazamientos apreciables. Los pines de guiado mantuvieron la alineación sin holguras ni variaciones angulares perceptibles.



Figura 20. Proceso de aislamiento de electrodos LIG mediante sistema de alineamiento 3D. (1) Colocación del electrodo en la base de alineamiento; (2) aplicación de la capa de Kapton; (3) aplicación de presión uniforme por medio de la cubierta superior del sistema de alineamiento; (4) vista superior del aislamiento centrado; (5) electrodo final con recubrimiento íntegro

8.2.2. Calidad de aislamiento obtenido

Las imágenes obtenidas mostraron una capa aislante bien adherida y de espesor uniforme, sin desprendimientos ni daños visibles. En algunos electrodos se observaron pequeñas burbujas superficiales y desviaciones mínimas en la orientación del recubrimiento respecto al eje del electrodo. Los residuos de corte láser se concentraron en los bordes del material aislante, pero su presencia no afectó la continuidad del recubrimiento. En general, el aislamiento fue consistente entre las muestras y mantuvo la integridad del adhesivo sin separación entre capas (Figura 21).

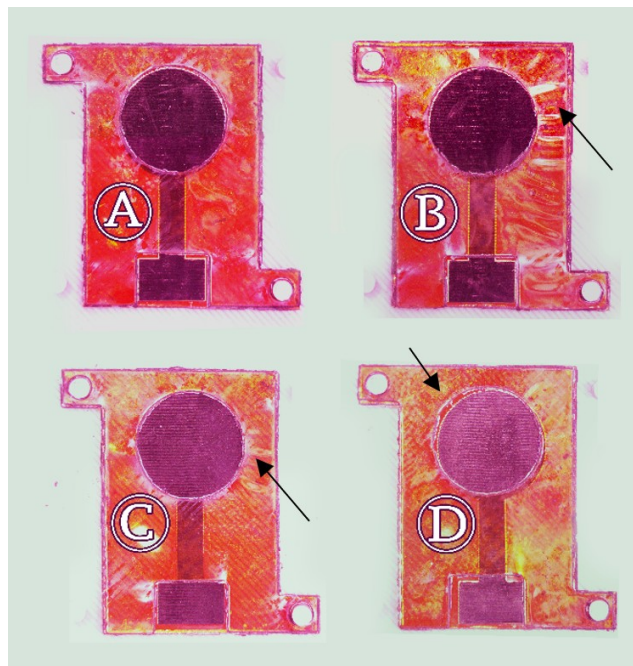


Figura 21. Fotografías de aislamiento obtenido mediante sistema de alineamiento 3D con señalamiento de burbujas de aire y deslizamiento de la cinta adhesiva

8.3. Prueba preliminar de resistencia eléctrica

Con el propósito de evaluar la conectividad de los canales de grafeno generados mediante corte láser, se realizaron mediciones de resistencia eléctrica en los electrodos LIG correspondientes a la configuración 1. Esta etapa permitió cuantificar la respuesta eléctrica inicial de los electrodos sin modificar y, posteriormente, analizar el efecto de modificaciones superficiales mediante la aplicación y remoción de cintas adhesivas. Los resultados obtenidos se detallan a continuación.

Los valores promedio de resistencia eléctrica presentaron una tendencia decreciente conforme aumentó el ancho del canal conductor. Para el canal de 250 μm , la resistencia promedio (excluyendo el valor atípico de 202.8k Ω) fue de $2.98 \pm 0.35\text{k} \Omega$, mostrando una mayor dispersión respecto a las configuraciones más anchas. Al incrementar el ancho a 500 μm , el valor promedio disminuyó a $1.38 \pm 0.17 \text{k}\Omega$, evidenciando una menor variabilidad entre muestras. En los canales de 750 μm y 1,000 μm , se obtuvieron resistencias promedio de $0.84 \pm 0.05 \text{k}\Omega$ y $0.67 \pm 0.07 \text{k}\Omega$, respectivamente, con una notable uniformidad en las mediciones.

El conjunto de resultados evidenció una disminución progresiva y consistente de la resistencia eléctrica con el incremento del ancho del canal conductor, indicando una mejora en la continuidad del material gráfitico. Las mediciones individuales mostraron una alta dispersión únicamente en la configuración de 250 μm , mientras que las configuraciones superiores mantuvieron una distribución estrecha y reproducible (Figura 22).

Los valores de resistencia eléctrica obtenidos en la segunda medición mostraron un comportamiento consistente con la tendencia observada inicialmente, evidenciando una disminución progresiva de la resistencia al incrementar el ancho del canal conductor. El electrodo de control (E2), sin modificación superficial, presentó valores de resistencia de 253 k Ω (valor atípico consistente), 1.72 k Ω , 1.01 k Ω y 0.764 k Ω . Estos valores fueron consistentes con los registrados previamente en la primera ronda de mediciones, lo cual confirmó la estabilidad del procedimiento y la repetibilidad del sistema de adquisición.

En los electrodos modificados con cinta Kapton adhesiva (E1 y E4), se observaron incrementos variables de resistencia. Para el canal de 250 μm , el electrodo E1 pasó de 2.89 k Ω a 3.07 k Ω , mientras que el E4 perdió completamente la conductividad (resistencia infinita). En 500 μm , ambos mantuvieron conductividad con valores entre 1.09 k Ω y 2.012 k Ω , ligeramente superiores a los iniciales. En 750 μm , el electrodo E1 presentó un aumento considerable (de 0.791 k Ω a 57.9 k Ω), mientras que el E4 permaneció dentro del orden de 1.40 k Ω . Para 1,000 μm , solo el electrodo E4 conservó conductividad (1.09 k Ω), mientras que el E1 se desconectó completamente.

En los electrodos modificados con cinta Tesa convencional (E3 y E5), el aumento de resistencia fue más pronunciado en los canales estrechos. En 250 μm , las resistencias se incrementaron desde 1.20 k Ω y 1.395 k Ω hasta 6.10 k Ω y 9.10 k Ω respectivamente. En 500 μm , el comportamiento fue irregular, con un aumento en E3 (de 1.65 k Ω a

18.10 k Ω) y una reducción leve en E5 (de 1.40 k Ω a 2.10 k Ω). Los canales de 750 μm y 1,000 μm mantuvieron resistencias dentro del rango de 1.06 - 1.18 k Ω , mostrando una menor afección en geometrías más amplias.

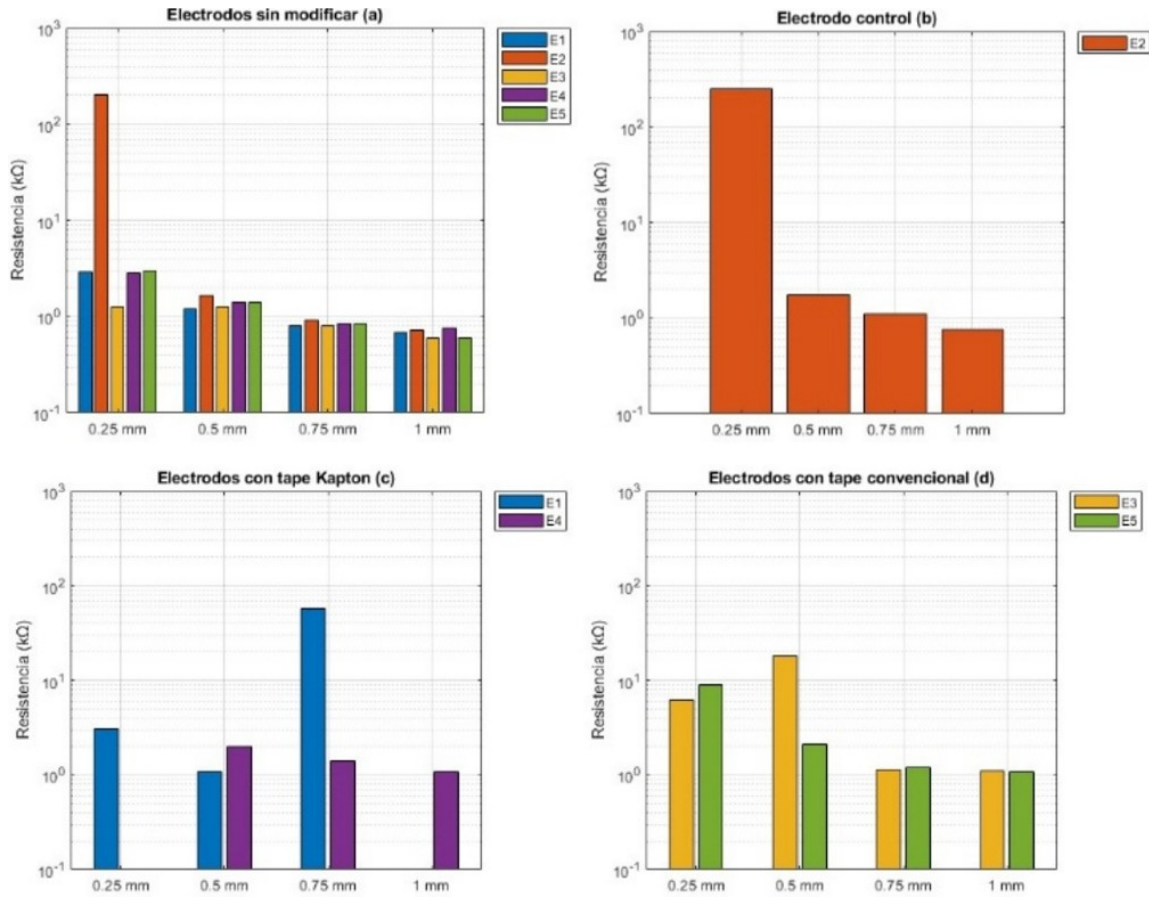


Figura 22. Resultados de mediciones de resistencia eléctrica en electrodo LIG configuración 1. (a) Medición inicial de resistencia eléctrica sin modificación; (b) segunda medición de resistencia sobre electrodo de control (E2); (c) segunda medición en electrodos modificados con cinta Kapton adhesiva (E1 y E4); (d) segunda medición en electrodos modificados con cinta de empaque Tesa (E3 y E5)

8.4. Voltametría cíclica

Las pruebas de CV permitieron obtener la respuesta electroquímica de los electrodos LIG ante variaciones en el área activa expuesta al electrolito. En todos los electrodos evaluados se registraron curvas corriente-voltaje correspondientes a cinco ciclos consecutivos, asociados a profundidades crecientes de inmersión. En cada ciclo se obtuvo un par de picos de corriente anódica y catódica, los cuales sirvieron como métrica comparativa entre electrodo sin aislamiento y con aislamiento.

