

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño y caracterización de electrodos a base de grafeno
inducido por láser**

Trabajo de graduación presentado por Fernando Antonio Delgado
Sandoval para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería
Biomédica

Guatemala,

2024

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



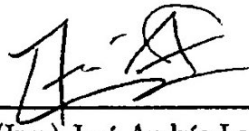
**Diseño y caracterización de electrodos a base de grafeno
inducido por láser**

Trabajo de graduación presentado por Fernando Antonio Delgado
Sandoval para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería
Biomédica

Guatemala,

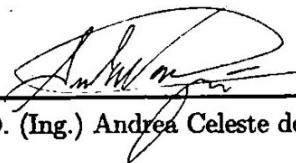
2024

Vo.Bo.:

(f) 
M.Sc. (Ing.) José Andrés Leal Ordoñez

Tribunal Examinador:

(f) 
M.Sc. (Ing.) José Andrés Leal Ordoñez

(f) 
Ph.D. (Ing.) Andrea Celeste del Valle Pinzon

(f) 
M.Sc. (Ing.) Carlos Alberto Esquit Hernández

Fecha de aprobación: Guatemala, 6 de Enero de 2024.

El sector de salud pública en Guatemala se encuentra en un estado crítico, careciendo de personal profesional en varios sectores los cuales mi persona pudo observar y experimentar de primera mano ejerciendo mis prácticas profesionales. Por experiencia personal y la impotencia de poder realizar algún acto en el momento, busqué realizar un aporte el cual los insumos médicos, especialmente los electrodos de medición de signos vitales fuese de mi interés. Por lo que espero que con este trabajo el cual recaba conocimientos de mi vida cotidiana al igual de los adquiridos durante los 5 años de mi licenciatura Ingeniería Biomédica pueda contribuir a crear un cambio que concientice sobre la investigación e implementación de nuevos materiales y tecnologías al sistema de salud guatemalteco.

Varios retos fueron presentados durante la realización de este trabajo los cuales me hicieron comprender que al encontrarse con problemas, todos los desafíos de los cuales aprendí a través de mi vida fueron útiles. Ya que pude recabar varias habilidades y destrezas tales como diseño en 3D, orientación espacial, entendimiento de materiales y mecánica del mismo tipo, entre otros.

Agradezco principalmente a mis papás por la vida, por el amor incondicional, por ser mi apoyo y mis instructores siempre. Sin ellos y todo lo que me han enseñado no hubiera sido capaz de ser la persona la cual me siento orgulloso y feliz de ser. A mi hermano que me ha impulsado a ser un ejemplo a seguir. A mi familia que me han alentado a seguir mis metas y ser un profesional respetable. A mis amigos por darme felicidad y estar para mi cuando los necesito sin pedir nada a cambio. A mis catedráticos por sus consejos y enseñanzas que han sido muy útiles en mi desempeño como estudiante y como persona.

Agradezco a mi asesor, M.Sc. José Andrés Leal Ordoñez, por la paciencia, orientación, ayuda y la dedicación que ha demostrado desde que lo conozco lo cual me da un ejemplo a seguir en mi vida profesional. Agradezco a la Universidad del Valle de Guatemala por haberme formado profesionalmente y brindarme los medios para la realización de este trabajo. Finalmente agradezco al Centro de Investigación de Desarrollo de Cementos Progreso, S.A. especialmente a Elvis Geovanni García Román y Loida Sarai Morales García por brindarme el uso del microscopio electrónico de barrido.

Prefacio	III
Lista de figuras	VIII
Resumen	IX
Abstract	X
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	4
4. Objetivos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	9
7. Metodología	23
8. Resultados	32
9. Discusión	48
10. Conclusiones	51
11. Recomendaciones	52
12. Bibliografía	53
13. Anexos	58

Lista de figuras

1.	Electrodos experimentales (Generado por DALLE E2).	6
2.	Componentes láser, (a) 1. Medio de ganancia capaz de sostener una emisión estimulada. (b) 2. Fuente de energía para bombear el medio de ganancia. (c) 3. Reflector total para (d) 4. reflejar energía. (e) 5. Reflector parcial. (f) 6. Salida de haz láser [24].	10
3.	Explicación esquemática de la interacción del láser con materia por periodo de exposición, rango de exposición y pulsos [27].	10
4.	Estructura del grafeno vs. semejantes [30].	11
5.	El grafeno consiste en una sola capa de átomos de carbono posicionados hexagonalmente entre ellos. Los electrones fluyen por el grafeno sin impurezas lo cual hace que no pierdan energía en forma de vibración llamada phonon. Estos defectos aumentan dependiendo la temperatura a la que se someta al material [31].	12
6.	Métodos de fabricación de grafeno en masa definiendo calidad y precio [29].	13
7.	Principio de la formación de grafeno inducido por láser (a) Estructura inicial del material a trabajar. (b) Estructura del material luego de ser irradiado con láser para formar estructuras de grafeno [33].	14
8.	Se observa el esquemático de un metal en un electrolito líquido, una solución de agua con cationes y aniones donde se representa las diferencias entre un plano interno de Helmholtz IHP y un plano externo de Helmholtz OHP [38].	16
9.	La simplificación de <i>Randles Cell</i> es un modelo el cual comprende la resistencia de una solución, un capacitor de doble capa y una carga de transferencia o polarización de resistencia. Es un modelo el cual se usa como base a varios modelos para la comprensión del uso de interfases electrodo-electrolito [38].	17
10.	Representación eléctrica superficie-cuerpo del total equivalente en circuito. Cada circuito presentado a la derecha es el equivalente fisiológico representado de la conexión piel-electrodo [39].	17

11.	(A) Cuando la célula está en reposo a -70 mV, los iones de sodio fluyen al interior de la célula para inicializar el potencial de la membrana hacia el potencial de equilibrio del sodio +60 mV. (B) El mismo potencial de membrana en reposo el cloruro fluiría hacia afuera de la membrana cambiando su carga negativa, haciendo que el interior de la membrana tenga polaridad negativa y acercándose al potencial de equilibrio del cloruro -65 mV. [43].	19
12.	Potencial de acción neuronal [44].	20
13.	Rangos de voltaje y frecuencia de biopotenciales comunes [45].	20
14.	Señal de referencia de un ECG común [46].	21
15.	Conjunto de ondas (a) onda P despolarización de aurículas izquierda y derecha. (b) Conjunto QRS despolarización completa de los ventrículos. [46].	22
16.	Actividad eléctrica de diferentes regiones del corazón [46].	22
17.	Ejemplo prueba paramétrica para la diferenciación de interacción de material con sistema láser por medio de pulsación continua (Horizontal), pulsación pausada (Vertical) interacción total con el material (relleno)	24
18.	Matriz paramétrica de cambio de potencia en el eje X y cambios de velocidad vectorial en el eje Y dado en % siendo el 100 % de potencia del sistema 30W y la velocidad al 100 % de 200 mm/s	25
19.	Referencia de estructura de grafeno inducido por láser en la literatura. (a) muestra de grafeno inducido por láser en un supercapacitor [47]. (b) Fibras de grafeno inducido por láser en poliimida [48].	26
20.	Diseño de electrodos. (A) Electrodo principal para análisis de biopotenciales específicamente señales de ECG. (B) Electrodo de variación sobre tamaño para medición de biopotenciales ECG. (C) Electrodo para obtención de resistividad eléctrica. (D) Electrodo para pruebas de aislamiento, resistividad eléctrica y mecánica.	27
21.	Conexión Humano - Electrodo de 3 derivaciones para la obtención de biopotenciales ECG por medio de conectores diseñados y electrodos de grafeno inducido por láser.	28
22.	Sistema de flexión vs. resistividad diseñado para tener el menor contacto con la luz del ambiente al igual que la interacción humana sobre el movimiento.	29
23.	Requisitos bases a cumplir con sistema de flexión y resistividad en donde se ejemplifica el uso de microcontroladores y de un motor servo para el funcionamiento.	30
24.	(A) Diagrama de posiciones. (B) Ejemplo de diseño preliminar.	30
25.	A4 tipos de aislamiento sobre Kapton® y el grafeno inducido por láser fabricado.	31
26.	LIG sobre cinta adhesiva Kapton® obtenido con distintos parámetros de potencia (eje X entre 30 % y 70 %) y velocidad (eje Y entre 25 % y 70 %).	33
27.	Resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo con diferenciación entre velocidad y potencia.	34
28.	Matriz de resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo magnificado.	35
29.	Resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo con diferenciación entre velocidad y potencia.	35

30.	Matriz de resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo magnificado.	36
31.	Resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo con diferenciación entre velocidad y potencia.	36
32.	Matriz de resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo magnificado.	37
33.	Imágenes de SEM de muestras M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia) con variaciones en su interacción con el sistema láser según el diseño vertical, horizontal y relleno.	38
34.	Comparación de la separación del diseño original y muestras recolectadas de LIG. (a) diseño implementado en software del sistema láser con una separación de 250 μm tanto vertical como horizontalmente. (b) separación media con variación entre muestras M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia) separado en diseño horizontal y vertical.	39
35.	Variación de grosor entre muestras para el análisis de resistividad con cambios de parámetros par a la fabricación de LIG.	40
36.	Análisis de resistencia Vs. grosor. Cambio del valor resistivo en cambios de 0.25 mm en cada prueba con 3 distintas muestras M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia)	41
37.	Pruebas de adhesión y extracción LIG de superficie de poliimida sobre los parámetros M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia)	42
38.	Resultados físicos de los conectores. (A) Referencia al proceso de diseño y cambio de tolerancias. (B) conector final a usar. (C) Conector cuadrado para interacción de cable de cobre calibre 10 con electrodos LIG.	43
39.	Resultados de la prueba de flexión y resistencia eléctrica. (PR1) Interacción parámetro M3 sobre 775 ciclos. (PR2) Interacción del parámetro F1 sobre 775 ciclos. (PR3) Interacción del parámetro H3 sobre 775 ciclos.	44
40.	Comprobación manual en busca de errores sobre prueba de flexión vs. resistencia	44
41.	Aislamiento sobre Kapton® y formación de LIG. (A) Electrodo LIG sin aislamiento. (B) Electrodo LIG con aislamiento de poliimida en su presentación de cinta adhesiva. (C) Electrodo LIG con aislamiento de poliimida sin adhesivo y silicona termo fusible o silicona caliente. (D) Electrodo LIG con aislamiento de silicona termo fusible o silicona caliente. (E) Electrodo LIG con aislamiento de elastómero bicomponente SYLCAP 284-S.	45
42.	Resultados electrodos ECG con variación de tamaño con y sin gel conductor en sistema Biopac.	46
43.	Resultado ECG electrodo comercial Red Dot 3M 2239 con sistema Biopac.	46
44.	Resultados ECG de electrodos variación de parámetros con y sin gel conductor.	47
45.	Fallo en la estructura del electrodo en consecuencia de la conexión prolongada del conector.	47
46.	Diseño primer conector superior	58

47.	Diseño primer conector inferior.	59
48.	Diseño segundo conector inferior.	59
49.	Diseño segundo conector superior	60

El electrodo es la interfaz más importante al medir biopotenciales de diversas áreas del cuerpo como el corazón, los músculos y el cerebro. Dependiendo del área a medir, de la selectividad deseada y del tamaño del paciente, es necesario contar con electrodos de diversas geometrías y materiales. En países en vías de desarrollo como Guatemala, adquirir electrodos especializados para cada paciente es costoso, por lo que muchos especialistas optan por utilizar electrodos económicos, con geometrías inadecuadas, afectando la calidad de las señales a medir. Es una mala práctica en el monitoreo de signos vitales lo cual significa un alto riesgo para el paciente. Una alternativa viable a los materiales típicamente usados en los electrodos convencionales como la plata y el platino se encuentra en el grafeno, debido a su alta conductividad eléctrica y biocompatibilidad.

Este trabajo se enfoca en el desarrollo de electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG, por sus siglas en inglés). Este material resultó de fácil fabricación por medio de la interacción térmica entre un láser de dióxido de carbono (CO_2) y un polímero (poliimida), el cual se utilizó para el desarrollo de electrodos de bajo costo con alta versatilidad en sus diseños.

Durante el trabajo se determinaron parámetros necesarios para desarrollar LIG, de los cuales fueron extraídos 3 parámetros que se enfatizaron desde una producción a pequeña, mediana y alta escala. Posteriormente se evaluó la influencia de estos parámetros en la conductividad eléctrica y estabilidad mecánica del LIG. La estabilidad mecánica se evaluó por medio de flexiones al material. Se creó un sistema para la evaluación de resistividad del electrodo vs. flexiones hechas en el mismo. Se desarrollaron diversos métodos de conexión electromecánica y de aislamiento eléctrico del LIG que fueron posteriormente evaluados en su capacidad de medir biopotenciales.

The electrode is the most important interface when measuring biopotentials of various areas of the body such as the heart, muscles and brain. Depending on the area to be measured, the desired selectivity and the size of the patient, it is necessary to have electrodes of various geometries and materials. In developing countries like Guatemala, acquiring specialized electrodes for each patient is expensive, so many specialists choose to use inexpensive electrodes with inadequate geometries, affecting the quality of the signals to be measured. It is a bad practice in monitoring of vital signs which means a higher risk for the patient. A viable alternative to materials typically used in conventional electrodes such as silver and platinum is found in graphene, due to its high electrical conductivity and biocompatibility.

This project focuses on the development of laser-induced graphene (LIG)-based electrodes. This material was easy to manufacture through the thermal interaction between carbon dioxide (CO_2), laser and a polymer (polyamide), which was emphasized for the development of low-cost electrodes with high versatility in their designs.

During the research work, the parameters necessary to develop LIG were determined, and 3 parameters were extracted that were emphasized from small, medium and high scale production. Subsequently, the influence of these parameters on the electrical conductivity and mechanical stability of the LIG was evaluated. The mechanical stability was evaluated by bending the material. A system was created for the evaluation of electrode resistivity vs. bending made on it. Various methods of electromechanical connection and electrical isolation of the LIG were developed and were subsequently evaluated for their ability to measure biopotentials.

Un electrodo es un dispositivo que se utiliza en medicina para la conducción de electricidad desde o hacia el cuerpo humano. Los electrodos se utilizan en varios procedimientos médicos, entre ellos: diagnóstico, tratamiento y cirugía. Los electrodos pueden ser clasificados también por su material, función y forma. Existen varios tipos de electrodos siendo los más comunes: De superficie, contacto, de aguja y quirúrgicos. El presente trabajo se desarrolla sobre los electrodos de superficie y sus aplicaciones con un material distinto al usado comercialmente, el cual se expone en el siguiente párrafo.

El material investigado es el grafeno el cual es un material bidimensional formado por una sola capa de átomos de carbono, que por su patrón hexagonal posee características sobresalientes entre otros materiales, por ser este más delgado y fuerte conocido hasta el momento en el que se realiza este trabajo. Otras de las características que destacan del grafeno son su conductividad eléctrica y térmica. El grafeno puede ser sintetizado a partir de grafito, químicamente o por láser. Siendo utilizado en este trabajo el láser, el método es llamado grafeno inducido por láser (LIG por sus siglas en inglés).

El objetivo del trabajo es crear electrodos a base de grafeno inducido por láser sobre diferentes presentaciones de poliimida, siendo el material primario en la fabricación de los electrodos. Con esto se analizan los parámetros de fabricación para la creación de grafeno con características como baja resistencia eléctrica, bajo costo y menor tiempo de fabricación. Asimismo, se desarrollan conectores para la correcta medición del funcionamiento en la recolección de biopotenciales y creación de aislamiento eléctrico.

En la investigación se analiza el sistema láser a disposición y el funcionamiento del software en donde los parámetros influyen en el material a evaluar. Se realiza un análisis de conectores mecánicos para la conexión del electrodo final a la interfaz de monitoreo como puede ser un electrocardiógrafo .

En este trabajo, en los capítulos 2 al 5, se encuentran los motivos y la relevancia para la realización del mismo, al igual que los lineamientos los cuales se toman como base de toda la investigación. Concretamente en estos capítulos se encuentran los antecedentes, justificación,

objetivos y alcance de la investigación. En los siguientes capítulos se presentan los planteamientos teóricos y prácticos que respaldan la metodología desarrollada con los resultados obtenidos una vez ejecutados. Por último, se presentan las conclusiones y recomendaciones mismas que puedan ser de utilidad en futuras investigaciones.

El grafeno es un compuesto a base de carbono puro con propiedades similares al grafito. Está constituido por una monocapa de átomos de carbono formados hexagonalmente donde cada átomo está unido a tres átomos dejando un electrón libre. Por ello el grafeno posee excelentes características eléctricas, la cercanía entre sus átomos y cómo estos interactúan entre sí. Presenta propiedades eléctricas similares a un semiconductor y un metal conductor [1]. Posee un alto grado de dureza y estabilidad mecánica, es un material cuya materia prima es extremadamente abundante, además de ser biocompatible e incluso mostrar propiedades antibacterianas. Lo que destaca es el punto de quiebre de 40N/m al igual que una conductividad térmica de 5000W/m este puede estirarse un 20 % más que otros cristales [2]. Para la síntesis del material existen distintos métodos: mecánicos (i.e., exfoliación), químicos (i.e., sonicación, reductor GO, crecimiento epitaxial) y térmicos (i.e., pirólisis, plasma) [3]. En los métodos térmicos, la pirólisis inducida por láser ha sido una de las más populares por su reproducibilidad, versatilidad de los diseños y rapidez al obtener grafeno poroso [4].

La pirólisis inducida por láser sucede cuando los átomos de carbono de un material son excitados con radiofrecuencias o un láser de dióxido de carbono (CO_2) el cual genera plasma, protones y modifica la composición química de los átomos formando grafeno inducido por láser (LIG por sus siglas en inglés) [5]. Los materiales a utilizar con este método pueden ser madera, resina epoxica, lapiceros, plantas, papel, pan, etc., materiales que en su composición contengan átomos de carbono [4]. Actualmente se investiga el grafeno como método innovador para la creación de electrodos no metálicos los cuales pueden solucionar problemas de biocompatibilidad y altos costos en el mercado. Además de servir como electrodos para medición y estimulación de biopotenciales [6], los electrodos fabricados por LIG pueden ser recubiertos con diversos materiales para la implementación de sensores de biomarcadores para: glucosa, electrolitos y urea [7].

El propósito fundamental de la tecnología es mejorar la calidad de vida de la sociedad. Al tratar con distintas enfermedades y sucesos los cuales dificultan el buen vivir del ser humano se indaga cómo realizar diagnósticos y tratamientos innovadores para brindar una solución. Los avances científicos han demostrado que el cuerpo es capaz de producir electricidad, biopotenciales, como resultado del flujo de iones a través de las células, lo que produce un campo eléctrico el cuál puede ser medido por instrumentación. Existen diversos métodos de diagnóstico basados en la medición de biopotenciales como captación de las señales generadas por el corazón (ECG, en sus siglas en inglés), cerebro (EEG, en sus siglas en inglés), músculos (EMG, en sus siglas en inglés) y ojo (EOG, en sus siglas en inglés) [8]. Mediante estos sistemas se puede diagnosticar y analizar datos obtenidos mediante la utilización de electrodos, en su mayoría no invasivos. En consecuencia, estos avances tecnológicos han mejorado significativamente la eficiencia y comodidad en que se trata a los usuarios en centros de diagnóstico y prevención [9].

La interconexión entre la tecnología y la biología se establece mediante el uso de electrodos, los cuales permiten la captación y análisis de señales eléctricas generadas por los organismos biológicos. Los electrodos se utilizan en dispositivos médicos para la estimulación y monitoreo de músculos y órganos. Actualmente, la tecnología permite que los electrodos no solo reciban información sino que también suministran energía, como es el caso de los electrodos para estimulación en trastornos epilépticos. Debido a que se requiere un amplio campo de acción para estas dos funciones, existen diversos materiales para fabricar electrodos, como óxidos metálicos, sales metálicas, semiconductores y polímeros conductivos y polímeros, los cuales varían en biocompatibilidad y capacidad conductora [10]. La elección de materiales y geometría del electrodo son factores críticos que influyen en la impedancia, conductividad eléctrica y conexión piel-electrodo, lo que a su vez determina su idoneidad para diferentes aplicaciones de estimulación y diagnóstico [11] [12].

Los electrodos pueden ser clasificados según la función de estimulación o monitoreo. Para zonas aisladas, se utilizan electrodos invasivos los cuales proveen mayor calidad en las señales y son capaces de detectar la actividad de neuronas simples, no obstante, su uso

está asociado con: infecciones, altos costos, materiales o aleaciones nuevas y la necesidad de intervenciones quirúrgicas [13] [14]. Los electrodos no invasivos permiten la obtención de datos de una forma cómoda para el paciente y rápida para el diagnóstico. Al evitar la intervención quirúrgica para su aplicación, se eliminan factores de riesgo como pueden ser infecciones y descuido humano. Además, los materiales utilizados en los electrodos no invasivos pueden ser materiales comunes o aleaciones relativamente económicas [15].

En Guatemala, el sistema de salud pública presenta deficiencias significativas que se pueden notar en su sistema de gestión ya que en promedio los hospitales trabajan al 90 % de su capacidad instalada y en caso específicos trabajan a un 130 % por lo que se puede ver afectado el personal al igual que los procesos administrativos [16]. La presencia de factores de error afecta zonas de alto riesgo en el hospital, como es el caso del cuidado neonatal, a través de los años se ha tenido un mejoramiento del control neonatal debido a la incorporación de ventilación mecánica y técnicas de monitoreo no invasivo. Las cuales han disminuido a 12 muertes por cada 1000 nacidos [17], en casos específicos 38 muertes por cada 1000 nacidos vivos [18]. En donde se denota la importancia del buen uso del sistema de monitoreo pero no siempre es así ya que habrá electrodos de medidas y funciones diferentes a las que necesitan, debido a que se compran electrodos estándar con dimensiones mayores a las adecuadas para los pequeños cuerpos de recién nacidos. Al tener electrodos incorrectos aumenta el riesgo de mala interpretación de datos los cuales pueden resultar en la muerte [19] [20]. Los electrodos suelen ser económicos pero el mal uso puede tener consecuencias graves [21].