8.4.1. Respuesta voltamétrica de electrodos LIG sin aislamiento

Los electrodos sin aislamiento mostraron un incremento progresivo en la intensidad de corrientes al aumentar la profundidad de inmersión (y por ende el área activa expuesta)(Figura 23). El pico anódico promedio aumentó desde $14.81 \pm 1.82 \mu\text{A}$ (4.0 mm) hasta $19.29 \pm 4.57 \mu\text{A}$ (14.0 mm), mientras que el pico catódico mostró un comportamiento similar pasando de $-64.36 \pm 34.74 \mu\text{A}$ (4.0 mm) a $-92.67 \pm 50.11 \mu\text{A}$ (14.0 mm). Este comportamiento confirma que los electrodos LIG responden de manera predecible ante cambios en el área activa de contacto, y que el material posee buena continuidad conductora.

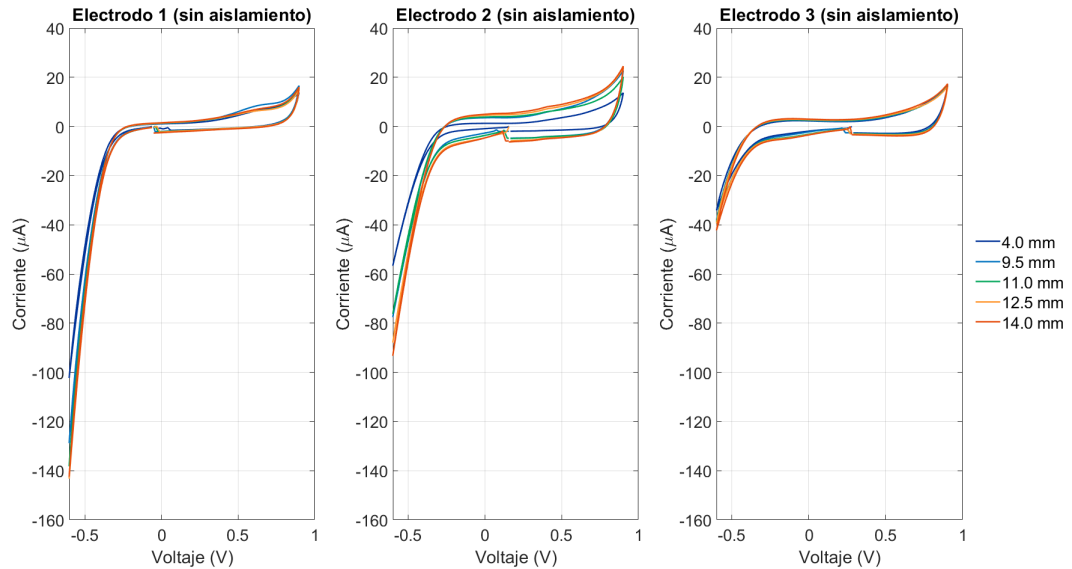


Figura 23. Curvas de voltametría cíclica registradas para cada electrodo sin aislamiento (E1SA, E2SA, E3SA), considerando cinco profundidades crecientes de inmersión

8.4.2. Respuesta voltamétrica de electrodos LIG con aislamiento

En los electrodos con aislamiento se observó nuevamente un incremento asociado con la inmersión, pero con valores notablemente superiores (Figura 24). El pico anódico inició en $87.52 \pm 61.40 \mu\text{A}$ (4.0 mm) y disminuyó gradualmente hasta $57.86 \pm 20.89 \mu\text{A}$ (14.0 mm), mientras que el pico catódico se mantuvo estable alrededor de valores negativos altos (entre $-123.91 \pm 57.83 \mu\text{A}$ y $-132.29 \pm 62.76 \mu\text{A}$). La mayor variabilidad entre ciclos en electrodos aislados se atribuyen al hecho de que pequeñas variaciones en la superficie expuesta tienen un efecto más pronunciado dada el área inicial más pequeña.

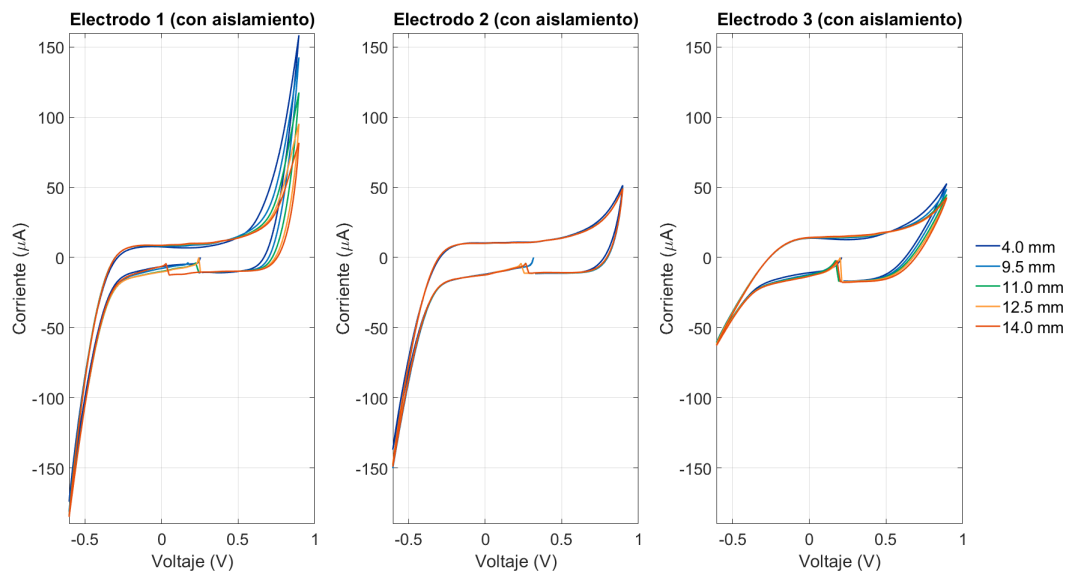


Figura 24. Curvas de voltametría cíclica registradas para cada electrodo con aislamiento (E1CA, E2CA, E3CA), considerando cinco profundidades crecientes de inmersión

8.4.3. Comparación de corriente pico anódica y catódica entre electrodos sin aislamiento y con aislamiento

Al comparar los promedios de corriente pico entre ambos grupos, los electrodos aislados alcanzaron valores significativamente superiores en ambos picos. A 4 mm de profundidad, la corriente anódica aumentó de 14.81 μA (sin aislamiento) a 87.52 μA (con aislamiento); valores similares se observaron en el pico catódico, pasando de -64.36 μA a -123.91 μA . La misma tendencia se mantuvo en todas las profundidades evaluadas, lo que indica que el recubrimiento no impide el transporte de carga y que el aislamiento contribuye a concentrar la corriente únicamente en el área expuesta del electrodo.

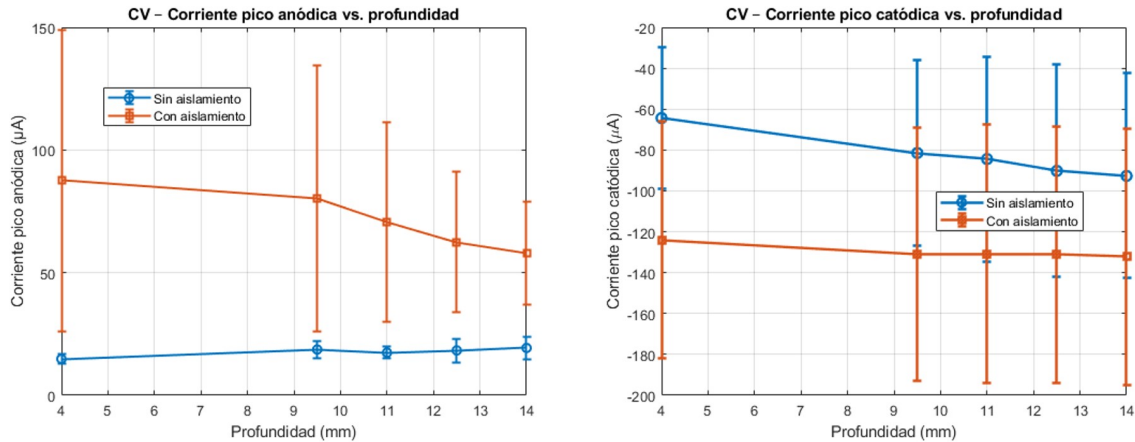


Figura 25. Corriente pico anódica y catódica promedio en función de la profundidad de inmersión, comparando electrodos con y sin aislamiento

8.4.4. Relación lineal entre área expuesta y corriente

Se ajustaron modelos de regresión lineal entre la corriente anódica y la profundidad de inmersión (considerada como proxy del área activa expuesta). En los electrodos sin aislamiento, dos de tres dispositivos presentaron pendientes positivas, entre $+0.168 \mu\text{A}/\text{mm}$ y $+1.072 \mu\text{A}/\text{mm}$, indicando un incremento de corriente conforme aumenta la superficie activa. El tercer electrodo mostró una pendiente cercana a cero ($-0.006 \mu\text{A}/\text{mm}$), sin dependencia significativa con la inmersión.