El avance tecnológico ha permitido la implementación de nuevos materiales los cuales buscan un mejor desempeño en cualidades como conducción eléctrica, biocompatibilidad, producción eficiente y de bajo costo. Los electrodos a base de grafeno inducido por láser pueden solucionar varios de los problemas que representan actualmente los electrodos convencionales. Su flexibilidad y características mecánicas y eléctricas lo hacen un material resistente y duradero por lo que puede asegurar la transmisión de biopotenciales. Es replicable y puede reproducirse en masa lo cual conlleva a bajo costo [22] [23]. Al tener un material innovador en áreas de interés médico se amplían las variaciones que pueden surgir del manejo del material en equipos médicos. Los electrodos de grafeno inducido por láser son altamente versátiles ya que se pueden realizar otros sensores como: sensores de moléculas, Dopamina, ácido úrico, Urea, Glucosa, Ácidos nucleicos e inmunología [22].

En este proyecto se busca desarrollar los principios fundamentales para el desarrollo de electrodos de LIG. Estos podrán ser versátiles y con diversas geometrías y tamaños para poder ser implementados incluso en el monitoreo de parámetros fisiológicos en neonatos (Figura 1). Además, el desarrollo de esta tecnología abre la puerta a diversas aplicaciones dentro del ámbito biomédico en la UVG como la medición de biopotenciales, la estimulación eléctrica y el desarrollo de biosensores.



Figura 1: Electrodo experimentales (Generado por DALLE E2).

4.1 Objetivo general

Desarrollar y caracterizar las propiedades eléctricas y mecánicas de electrodos hechos de Grafeno Inducido por láser (Laser-induced graphene LIG) para la medición de biopotenciales.

4.2 Objetivos específicos

- Establecer los parámetros de láser necesarios para producir grafeno inducido por láser sobre un substrato de Poliimida.
- Analizar la influencia de los parámetros de fabricación láser en las propiedades eléctricas y la estabilidad mecánica del LIG.
- Diseñar y fabricar conectores electromecánicos para la conexión eléctrica de los electrodos de LIG.
- Evaluar diversos métodos de aislamiento eléctrico para la fabricación correcta de electrodos.
- Implementar y evaluar electrodos a base de LIG para la medición de biopotenciales en humanos.

Este proyecto consiste en la creación de electrodos de bajo coste a base de grafeno inducido por láser los cuales puedan variar su simetría y diseño dependiendo la aplicación. Se espera que puedan ser implementados para la industria y reemplazar los electrodos actualmente conocidos o competir con los mismos a un menor precio. Igualmente se quiere fomentar con este trabajo el desarrollo de nuevas tecnologías en el campo médico en Guatemala y así incitar a generaciones futuras a crear una Guatemala la cual pueda ser sobresaliente por sus aportaciones al sector de salud mundial.

Adicionalmente al proyecto se enfatiza las cualidades del grafeno y se alienta a que se use este material como el material del futuro por sus diversas aplicaciones en el campo de la tecnología, el cual es el auge actual en el mundo. El grafeno puede ayudar a la disminución de contaminación por extracción de metales sustituyéndolo, ya que este material puede ser obtenido de varias maneras, la más rápida y sencilla actualmente es inducido por láser. Por lo que se incentiva a seguir trabajando con este material para hacer nuevos descubrimientos esenciales para la sociedad.

Aunque los electrodos los cuales se muestran en este trabajo tienen como propósito final la implementación confiable y validez clínica en humanos, no se espera que los procesos, material y fiabilidad estén optimizados para su uso e implementación instantánea en pacientes. Las pruebas de medición se realizará para validez del material a disposición pero se realizarán con pocos pacientes lo cual todavía tiene potencial de validez para sustitución u opción para electrodos convencionales que tienen como finalidad medición de biopotenciales.

6.1 láser

Un láser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) es comprendido como un dispositivo que emite un haz de luz coherente y amplificado. La diferenciación de un láser respecto a otra fuente emisora de luz es la cualidad de emitir únicamente una longitud de onda por lo que se le llama monocromático. Hay distintos tipos de láseres, como el láser de fibra, láser de estado sólido, láser de diodo, láser excimer, láser líquido y láser de gas. Un láser consiste en un emisor de luz el cual puede ser un gas, un líquido o un sólido. Una fuente de energía y dos espejos los cuales uno será 100 % reflectivo y otro 98 % reflectivo [24] [25].

El medio de ganancia capaz de sostener una emisión estimulada (Figura 2a) de un láser consiste en partículas las cuales se encuentran en su estado natural en este trabajo se estará trabajando con un gas de dióxido de carbono (CO_2). Las partículas al estar en su estado natural, no excitadas, pueden ser excitadas con energía lo cual hará que asciendan a un nivel de energía superior. Buscando volver a su estado natural estas liberan la energía almacenada en forma de fotón, partícula de energía luminosa, si este fotón impacta a una partícula excitada este liberará el fotón almacenado en conjunto con el fotón que inició la reacción lo cual se conoce como una emisión estimulada que empezará una reacción en cadena [25].

El reflector total (Figura 2c) en conjunto con el reflector parcial (Figura 2e) reciben y reflejan los fotones lo cual aumenta el número de fotones, los fotones seguirán el trayecto de salida del reflector parcial el cual formará el haz de luz que será redireccionado a la salida del láser [25].

Un sistema láser funciona por pulso o potencia continua lo cual significa que se suministrará una potencia variable o constante. Al ser esta variable se puede modificar cuánto variará a través del tiempo esto denominado frecuencia en conjunto con la cantidad de energía que se liberará por unidad de tiempo denominada potencia. Otro parámetro importante es la velocidad ya que esto define por cuantas unidades de tiempo el láser interactúa con el

material en un mismo punto [26] [24].

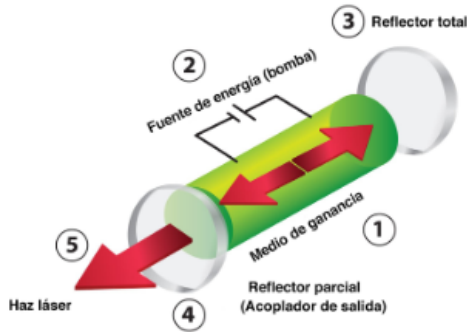


Figura 2: Componentes láser, (a) 1. Medio de ganancia capaz de sostener una emisión estimulada. (b) 2. Fuente de energía para bombear el medio de ganancia. (c) 3. Reflector total para (d) 4. reflejar energía. (e) 5. Reflector parcial. (f) 6. Salida de haz láser [24].

6.1.1 Interacción con materiales

La tecnología láser puede ser usada en variedad de estudios al igual que dependerá de los parámetros utilizados o establecidos para su funcionalidad como el estudio o la capacidad de realizar tareas variará. Al ser controlado por medio de computadora y sistemas de control los parámetros los cuales pueden ser manipulados son: frecuencia, potencia, velocidad vectorial y enfoque. Al realizar una ligera variación en los parámetros se podrá realizar acciones las cuales dañan un material, lo alteren en su estructura química o no realicen ningún tipo de modificación (Figura 3) [27].

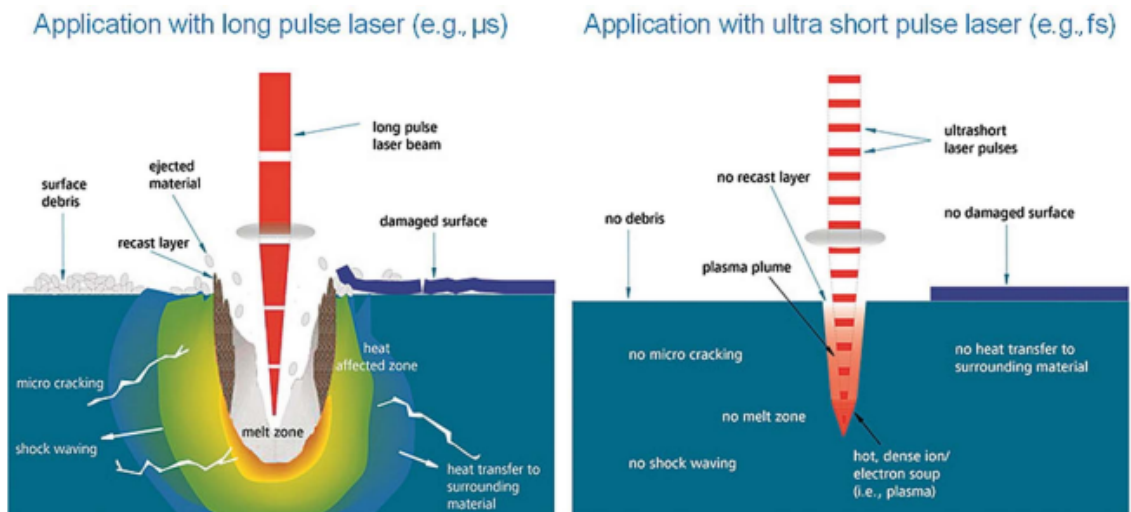


Figura 3: Explicación esquemática de la interacción del láser con materia por periodo de exposición, rango de exposición y pulsos [27].

Los efectos causados por la interacción del láser con los materiales dependerá de la

longitud de onda al igual que la potencia del láser. Al tener un láser de dióxido de carbono (CO_2) se puede variar la longitud de onda de 10.6 micrones a 9.3 micrones. La composición química de los materiales afectará las tareas que podrán realizar como: cortes, grabados, marcados, taladrados o quemados siendo los parámetros de potencia, enfoque y longitud fundamentales para el funcionamiento. El haz láser al interactuar con la superficie carboniza y retira el material lo cual logra la ablación del material. Al realizar cortes y grabados en materiales mecánicos se debe de tener en cuenta que el láser de dióxido de carbono (CO_2) tiende a reflejar en estos materiales por lo que se recomienda el uso de equipo de protección visual [24].

Los láseres desempeñan diferentes funciones las cuales son subproductos de modificación de parámetros. Las funcionalidades comúnmente son el corte láser, grabado láser, perforado láser, grabado de foto láser, sintetizado láser y ablación láser selectiva. La última da referencia a un primer haz láser el cual calienta y evapora la capa superior de un material en múltiples capas, la capa superior deberá de absorber el láser y debe ser reflejado por el material subyacente lo que puede culminar en la fabricación de grafeno inducido por láser [24].

6.2 Grafeno

El grafeno es un material que tiene un átomo de grosor por lo que lo hace el material más pequeño del mundo, está conformado por una red hexagonal de átomos de carbono (Figura 4) y enlaces covalentes que se genera por la superposición de átomos de hidrógeno. Debido a estos enlaces fuertes puede llegar a formar estructuras las cuales han sido categorizadas como las más fuertes hasta el momento. Desde su capacidad de sostener altas densidades de corrientes eléctricas (un millón de veces más que el cobre), impermeabilidad a gases, un módulo de Young de 1 TPa y una fuerza intrínseca de 130 GPa y conducción eléctrica. Son unas de varias cualidades las que vuelven al grafeno un candidato para material del futuro. El grafeno tiene propiedades eléctricas interesantes ya que los electrones al pasar por el grafeno se comportan como partículas sin masa efectiva logrando desplazarse sin dispersión. La baja densidad, dispersión de calor, dispersión de vibraciones lo caracteriza como un buen conductor térmico y eléctrico [28] [29].

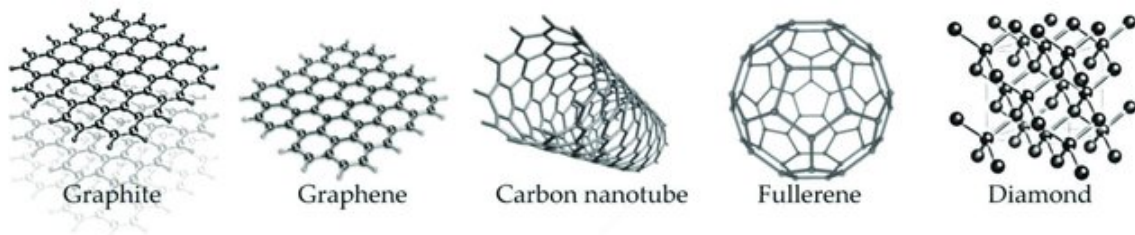


Figura 4: Estructura del grafeno vs. semejantes [30].

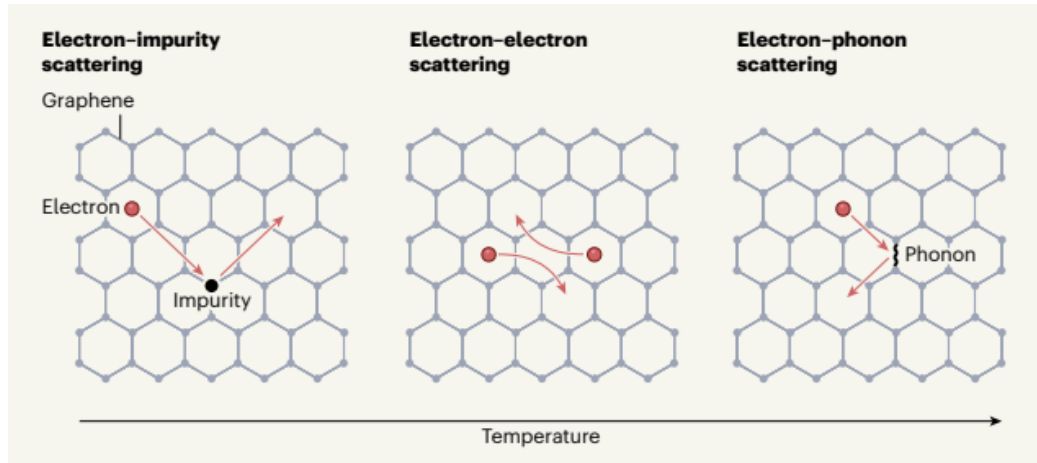


Figura 5: El grafeno consiste en una sola capa de átomos de carbono posicionados hexagonalmente entre ellos. Los electrones fluyen por el grafeno sin impurezas lo cual hace que no pierdan energía en forma de vibración llamada phonon. Estos defectos aumentan dependiendo la temperatura a la que se someta al material [31].

6.2.1 ¿Cómo se obtiene?

Para la sintetización de grafeno existen varias formas, la exfoliación térmica y fase líquida, son la exposición prolongada de material a un solvente el cual formará cristales de grafito, con la ayuda de zonificación se rompen los enlaces de grafito y se produce óxido de grafeno el cual se centrifuga, como resultante se obtendrá un polvo, al resuspender el polvo se podrá realizar filamentos o capas de grafeno [29].

La deposición química al vapor (CVD, en sus siglas en inglés) ha demostrado la realización de láminas de grafeno, el principio de este método es inyectar un catalizador junto con monómeros los cuales se gasifican en una recámara donde reaccionara con plasma y dos electrodos de cobre. En los electrodos de cobre se formarán las estructuras tipo cristal de grafeno [29].

Síntesis en Carburo de silicio es un procedimiento parecido a la deposición química al vapor, se tiene un *wafers* el cual tendrá poros de Carburo de silicio en donde por medio de calor y inyección de gas de grafito formarán cristales de grafeno. Al terminar el proceso se extrae el Carburo de silicio sobrante y como residuo cristales de grafeno puro. El problema con el método es por el alto costo de los *wafers* de Carburo de silicio y la temperatura que ocurre la reacción (arriba de 1,000 °C) [29].

El grafeno inducido por láser se refiere a la creación de grafeno por medio de un láser de dióxido de carbono (CO_2) en un material llamado poliimida. Al irradiar con un haz de láser este material se forma una capa la cual contiene grafeno, pero únicamente superficialmente.

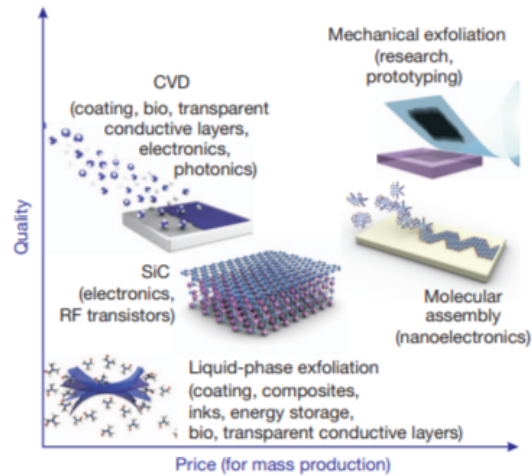


Figura 6: Métodos de fabricación de grafeno en masa definiendo calidad y precio [29].

6.2.2 Usos del grafeno

Dependiendo del proceso de fabricación es la función que podrá desempeñar el grafeno ya que este variará en calidad y espesor. Por medio de exfoliación química tendrá aplicaciones en recubrimientos, pinturas, composites, capas conductoras transparentes, almacenamiento de energía y bioaplicaciones. Con CVD tendrá aplicaciones en fotónica, nanoelectrónica, capas transparentes conductoras, sensores y bioaplicaciones. Con síntesis en Carburo de silicio se fabrican transistores de alta frecuencia y dispositivos electrónicos. El grafeno se usa también para la creación de pantallas táctiles, E-paper, OLED flexible, transistores lógicos, fotodetectores, moduladores ópticos, controlador de polarización de corriente, controladores y semiconductores láser [29].

6.3 LIG

El grafeno inducido por láser (LIG por sus siglas en inglés) fue por primera vez reportado y caracterizado en el 2014 por la universidad Rice [32]. El LIG se sintetiza a través de la conversión selectiva de átomos de carbono sp^3 en átomos de carbono sp^2 en una película de polímero comercial o poliimida. La conversión se da lugar gracias a la energía inducida por láser la cual hace más fácil la ruptura de uniones carbono-nitrógeno y resulta en la formación de compuestos como Monóxido de carbono (CO), Cianuro (CN^-), Carbono diatómico (C_2), Carbono (C), Acetileno (C_2H_2) y Cianuro de hidrógeno (HCN) (Figura 7). El resultado final de este proceso es una estructura porosa de grafeno con una superficie específica y con mejor conductividad eléctrica que el grafeno realizado químicamente [33].

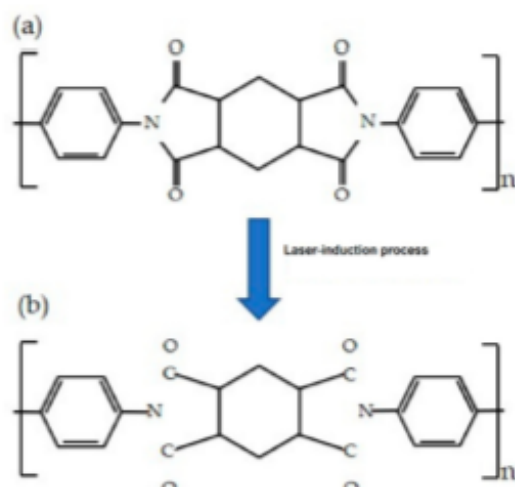


Figura 7: Principio de la formación de grafeno inducido por láser (a) Estructura inicial del material a trabajar. (b) Estructura del material luego de ser irradiado con láser para formar estructuras de grafeno [33].

6.3.1 Propiedades del LIG

El LIG gracias a su proceso de formación exhibe una conductividad eléctrica mejorada al igual que una fácil creación del mismo sobre superficies planas por lo que es sencillo crear patrones para el uso de electrodos. El LIG al ser interdigitado por sus características de conducción se formará un capacitor. La temperatura de descomposición del LIG es de 4900 C° , lo que lo hace un material ideal para el aislamiento térmico. La calidad del LIG puede ser afectada por la potencia del láser utilizado para su creación, ya que a mayor potencia mayor aumento de oxidación, graficación y porosidad del material. Sus estructuras pentágono-hexágono hacen que la capacidad electroquímica del LIG sea superior a la del grafeno creado químicamente. Por el proceso rápido de fabricación se pueden realizar procesos de manufactura a gran escala [33].

Por la composición del grafeno inducido por láser este posee características de flexibilidad y poco peso, por lo que al ser sometido a esfuerzos de flexión este conserva sus propiedades eléctricas y mecánicas. Las aplicaciones comunes para el material han sido el almacenamiento de energía, sensores, catálisis, dispositivos electrónicos y membranas [33].

Las propiedades que comprende el LIG son iguales al del grafeno por otros medios únicamente que este estará representado en filamento o estructuras 3D. Los electrones tenderán al mismo paso sin fricción térmica lo que será un buen conductor. Se tiene varias aplicaciones en la industria, desde sustratos los cuales ayudarán a la proliferación de otros materiales, sensores atmosféricos, electrodeposición, dopamiento directo, baterías Zn-Air, células de combustible, micro supercapacitores, baterías Li-metal e inducción láser [33].

Los transistores hechos por medio de LIG son un 60 % más pequeños, eficientes y rápidos que los transistores convencionales hechos de silicio [34]. Por la flexibilidad que ofrece el grafeno se han implementado sensores flexibles, estos sensores pueden detectar gases como dióxido de nitrógeno, un gas altamente tóxico para los humanos [35], también son usados

para la fabricación de sensores flexibles en textiles en diferentes usos tanto civiles como militares [36].

6.4 Electrodo

Un electrodo se comprende como un extremo conductor utilizado para establecer contacto con un medio biológico, al que transmite o recibe una corriente eléctrica entre el sistema y un dispositivo externo [37]. En el contexto científico de la biología o medicina, el electrodo se utiliza para la medición o influencia de señales eléctricas generada por el flujo de iones en células las cuales componen sistema más complejos como órganos y tejidos. El propósito de analizar estas señales es la obtención de biopotenciales y por ende realizar las acciones de monitoreo, estimulación y diagnóstico.