En contraste, los electrodos con aislamiento mostraron pendientes negativas en todos los casos (entre $-0.240 \mu\text{A}/\text{mm}$ y $-7.731 \mu\text{A}/\text{mm}$), indicando una reducción de la corriente anódica conforme aumenta el área expuesta. Esto evidencia diferencias en el comportamiento voltamétrico entre los electrodos aislados y no aislados a medida que cambia la superficie efectiva.

Cuadro 7. Pendientes de corriente pico anódica calculadas mediante regresión lineal para electrodo con y sin aislamiento

Condición	Electrodo	Pendiente ($\mu\text{A}/\text{mm}$)
Sin aislamiento	1	+0.168
Sin aislamiento	2	+1.072
Sin aislamiento	3	-0.006
Con aislamiento	1	-7.731
Con aislamiento	2	-0.240
Con aislamiento	3	-1.083

8.5. Espectroscopía de Impedancia (EIS)

Se obtuvieron espectros de impedancia para ocho electrodos LIG, cuatro sin aislamiento y cuatro con aislamiento. Para cada electrodo, se registró el comportamiento de la impedancia en función de la frecuencia mediante diagramas de Nyquist y Bode (magnitud y fase). A partir de estos datos se extrajeron tres parámetros cuantitativos: la impedancia en bajas frecuencias ($|Z|$ a 10 Hz), la impedancia a 1 kHz y la resistencia en alta frecuencia (R_s), asociada al punto de menor impedancia registrada.

Los electrodos sin aislamiento presentaron valores de R_s entre 1119.9Ω y 1377.6Ω , mientras que los electrodos con aislamiento mostraron menores valores de R_s , entre 324.6Ω y 390.0Ω . La impedancia en baja frecuencia (10 Hz) fue mayor en los electrodos sin aislamiento, alcanzando valores entre 1455Ω y 1748.7Ω , en comparación con los electrodos aislados, que se ubicaron entre 670.2Ω y 923.47Ω . Para 1 kHz, la impedancia mostró una misma tendencia: los electrodos sin aislamiento registraron valores entre 1262.2Ω y 1514.9Ω , mientras que los electrodos con aislamiento se mantuvieron entre 357.61Ω y 431.0Ω .

Estas tendencias se visualizan en los diagramas de Nyquist, donde los electrodos con aislamiento presentan radios menores de semicircunferencia (Figura 26), y en los diagramas de Bode, donde la magnitud de la impedancia disminuye con la frecuencia y los electrodos aislados muestran impedancias menores (Figura 27).

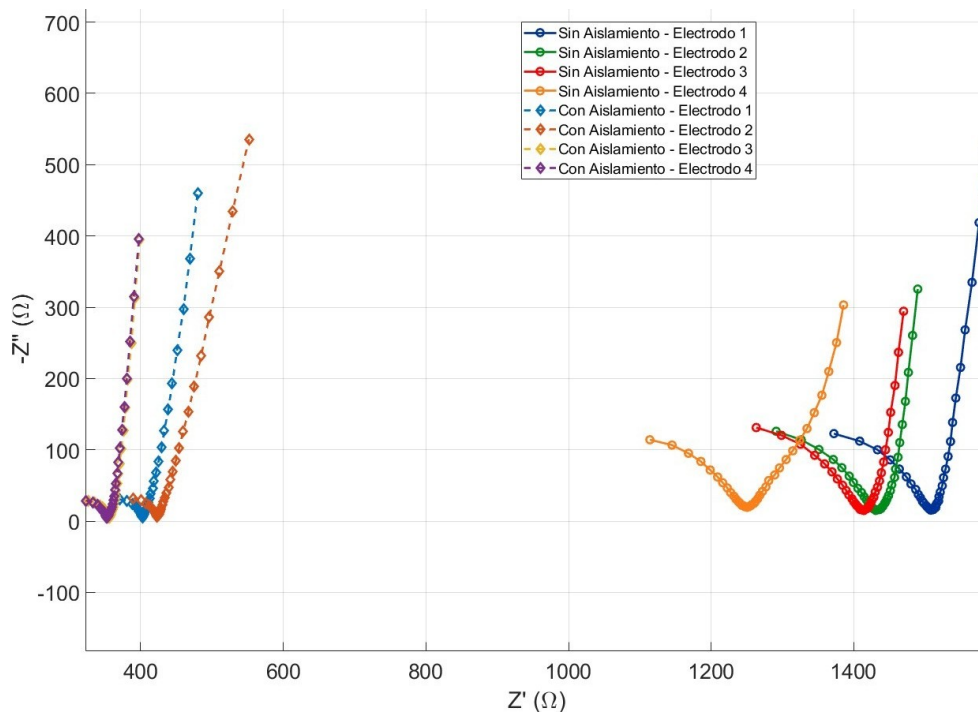


Figura 26. Diagramas de Nyquist para electrodos LIG con y sin aislamiento

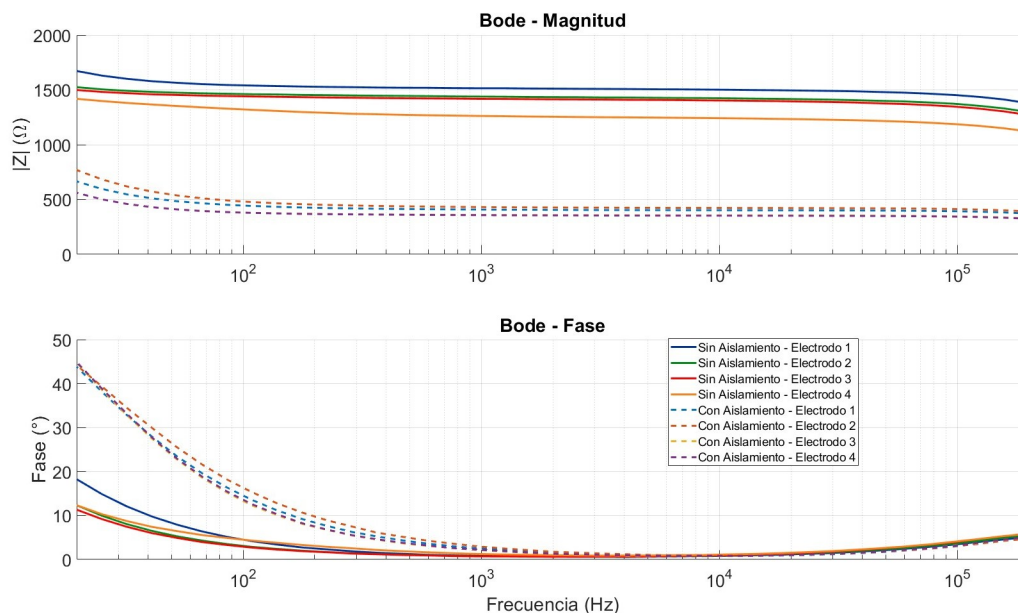


Figura 27. Diagramas de Bode (magnitud y fase) para electrodos LIG con y sin aislamiento

8.6. Medición de biopotenciales con electrodos comerciales Ag/AgCl y electrodo LIG

8.6.1. Mediciones de electromiografía de superficie (sEMG)

Se evaluó la capacidad de los electrodos LIG para detectar actividad muscular en comparación con electrodos comerciales Ag/AgCl (3M Red Dot). Para cada registro se colocaron ambos tipos de electrodos en paralelo sobre el mismo músculo y se adquirió la señal simultáneamente. Se realizaron cuatro configuraciones experimentales variando dos factores: aislamiento del electrodo (sin/con Kapton) y uso de gel conductor (sin gel/con gel). Antes de realizar las mediciones, se registraron las impedancias de cada configuración usando la herramienta *Electrode Checker* del sistema BSL 4.1. Los valores se reportan en kilohmnios ($k\Omega$) para las dos conexiones mostradas por la herramienta (“+” (Rojo) \rightarrow GND y “-” (Blanco) \rightarrow GND).

Cuadro 8. Impedancias medidas con *Electrode Checker* (BSL 4.1)

Tipo de electrodo	Configuración	“+” \rightarrow GND (Ω)	“-” \rightarrow GND (Ω)
Ag/Ag Cl	Sin gel	133.869	195.607
Ag/Ag Cl	Con gel	128.956	149.029
LIG	Sin gel	330.614	562.082
LIG	Con gel	274.909	500.000
LIG aislado	Sin gel	474.021	590.986
LIG aislado	Con gel	332.701	558.475

Para la primera configuración, el electrodo LIG trabajó en su condición más desfavorable: sin aislamiento y sin gel conductor. La señal obtenida mostró la actividad muscular correspondiente a las contracciones, sin embargo, la amplitud fue visiblemente menor en comparación con los electrodos comerciales. Además, se observaron picos esporádicos de ruido asociados a variaciones en el contacto del electrodo con la piel, lo que generó inestabilidad en algunos tramos. Aún así, la señal muscular es claramente identificable, lo que demuestra que el material LIG puede registrar actividad electromiografía incluso sin gel conductor (Figura 28).

Al añadir gel conductor, la calidad de la señal del electrodo LIG mejoró notablemente. La amplitud de las contracciones aumentó, alcanzando niveles similares o ligeramente superiores a los electrodos Ag/AgCl, lo que indica una reducción significativa de la impedancia de contacto. No obstante, aún se observaron picos de ruido aislados, indicando que la falta de aislamiento hace que el electrodo siga siendo sensible a micro movimientos o interferencia del entorno. Aún con esto, el uso del gel permitió un mejor acoplamiento y una señal muscular más limpia.

Al incorporar aislamiento (Kapton adhesivo) pero sin gel conductor, la señal mejoró en estabilidad respecto a la condición sin aislamiento. Se redujeron los picos de ruido presentes en las configuraciones anteriores, y la señal muscular mantuvo una amplitud cercana ($\approx 90\%$) a la obtenida con los electrodos comerciales. Aunque la amplitud no alcanzó el nivel de la condición con gel, la consistencia de la señal evidencia que el aislamiento contribuye a estabilizar la interfaz electrodo-piel y disminuye interferencias externas.

Esta última medición fue la configuración con mejor rendimiento. La señal del electrodo LIG mostró amplitud comparable -e incluso ligeramente superior- respecto a los electrodos comerciales, con ausencia de picos de ruido y excelente estabilidad durante todas las contracciones. La combinación de aislamiento + gel conductor permitió reducir la impedancia, mejorar la transferencia de carga y aumentar la calidad de la señal, obteniendo un registro limpio, estable y altamente reproducible (Figura 28).

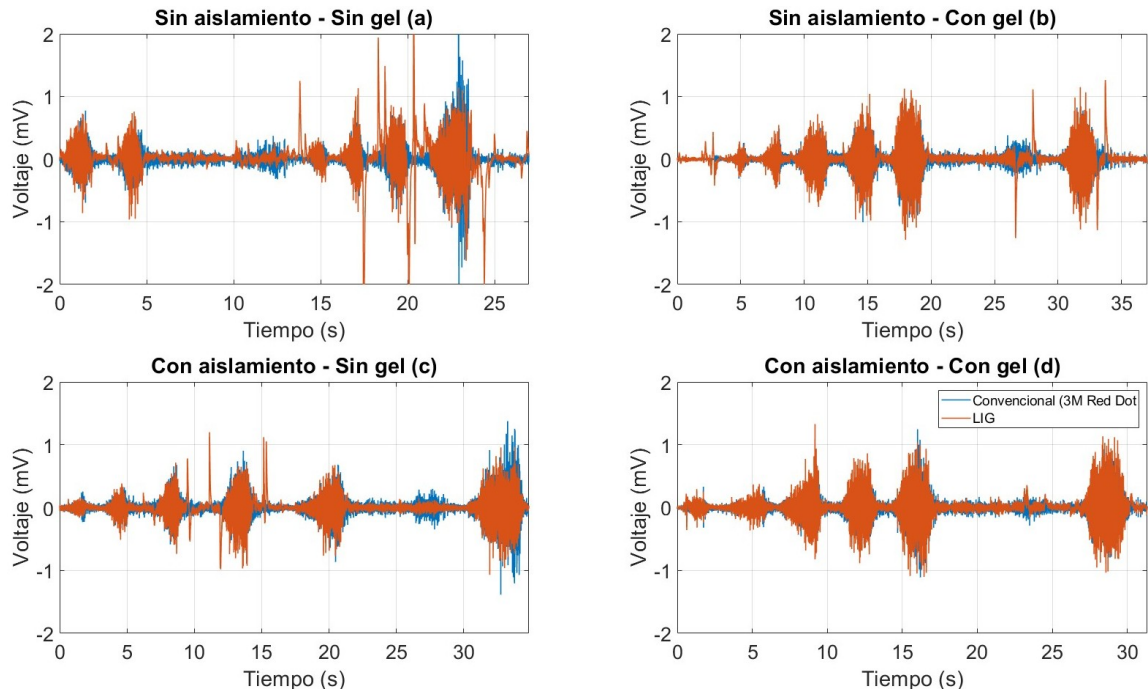


Figura 28. Mediciones de electromiografía - electrodos convencionales vs. LIG en distintas configuraciones de prueba

8.6.2. Mediciones de electrocardiograma (ECG)

En las mediciones de ECG, se compararon dos configuraciones del electrodo LIG (sin aislamiento y con aislamiento), ambas con gel conductor, contra los electrodos clínicos Ag/AgCl. Para cada condición, se graficó la señal completa y posteriormente se realizó un acercamiento (*zoom*) sobre un ciclo cardíaco representativo (onda PQRST) para evaluar la forma de la señal y la amplitud del complejo QRS.

Para la configuración de electrodos LIG sin aislamiento vs electrodos convencionales, ambos electrodos capturaron correctamente la actividad eléctrica del corazón, logrando identificar claramente las ondas P, QRS y T. No obstante, la señal obtenida con el electrodo LIG sin aislamiento presentó un mayor nivel de ruido basal, con ligeras fluctuaciones alrededor de la línea base. A pesar de ello, el electrodo mantuvo sincronía con los electrodos convencionales: durante los 15 segundos de mediciones, se detectaron 15 picos R en ambos canales, lo que se traduce en una frecuencia cardíaca promedio estimada de 60.4 bpm.

En el análisis de un ciclo cardíaco individual (*zoom* PQRST), la señal del electrodo LIG mostró una morfología prácticamente idéntica a la del electrodo convencional, pero con ligera reducción en amplitud. El valor RMS del canal convencional fue de aproximadamente 0.15 mV, mientras que para el electrodo LIG sin aislamiento fue de 0.13 mV, confirmando una señal más atenuada. La amplitud pico a pico en el complejo QRS fue de 0.84 mV para el electrodo LIG (Figura 29).

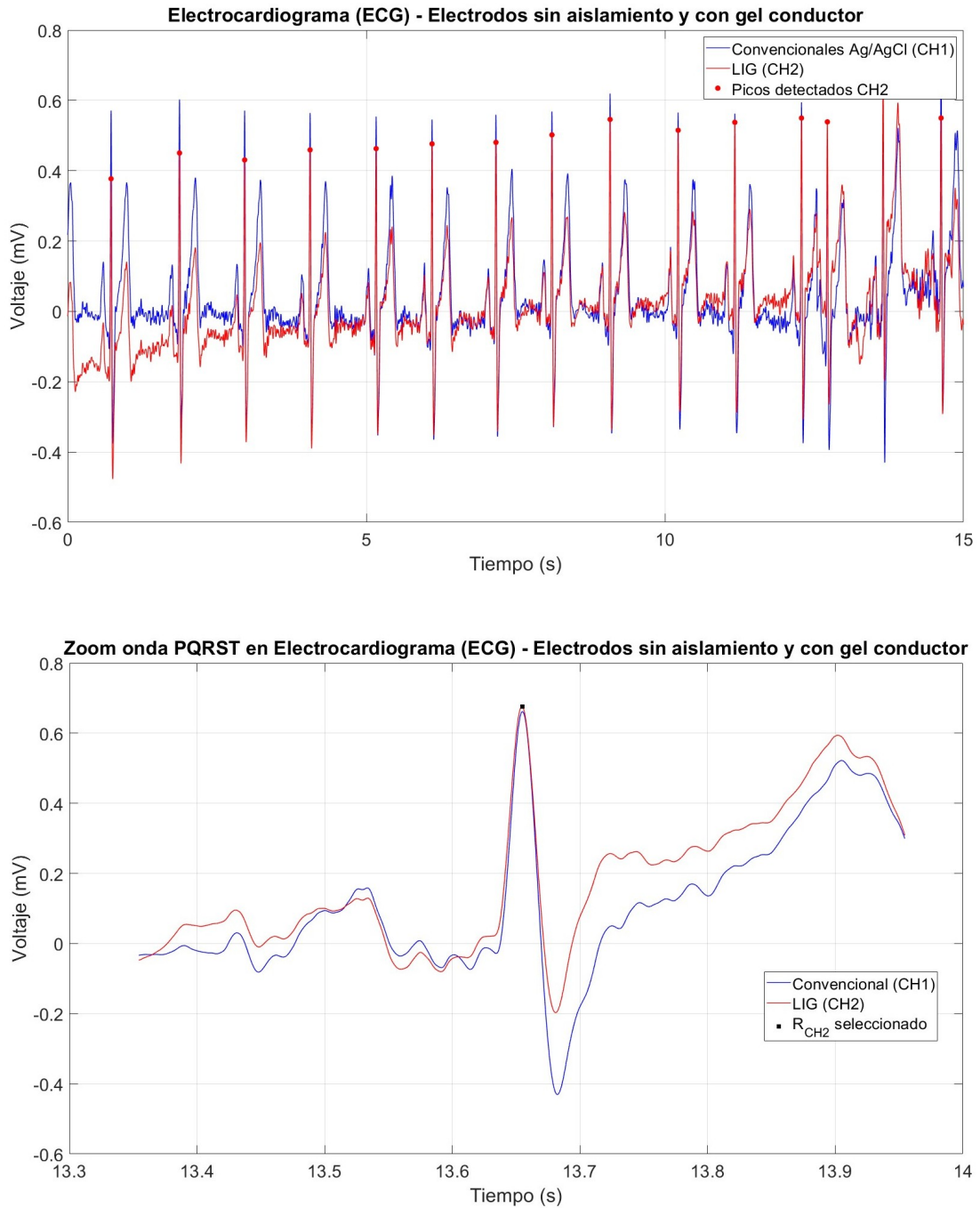


Figura 29. ECG - electrodos convencionales vs. LIG sin aislamiento y *zoom* PQRST correspondiente

La incorporación de aislamiento mejoró notablemente la calidad de la señal obtenida por el electrodo LIG. En la Figura de 15s, la señal del LIG mostró mayor estabilidad, con menos interferencias y un trazado más uniforme alrededor de la línea base.