6.4.1 Interfaz electrodo-electrolito

Los electrodos reaccionan a la transferencias de cargas de electrones al flujo de carga de los iones en una solución, haciendo referencia al cambio de cargas cuando el electrodo entra en contacto con un electrolito para formar una interfaz electrodo-electrolito que es la reacción que sucede en el contacto de las dos superficies en donde electrones migran de la superficie del electrodo atrayendo iones y moléculas de agua hasta crear una barrera de HelmHoltz. La interfaz electrodo electrolito es comúnmente referida a la unión metal - líquido en donde se tiene un electrodo el cual puede ser de ayuda utilizar un gel el cual reduce la impedancia entre el electrodo y la piel (Figura 8). El gel ayuda a obtener una señal del intercambio de iones en las células con menor impedancia ya que la capa externa (piel) consiste de células muertas, el gel al estar compuesto en su mayoría de Cloruro (Cl^-) ayuda a la disminución de impedancia en la interfaz [38] [39].

El plano interno de Helmholtz (IHP por sus siglas en inglés) es un plano imaginario desde el centro de los iones absorbidos por el electrodo que son iones sin solvatación y el plano externo de Helmholtz (OHP por sus siglas en inglés) es el plano imaginario desde los iones solvatados. Para minimizar este campo entre los iones solvatados y no solvatados se requiere de una interacción entre electrones la cual romperá la barrera de energía esta es lograda induciendo un potencial [38].

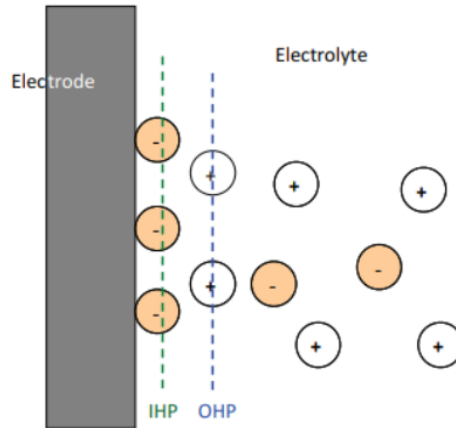


Figura 8: Se observa el esquemático de un metal en un electrolito líquido, una solución de agua con cationes y aniones donde se representa las diferencias entre un plano interno de Helmholtz IHP y un plano externo de Helmholtz OHP [38].

6.4.2 Tipos de transferencia de carga

Al tener la interfaz electrodo-electrolito existirá un cambio de carga para fomentar el paso entre electrones llamados potenciales (Figura 8). Estos potenciales pueden ser vistos como reacciones en la interfaz electrodo-electrolito, la transferencia de carga es el movimiento de electrones dentro del electrodo a un movimiento al electrolito en forma de iones o viceversa. Cuando este proceso de movimiento sucede por atracción y repulsión electrostática sin que ocurra un intercambio de electrones se le denomina transferencia capacitiva. El nombre puede dar referencia a la carga y descarga de un capacitor análogo en una interfaz electrodo-electrolito. En cambio si el movimiento de cargas sucede una transferencia de cargas de la solución al electrodo o viceversa se le denomina transferencia farádica. Al realizarse una transferencia de electrones a la solución se conducen a reacciones de oxidación o reducción, las cuales son reversibles [7].

6.4.3 Circuito eléctrico equivalente

Los procesos capacitivos y farádicos pueden ser representados como una simplificación de carga y descarga de un capacitor en paralelo con un resistor. De modo que la interfaz de electrodo-electrolito en un modelo simple el cual es llamado *Randles Cell*. El modelo se utiliza para el análisis de interfaces entre electrodo-electrolito donde específicamente el componente resistivo es un electrodo multicapa. La aplicación del modelo en una interfaz electrodo-piel en donde las diferencias de impedancias que se obtendrá sean por la capa de la piel por su variación ya sea por la presencia de humedad, vello o temperatura de la piel (Figura 10). Al tener tal variabilidad se usa un gel conductor el cual deberá de ser biocompatible, no volátil y de larga duración para ayudar a la reducción de la impedancia en la interfaz electrodo-piel [38] [39].

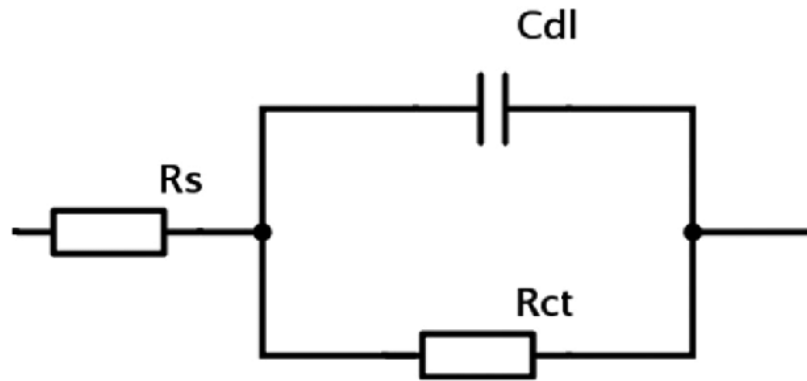


Figura 9: La simplificación de *Randles Cell* es un modelo el cual comprende la resistencia de una solución, un capacitor de doble capa y una carga de transferencia o polarización de resistencia. Es un modelo el cual se usa como base a varios modelos para la comprensión del uso de interfaces electrodo-electrolito [38].

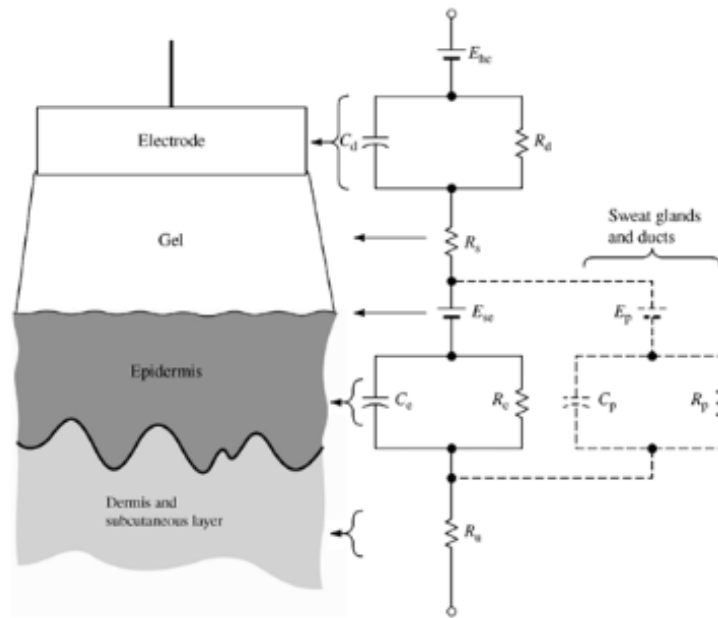


Figura 10: Representación eléctrica superficie-cuerpo del total equivalente en circuito. Cada circuito presentado a la derecha es el equivalente fisiológico representado de la conexión piel-electrodo [39].

6.4.4 Materiales típicos de electrodos

Los materiales de los electrodos varían según el uso que se quiera y la cantidad de transferencia de carga requerida. Al tener electrodos los cuales son invasivos y no invasivos los materiales pueden variar. Los materiales más comunes para la realización de electrodos son: SS316 (acero inoxidable), magnesio, titanio, cobre, aluminio, estaño, y zinc [40]. En electrodos no invasivos e invasivos: Platino, platino-iridio, poly(3,4-etilendioxitiofeno) PEDOT, óxido de iridio activado, titanio, nitrito de titanio, cloruro de plata, oro, nanotubos

de carbono, cloruro de plata, aleación titanio oro, cobre, óxido de iridio y nuevas tecnologías como recubrimiento de grafito y carbón estos material pueden ser divididos en farádicos y capacitivos [40][41].

6.5 Biopotenciales

Los biopotenciales son el subproducto de una acción guiada por el sistema nervioso hacia diferentes tejidos, ya sea de manera voluntaria o involuntaria. Puntualmente el potencial es el resultante de la actividad eléctrica de una familia de células llamadas células excitables, que son derivadas del sistema nervioso, músculos o tejido glandular. Las células poseen la cualidad de tener un potencial en reposo que al ser estimulado tendrá un potencial de acción medible. Los biopotenciales son campos eléctricos locales derivados de la sumatoria espacial y temporal localizada de cambios eléctricos en las células. Los cambios son debidos al flujo sincronizado de iones dentro y fuera de las células [39].

6.5.1 Potencial en reposo

El potencial en reposo es el gradiente iónico a través de la membrana celular que equivale a una diferencia de potenciales medibles. Esta migración de iones resulta en diferentes cargas electrostáticas dentro y fuera de la membrana celular y con esto se forma una diferencia de potenciales. Los iones en la reacción son el sodio (Na^+) y el potasio (K^+). La membrana celular busca tener un equilibrio de potenciales dependiendo del ion que se necesite. El potencial de equilibrio es calculado usando la ecuación de Nernst (Ecuación 1) donde C_i dará referencia al ion dentro de la membrana celular y C_o dará referencia al ion afuera de la membrana celular [42].

$$Em = \frac{RT}{zF} * \log \frac{C_i}{C_o} \quad (1)$$

Donde Em es el potencial de equilibrio de la membrana celular, R es una constante ideal de gas, T es la temperatura (Kelvin), F es la constante de Faraday, Z es 1 para iones monovalentes como potasio (K^+), 2 para iones divalentes como calcio (Ca^{2+}) y así continuamente.

Dependiendo de las concentraciones de potasio (K^+), cloruro (Cl^-) y sodio (Na^+) la membrana celular tendrá diferente permeabilidad. La permeabilidad es la capacidad que tiene la membrana de permitir el paso de iones dependiendo la concentración de iones dentro de la membrana. Esta capacidad se puede entender mejor en la bomba de sodio potasio ATP, donde por cada 3 iones de sodio salientes deja entrar 2 iones de potasio en la membrana y por la diferencia formada se obtiene un gradiente de equilibrio [42].

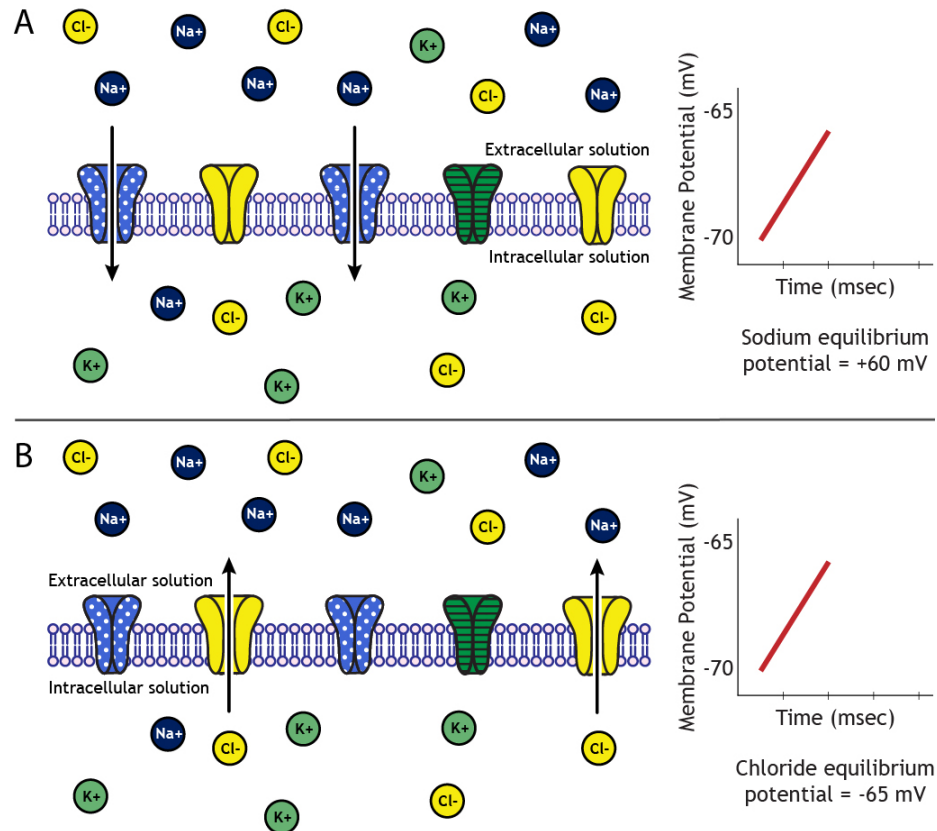


Figura 11: (A) Cuando la célula está en reposo a -70 mV, los iones de sodio fluyen al interior de la célula para inicializar el potencial de la membrana hacia el potencial de equilibrio del sodio $+60$ mV. (B) El mismo potencial de membrana en reposo el cloruro fluirá hacia afuera de la membrana cambiando su carga negativa, haciendo que el interior de la membrana tenga polaridad negativa y acercándose al potencial de equilibrio del cloruro -65 mV. [43].

6.5.2 Potencial de acción

El potencial de acción se entiende como el cambio repentino en la polaridad eléctrica en la membrana celular. En el caso de las neuronas es su forma de comunicación entre sí. El Cambio de polaridad inicia con la apertura de los canales de sodio para incrementar el potencial de la neurona. El potencial alcanzará un umbral (*threshold*) en donde todos los canales de sodio en la membrana se abren lo que permitirá un incremento del flujo de iones de sodio, se producirá un aumento del potencial lo cual culmina en un máximo del potencial. Al obtener una concentración menor de iones de sodio en el interior de la membrana los canales de sodio se cierran y los canales de potasio se abrirán, permitiendo el flujo de potasio al exterior de la membrana. Al buscar un balance, el flujo de potasio restablece el potencial de membrana en reposo, finalizando el potencial de acción. Finalmente, el balance iónico se restablece por medio de bombas de sodio y potasio, las cuales extraen el excedente de iones de sodio e ingresan iones de potasio [44].

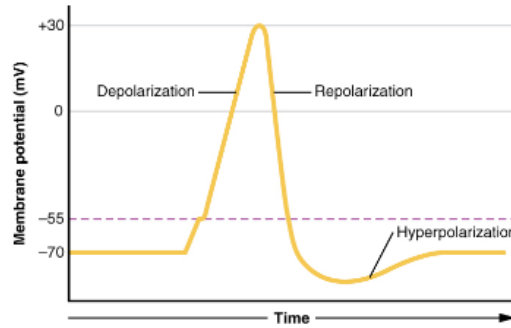


Figura 12: Potencial de acción neuronal [44].

Para la medición de biopotenciales el electrodo debe ser capaz de detectar diferentes variaciones que dependen del estudio, un ejemplo de esto es el rango de un EMG (-90 mV 100 mV). Al querer medir biopotenciales es necesario un amplificador de señal para la correcta obtención de señales. Los rangos de biopotenciales los cuales son comunes en sus respectivos estudios pueden ser establecidos por una tabla de comparación entre frecuencia y voltaje de los mismos (Figura 13) [45].

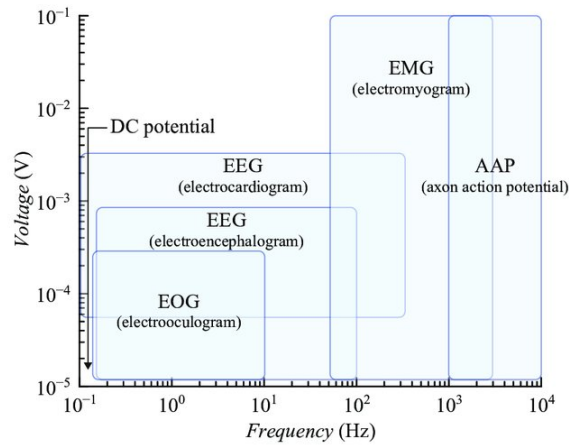


Figura 13: Rangos de voltaje y frecuencia de biopotenciales comunes [45].

6.5.3 Biopotenciales en órganos

Al medir diferentes biopotenciales debe saber cuál es la interacción del sistema nervioso con el tejido. Se enfocará en la medición de biopotencial del corazón, la señal Electrocardiograma (ECG) representa de una manera gráfica la señal del corazón que es adquirida por un equipo médico llamado electrocardiógrafo. Al obtener las señales estas pueden ser interpretadas para diagnosticar a base de algún padecimiento. Cuando se analiza el corazón se comprende que este está hecho de diferentes tejidos (Tejido nodal, arterial y tejido ventricular). Todos los tejidos del corazón pueden ser estimulados eléctricamente pero cada tejido tendrá su propio potencial de acción. Este potencial de acción puede ser interpretado a partir

de una señal (Figura 14) donde se interpretará como la señal base para la calibración de equipos y hacer una comparación donde establecerá si se estará obteniendo los potenciales correctamente en el estudio.

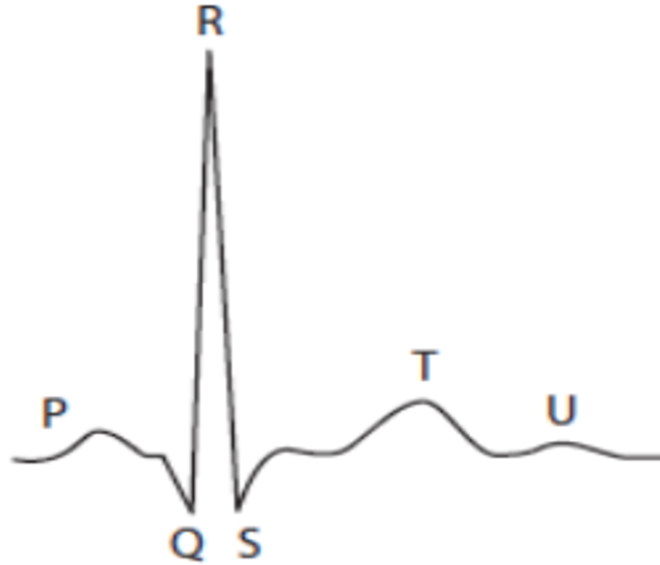


Figura 14: Señal de referencia de un ECG común [46].

En la señal se puede identificar cambios a través de sí, estos cambios son un conjunto de ondas las cuales evidencian la polarización y despolarización del corazón. La onda P representa la onda eléctrica originada en el nodo sinoauricular lo cual da como resultado la despolarización de las aurículas izquierda y derecha (Figura 15a). El conjunto PR es el tiempo desde la despolarización auricular y el comienzo de la despolarización ventricular. El conjunto QRS representa la despolarización completa de los ventrículos, lo que lleva a la contracción ventricular y expulsión de sangre hacia la aorta y arterias pulmonares (Figura 15b). La onda S es la pausa en la actividad eléctrica posterior a la despolarización completa de los ventrículos, lo que permite que la sangre fluya fuera de los ventrículos.

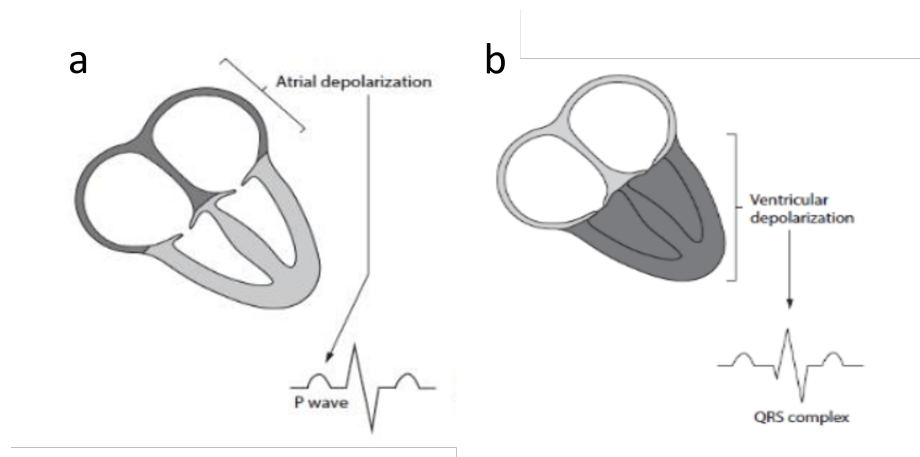


Figura 15: Conjunto de ondas (a) onda P despolarización de aurículas izquierda y derecha. (b) Conjunto QRS despolarización completa de los ventrículos. [46].

El conjunto onda ST es el tiempo entre la despolarización ventricular (Onda S) y el final de la repolarización (final onda T). El conjunto onda QT es el comienzo de la despolarización ventricular y el final de la repolarización (final onda T). La onda T representa la repolarización de los ventrículos. Por lo que al analizar un electrocardiograma se tiene la sobreposición de la contracción o potenciales de acción de todos los tejidos (Figura 16) [39].

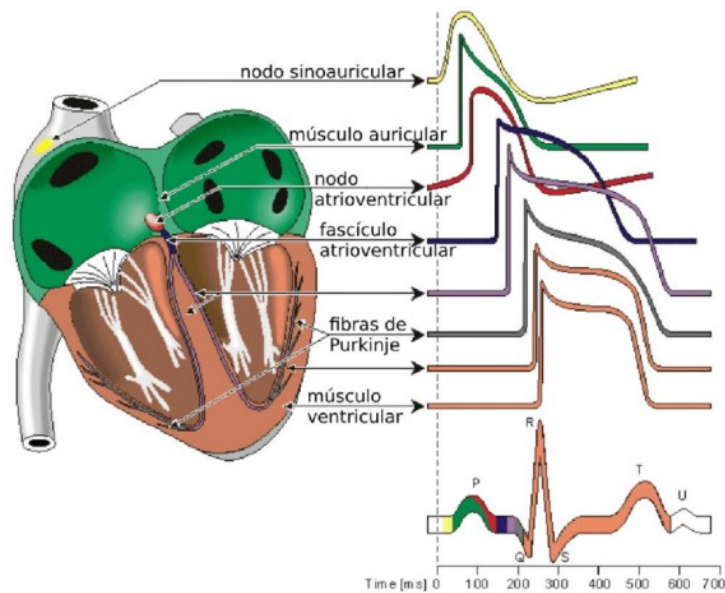


Figura 16: Actividad eléctrica de diferentes regiones del corazón [46].

7.1 Materiales utilizados

7.1.1 Kapton® diferencia de materiales

Se utiliza un material en específico para esta investigación la cual es poliimida (PI) el cual se vende en diferentes presentaciones, se han podido contar con 2 presentaciones. La primera en cinta adhesiva o cinta adherente el cual se puede encontrar como cinta Kapton® de 50 mm de ancho (Bertech, CA, USA). La segunda presentación en hoja individual la cual es similar a una hoja de papel (A4 - 210 x 297 mm²) únicamente que este se puede encontrar en diferentes grosores, con el que se trabajará es de 75 μm, 100 μm y 125 μm de material Kapton® HN-300 de Dupont.

Para el procesamiento del Kapton® con un láser se utiliza un sustrato de vidrio templado dimensiones 100 mm x 100 mm x 10 mm ya que esto permite el procesamiento del material sin daños o interacciones no deseadas al igual que un espacio de trabajo cómodo para la creación del material.

7.2 Pruebas paramétricas

Como primer paso para establecer la creación de LIG se realizan pruebas paramétricas cuyo fin es buscar el mejor resultado comparando la velocidad, potencia y movimiento en ejes XY del sistema láser (Versa Laser 2.30, ULS Inc., AZ USA). El diseño a evaluar el cual se creó en Inkscape tiene dimensiones de 5 mm de largo y 5 mm de ancho con 5 estructuras verticales y 5 horizontales (Figura 17). Se desinfecta el vidrio con solución de isopropanol 1:10 se realizará prueba paramétrica con las dos presentaciones de poliimida para poder encontrar el mejor parámetro (Figura 18). En el eje X habrá una variación de potencia y en el eje Y se hará la variación de velocidad para obtener parámetros los cuales están relacionados entre sí y poder establecer diferencias físicas entre cada variación de fabricación.

Al realizar un cambio de material el cual es Kapton® en su presentación de hoja A4 y grosor de $75 \mu\text{m}$ es cortado a medida del portaobjetos y es adherido al mismo con goma en barra pritt®. El diseño de las pruebas fue cambiado por el diseño en la (Figura 17).

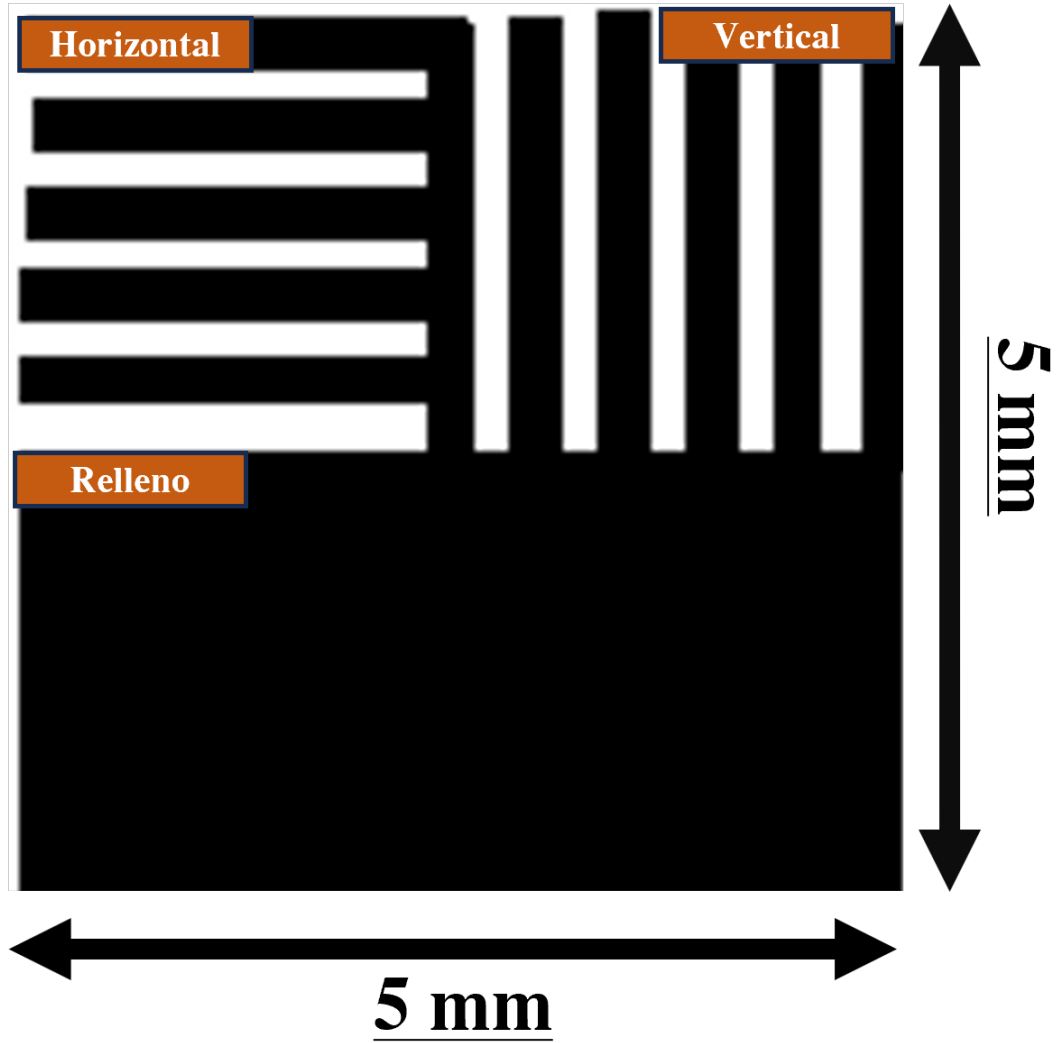


Figura 17: Ejemplo prueba paramétrica para la diferenciación de interacción de material con sistema láser por medio de pulsación continua (Horizontal), pulsación pausada (Vertical) interacción total con el material (relleno) .

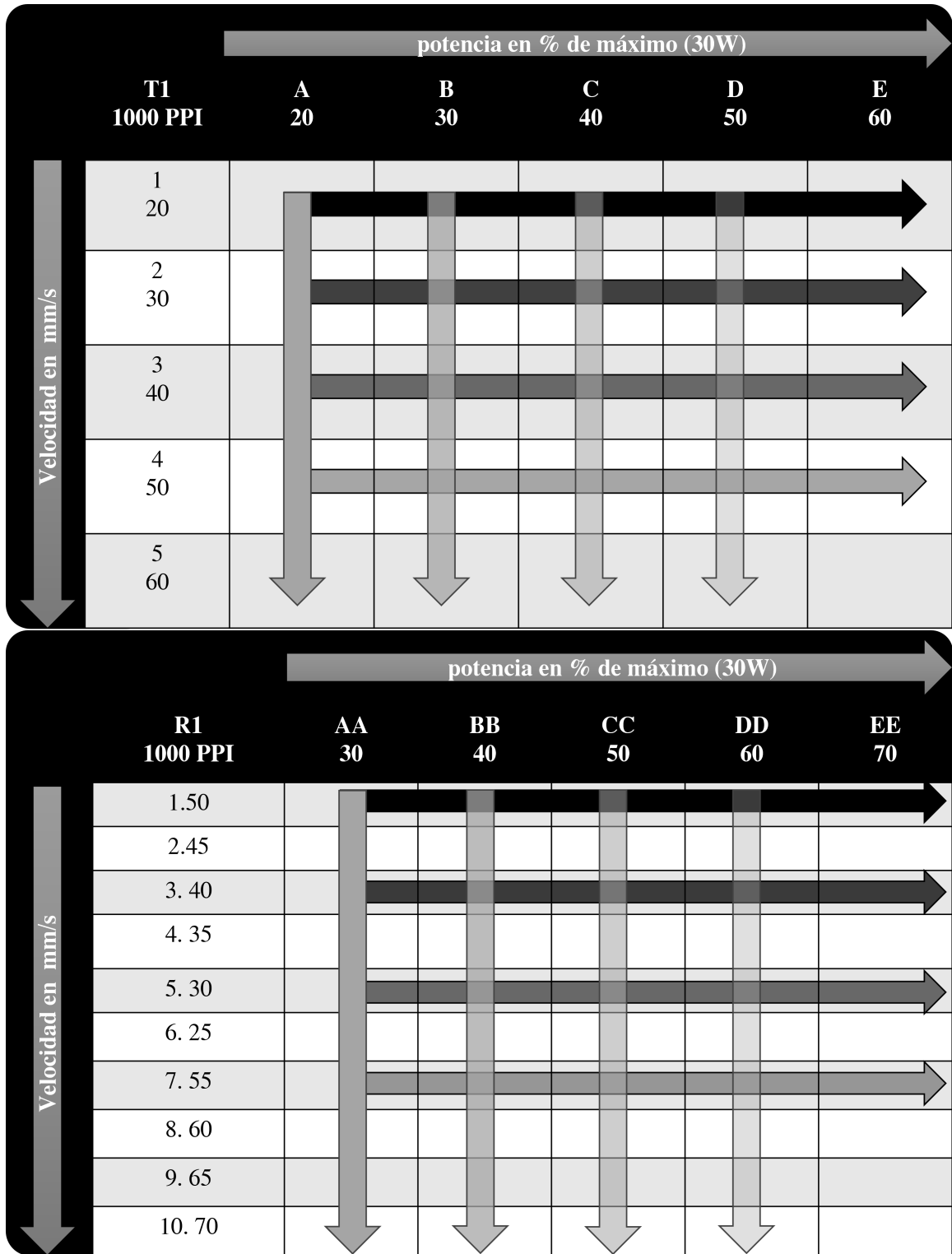


Figura 18: Matriz paramétrica de cambio de potencia en el eje X y cambios de velocidad vectorial en el eje Y dado en % siendo el 100 % de potencia del sistema 30W y la velocidad al 100 % de 200 mm/s .

7.2.1 Análisis de los parámetros

Al tener los resultados se evalúan cuáles son los mejores parámetros y cuál presentación de PI debe usarse para el resto de la investigación, para encontrar los mejores parámetros analizan las muestras visualmente, mecánicas y resistivas. En las pruebas visuales se hace un reconocimiento en estereoscopio (AM-SM-3TZ-54S-10M, AMSCOPE, USA). Se escogen los 8 mejores parámetros, los cuales muestran menor resistividad, para visualizar en un Microscopio electrónico de barrido (JEOL, JSM-IT500, Tokyo, JP). Ubicado en el CID de Cementos Progreso. Con las imágenes del microscopio electrónico de barrido se procederá a realizar un análisis comparativo de la estructura del material (Figura 19a, b) para la identificación de estructuras de grafeno inducido por láser.

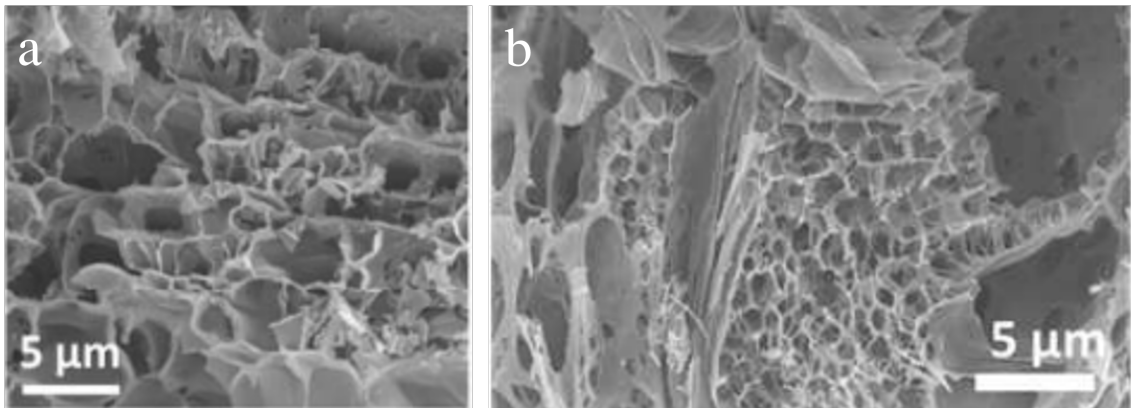


Figura 19: Referencia de estructura de grafeno inducido por láser en la literatura. (a) muestra de grafeno inducido por láser en un supercapacitor [47]. (b) Fibras de grafeno inducido por láser en poliimida [48].

7.3 Pruebas mecánicas

7.3.1 Diseño electrodo

Se realizan distintas pruebas las cuales incluyeron la diferencia de parámetros de diseño y tamaño de electrodos hechos de LIG los cuales 3 son usados para la medición de conductividad eléctrica con distintos parámetros en el sistema láser (Figura 20C), medición de biopotenciales (Figura 20A) y aislamiento (Figura 20D). Se realiza una prueba de variación de tamaño en un mismo diseño para identificar si habrá variación de la señal obtenida (Figura 20B).

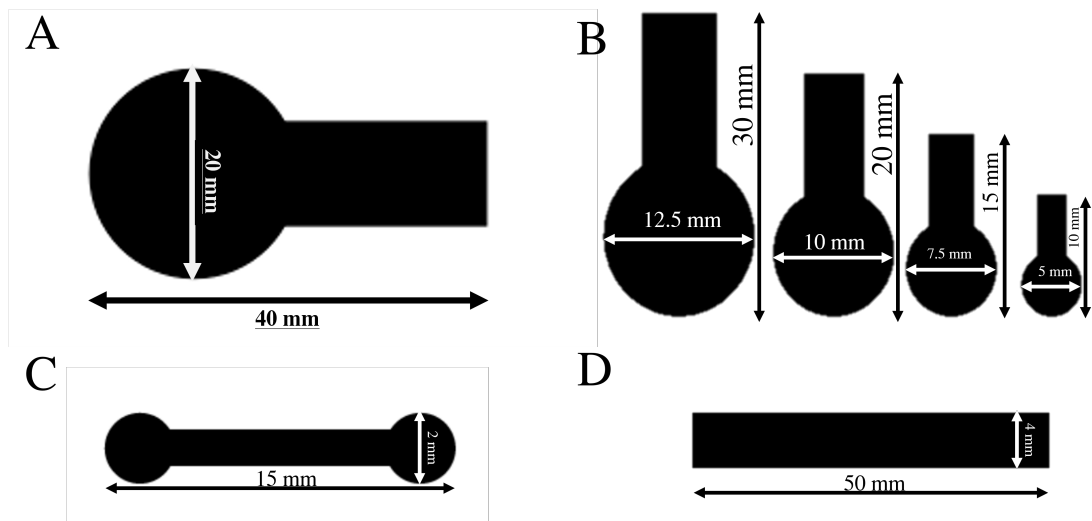


Figura 20: Diseño de electrodos. (A) Electrodo principal para análisis de biopotenciales específicamente señales de ECG. (B) Electrodos de variación sobre tamaño para medición de biopotenciales ECG. (C) Electrodos para obtención de resistividad eléctrica. (D) Electrodo para pruebas de aislamiento, resistividad eléctrica y mecánica.

7.3.2 Diseño de conector

Para la creación del conector se necesita enfatizar características claves las cuales son un buen agarre, buena conexión eléctrica, conexión estable mecánica, aislamiento entre contactos, aislamiento sobre el ambiente, versatilidad de diseño y de fácil manejo. Para la realización del mecanismo de corrección se utiliza Autodesk Inventor como software para diseño (Anexo 46, Anexo 47). Al analizar la complejidad de los diseños al igual del correcto ensamblaje por medio de sistemas de impresión 3D Ultimaker (Ultimaker 2 y Ultimaker S3) usando como material Ácido poliláctico (PLA), se propuso otra idea de diseño (Anexo 48, Anexo 49).

Al realizar la impresión en 3D del conector se requiere de mayor precisión y resistencia a fuerzas de agarre por lo cual los parámetros son PLA 0.4 mm de extrusión que da referencia al diámetro de salida del material. Los parámetros los cuales se usan para la impresión en 3D son un 10% a un 30% de relleno, sin soportes para obtener una pieza de mejor calidad variando estos parámetros entre varias impresoras y realizando mejoras correctivas. Al tener los conectores se realizó el ensamble del tipo pinza el cual consiste en un resorte con extremos de punta para la sujeción y el otro conector con ranuras para su ensamble sin ningún tipo de material extra.

7.4 Pruebas

7.4.1 Prueba ECG

Se utilizan 3 parámetros de desempeño óptimo ((Figura 18A1), (Figura 18C3) y parámetro óptimo 17% potencia y 7.5 % de velocidad.). Para la fabricación de electrodos de 40mm de ancho x 20mm diámetro (Figura 20A) con el fin de comparar la calidad de señales contra electrodos convencionales (Electrodos 3M, 7100212761, Minnesota, USA).

Los electrodos se posicionan en los dos tobillos de un voluntario (Figura 21), posteriormente se conectan por medio de conectores fabricados e impresos en 3D. Se conectan al sistema de adquisición de señales fisiológicas Biopac (MP36UW,MP36U-M).Se prepara para la adquisición de señales de ECG con una frecuencia de medición de 2000 Hz durante un periodo de 20 segundos en una única posición de relajamiento en donde el voluntario se sentará mientras se mide la señal de ECG. Todas las mediciones se repiten con electrodos convencionales como parámetro inicial de proceder con electrodos LIG secos, luego con gel conductor (MERCUR). Posteriormente las señales se comparan y analizan para encontrar las diferencias relacionadas.



Figura 21: Conexión Humano - Electrodo de 3 derivaciones para la obtención de biopotenciales ECG por medio de conectores diseñados y electrodos de grafeno inducido por láser.

7.4.2 Prueba de flexión, resistividad

Se ejemplifica la diferencia de resistividad cuando cambie el grosor de un electrodo por lo que se analiza el diseño del electrodo para resistencia (Figura 20C) el cual cambia por diversos grosores y concluirá en una prueba de estrés por adhesión para comprobar cual es la adherencia del material a la superficie.

Con los 3 mejores parámetros se expone a una prueba de flexión en donde se evaluará la variabilidad de resistencia de un electrodo a través de una flexión de $\pm 90^\circ$ al igual se evaluará la capacidad de mecánica de resistencia hacia estos esfuerzos mecánicos donde se le somete a la prueba por al menos 1000 flexiones.

El diseño del sistema enfatiza la menor intervención humana para que los parámetros obtenidos de resistencia cuenten con la menor tolerancia posible. Al querer reducir los factores de error también se llevan a cabo las pruebas en un ambiente controlado el cual tenga la menor interacción con luz o sonido que esté en el ambiente por lo que al realizarlo en una caja diseñada en conjunto con servo motores los cual proporcionan un ángulo de 180° total (Figura 22).

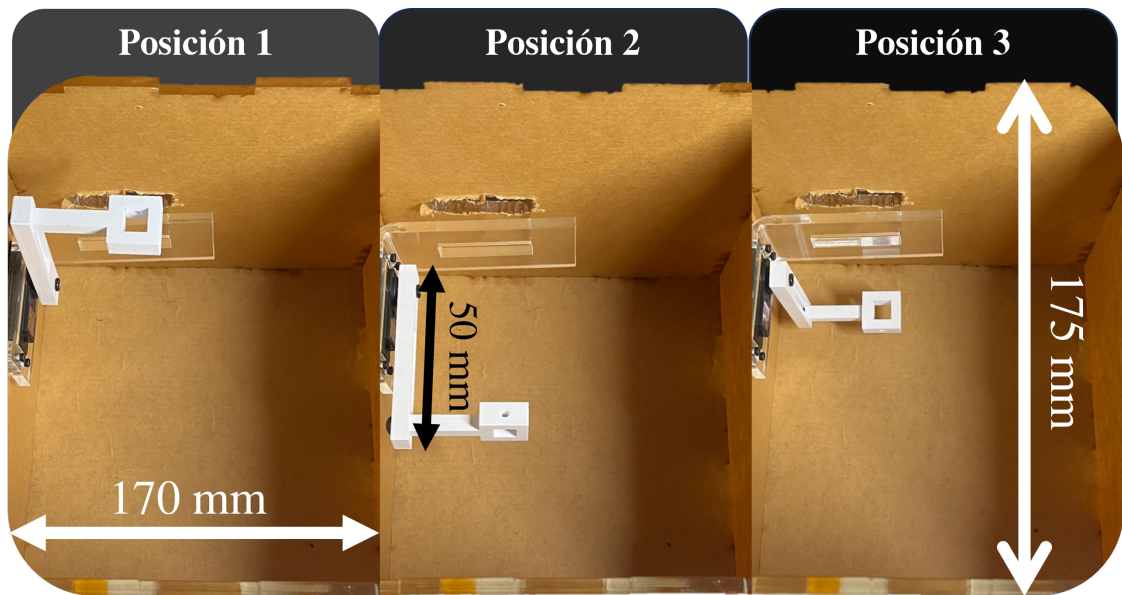


Figura 22: Sistema de flexión vs. resistividad diseñado para tener el menor contacto con la luz del ambiente al igual que la interacción humana sobre el movimiento.

En la Figura 23 Se puede apreciar la logística a través del sistema de flexión y resistencia que se quiere conformar. La propuesta principal para realizar las pruebas es a base de motores y la menor interacción humana posible. En donde la Figura 24B enfatiza el diseño preliminar del sistema a desarrollar en donde se tenga varios lapsos y movimiento los cual se podrán encontrar en el diagrama de movimiento (Figura 24A) en donde se realice un análisis de resistencia por cada segundo que pase. Al tener un análisis por cada segundo al programas bien los servomotores se puede obtener una flexión completa de 90° sobre la cara del LIG

y al otro segundo se obtendrá una medición de la contra-cara del LIG a 90°. Al tener esto combinado con la fluctuación del multímetro digital a usar se podrá obtener pruebas en los tiempos requeridos.