Al igual que en el caso anterior, se detectaron 15 picos R en los primeros 15 segundos, manteniendo una frecuencia cardíaca promedio extrapolada de 60.7 bpm,

coincidente con la señal del electrodo convencional. En el zoom de una de las ondas PQRST en el segundo 1.290, la amplitud pico a pico del complejo QRS aumentó ligeramente hasta 0.85mV, y el valor RMS se mantuvo en 0.12 mV, pero con una señal más limpia y menos ruido que en el caso sin aislamiento.

El ancho del complejo QRS fue similar al registrado por el electrodo clínico, con un valor aproximado de 0.033 s, dentro del rango fisiológico esperado, lo que confirma que el aislamiento no introduce distorsiones temporales (Figura 30).

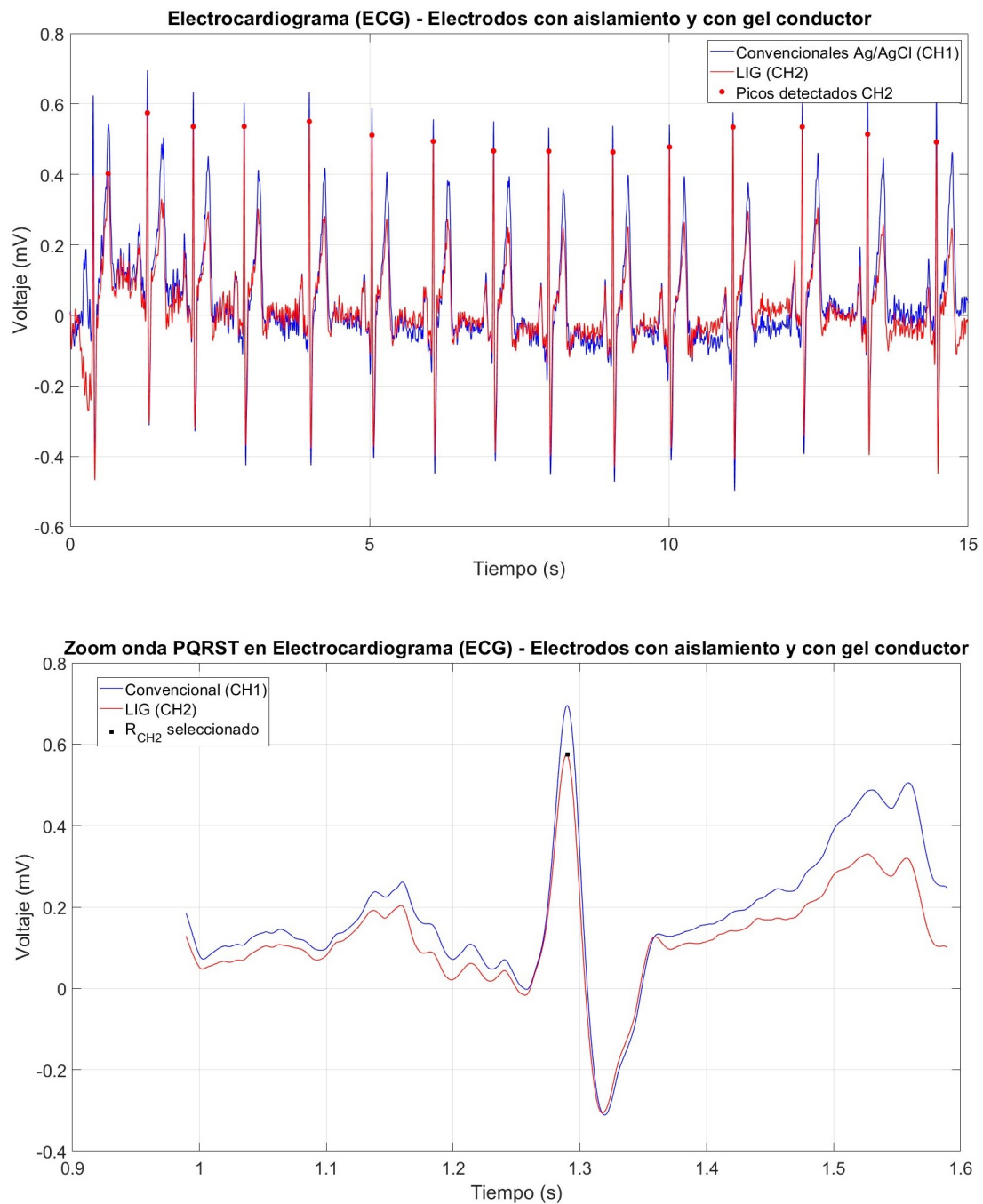


Figura 30. ECG - electrodos convencionales vs. LIG con aislamiento y zoom PQRST correspondiente

8.7. Electroestimulación

Las pruebas de electroestimulación permitieron evaluar la capacidad de los electrodos LIG para inducir actividad muscular involuntaria en comparación con los electrodos comerciales incluidos con el dispositivo TENS 7000.

Los electrodos comerciales comenzaron a producir una sensación perceptible de estimulación (“hormigueo”) alrededor del nivel 3 del estimulador, y las contracciones musculares visibles iniciaron en el nivel 3, aumentando progresivamente con la intensidad. En el nivel 5, se obtuvo la mayor respuesta, alcanzando una flexión de la muñeca de 47.2°.

En los electrodos LIG con aislamiento, el hormigueo se percibió a una menor intensidad (entre 2-3), aunque las contracciones musculares no aparecieron hasta el nivel 4. En el nivel máximo, los LIG generaron contracción clara, alcanzando un ángulo máximo de 31.6°, equivalente a aproximadamente 60-70 % de la flexión lograda con los electrodos comerciales.

Cuadro 9. Nivel de estimulación necesario para alcanzar electroestimulación máxima y ángulo de dicha contracción

Electrodo	Nivel de estimulador	Ángulo máximo de flexión
Ag con hidrogel (TENS 7000)	5	47.2
LIG con aislamiento	5	31.6°

La fabricación de los electrodos de grafeno inducido por láser permitió obtener patrones conductivos con morfología porosa, característica de este tipo de materiales. Esta estructura se asocia con la conversión foto-térmica de la poliimida en dominios grafiticos sp^2 , fenómeno ampliamente reportado para LIG sobre poliimida [40]. La observación microscópica (Figura 19) confirma la presencia de esta red porosa, coherente con lo expuesto en el marco teórico y con trabajos previos sobre LIG en sustratos poliméricos [40]. Esta morfología, con alta área electroquímicamente activa, es compatible con los valores bajos de resistencia obtenidos en la caracterización inicial de los electrodos (Figura 8).

Durante el aislamiento, la aplicación manual de cinta Kapton produjo desalineación y burbujas visibles en la superficie, afectando la continuidad dieléctrica del recubrimiento. Esto es consistente con el comportamiento esperado de películas poliméricas aislantes cuando no se aplica una presión uniforme sobre toda el área, ya que se compromete el sellado eléctrico. La implementación del sistema de alineamiento 3D permitió obtener una capa más homogénea y centrada sobre el electrodo (Figuras 20 y 21). Las mediciones de resistencia mostraron que el aislamiento no modificó de forma apreciable la resistividad del material, lo que sugiere que la cinta actuó principalmente como barrera dieléctrica sin evidencias de cambios en la estructura conductiva del grafeno, en línea con las propiedades reportadas para la poliimida en aplicaciones biomédicas.

Las pruebas electroquímicas mostraron diferencias claras entre los electrodos con y sin aislamiento, especialmente en las curvas de voltametría cíclica (Figuras 23 y 24). Los electrodos sin aislamiento presentaron corrientes de mayor magnitud al aumentar la distancia de sumersión del electrodo, lo cual es coherente con que una mayor

fracción del material permanece expuesta al electrolito, incrementando el área electroquímicamente activa. En contraste, los electrodos aislados exhibieron corrientes menores al estar más sumergidos, acordes con la delimitación física impuesta por la cinta Kapton. Estas variaciones pueden interpretarse, por tanto, como el efecto directo del área disponible de LIG, pero los datos no permitan identificar la contribución relativa de procesos capacitivos o farádicos. Si bien las mediciones no fueron repetidas suficientes veces para un análisis estadístico formal, las tendencias observadas son consistentes entre los dispositivos evaluados.

La espectroscopía de impedancia (Figuras 26 y 27) mostró diferencias consistentes entre los electrodos con y sin aislamiento. En todos los casos, los electrodos sin aislamiento presentaron impedancias mayores en baja y alta frecuencia, incluyendo valores de R_s más elevados. Por el contrario, los electrodos aislados exhibieron impedancias menores en todo el rango de frecuencias evaluado, así como semicircunferencias de menor radio en los diagramas de Nyquist. Dado que la única diferencia geométrica entre ambas configuraciones fue el área expuesta al electrolito, estos resultados indican que la reducción del área activa mediante la cinta Kapton es el factor principal asociado a la disminución de la impedancia observada. Las tendencias fueron consistentes en los cuatro electrodos evaluados para cada condición. En las mediciones de biopotenciales (EMG y ECG), los electrodos LIG mostraron señales comparables a las obtenidas con electrodos Ag/AgCl comerciales (Figuras 28 - 30). Incluso sin gel conductor, fue posible registrar actividad eléctrica, lo cual es coherente con la estructura porosa del material. Al aplicar gel conductor, la relación señal-ruido mejoró, lo que coincide con los resultados obtenidos por trabajos previos realizados en UVG utilizando electrodos LIG [59][60].