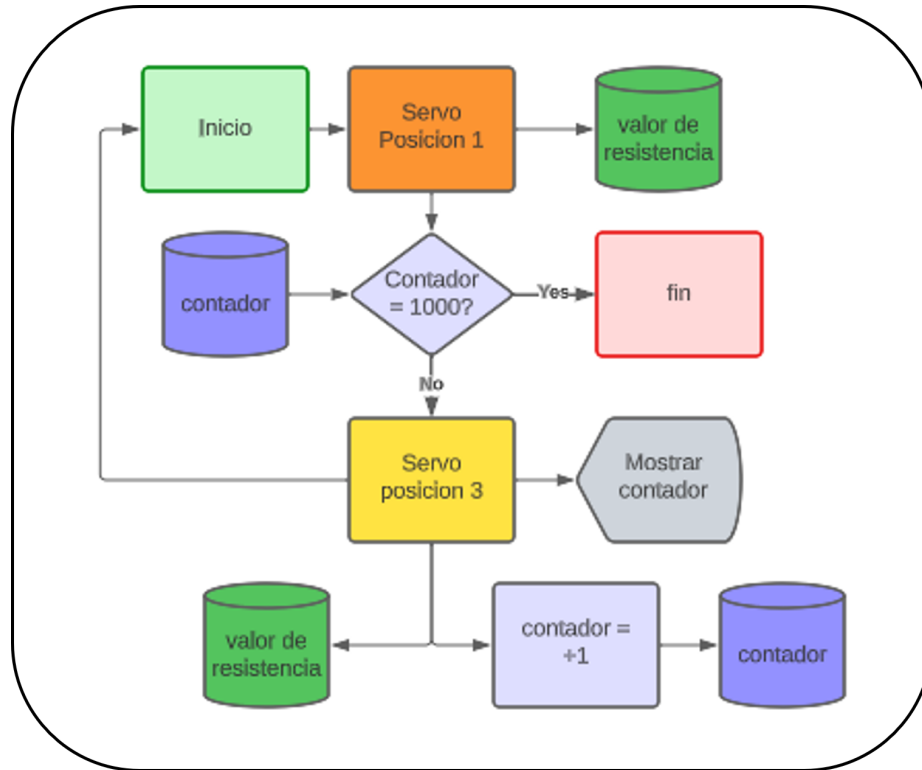


Figura 23: Requisitos bases a cumplir con sistema de flexión y resistividad en donde se ejemplifica el uso de microcontroladores y de un motor servo para el funcionamiento.

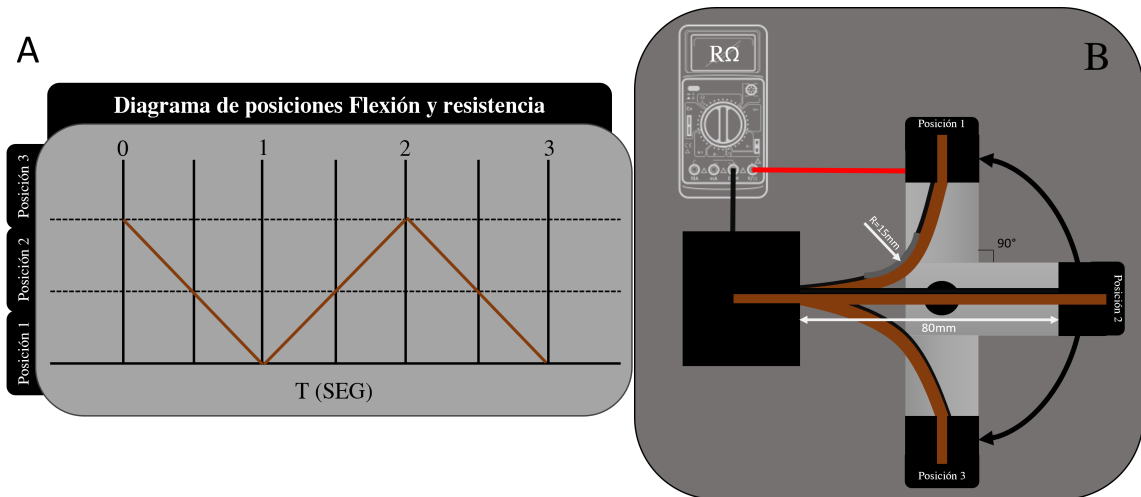


Figura 24: (A) Diagrama de posiciones. (B) Ejemplo de diseño preliminar.

Para realizar esto se diseña un sistema en Autodesk Inventor para posteriormente realizar una impresión 3D que en conjunto con un sistema conformado por un servo de movi-

miento 180° (MG 996R), un microcontrolador Tiva C (TM4C123G) y un multímetro digital (OWON, B33+, HK, China). Se fabricó, por medio de Inkscape, una caja de acrílico cortado por láser (Versa Laser 2.30, ULS Inc., AZ USA) que aisle toda la prueba de la luz ambiente para tener un mejor control de los parámetros los cuales serán analizados. El programa y conteo de las pruebas se hizo en el software de Texas Instruments, Energia.

7.4.3 Prueba aislamiento

Para la fabricación del aislamiento mecánico se enfatiza el uso de materiales los cuales sean biocompatibles con la piel humana. Se procedió a realizar análisis con elastómero bicomponente, silicona en fría, silicona caliente y el uso de la misma poliimida como aislante externo sin ningún tipo de interacción térmica (Figura 25). La silicona se considera como aislamiento ya que esta posee una alta resistencia eléctrica, una superficie hidrofóbica y resistencia a rayos UV [49]. Para el aislamiento con poliimida se toma en cuenta su alta resistencia eléctrica al igual que sus aplicaciones en la industria las cuales son para aislante térmico y eléctrico [50]. El diseño del aislamiento implicaría la fabricación del electrodo el cual en un ambiente estéril se deberá de cubrir con los diferentes materiales, para ser recortado a medida y curado. Al obtener este aislamiento hermético se realiza un análisis de la flexibilidad y diferencia de impedancia, en conjunto con análisis eléctricos sobre el material para comprobar el aislamiento óptimo.

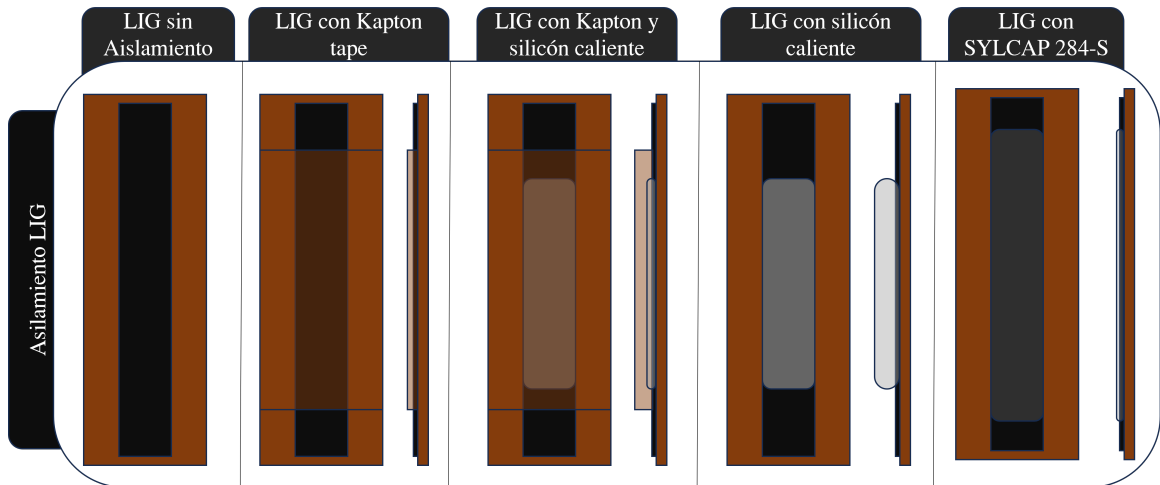


Figura 25: A4 tipos de aislamiento sobre Kapton® y el grafeno inducido por láser fabricado.

8.1 Resultados de pruebas paramétricas

8.1.1 Kapton® cinta adhesiva

Para dar inicio a las pruebas se estableció un protocolo a seguir para el uso de sistema láser. El protocolo consiste en la colocación de la poliimida en un portaobjetos, calibrar el sistema a la altura del material, subir el diseño a trabajar al software y configurar los parámetros a trabajar. Se realizó la primera prueba paramétrica en la presentación de cinta adhesiva, la prueba consistía en una variación de parámetros (velocidad 25 % - 70 %, potencia 30 % - 70 %). Se encontró que al tener una variación de parámetros algunos podrían lograr la creación de LIG en la superficie manteniendo la potencia (30 % - 40 %) y aumentando la velocidad (30 % - 50 %) se podrá caracterizar una fabricación uniforme del material (Figura 26A1, A2, A3, A4, B1). Al igual que se evidenciaron zonas de desnaturalización del material dejando un agujero en la zona de contacto siendo una potencia mayor a 50 % y una velocidad menor al 25 % (Figura 26C6, D6, E5, D5, C5). Pero al tener una velocidad alta (65 % - 70 %) y una potencia alta (60 % - 70 %) se arriesgó la calidad del diseño final (Figura 26D9, E9, D10, E10) por lo que se recomienda trabajar con potencias y velocidades menores al 50 %.

Al realizar pruebas de resistividad con el multímetro no se detectó ningún tipo de resistividad, el material que está en la superficie es blando, no conservó su forma y se desprendería de la superficie. La muestra demostró ser extremadamente frágil al ser extraída del portaobjetos se dañaron todas las estructuras.

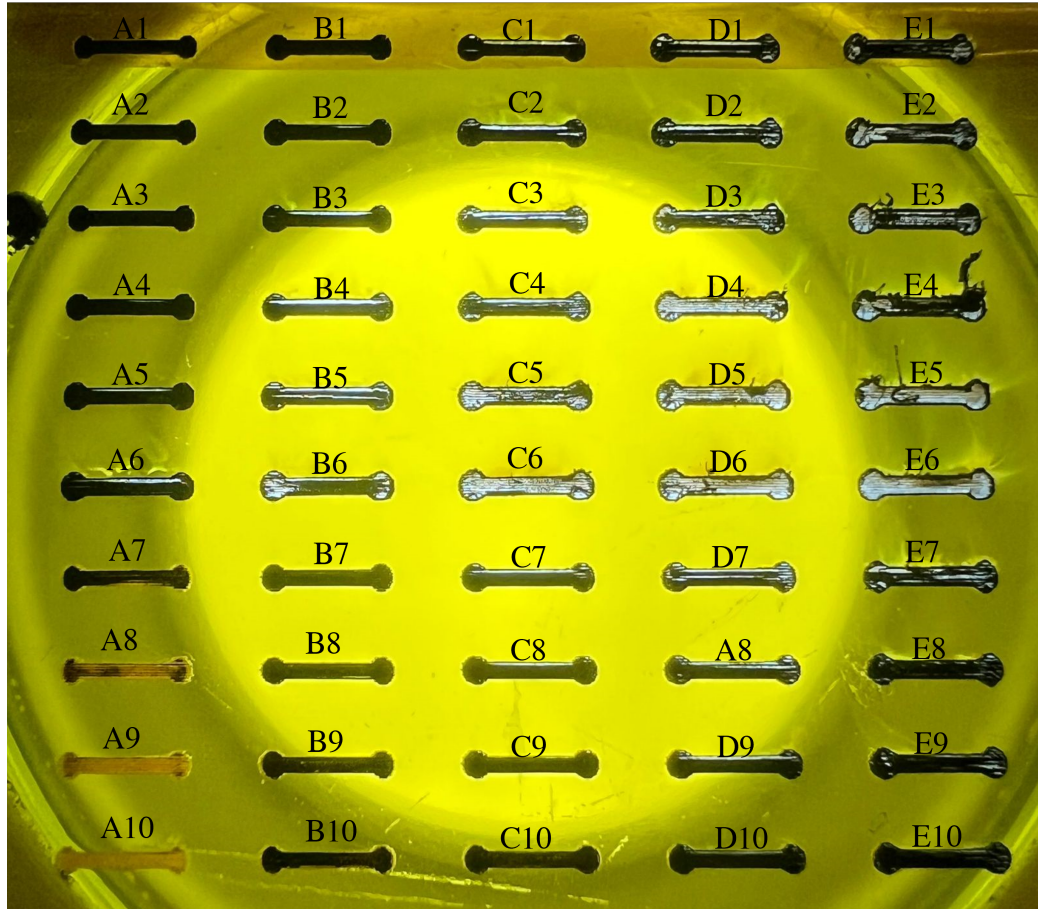


Figura 26: LIG sobre cinta adhesiva Kapton® obtenido con distintos parámetros de potencia (eje X entre 30 % y 70 %) y velocidad (eje Y entre 25 % y 70 %).

8.1.2 Kapton® Hoja

Se procedió a realizar el cambio de presentación de la poliimida el cual fue puesto en el mismo portaobjetos que la prueba en su otra presentación. La presentación se trabajó en formato de hoja A4 con un grosor de $75 \mu\text{m}$. Se realizaron 3 diferentes tipos de matrices paramétrica para la caracterización de LIG. Se evidenció la reacción cuando la velocidad es alta (100 %) y la potencia es baja (20 %), donde no se degrada el material por completo en el diseño requerido (Figura 27A1, A2, A3, A4, A5) deja una marca de que el material en efecto fue estimulado por el láser pero no con la potencia y tiempo requerido para la creación de LIG en todo el diseño. Para los parámetros cuya velocidad fue 6.2 % - 5 % y la potencia fue 22 % - 27 % el láser interactúa más tiempo con el material, pero al mismo tiempo este desnaturaliza las fibras ya realizadas y por ende desenlazando el material fabricado en la superficie (Figura 32N1, O1, O2). Se encontraron parámetros que generaban LIG pero no correctamente horizontalmente (velocidad 6.2 % - potencia 22 %) (Figura 32N2) y verticalmente (velocidad 10 % - 5 %, potencia 22 % - 17 %) (Figura 32L3, K2, O4) por los que fueron descartados. Se evidenciaron pruebas paramétricas las cuales coincidían con la creación de LIG por medio de parámetros mínimos (velocidad 5 % - potencia 7 %) (Figura 32O5). Se encontró que al tener un equilibrio entre la velocidad y la potencia se podría crear

LIG con rapidez pero disminuyendo la calidad del material fabricado (velocidad 60% - 20%, potencia 60% - 20%) (Figura 30F1, G2, H3, I4, J5).

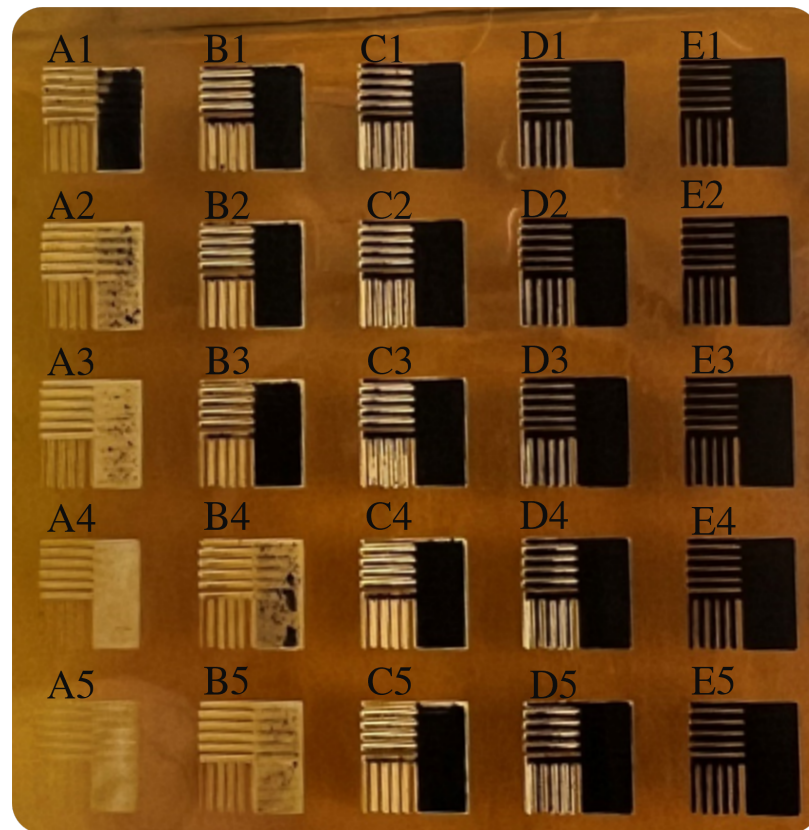


Figura 27: Resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo con diferenciación entre velocidad y potencia.

Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen
A1 Velocidad 100% Potencia 50%		B1 Velocidad 87.5% Potencia 50%		C1 Velocidad 75% Potencia 50%		D1 Velocidad 62.5% Potencia 50%		E1 Velocidad 50% Potencia 50%	
A2 Velocidad 100% Potencia 48%		B2 Velocidad 87.5% Potencia 48%		C2 Velocidad 75% Potencia 48%		D2 Velocidad 62.5% Potencia 48%		E2 Velocidad 50% Potencia 48%	
A3 Velocidad 100% Potencia 46%		B3 Velocidad 87.5% Potencia 46%		C3 Velocidad 75% Potencia 46%		D3 Velocidad 62.5% Potencia 46%		E3 Velocidad 50% Potencia 46%	
A4 Velocidad 100% Potencia 42%		B4 Velocidad 87.5% Potencia 42%		C4 Velocidad 75% Potencia 42%		D4 Velocidad 62.5% Potencia 42%		E4 Velocidad 50% Potencia 42%	
A5 Velocidad 100% Potencia 40%		B5 Velocidad 87.5% Potencia 40%		C5 Velocidad 75% Potencia 40%		D5 Velocidad 62.5% Potencia 40%		E5 Velocidad 50% Potencia 40%	

Figura 28: Matriz de resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo magnificado.

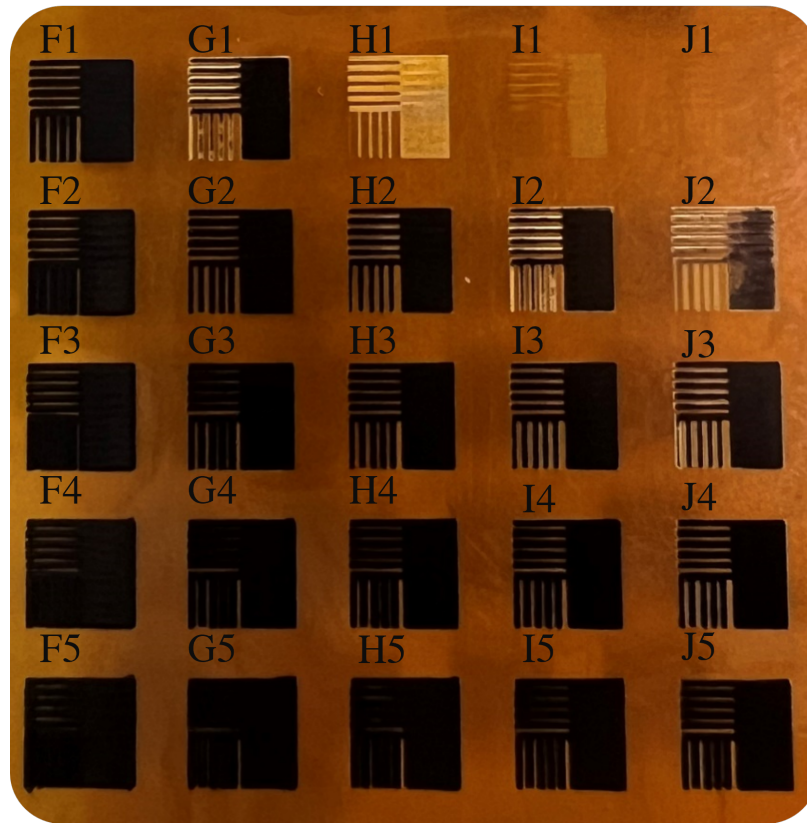


Figura 29: Resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo con diferenciación entre velocidad y potencia.

Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen
F1 Velocidad 20% Potencia 20%		G1 Velocidad 30% Potencia 20%		H1 Velocidad 40% Potencia 20%		I1 Velocidad 50% Potencia 20%		J1 Velocidad 60% Potencia 20%	
F2 Velocidad 20% Potencia 30%		G2 Velocidad 30% Potencia 30%		H2 Velocidad 40% Potencia 30%		I2 Velocidad 50% Potencia 30%		J2 Velocidad 60% Potencia 30%	
F3 Velocidad 20% Potencia 40%		G3 Velocidad 30% Potencia 40%		H3 Velocidad 40% Potencia 40%		I3 Velocidad 50% Potencia 40%		J3 Velocidad 60% Potencia 40%	
F4 Velocidad 20% Potencia 50%		G4 Velocidad 30% Potencia 50%		H4 Velocidad 40% Potencia 50%		I4 Velocidad 50% Potencia 50%		J4 Velocidad 60% Potencia 50%	
F5 Velocidad 20% Potencia 60%		G5 Velocidad 30% Potencia 60%		H5 Velocidad 40% Potencia 60%		I5 Velocidad 50% Potencia 60%		J5 Velocidad 60% Potencia 60%	

Figura 30: Matriz de resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo magnificado.

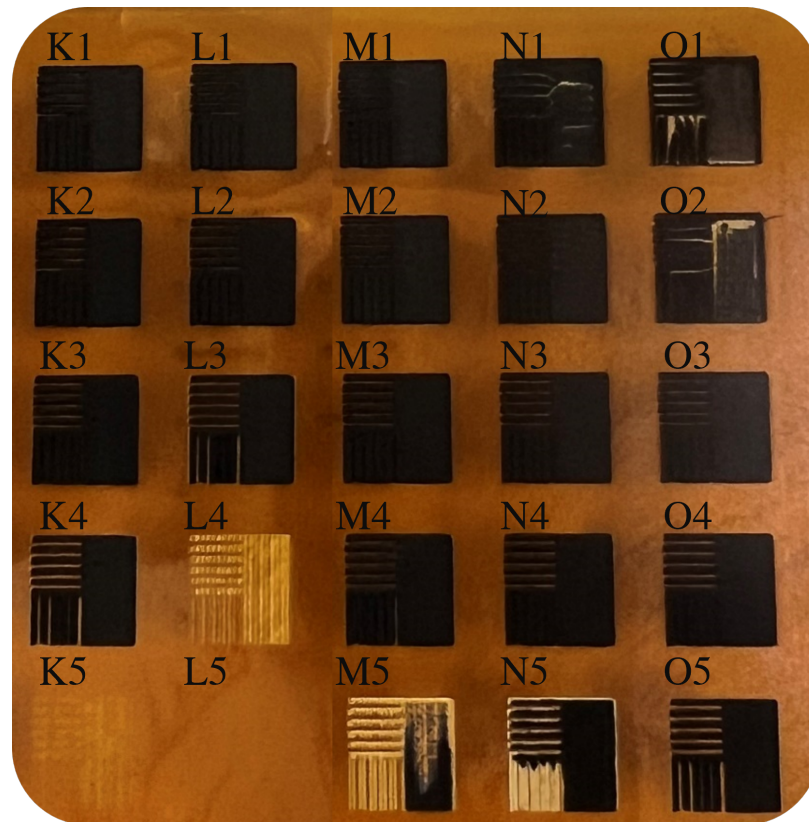


Figura 31: Resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo con diferenciación entre velocidad y potencia.

Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen	Descripción	Imagen
K1 Velocidad 10% Potencia 27%		L1 Velocidad 8.7% Potencia 27%		M1 Velocidad 7.5% Potencia 27%		N1 Velocidad 6.2% Potencia 27%		O1 Velocidad 5% Potencia 27%	
K2 Velocidad 10% Potencia 22%		L2 Velocidad 8.7% Potencia 22%		M2 Velocidad 7.5% Potencia 22%		N2 Velocidad 6.2% Potencia 22%		O2 Velocidad 5% Potencia 22%	
K3 Velocidad 10% Potencia 17%		L3 Velocidad 8.7% Potencia 17%		M3 Velocidad 7.5% Potencia 17%		N3 Velocidad 6.2% Potencia 17%		O3 Velocidad 5% Potencia 17%	
K4 Velocidad 10% Potencia 12%		L4 Velocidad 8.7% Potencia 12%		M4 Velocidad 7.5% Potencia 12%		N4 Velocidad 6.2% Potencia 12%		O4 Velocidad 5% Potencia 12%	
K5 Velocidad 10% Potencia 7%		L5 Velocidad 8.7% Potencia 7%		M5 Velocidad 7.5% Potencia 7%		N5 Velocidad 6.2% Potencia 7%		O5 Velocidad 5% Potencia 7%	

Figura 32: Matriz de resultados sobre poliimida en presentación de hoja sin adhesivo magnificado.

Se realizó un análisis de resistividad lo cual concluyó en la extracción de 3 parámetros identificados por su código (F1 (velocidad 20% - potencia 20%), H3 (velocidad 40% - potencia 40%), M3 (velocidad 7.5% - potencia 17%)) los cuales luego fueron llevados al centro de investigación de Cementos Progreso CETEC para realizar un muestreo con un microscopio de barrido electrónico. Las áreas de obtención fueron vertical, horizontal y relleno (Figura 17).

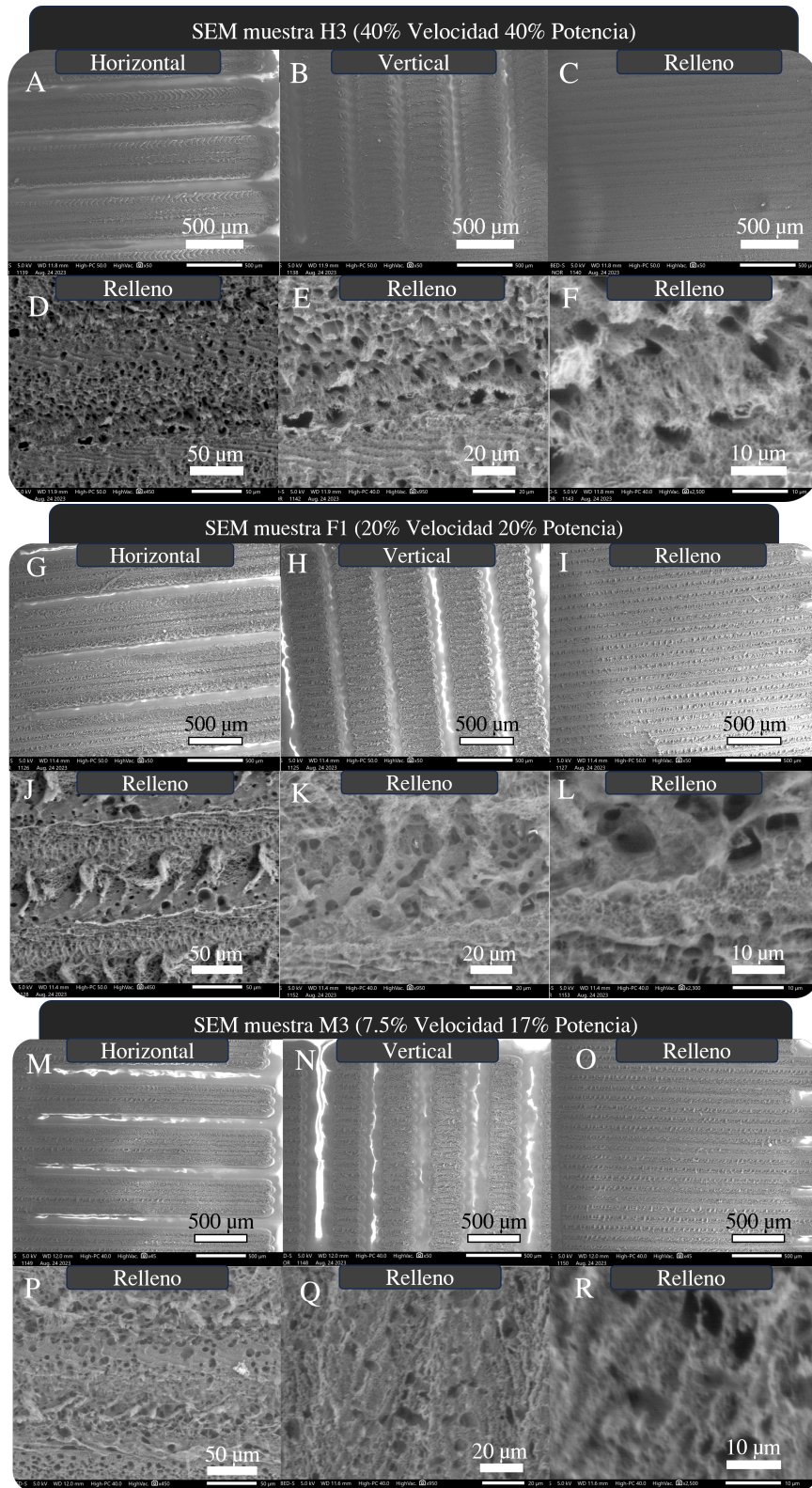


Figura 33: Imágenes de SEM de muestras M3 (7.5% velocidad - 17% potencia), F1 (20% velocidad - 20% potencia) y H3 (40% velocidad - 40% potencia) con variaciones en su interacción con el sistema láser según el diseño vertical, horizontal y relleno.

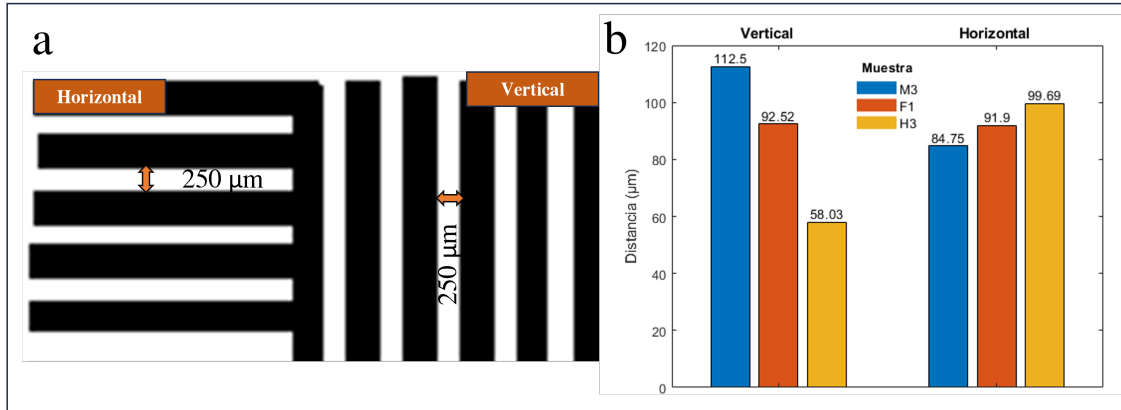


Figura 34: Comparación de la separación del diseño original y muestras recolectadas de LIG. (a) diseño implementado en software del sistema láser con una separación de $250 \mu\text{m}$ tanto vertical como horizontalmente. (b) separación media con variación entre muestras M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia) separado en diseño horizontal y vertical.

En el análisis de creación de LIG horizontal (Figura 33A, G, M) hubo un ligero cambio en los tres parámetros en donde se denota una ligera separación entre cada estructura individual (Figura 34b). Al realizar el mismo análisis en la formación vertical se tiene el mismo resultado. Destaca que los parámetros los cuales involucran menor velocidad tienden a obtener una porosidad de menor diámetro al comparar con los de mayor velocidad y mayor potencia.

8.2 Pruebas de conductividad eléctrica

Para la realización de pruebas de conductividad se requirió de la prueba visual en el SEM, el análisis para fabricación futura de calidad y velocidad de fabricación, para analizar únicamente 3 parámetros, M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia).

Con los 3 parámetros anteriormente mencionados se realizó pruebas de resistencia las cuales consistían en el cambio del grosor del carril del electrodo para detectar cambio de resistencia según los parámetros (H3, M3, F1) como se puede notar (Figura 35A, B, C). Se evidenció el cambio de impedancia el cual sería menor con respecto el grosor de la prueba sea mayor (Figura 36). En conjunto se realizó el análisis de resistividad usando la ecuación de resistividad (Ecuación 2) donde ρ será la resistividad del grafeno, R será el valor de la resistencia en Ω , L será el largo de la muestra, w el ancho de la muestra y h la altura del material. Al tener una tabla de valores ρ se podrá usar el valor del grafeno (1.00×10^{-8}) en condiciones estándar de temperatura ambiente (25°C) para obtener el grosor del material formado con el despeje de la ecuación para (Ecuación 3) [51]. Usando la ecuación anteriormente mencionada se encontró la resistividad del material con respecto al grosor del mismo, se registró una baja resistividad en el parámetro M3 (Figura 35C) al igual que se puede notar que en los parámetros de reducción la resistividad es menor siendo las muestras con el área mas grande las cuales se incrementa la resistividad [51].

$$\rho = R \frac{hw}{L} \quad (2)$$

$$\frac{\rho}{h} = \frac{Rw}{L} \quad (3)$$

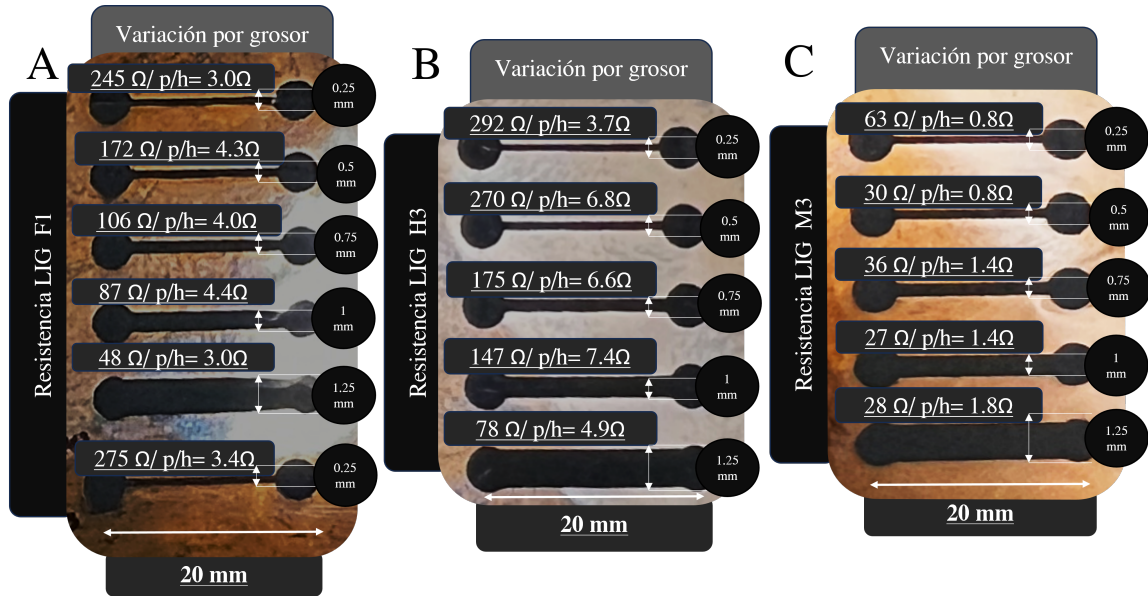


Figura 35: Variación de grosor entre muestras para el análisis de resistividad con cambios de parámetros por a la fabricación de LIG.

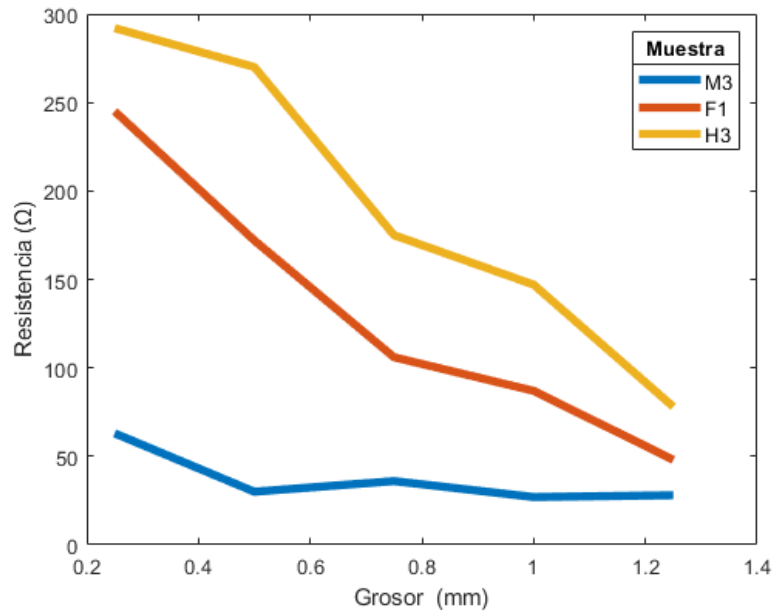


Figura 36: Análisis de resistencia Vs. grosor. Cambio del valor resistivo en cambios de 0.25 mm en cada prueba con 3 distintas muestras M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia)

8.3 Resistencia mecánica

Para las pruebas de estrés por adhesión se utilizó un pedazo de cinta tipo cinta adhesiva la cual se colocó sobre los carriles de los electrodos y luego se extrajo el grafeno (Figura 37A, B, C), se puede notar el grafeno extraído en su parte izquierda y el daño o resultado de la prueba a su lado derecho.

Se realizó una prueba de resistividad a las muestras el cual dio como resultado que se extrae totalmente el LIG creado en la superficie. Se midió el LIG extraído en la cinta adhesiva del cual no se obtuvo un valor específico de resistencia, pero el multímetro detectaba una resistividad variable. Se hace énfasis en la creación del LIG el cual es sensible y es necesario un aislamiento o recubrimiento.



Figura 37: Pruebas de adhesión y extracción LIG de superficie de poliimida sobre los parámetros M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), F1 (20 % velocidad - 20 % potencia) y H3 (40 % velocidad - 40 % potencia)

La realización de las conexiones entre el grafeno y los dispositivos de medición se diseñaron dos posibles conectores dando como un conector (Anexo 46, Anexo 47) y el segundo conector (Anexo 48, Anexo 49).

Esto fue el resultado de análisis de conectores tipo lagarto al igual que ganchos para colgar ropa de madera. En donde da énfasis a un tipo resorte con dos puntas a sus laterales los cuales ejercen resistencia al movimiento. Los conectores fueron resultado de varios intentos que priorizan buena sujeción del electrodo al igual que buena conexión con el mismo para disminuir los parámetros de error ante las pruebas.

Al comparar diversos conectores el conector plano (Anexo 48, Anexo 49) fue el más problemático ya que no realizaba una conexión estable entre el LIG y el cable de cobre en cambio el conector tipo pinza (Anexo 46, Anexo 47) dio mejores resultados al tener una mejor sujeción al electrodo.

El conector utilizado fue el tipo pinza (Figura 38A, B) el cual fue el que presentó mejor afinidad para este tipo de pruebas. El diseño en el cual se basó el conector requiere de la impresión en dos partes, con un largo de 60 mm , ancho de 15 mm y un grosor total de la pieza de 10 mm, ambas partes se imprimieron en filamento PLA 0.4 mm de extrusión. Se encontró deficiencias en el diseño ya que este daña el electrodo realizado con LIG presentando rupturas (Figura 45) debido a la fuerza de agarre y movimiento del conector.



Figura 38: Resultados físicos de los conectores. (A) Referencia al proceso de diseño y cambio de tolerancias. (B) conector final a usar. (C) Conector cuadrado para interacción de cable de cobre calibre 10 con electrodos LIG.

Para realizar el análisis de flexión se realizó el sistema anteriormente mencionado en la (Figura 23) con materiales de acrílico e impresión 3D para lograr una realización de las pruebas sin ningún tipo de interacción humana esto en conjunto con los conectores y un microcontrolador TIVA C de texas instruments el cual será el encargado de energizar y realizar las tareas de reflexión con un servomotor MG996R. Se procedió a no remover el film protector del acrílico ya que se usó como protector de señales intrusas como podría ser la luz del laboratorio el sistema se puede identificar en la (Figura 22). Las posiciones hacen referencia al diagrama de posiciones (Figura 22).

En el análisis de deflexión se obtuvieron 3 resultados. El más significativo es el del parámetro M3 ya que los otros dos parámetros no soportaron las 1000 flexiones. Por lo que la prueba se redujo de 2600 datos tomados a 770 datos tomados (Figura 39). Se redujo la cantidad ya que los electrodos no cedieron a la prueba pero el mecanismo que se estaba usando para hacer reflexionar a base de servomotores no soportó la cantidad el uso por tiempo prolongado lo que causa una pausa no planificada en dos de las 3 pruebas. Al flexionar el electrodo hacia el lugar donde está el grafeno el multímetro detectaba 0Ω de resistencia lo que indica un error en el multímetro digital de la lectura en conjunto con el conector diseñado. Esto fue comprobado realizando un análisis manual de flexión a los electrodos en donde no se detecta un cambio cercano a 0Ω (Figura 40) por lo que se logró identificar que el conector debería rediseñarse. Las medias para los parámetros fueron para el parámetro H3 de 287.5Ω de resistencia con desviación estándar de 134.77Ω . Para el parámetro F1 de 157.005Ω con desviación estándar de 90.14Ω . Para el parámetro M3 fue de 97.35Ω con desviación estándar de 48.90Ω .

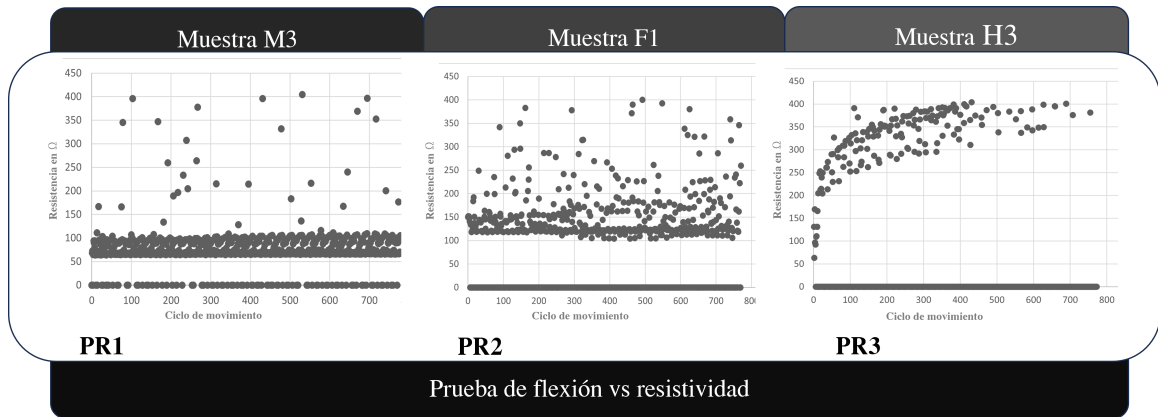


Figura 39: Resultados de la prueba de flexión y resistencia eléctrica. (PR1) Interacción parámetro M3 sobre 775 ciclos. (PR2) Interacción del parámetro F1 sobre 775 ciclos. (PR3) Interacción del parámetro H3 sobre 775 ciclos.



Figura 40: Comprobación manual en busca de errores sobre prueba de flexión vs. resistencia .

Para el aislamiento se tomaron 4 métodos en cuenta, para la realización en triplicado de aislamiento dos fueron en caliente. Dos en frío, el primero fue usando el elastómero SYLCAP 284-S, El Kapton® usado en su presentación de cinta adhesiva que fue el segundo mejor resultado que se evidenció teniendo un variación de únicamente 16 Ω al contrario que el Kapton® con silicona caliente que por su rigidez afecta al Kapton® y lo desenlaza (Figura 41). Se obtuvo una variación de 22 MΩ al igual que daño el LIG del material base lo que produce la ruptura completa del electrodo lo que interrumpe la resistividad. El mejor aislamiento fue el elastómero SYLCAP 284-S el cual obtuvo 10 Ω de variación.



Figura 41: Aislamiento sobre Kapton® y formación de LIG. (A) Electrodo LIG sin aislamiento. (B) Electrodo LIG con aislamiento de poliimida en su presentación de cinta adhesiva. (C) Electrodo LIG con aislamiento de poliimida sin adhesivo y silicona termo fusible o silicona caliente. (D) Electrodo LIG con aislamiento de silicona termo fusible o silicona caliente. (E) Electrodo LIG con aislamiento de elastómero bicomponente SYLCAP 284-S.

8.4 Pruebas ECG

Durante las pruebas de ECG se pudo comprobar que los electrodos a base de LIG son capaces de medir correctamente los biopotenciales de un sujeto de prueba sano sin distorsionar los potenciales. La señal pudo ser captada con electrodos en seco con errores en la buena conexión del electrodo con la piel y con gel conductor el último mejorando la calidad de la señal obtenida manteniendo la amplitud de la señal obtenida (Figura 42) . La prueba de variación de tamaño del electrodo fue efectuada dando como resultado la recolección de potenciales con diferencias entre sí, como ruido en la señal y variaciones de las amplitudes en la señal (Figura 20B).

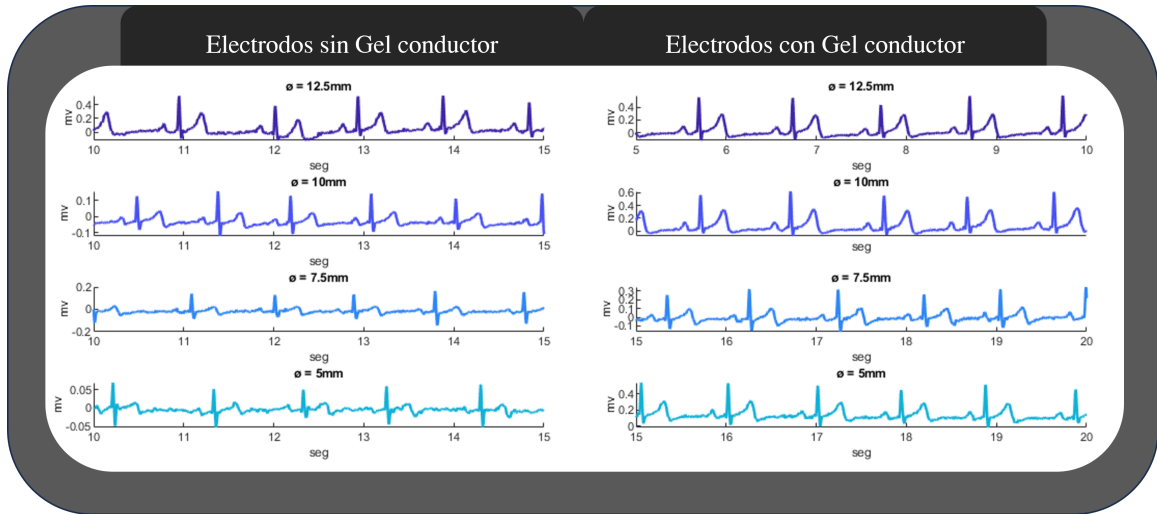


Figura 42: Resultados electrodos ECG con variación de tamaño con y sin gel conductor en sistema Biopac.

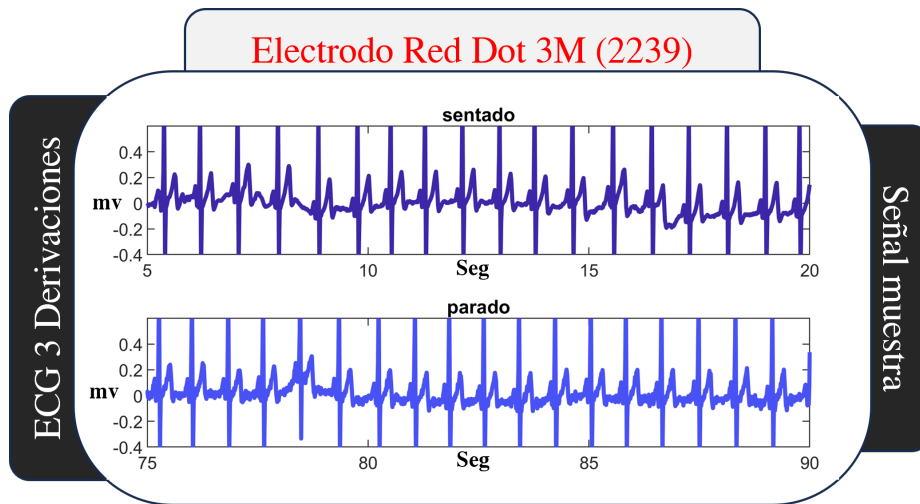


Figura 43: Resultado ECG electrodo comercial Red Dot 3M 2239 con sistema Biopac.

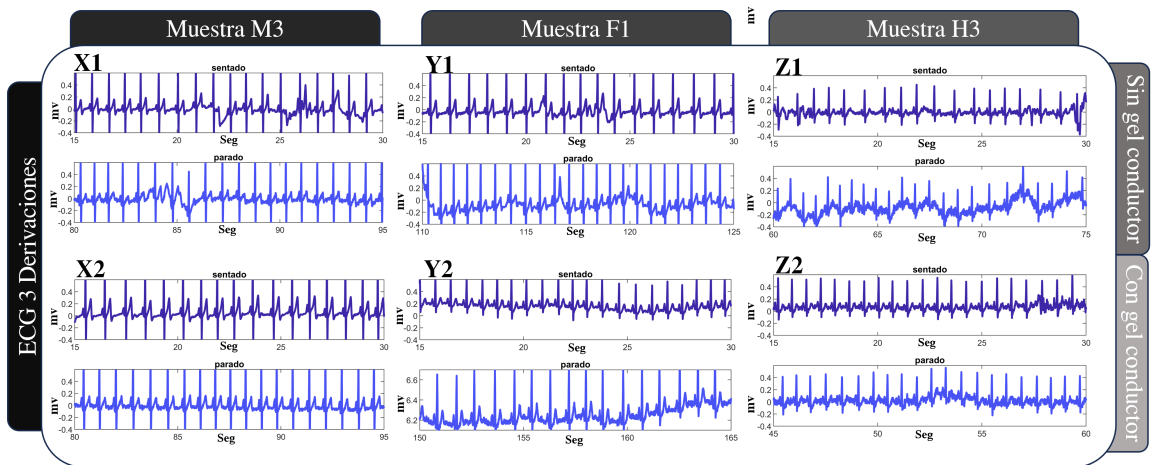


Figura 44: Resultados ECG de electrodos variación de parámetros con y sin gel conductor.

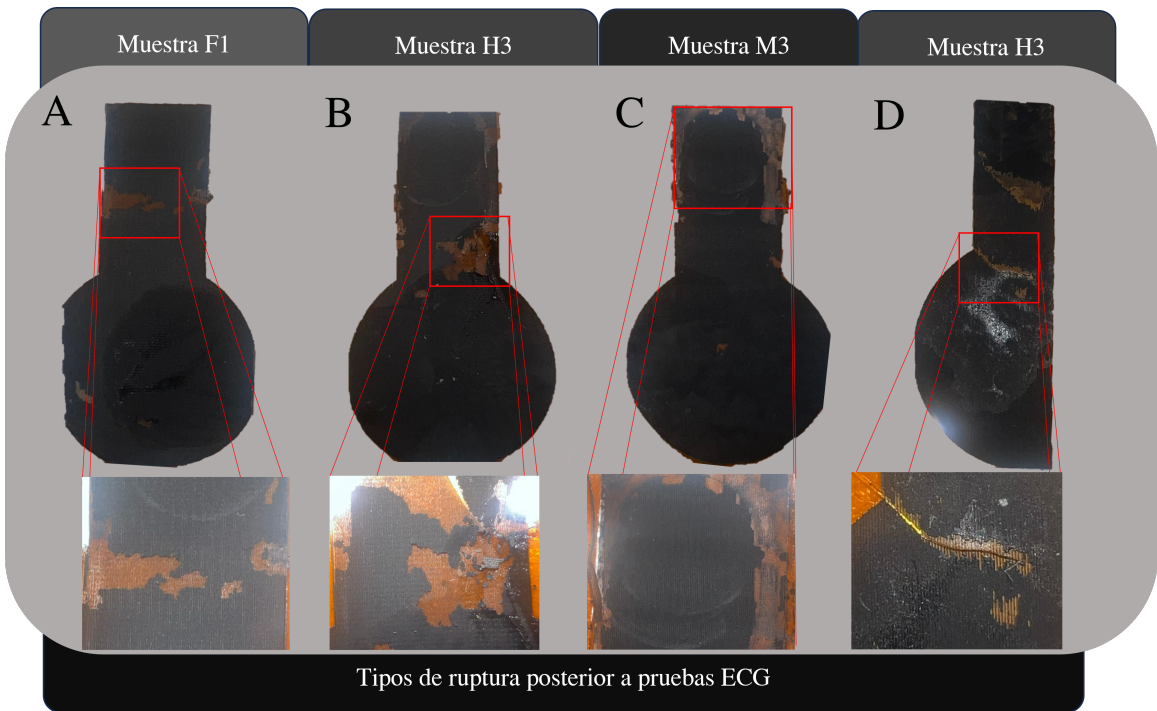


Figura 45: Fallo en la estructura del electrodo en consecuencia de la conexión prolongada del conector.

9.1 Discusión

La investigación se centró en la fabricación, medición y aislamiento de grafeno inducido por láser (LIG) en poliimida, evaluando diversos parámetros, materiales y métodos. Al ser un material nuevo se realizaron pruebas desde caracterización de parámetros con el fin de establecer el inicio del espacio de trabajo y realizar un trabajo eficiente.

Durante la fabricación de LIG por medio de dos presentaciones del material Kapton® o poliimida, se relaciona el grosor del material con la capacidad de fabricación estable de LIG. Se le denomina estable cuando el material no se ve afectado por flexión, movimiento indirecto o vibraciones no deseadas. En la comparación de la presentación de cinta adhesiva de la poliimida (Figura 26) con la presentación de hoja formato A4 (Figura 27). En ambas presentaciones lo que se busca es ejemplificar cómo el material reacciona ante la variación del grosor en la presentación del mismo. El grosor del material importa ya que deberá de seguir el principio de conservación de la materia en cualquier cambio de estado en la masa total se conserva"[52]. Lo cual implicará que para lograr fabricar LIG estable en la superficie y con baja resistencia eléctrica se requiere de mas material para interactuar y generar LIG profundamente en el material. Lo anteriormente discutido explica por qué al evaluar los parámetros en la presentación de cinta adhesiva no se logró crear LIG estable.

Se analiza el comportamiento de la poliimida con respecto a la potencia y tiempo el cual se expondrá el material al láser, se comprueba que este tenderá a desnaturalizarse al igual que deformarse y desenlazarse de estructuras aledañas [27].

Al realizar varias pruebas con distintos parámetros se encuentra una similitud en los parámetros mínimos para la fabricación de LIG donde la velocidad es un factor importante en la calidad del material y de la resolución del diseño. Lo cual se relaciona directamente que a menor velocidad y menor potencia la estructura de grafeno será diferente por que radiación de densidad baja formará cristales de grafeno que se descompondrá en una estructura nanocristalina de baja resistividad. Al aumentar la potencia y la interacción prolongada del

láser con la poliimida creará carbón hidrogenado amorfo el cual actuará como impureza y aumentará la resistencia eléctrica del material [53].

Los resultados de las pruebas de fabricación LIG fueron evaluados en un microscopio electrónico de barrido (SEM por sus siglas en inglés), dichas pruebas fueron realizadas en el Centro de Investigación de Cementos Progreso de Guatemala, en donde se confirmó que las pruebas paramétricas (velocidad vs. potencia) con mejores resultados denotan mayor porosidad (Figura 33). La porosidad está directamente relacionada con la interacción del láser de dióxido de carbono (CO_2) y la separación de gases de la poliimida en la creación de LIG, la porosidad también indicara la estabilidad mecánica y eléctrica de la estructura [54].

Al realizar la comparación con la literatura (Figura 19a, b) en donde se tiene una ampliación de $5\ \mu\text{m}$ en comparación con la realizada (Figura 33) de $10\ \mu\text{m}$ debido a la calidad de la imagen no fue óptima para realizar una mayor ampliación y se lograra denotar la estructura. Por lo que se puede diferenciar las estructuras parecidas a un panal (Figura 33F, L, R) donde se crearon estructuras 3D de grafeno inducido por láser en los electrodos.

Se realizó un análisis de calidad del diseño LIG obtenido en la superficie de poliimida siendo el parámetro evaluado la separación de los trazos realizados de una manera vertical o horizontalmente en el material (Figura 33A, G, M). Se tendrá en el diseño digital una separación de $250\ \mu\text{m}$ en donde la muestra que mantuvo verticalmente esta separación fue M3 (7.5 % velocidad - 17 % potencia), la cual mantuvo $112.5\ \mu\text{m}$ en promedio y siendo la que menor separación obtuvo de $84.75\ \mu\text{m}$ (Figura 34b). Esto indica que el material al interactuar por mayor tiempo con el láser realiza una degradación del material prolongada lo cual indica una degradación de mayor superficie del material como será el ejemplo de la interacción horizontalmente. Al realizar una degradación del material por puntos lo cual indica una menor interacción del láser con el material lo cual tendrá un impacto positivo en el diseño.

Se realizó una prueba de adhesión (Figura 37), la cual demostró que el LIG se adhiere superficialmente a la poliimida en la reacción con el láser. Al ser adherido totalmente a la cinta adhesiva, conservó sus características eléctricas. Se determinó que los enlaces persisten en la cinta adhesiva después de ser sometidos a un esfuerzo externo de adhesión y separación de su superficie inicial.

Los conectores realizados en la investigación fueron diseñados tomando en cuenta factores de agarre mecánico y calidad de medición eléctrica. La versatilidad, fácil conexión con el electrodo y el peso son áreas de mejora para futuras investigaciones dado que fueron un factor de error en la investigación (Figura 45). El parámetro M3 tendrá una estructura rígida en comparación con el parámetro F1 el cual es el que tiene mayores valores paramétricos de potencia 40 % y velocidad 40 % el cual muestra una estructura frágil. Se identifica el problema del conector por lo que se propone realizar cambios en donde se implique la utilización de materiales como aluminio siendo así ligero o un diferente acercamiento en donde se el conector directamente su salida sea un cable realizándolo así más flexible y fácil de manipular.

Por la calidad de LIG se esperaba que el parámetro M3 será le parámetro que mejor desempeñara (Figura 39) en lo cual cumplió manteniendo su resistividad con una desviación estándar de $48\ \omega$ lo cual es $41\ \omega$ menos que el siguiente parámetro [54]. Se obtuvo un factor

de error 0ω debido al mal funcionamiento de los conectores.

Cuando se realizaron las pruebas de biopotenciales obtenidos por medio de electrodos LIG, se logró evidenciar el correcto funcionamiento de los electrodos con diferentes variaciones de tamaño (Figura 42), sin/con gel conductor y parámetros de fabricación (Figura 44). En comparación a un electrodo de uso comercial (Figura 43) la diferencia es notable en la calidad del ECG, al tener electrodos realizados con LIG sin algún tipo de aislamiento se obtuvieron señales inesperadas interpretadas como distorsión o ruido. Lo que resultó satisfactorio ya que al ser únicamente fabricados de LIG y no usar ningún tipo de recubrimiento eléctrico mas que un gel conductor se muestra la reproducibilidad de los electrodos [55]. Es importante recalcar que al tener el electrodo LIG con gel conductor la señal obtenida era de mejor calidad y se asemeja con la señal de un electrodo comercial por lo que se comprueba que el electrodo propuesto puede llegar a utilizarse en la obtención de biopotenciales.

Se realizaron 4 tipos de aislamiento para los electrodos a base de LIG, obteniendo como resultado únicamente 2 pueden ser replicables (Figura 41 B, E), estos fueron los mejores aislamientos en la pruebas de flexión al no cambiar su resistividad, ser de fácil recubrimiento, fácil acceso y flexibilidad. Los parámetros están relacionados a la resistencia térmica y eléctrica de la poliimida ya que al ser flexible y ser del mismo material se complementan para realizar un buen aislamiento [49]. La elasticidad de la silicona bicomponente SYLCAP 284-S fue el mejor aislante ya que al ser un tipo de silicona al secar esta genera un aislante casi perfecto el cual protege el electrodo y deja una presentación limpia.

- Para la obtención de un buen material conductor a base de LIG se deberán tomar en cuenta los parámetros del sistema láser ya que al tener potencias altas se podría dañar la estabilidad del material.
- Cuando se quiere realizar LIG con parámetros de potencia y velocidad bajos estos pueden verse beneficiados dependiendo de cuál sería la combinación entre ellos y que si ambos no tienen un equilibrio el material no se podrá formar.
- Se evaluaron distintos tipos de kapton® por lo que se enfatiza el cuidado con el grosor del material de poliimida a utilizar ya que la interacción térmica sucede en la superficie del material, si el material es delgado tenderá a ser frágil.
- El desarrollo del conector se centró en estabilidad eléctrica y mecánica por lo que se descuidó el diseño y versatilidad del mismo, este error ocasionó daños en el electrodo en el contacto conector - electrodo.
- Los factores principales a considerar en los diversos tipos de aislamiento será la cantidad del material a recubrir el electrodo y que este no impida su flexibilidad y la calidad del material.
- El medir biopotenciales en pacientes el tamaño, forma y calidad del electrodo son factores los cuales definirán la calidad de la señal a obtener.

- Cambiar el portaobjetos utilizado por uno de mayor superficie.
- Cambiar el material del portaobjetos para asegurar la poliimida en un punto fijo sin el uso de pegamento.
- Al realizar nuevos conectores los parámetros mas importantes son: el tamaño, el peso y que posea un conector universal para los diferentes dispositivos de medición.
- Realizar moldes que faciliten la colocación del material aislante al electrodo.
- Realizar más diseños para el electrodo que permita un mayor contacto con el paciente lo cual resulte en una mejor en la obtención de señales.
- Para garantizar la seguridad del usuario final se recomienda realizar pruebas electroquímicas sobre sistemas microfisiológicos para extender el desarrollo del grafeno en un sistema in vitro y investigar su biocompatibilidad.
- Integrar un sistema de obtención de biopotenciales el cual sus amplificadores de señal puedan ser modificadas para obtener señales de un micro electrodo para explorar los limites de los electrodos hechos a base de LIG.

-
- [1] A. H. Castro Neto, F. Guinea, N. M. R. Peres, K. S. Novoselov y A. K. Geim, “The electronic properties of graphene,” *Rev. Mod. Phys.*, vol. 81, págs. 109-162, 1 ene. de 2009. DOI: 10.1103/RevModPhys.81.109. dirección: <https://link.aps.org/doi/10.1103/RevModPhys.81.109>.
- [2] A. K. Geim, “Graphene: Status and Prospects,” *Science*, vol. 324, n.º 5934, págs. 1530-1534, 2009. DOI: 10.1126/science.1158877. eprint: <https://www.science.org/doi/pdf/10.1126/science.1158877>. dirección: <https://www.science.org/doi/abs/10.1126/science.1158877>.
- [3] M. Vestince, N. Euphrem, T. Sammani, S. Taj, E. Mbuta y A. Khan, “Graphene synthesis, characterization and its applications: A review,” *Results in Chemistry*, vol. 3, pág. 100163, ago. de 2021. DOI: 10.1016/j.rechem.2021.100163.
- [4] R. Ye, D. K. James y J. M. Tour, “Laser-Induced Graphene: From Discovery to Translation,” *Advanced Materials*, vol. 31, n.º 1, pág. 1803621, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201803621>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adma.201803621>. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.201803621>.
- [5] R. Ye, D. K. James y J. M. Tour, “Laser-Induced Graphene,” *Accounts of Chemical Research*, vol. 51, págs. 1609-1620, 7 jul. de 2018, ISSN: 15204898. DOI: 10.1021/acs.accounts.8b00084.
- [6] S. W. Shaner, M. Islam, M. B. Kristoffersen et al., “Skin stimulation and recording: Moving towards metal-free electrodes,” *Biosensors and Bioelectronics: X*, vol. 11, pág. 100143, 2022, ISSN: 2590-1370. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.biosx.2022.100143>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590137022000383>.
- [7] Z. Wan, N.-T. Nguyen, Y. Gao y Q. Li, “Laser induced graphene for biosensors,” *Sustainable Materials and Technologies*, vol. 25, e00205, 2020, ISSN: 2214-9937. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.susmat.2020.e00205>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214993720304218>.

- [8] E. Spinelli y M. Haberman, “Insulating electrodes: a review on biopotential front ends for dielectric skin–electrode interfaces,” *Physiological Measurement*, vol. 31, n.º 10, S183, sep. de 2010. DOI: [10.1088/0967-3334/31/10/S03](https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/10/S03). dirección: <https://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/31/10/S03>.
- [9] C. Lockwood, T. Conroy-Hiller y T. Page, “Vital signs,” *JBI Reports*, vol. 2, n.º 6, págs. 207-230, 2004. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1479-6988.2004.00012.x>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1479-6988.2004.00012.x>. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1479-6988.2004.00012.x>.
- [10] Y. Fu, J. Zhao, Y. Dong y X. Wang, “Dry Electrodes for Human Bioelectrical Signal Monitoring,” *Sensors*, vol. 20, n.º 13, pág. 3651, mayo de 2020, ISSN: 1424-8220. DOI: [10.3390/s20133651](https://doi.org/10.3390/s20133651). dirección: <http://dx.doi.org/10.3390/s20133651>.
- [11] R. Ahmed y K. Reifsnider, “DRAFT FuelCell2010-33209 STUDY OF INFLUENCE OF ELECTRODE GEOMETRY ON IMPEDANCE SPECTROSCOPY.” dirección: <http://www.asme.org/about-asme/terms-of-use>.
- [12] A. R. Abdur Rahman, D. T. Price y S. Bhansali, “Effect of electrode geometry on the impedance evaluation of tissue and cell culture,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 127, n.º 1, págs. 89-96, 2007, Special Issue: Eurosensors XX The 20th European Conference on Solid-State Transducers, ISSN: 0925-4005. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2007.07.038>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925400507004625>.
- [13] D. Taussig, A. Montavont y J. Isnard, “Invasive EEG explorations,” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 45, n.º 1, págs. 113-119, 2015, ISSN: 0987-7053. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2014.11.006>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0987705314002044>.
- [14] R. Arya, F. T. Mangano, P. S. Horn, K. D. Holland, D. F. Rose y T. A. Glauser, “Adverse events related to extraoperative invasive EEG monitoring with subdural grid electrodes: A systematic review and meta-analysis,” *Epilepsia*, vol. 54, n.º 5, págs. 828-839, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1111/epi.12073>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/epi.12073>. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/epi.12073>.
- [15] H. Yuan, Y. Li, J. Yang et al., “State of the Art of Non-Invasive Electrode Materials for Brain–Computer Interface,” *Micromachines*, vol. 12, n.º 12, pág. 1521, dic. de 2021, ISSN: 2072-666X. DOI: [10.3390/mi12121521](https://doi.org/10.3390/mi12121521). dirección: <http://dx.doi.org/10.3390/mi12121521>.
- [16] Abr. de 2020. dirección: <https://www.fundacionlibertad.com/articulo/enfrentando-al-coronavirus-la-realidad-del-sistema-de-salud-guatemalteco>.
- [17] L. Hernandez, A. Chavez, E. González y J. Verdugo, *Protocolo Mortalidad Perinatal y Neonatal Tardía*. Ministerio de salud pública y asistencia social, abr. de 2017.
- [18] M. Vinicio De La, R. Aura y A. Barreno Méndez, *Presentada a la Honorable Junta Directiva de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad de San Carlos de Guatemala*. dirección: http://biblioteca.usac.edu.gt/tesis/05/05_10631.pdf.
- [19] G. Lu y F. Yang, “Limitations of oximetry to measure heart rate variability measures,” *Cardiovascular Engineering*, vol. 9, págs. 119-125, 3 2009, ISSN: 15678822. DOI: [10.1007/s10558-009-9082-3](https://doi.org/10.1007/s10558-009-9082-3).