Finalmente, en la prueba de electroestimulación, los electrodos LIG aislados lograron inducir contracción muscular con niveles de corriente iguales o menores que los electrodos comerciales (Figuras 18, Cuadro 9). Esto confirma que al reducir el área activa del electrodo mediante aislamiento, se incrementa la densidad de corriente, favoreciendo el reclutamiento de fibras motoras, lo cual es consistente con los principios de estimulación neuromuscular [12]. Dado que la activación depende de la densidad de corriente más que de la corriente total, el aislamiento permitió dirigir la estimulación hacia zonas específicas del tejido.

En conjunto, los resultados validan la hipótesis del estudio: el aislamiento eléctrico del LIG permite controlar el área activa de estimulación sin comprometer la conductividad ni el desempeño electroquímico del material. Los electrodos LIG aislados demostraron ser una alternativa funcional a los electrodos Ag/AgCl, con ventajas de costo, flexibilidad y precisión de estimulación, y con potencial para aplicaciones en rehabilitación neuromuscular.

El objetivo general de este trabajo fue fabricar electrodos de LIG con área activa controlada mediante aislamiento dieléctrico, y evaluar su desempeño en el registro de biopotenciales y en la electroestimulación muscular. Para ello, se desarrolló un proceso de fabricación, caracterización eléctrica y electroquímica, seguido de pruebas funcionales sobre piel humana.

1. Se obtuvo con éxito un patrón conductor estable, con morfología porosa característica del LIG. La microscopía confirmó la presencia de la red gráfica y las mediciones de resistencia mostraron valores bajos y consistentes. Esto demuestra que el material sintetizado es conductivo y funcional.
2. La aplicación manual del aislante generaba variabilidad, pero el sistema de alineamiento permitió aplicar la cinta Kapton de forma uniforme y centrada. La resistencia eléctrica antes y después del aislamiento permaneció estable, confirmando que la cinta actuó únicamente como barrera dieléctrica sin afectar la conductividad del LIG.
3. En CV, los electrodos sin aislamiento mostraron un aumento de corriente al incrementar la inmersión en PBS, mientras que los electrodos aislados mantuvieron valores similares debido a la delimitación del área activa. En EIS, los electrodos aislados presentaron impedancias menores, evidenciando el efecto directo del control de área sobre la respuesta electroquímica del sistema.
4. Los electrodos LIG lograron registrar señales EMG y ECG con calidad comparable a electrodos Ag/AgCl comerciales. Sin gel, se obtuvo señal funcional; con gel, se mejoró la relación señal-ruido. Esto indica que la interfaz electrodo-piel es estable.
5. Los electrodos aislados lograron generar contracción muscular con niveles de corriente iguales o menores a los requeridos por electrodos comerciales. La re-

ducción del área expuesta incrementó la densidad de corriente, facilitando el reclutamiento de fibras motoras.

En síntesis, se demostró que es posible fabricar electrodos LIG aislados con control de área activa y desempeño funcional equivalente o superior al de electrodos comerciales Ag/AgCl. El método de aislamiento desarrollado mejora la precisión y eficiencia del electrodo sin comprometer su conductividad. El prototipo tiene potencial para aplicaciones en rehabilitación neuromuscular, interfaces bioeléctricas personalizadas y desarrollo de tecnologías de monitoreo biomédico reutilizables y de bajo costo.

Aunque el proyecto permitió validar la viabilidad técnica de los electrodos de grafeno inducido por láser (LIG) con área activa controlada mediante aislamiento dieléctrico, durante las etapas de fabricación y pruebas funcionales se identificaron limitaciones relacionadas con la reproducibilidad del aislamiento, la robustez de la interfaz con la piel y el alcance del análisis electroquímico y funcional. En este capítulo se presentan las principales limitaciones identificadas y se proponen líneas de trabajo futuro orientadas a llevar el sistema hacia una versión más madura y clínicamente relevante.

11.1. Limitaciones identificadas

- **Variabilidad en el proceso de aislamiento.** A pesar del sistema de alineamiento, la aplicación de la cinta Kapton sigue generando desalineaciones y formación de burbujas en la superficie. Esto introduce variaciones en el área activa real de los electrodos y en la calidad del aislamiento dieléctrico entre dispositivos nominalmente idénticos.
- **Interfaz electrodo–piel dependiente de accesorios externos.** Los electrodos carecen de adhesivo propio y requieren cinta micropore y conectores tipo lagarto para su fijación. Esta solución es funcional pero menos robusta y reproducible que los parches comerciales Ag/AgCl, haciendo que la calidad de la interfaz piel–electrodo sea sensible a la habilidad del operador y a pequeñas variaciones de montaje.
- **Caracterización limitada del efecto mecánico del adhesivo sobre el LIG.** Sólo se realizaron un par de ensayos de resistencia eléctrica antes y después de aplicar y retirar cinta adhesiva. Aunque se observó remoción parcial del material LIG, no se cuantificó la relación entre número de ciclos, presión

aplicada y pérdida de conductividad, ni se evaluó el impacto en la integridad mecánica a largo plazo.

- **Alcance restringido del análisis electroquímico.** En voltametría cíclica se trabajó con tres repeticiones por condición y controlando únicamente la profundidad de inmersión. En EIS se obtuvieron espectros completos, pero no se realizó ajuste de modelos de circuito equivalente, por lo que la interpretación se limitó a comparaciones cualitativas de magnitud y forma de los diagramas.
- **Validación funcional con muestra reducida y sin estudios de duración.** Las pruebas de EMG, ECG y electroestimulación se realizaron en un único sujeto y en una sola región corporal. No se evaluó la variabilidad intersujeto ni la estabilidad del desempeño tras múltiples sesiones de uso o bajo condiciones de movimiento más exigentes.

11.2. Propuestas de mejora técnica y líneas de investigación

1. Optimización del sistema de aislamiento dieléctrico

Se propone rediseñar el sistema de alineamiento para que ambas caras sean completamente planas e incorporar cuatro pines de guiado que aseguren la coincidencia geométrica entre electrodo y cinta aislante. Además, se recomienda implementar un mecanismo de presión controlada mediante resorte calibrado o tornillos de apriete, de modo que la fuerza aplicada sea reproducible entre lotes. Con estas mejoras se busca reducir la desalineación y disminuir la formación de burbujas observadas actualmente a una proporción menor a la presente en los dispositivos fabricados.

2. Integración de adhesivo conductor y conector dedicado

Con el objetivo de mejorar la estabilidad de la interfaz piel - electrodo, se recomienda desarrollar parches adhesivos basados en poliuretano médico con una ventana circular precortada en la zona activa. Este parche integraría un hidrogel conductor (por ejemplo, PVA/glicerol o formulaciones inspiradas en geles para EMG) y un conector metálico tipo snap o pin flexible compatible con el sistema de adquisición. Esta integración permitiría eliminar el uso de cinta micropore y conectores tipo lagarto, reduciría la variabilidad de contacto y facilitaría el montaje en protocolos repetitivos.

3. Estudio sistemático del efecto del adhesivo y de la degradación del LIG

Para cuantificar el impacto del uso repetido, se sugiere diseñar un protocolo de ciclos controlados de adhesión/despegue utilizando al menos 20 electrodos idénticos. Después de 1, 3, 5 y 10 ciclos se mediría la resistencia eléctrica y se tomarían fotografías con el microscopio digital de alta resolución. El análisis cualitativo de las imágenes y los datos cuantitativos de resistencia permitiría correlacionar la pérdida de área conductora con el aumento de resistencia, estableciendo criterios objetivos de fin de vida útil de los electrodos.

4. **Profundización del análisis electroquímico (CV y EIS)**

En futuras iteraciones se recomienda:

- a) automatizar la posición de inmersión en CV mediante un sistema mecánico o impreso en 3D que garantice reproducibilidad en la geometría expuesta.
- b) aumentar el número de repeticiones por condición al menos a $n = 8$ electrodos, permitiendo aplicar análisis estadísticos sustentados por una muestra más significativa de datos.
- c) implementar ajustes de modelos de circuito equivalente en EIS mediante software especializado (como ZView), a fin de separar contribuciones de resistencia de solución, resistencia de transferencia de carga y capacitancia de doble capa.

Estos estudios proporcionarían una visión más detallada de los fenómenos de interfaz y guiarían ajustes de geometría y materiales.

5. **Validación ampliada de biopotenciales y electroestimulación**

Para fortalecer la evidencia funcional, se propone realizar un estudio piloto con al menos 10 voluntarios. En el registro de EMG y ECG se evaluarían parámetros de amplitud, relación señal–ruido y estabilidad frente al movimiento, comparando electrodos LIG con electrodos Ag/AgCl comerciales bajo un protocolo estandarizado. En electroestimulación, se sugiere cuantificar umbrales de percepción y contracción, así como el ángulo de movimiento articular mediante análisis de video (por ejemplo, con Kinovea) y recopilar la percepción de comodidad mediante escalas tipo Likert. Esto permitiría relacionar parámetros eléctricos con respuestas fisiológicas y de confort de forma cuantitativa.