- [20] R. Gonzalez-Fernandez, L. Reyes-Morales, A. Torres-Fortuny, J. L. Hernandez-Caceres y C. Author, "ACTA SCIENTIFIC MEDICAL SCIENCES (ISSN: 2582-0931) Combining ECG and Pulse Oximetry for Newborn Cardiovascular Screening," 2020.
- [21] 2023. dirección: https://www.3m.com.gt/3M/es_GT/p/c/medico/monitoreo-pacientes/.
- [22] Z. Wan, N.-T. Nguyen, Y. Gao y Q. Li, "Laser induced graphene for biosensors," *Sustainable Materials and Technologies*, vol. 25, e00205, 2020, ISSN: 2214-9937. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.susmat.2020.e00205>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214993720304218>.
- [23] C. Lou, R. Li, Z. Li et al., "Flexible Graphene Electrodes for Prolonged Dynamic ECG Monitoring," *Sensors*, vol. 16, n.º 11, pág. 1833, nov. de 2016, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s16111833. dirección: <http://dx.doi.org/10.3390/s16111833>.
- [24] 2023. dirección: <https://www.ulsinc.com/es/sistema-uls-existente>.
- [25] G. Bilmes, *Laser* (Colección Sin censura). Ediciones Colihue, 1992, ISBN: 9789505816743. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=A0ZekVXB9m8C>.
- [26] W. Witteman, *The CO2 Laser* (Springer Series in Optical Sciences). Springer Berlin Heidelberg, 2013, ISBN: 9783540477440. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=rlnwCAAQBAJ>.
- [27] C. Donnet, J. Granier, G. Vergé, Y. Bleu, S. Reynaud y F. Vocanson, "2D reproduction of the face on the Turin Shroud by infrared femtosecond pulse laser processing," *Applied Optics*, vol. 58, pág. 2158, mar. de 2019. DOI: 10.1364/AO.58.002158.
- [28] A. K. Geim, "Graphene: Status and Prospects," *Science*, vol. 324, n.º 5934, págs. 1530-1534, 2009. DOI: 10.1126/science.1158877. eprint: <https://www.science.org/doi/pdf/10.1126/science.1158877>. dirección: <https://www.science.org/doi/abs/10.1126/science.1158877>.
- [29] K. S. Novoselov, V. I. Fal'ko, L. P. M. Colombo, P. R. Gellert, M. G. Schwab y K. S. Kim, "A roadmap for graphene," *Nature*, vol. 490, págs. 192-200, 2012. dirección: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:389693>.
- [30] F. Giubileo, A. Di Bartolomeo, L. Iemmo, G. Luongo y F. Urban, "Field Emission from Carbon Nanostructures," *Applied Sciences*, vol. 8, pág. 526, mar. de 2018. DOI: 10.3390/app8040526.
- [31] K. Ensslin, "Electrons in graphene go with the flow," *Nature*, vol. 576, n.º 7785, págs. 45-46, dic. de 2019. DOI: <https://doi.org/10.1038/d41586-019-03702-1>. dirección: <https://www.nature.com/articles/d41586-019-03702-1>.
- [32] J. Lin, Z. Peng, Y. Liu et al., "Laser-induced porous graphene films from commercial polymers," English (US), *Nature Communications*, vol. 5, 2015, ISSN: 2041-1723. DOI: 10.1038/ncomms6714.
- [33] J. Gao, S. He y A. Nag, "Electrochemical Detection of Glucose Molecules Using Laser-Induced Graphene Sensors: A Review," *Sensors*, vol. 21, n.º 8, pág. 2818, abr. de 2021, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s21082818. dirección: <http://dx.doi.org/10.3390/s21082818>.

- [34] M. G. Stanford, C. Zhang, J. D. Fowlkes et al., “High-Resolution Laser-Induced Graphene. Flexible Electronics beyond the Visible Limit,” *ACS Applied Materials & Interfaces*, vol. 12, n.º 9, págs. 10 902-10 907, 2020, PMID: 32039573. DOI: 10.1021/acsami.0c01377. eprint: <https://doi.org/10.1021/acsami.0c01377>. dirección: <https://doi.org/10.1021/acsami.0c01377>.
- [35] N. Yi, Z. Cheng, H. Li et al., “Stretchable, ultrasensitive, and low-temperature NO2 sensors based on MoS2@rGO nanocomposites,” *Materials Today Physics*, vol. 15, pág. 100 265, 2020, ISSN: 2542-5293. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mtphys.2020.100265>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2542529320300894>.
- [36] 2023. dirección: <https://www.kimm.re.kr/eng/sub011001/view/id/832>.
- [37] R. ASALE y RAE, “Diccionario de la lengua española RAE - ASALE,” “*Diccionario de la lengua española*” - Edición del Tricentenario, 2022. dirección: <https://dle.rae.es/electrodo?m=form>.
- [38] R. Srinivasan y F. Fasmin, *An introduction to electrochemical impedance spectroscopy*, 2021. DOI: 10.1201/9781003127932.
- [39] M. R. Neuman et al., “Biopotential amplifiers,” *Medical instrumentation: application and design*, vol. 4, págs. 241-292, 1998.
- [40] D. Symes, B. Duri, W. Bujalski y A. Dhir, “Cost-effective design of the alkaline electrolyser for enhanced electrochemical performance and reduced electrode degradation,” *International Journal of Low-Carbon Technologies*, vol. 10, ene. de 2013. DOI: 10.1093/ijlct/ctt034.
- [41] H. Yuan, Y. Li, J. Yang et al., “State of the Art of Non-Invasive Electrode Materials for Brain-Computer Interface,” *Micromachines*, vol. 12, n.º 12, pág. 1521, dic. de 2021, ISSN: 2072-666X. DOI: 10.3390/mi12121521. dirección: <http://dx.doi.org/10.3390/mi12121521>.
- [42] S. M. Chrysafides, S. J. Bordes y S. Sharma, *Physiology, Resting Potential*, abr. de 2023. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538338/>.
- [43] Oct. de 2022. dirección: https://espanol.libretexts.org/Salud/Farmacolog%C3%ADa_y_Neurociencia/Fundamentos_de_la_Neurociencia_%28Henley%29/01%3A_Estructura_y_funci%C3%B3n_de_las_neuronas/1.03%3A_Potencial_de_membrana.
- [44] M. H. Grider, R. Jessu y R. Kabir, *Physiology, Action Potential*, abr. de 2023. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538143/#:~:text=An%20action%20potential%20is%20a,the%20permeability%20of%20each%20ion>.
- [45] V. Kledrowetz, L. Fucik, R. Prokop y J. Haze, “A 1 V 92 dB SNDR 10 kHz Bandwidth Second-Order Asynchronous Delta-Sigma Modulator for Biomedical Signal Processing,” *Sensors*, vol. 20, pág. 4137, jul. de 2020. DOI: 10.3390/s20154137.
- [46] E. D. Tenorio, P. Guevara López, J. C. Sánchez García, M. Cedillo Hernández y L. Hernández González, “Generación de señales ECG con funciones de fourier en un microcontrolador de arquitectura ARM 32,” *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, vol. 7, n.º 2, págs. 10 022-10 035, jun. de 2023. DOI: 10.37811/cl_rcm.v7i2.6098. dirección: <https://ciencialatina.org/index.php/cienciala/article/view/6098>.

- [47] Z. Peng, J. Lin, R. Ye, E. L. G. Samuel y J. M. Tour, "Flexible and Stackable Laser-Induced Graphene Supercapacitors," *ACS Applied Materials Interfaces*, vol. 7, n.º 5, págs. 3414-3419, ene. de 2015. DOI: <https://doi.org/10.1021/am509065d>.
- [48] L. X. Duy, Z. Peng, Y. Li, J. Zhang, Y. Ji y J. M. Tour, "Laser-induced graphene fibers," *Carbon*, vol. 126, págs. 472-479, ene. de 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.carbon.2017.10.036>.
- [49] Nov. de 2022. dirección: <https://lindemannsilikon.de/es/ingenieria-electrica/>.
- [50] 2023. dirección: <https://es.jy-polyimidefilm.com/polyimide-film/h-grade-polyimide-film.html>.
- [51] I. Rosembert Díaz, "Educación Integral de Líderes Industriales". Bogotá, Colombia, oct. de 2018. dirección: <https://se9637644514d65de.jimcontent.com/download/version/1541173523/module/10999655073/name/Actividad%20XI%20Resistencia.pdf>.
- [52] A. Tamir y F. Ruiz Beviá, "Ley de conservación de la materia," 2005.
- [53] A. Z. Yazdi, I. O. Navas, A. Abouelmagd y U. Sundararaj, "Direct Creation of Highly Conductive Laser-Induced Graphene Nanocomposites from Polymer Blends," *Macromolecular Rapid Communications*, vol. 38, n.º 17, pág. 1700176, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1002/marc.201700176>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/marc.201700176>. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/marc.201700176>.
- [54] R. Ye, D. K. James y J. M. Tour, "Laser-Induced Graphene: From Discovery to Translation," *Advanced Materials*, vol. 31, n.º 1, pág. 1803621, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201803621>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adma.201803621>. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.201803621>.
- [55] D. V. Lopes, N. F. Santos, J. P. Moura, A. J. Fernandes, F. M. Costa y A. V. Kovalovsky, "Design of laser-induced graphene electrodes for water splitting," *International Journal of Hydrogen Energy*, vol. 48, n.º 11, págs. 4158-4172, 2023, ISSN: 0360-3199. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijhydene.2022.11.005>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360319922051667>.

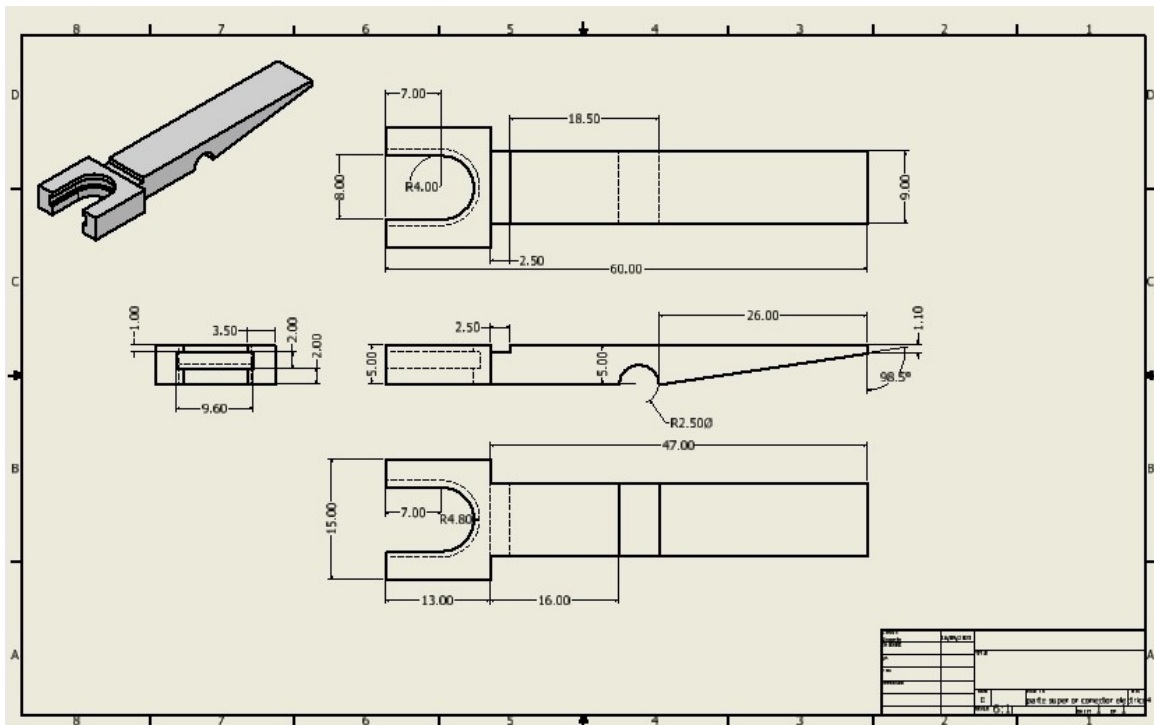


Figura 46: Diseño primer conector superior .

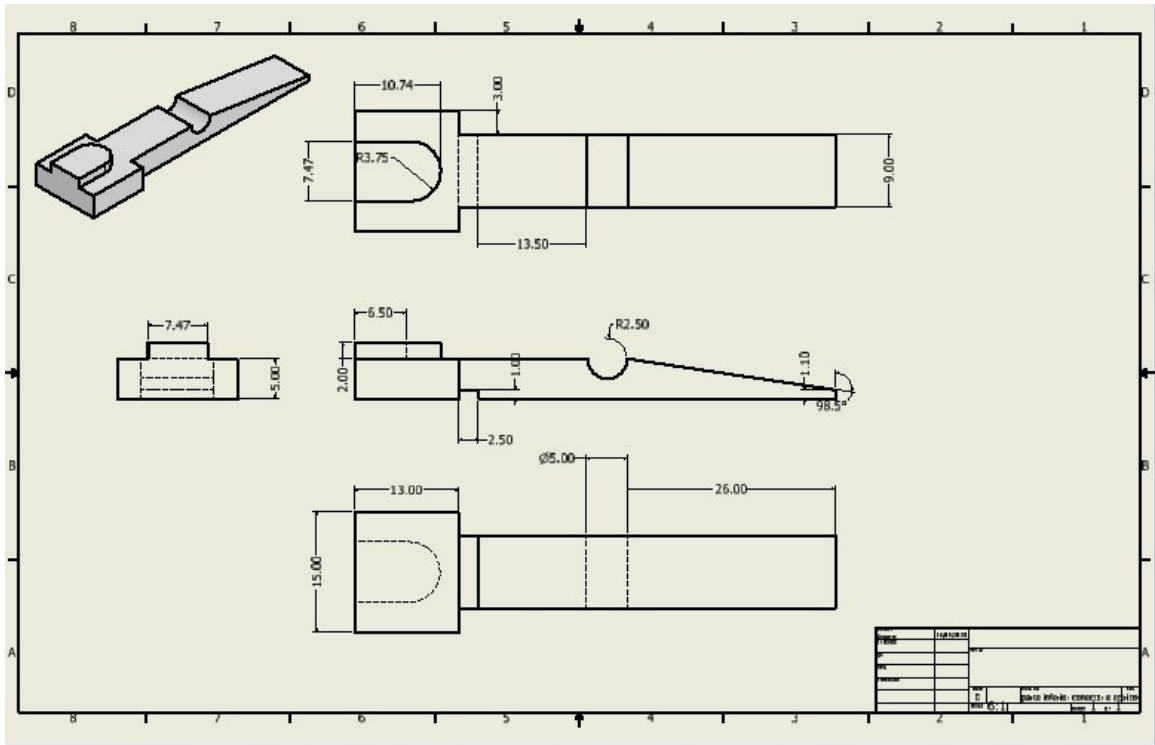


Figura 47: Diseño primer conector inferior.

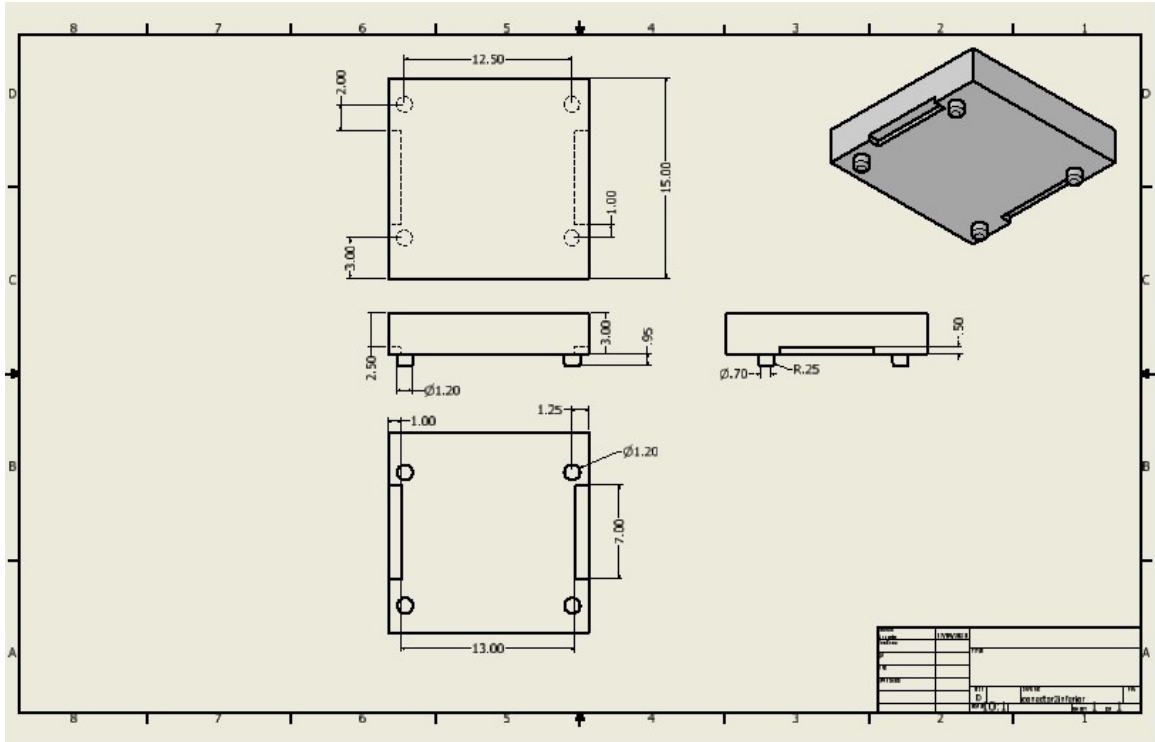


Figura 48: Diseño segundo conector inferior.

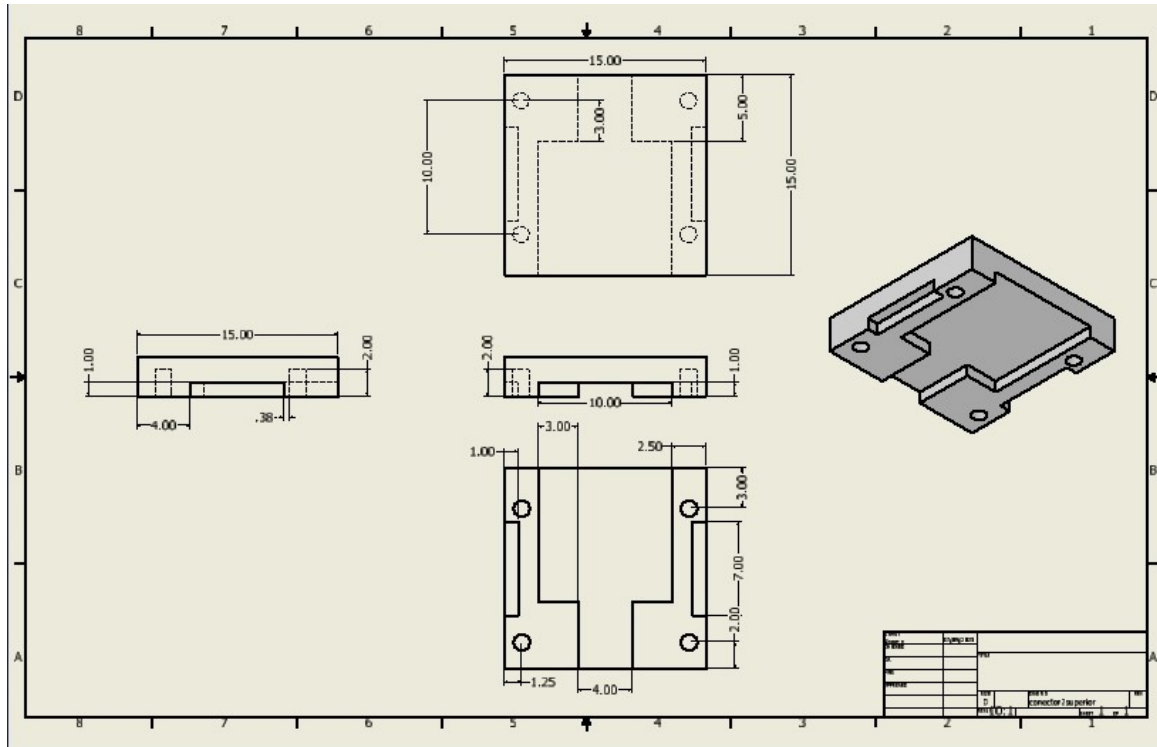


Figura 49: Diseño segundo conector superior .