6. **Evaluación de durabilidad a largo plazo**

Finalmente, se recomienda implementar un protocolo de ensayos acelerados que combine ciclado mecánico y pruebas electroquímicas. Cada electrodo sería sometido a al menos 100 ciclos de flexión controlada y 50 ciclos de voltametría cíclica en solución PBS, midiendo la impedancia y documentando la morfología superficial después de cada bloque de ensayos. Este enfoque permitiría estimar la vida útil en condiciones de uso repetido y definir estrategias de diseño para mejorar la resistencia a fatiga mecánica y degradación electroquímica.

11.3. **Impacto esperado**

La implementación de las propuestas descritas permitiría transicionar el sistema desde un prototipo de laboratorio hacia una plataforma de electrodos LIG más robusta y clínicamente relevante. La optimización del sistema de alineamiento y del proceso de aislamiento dieléctrico reduciría la variabilidad geométrica entre electrodos, habilitando la fabricación de lotes reproducibles y el uso de análisis estadísticos más rigurosos. Esto facilitaría comparar configuraciones de diseño, establecer intervalos de desempeño esperados y definir criterios de aceptación para producción en pequeña escala.

La integración de parches adhesivos conductores con hidrogel incorporado y ventana precortada mejoraría la estabilidad de la interfaz piel–electrodo, reduciendo artefactos de movimiento y simplificando el montaje en entornos clínicos o de rehabilitación. En paralelo, el estudio sistemático de la degradación del LIG y los protocolos de ciclado mecánico y electroquímico aportarían información cuantitativa sobre la vida útil de los electrodos, permitiendo definir estrategias de reutilización, mantenimiento y reemplazo basadas en evidencia.

El fortalecimiento del análisis electroquímico mediante un mayor número de réplicas y el ajuste de modelos de circuito equivalente brindaría una comprensión más profunda de los fenómenos de interfaz, facilitando la optimización dirigida de geometría, materiales y condiciones de operación tanto para registro de biopotenciales como para electroestimulación. Finalmente, la validación ampliada en un grupo de voluntarios, con métricas objetivas y subjetivas de respuesta, permitiría relacionar parámetros eléctricos con efectos fisiológicos cuantificables, sentando las bases para estudios clínicos iniciales. En conjunto, estas líneas de trabajo futuro consolidarían a los electrodos LIG aislados como una alternativa viable, ajustable y de bajo costo para aplicaciones en monitoreo bioeléctrico y rehabilitación neuromuscular.

-
- [1] A. K. Geim y K. S. Novoselov, «The rise of graphene,» *Nature Materials*, vol. 6, págs. 183-191, 3 mar. de 2007, ISSN: 1476-1122. DOI: 10.1038/nmat1849
 - [2] Y. Huang et al., «Reliable Exfoliation of Large-Area High-Quality Flakes of Graphene and Other Two-Dimensional Materials,» *ACS Nano*, vol. 9, págs. 10 612-10 620, 11 nov. de 2015, ISSN: 1936-0851. DOI: 10.1021/acsnano.5b04258
 - [3] Z. Liu, D. Panja y G. T. Barkema, «Domain Growth in Polycrystalline Graphene,» *Nanomaterials*, vol. 13, pág. 3127, 24 dic. de 2023, ISSN: 2079-4991. DOI: 10.3390/nano13243127
 - [4] N. Jiwawat et al., «Electrochemical exfoliation of graphene from pencil lead,» *Scientific Reports*, vol. 14, pág. 15 892, 1 jul. de 2024, ISSN: 2045-2322. DOI: 10.1038/s41598-024-66825-0
 - [5] P. C. Wang, T.-L. Kang, Y.-C. Lan y W.-C. Tu, «Flexible Pressure Sensors Based on Laser-Induced Graphene,» *ECS Meeting Abstracts*, vol. MA2024-02, págs. 2623-2623, 39 nov. de 2024, ISSN: 2151-2043. DOI: 10.1149/MA2024-02392623mtgabs
 - [6] M. Bhaiyya, P. Rewatkar, M. Salve, P. K. Pattnaik y S. Goel, «Miniaturized Electrochemiluminescence Platform With Laser-Induced Graphene Electrodes for Multiple Biosensing,» *IEEE transactions on nanobioscience*, vol. 20, págs. 79-85, 1 ene. de 2021, ISSN: 1558-2639. DOI: 10.1109/TNB.2020.3036642
 - [7] M. R. R. Abdul-Aziz et al., «High Performance Supercapacitor Based on Laser Induced Graphene for Wearable Devices,» *IEEE Access*, vol. 8, págs. 200 573-200 580, 2020, ISSN: 2169-3536. DOI: 10.1109/ACCESS.2020.3035828
 - [8] S. R. Torati, B. Hanson, M. Shinde y G. Slaughter, «Gold-Deposited Laser-Induced Graphene Electrode for Detection of miRNA-141,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 24, págs. 2154-2161, 2 ene. de 2024, ISSN: 1530-437X. DOI: 10.1109/JSEN.2023.3336165
 - [9] S. W. Shaner et al., «Skin stimulation and recording: Moving towards metal-free electrodes,» *Biosensors and Bioelectronics: X*, vol. 11, pág. 100 143, sep. de 2022, ISSN: 25901370. DOI: 10.1016/j.biosx.2022.100143

- [10] B.-S. Lin, Z. Zhang, C.-W. Peng, S.-H. Chen, W. P. Chan y C.-H. Lai, «Effectiveness of Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation Combined With Transspinal Electrical Stimulation on Corticospinal Excitability for Individuals With Incomplete Spinal Cord Injury: A Pilot Study.,» *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 31, págs. 4790-4800, 2023, ISSN: 1558-0210. DOI: 10.1109/TNSRE.2023.3338226
- [11] K. Gong, C. Guo, W. Guo, L. Jiang y H. Liu, «Research on Tremor Suppression Strategies Under a Constant Current Peripheral Electrical Stimulation Device for Parkinson's Disease,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 32, págs. 3071-3083, 2024, ISSN: 1534-4320. DOI: 10.1109/TNSRE.2024.3435749
- [12] S. Dupan, Z. McNeill, E. Sarda, E. Brunton y K. Nazarpour, «How Fast Is Too Fast? Boundaries to the Perception of Electrical Stimulation of Peripheral Nerves.,» *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 30, págs. 782-788, 2022, ISSN: 1558-0210. DOI: 10.1109/TNSRE.2022.3158067
- [13] M. Lech et al., «Direct Electrical Stimulation of the Human Brain Has Inverse Effects on the Theta and Gamma Neural Activities.,» *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 68, págs. 3701-3712, 12 dic. de 2021, ISSN: 1558-2531. DOI: 10.1109/TBME.2021.3082320
- [14] D. de Almeida Neves et al., «Impact of the association of strength training with neuromuscular electrostimulation on the functionality of individuals with functional decline during senescence: A systematic review and meta-analysis,» *Clinics*, vol. 80, pág. 100586, ene. de 2025, ISSN: 18075932. DOI: 10.1016/j.clinsp.2025.100586
- [15] T. Wakahara y A. Shiraogawa, «Effects of neuromuscular electrical stimulation training on muscle size in collegiate track and field athletes,» *PLOS ONE*, vol. 14, e0224881, 11 nov. de 2019, ISSN: 1932-6203. DOI: 10.1371/journal.pone.0224881
- [16] J. Chen, «Bioelectrical stimulation therapy for muscle injuries in aerobics athletes,» *Molecular & Cellular Biomechanics*, vol. 21, pág. 268, 2 nov. de 2024, ISSN: 1556-5300. DOI: 10.62617/mcb268
- [17] N. S. Makronasios et al., «Neuromuscular electrical stimulation improves reaction time and execution time of roundhouse kick in highly skilled martial arts athletes,» *Sports Biomechanics*, vol. 23, págs. 3370-3381, 12 dic. de 2024, ISSN: 1476-3141. DOI: 10.1080/14763141.2023.2216186
- [18] K. Otadi et al., «Effects of combining diaphragm training with electrical stimulation on pain, function, and balance in athletes with chronic low back pain: a randomized clinical trial,» *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, vol. 13, pág. 20, 1 dic. de 2021, ISSN: 2052-1847. DOI: 10.1186/s13102-021-00250-y
- [19] A. Cieza, K. Causey, K. Kamenov, S. W. Hanson, S. Chatterji y T. Vos, «Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019,» *The Lancet*, vol. 396, págs. 2006-2017, 10267 dic. de 2020, ISSN: 01406736. DOI: 10.1016/S0140-6736(20)32340-0
- [20] W. H. Organization, *Rehabilitation 2030 initiative*, feb. de 2017. dirección: <https://www.who.int/initiatives/rehabilitation-2030>

- [21] O. C. de Violencia Laboral, *Accidentes laborales en 2023*, dic. de 2023. dirección: <https://observatoriocentroamericanodeviolencialaboral.org>
- [22] J. Riess y J. Abbas, «Adaptive control of cyclic movements as muscles fatigue using functional neuromuscular stimulation,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, págs. 326-330, 3 sep. de 2001, ISSN: 1534-4320. DOI: 10.1109/7333.948462
- [23] V. Alcan, E. Harputlu, C. G. Ünlü, K. Ocakoğlu y M. Zinnuroğlu, «Investigation of graphene-coated Ag/AgCl electrode performance in surface electromyography measurement,» *Biosensors and Bioelectronics: X*, vol. 11, pág. 100 193, sep. de 2022, ISSN: 25901370. DOI: 10.1016/j.biosx.2022.100193
- [24] L. Wang et al., «Bioaugmented design and functional evaluation of low damage implantable array electrodes,» *Bioactive Materials*, vol. 47, págs. 18-31, mayo de 2025, ISSN: 2452199X. DOI: 10.1016/j.bioactmat.2024.12.033
- [25] D. G. Trikkaliotis, A. K. Christoforidis, A. C. Mitropoulos y G. Z. Kyzas, «Graphene Oxide Synthesis, Properties and Characterization Techniques: A Comprehensive Review,» *ChemEngineering*, vol. 5, pág. 64, 3 sep. de 2021, ISSN: 2305-7084. DOI: 10.3390/chemengineering5030064
- [26] T. Thaweekulchai, K. Sakdaphetsiri y A. Schulte, «Ten years of laser-induced graphene: impact and future prospect on biomedical, healthcare, and wearable technology,» *Microchimica Acta*, vol. 191, pág. 292, 5 mayo de 2024, ISSN: 0026-3672. DOI: 10.1007/s00604-024-06350-z
- [27] R. Plonsey y R. Barr, *Bioelectricity: A Quantitative Approach*, 3.^a ed. Springer, 2007.
- [28] E. K. Lee, R. K. Baruah, H. Bhamra, Y.-J. Kim y H. Yoo, «Recent advances in electrode development for biomedical applications,» *Biomedical engineering letters*, vol. 11, págs. 107-115, 2 mayo de 2021, ISSN: 2093-985X. DOI: 10.1007/s13534-021-00189-6
- [29] T. Cai et al., «Graphic, Quantitation, Visualization, Standardization, Digitization, and Intelligence of Electrolyte and Electrolyte-Electrode Interface,» *Advanced Energy Materials*, vol. 14, 25 jul. de 2024, ISSN: 1614-6832. DOI: 10.1002/aenm.202400569
- [30] P. Platt, *Electronegatividad y polaridad de enlace*, ene. de 2025. dirección: <https://www.savemyexams.com/a-level/chemistry/ocr/17/revision-notes/2-foundations-in-chemistry/2-5-the-shapes-of-simple-molecules-and-ions/2-5-2-electronegativity-and-bond-polarity/>
- [31] L. Tous, «Nickel/Copper Plated Contacts as an Alternative to Silver Screen Printing for the Front Side Metallization of Industrial High Efficiency Silicon Solar Cells,» Tesis doct., ene. de 2014. dirección: https://www.researchgate.net/publication/292980323_NickelCopper_Plated_Contacts_as_an_Alternative_to_Silver_Screen_Printing_for_the_Front_Side_Metallization_of_Industrial_High_Efficiency_Silicon_Solar_Cells
- [32] J. Weaver, «Electroporation of cells and tissues,» *IEEE Transactions on Plasma Science*, vol. 28, págs. 24-33, 1 2000, ISSN: 00933813. DOI: 10.1109/27.842820
- [33] L. Guan, L. Yu y G. Z. Chen, «Capacitive and non-capacitive faradaic charge storage,» *Electrochimica Acta*, vol. 206, págs. 464-478, jul. de 2016, ISSN: 00134686. DOI: 10.1016/j.electacta.2016.01.213

- [34] R. D. O'Neill, S.-C. Chang, J. P. Lowry y C. J. McNeil, «Comparisons of platinum, gold, palladium and glassy carbon as electrode materials in the design of biosensors for glutamate,» *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 19, págs. 1521-1528, 11 jun. de 2004, ISSN: 09565663. DOI: 10.1016/j.bios.2003.12.004
- [35] 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. 100 069, jun. de 2025, ISSN: 2949771X. DOI: 10.1016/j.jpba.2025.100069
- [36] ACSMaterial, *Graphene Facts*, 2025. dirección: <https://www.acsmaterial.com/graphene-facts#:~:text=E1%20grafeno%2C%20con%20un%20grosor,De%20hecho%2C%20es%20bidimensional>.
- [37] K. A. Madurani, S. Suprpto, N. I. Machrita, S. L. Bahar, W. Illiya y F. Kurniawan, «Progress in Graphene Synthesis and its Application: History, Challenge and the Future Outlook for Research and Industry,» *ECS Journal of Solid State Science and Technology*, vol. 9, pág. 093 013, 9 oct. de 2020, ISSN: 2162-8769. DOI: 10.1149/2162-8777/abbb6f
- [38] L. Johnson y J. Meany, «Mass-Producing Graphene,» *American Scientist*, vol. 106, pág. 176, 3 2018, ISSN: 0003-0996. DOI: 10.1511/2018.106.3.176
- [39] V. Shanmugam et al., «A Review of the Synthesis, Properties, and Applications of 2D Materials,» *Particle & Particle Systems Characterization*, vol. 39, 6 jun. de 2022, ISSN: 0934-0866. DOI: 10.1002/ppsc.202200031
- [40] 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: 13697021. DOI: 10.1016/j.mattod.2023.10.009
- [41] N. R. Team, *An Overview of Laser-Induced Graphene: Methods, Properties, and Applications*, jun. de 2025. dirección: <https://shop.nanografi.com/blog/an-overview-of-laserinduced-graphene-methods-properties-and-applications/>
- [42] F. Wang et al., «Laser-induced graphene: preparation, functionalization and applications,» *Materials Technology*, vol. 33, págs. 340-356, 5 abr. de 2018, ISSN: 1066-7857. DOI: 10.1080/10667857.2018.1447265
- [43] M. José, *Materiales aislantes de electricidad: 7 ejemplos clave y sus aplicaciones*, dic. de 2024. dirección: <https://oroel.com/proteccion/7-ejemplos-de-materiales-aislantes-de-electricidad/>
- [44] IEEE, *IEEE Std 43-2013: Recommended Practice for Testing Insulation Resistance of Rotating Machinery*, 2013.
- [45] J.-C. Hung, Y.-R. Liu, H.-P. Tsui y Z.-W. Fan, «Electrode insulation layer for electrochemical machining fabricated through hot-dip aluminizing and microarc oxidation on a stainless-steel substrate,» *Surface and Coatings Technology*, vol. 378, pág. 124995, nov. de 2019, ISSN: 02578972. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2019.124995
- [46] Structuralia, *Aisladores en líneas eléctricas: materiales, tipos y características*, abr. de 2018. dirección: <https://blog.structuralia.com/aisladores-en-lineas-electricas-materiales-tipos-y-caracteristicas-principales>

- [47] H. Moon, J.-W. Jang, S. Park, J.-H. Kim, J. S. Kim y S. Kim, «Soft, conformal PDMS-based ECoG electrode array for long-term in vivo applications,» *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 401, págs. 135-099, feb. de 2024, ISSN: 0925-4005. DOI: 10.1016/j.snb.2023.135099
- [48] H. Jeong, T. Lee, J. Kim, H. S. Jeong, S. B. Jun y J.-M. Seo, «Fabrication and validation of flexible neural electrodes based on polyimide tape and gold sheet,» *Biomedical Engineering Letters*, vol. 14, págs. 267-278, 2 mar. de 2024, ISSN: 2093-9868. DOI: 10.1007/s13534-023-00345-0
- [49] J. P. Seymour, Y. M. Elkasabi, H.-Y. Chen, J. Lahann y D. R. Kipke, «The insulation performance of reactive parylene films in implantable electronic devices,» *Biomaterials*, vol. 30, págs. 6158-6167, 31 oct. de 2009, ISSN: 0142-9612. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2009.07.061
- [50] J. E. Hall, *Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica*, 12.^a ed. Elsevier, abr. de 2016, págs. 61-74.
- [51] J. Varela, J. Rivera, J. Espina y J. de la Rosa, «Capacitive electrode with high sensitivity for detection of electrical biopotentials,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 36, págs. 131-142, 2 mayo de 2015, ISSN: 0188-9532. DOI: 10.17488/RMIB.36.2.1pdf
- [52] E. Niedermeyer y F. L. d. Silva, *Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 7.^a ed. Oxford University Press, 2020, ISBN: 978-0190228484.
- [53] G. S. Wager y M. Hlatky, *Marriott's Practical Electrocardiography*, 13.^a ed. Wolters Kluwer, 2019, ISBN: 978-1496377234.
- [54] D. C. Preston y B. E. Shapiro, *Electromyography and Neuromuscular Disorders: Clinical-Electrophysiologic Correlations*, 3.^a ed. Elsevier, 2013, ISBN: 978-1455726721.
- [55] G. Schalk et al., «Decoding two-dimensional movement trajectories using electrocorticographic signals in humans,» *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, págs. 264-275, 3 sep. de 2007, ISSN: 1741-2560. DOI: 10.1088/1741-2560/4/3/012
- [56] M. Khan, E. Talkovsky, D. Vybornov, E. Chernyshova, N. Tarasov y V. Koroteev, «Application of electrical stimulation in medical rehabilitation of scoliosis in children,» *Fizioterapevt (Physiotherapist)*, págs. 102-109, feb. de 2025. DOI: 10.33920/med-14-2501-10
- [57] S. M. Prasad, M. N. A. Khan, U. Tariq y H. Al-Nashash, «Impact of Electrical Stimulation on Mental Stress, Depression, and Anxiety: A Systematic Review,» *Sensors*, vol. 25, págs. 2133, 7 mar. de 2025, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s25072133
- [58] N. A. Maffioletti, «Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation,» *European Journal of Applied Physiology*, vol. 110, págs. 223-234, 2 sep. de 2010, ISSN: 1439-6319. DOI: 10.1007/s00421-010-1502-y
- [59] F. A. D. Sandoval, «Diseño y caracterización de electrodos a base de grafeno inducido por láser,» Trabajo de graduación, Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, 2023.
- [60] E. Ambrosio, «Electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) para la medición de electromiografía de superficie (SEMG) y electroestimulación,» Trabajo de graduación, Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, 2024.