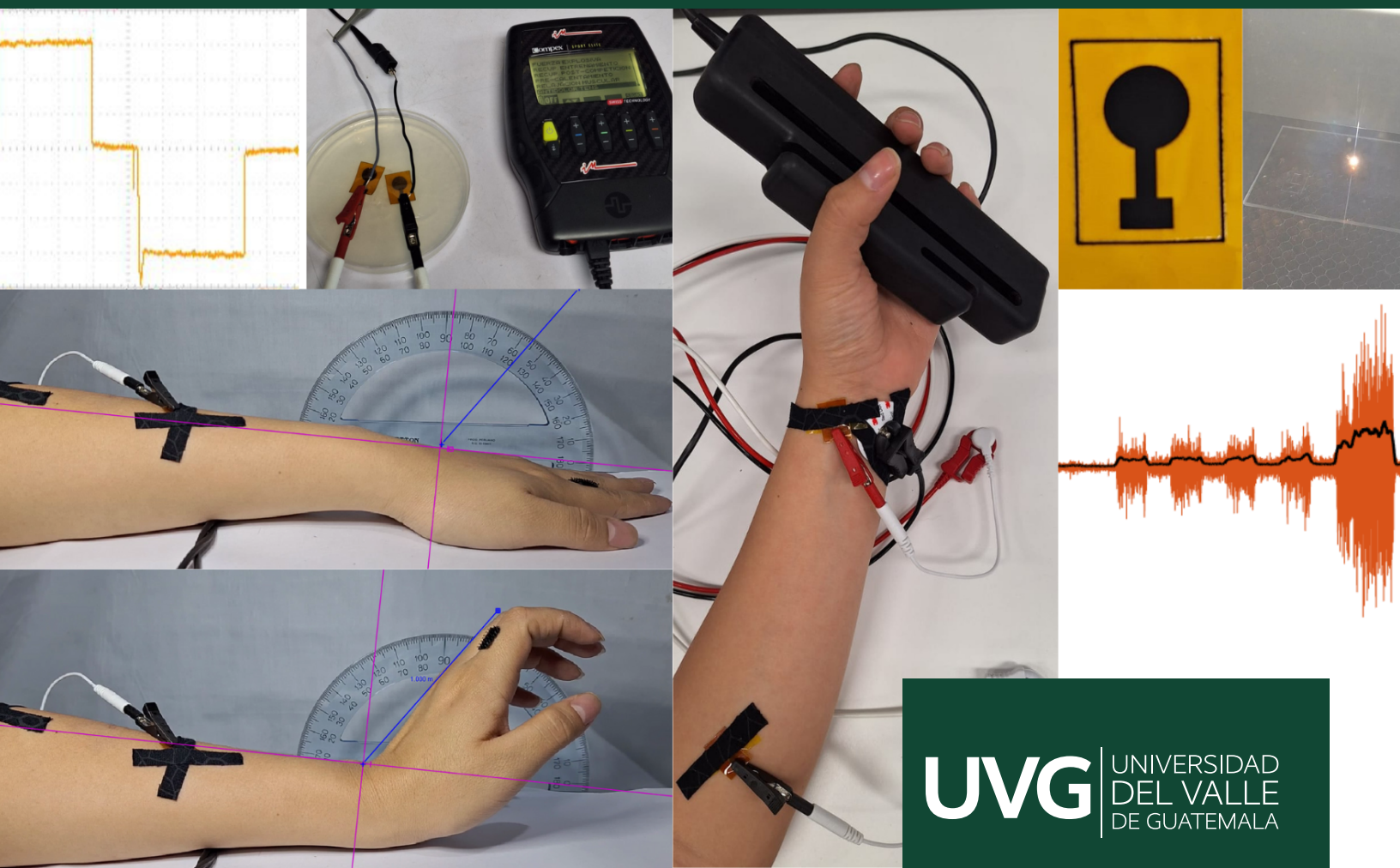

Electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) para la medición de electromiografía de superficie (SEMG) y electroestimulación

María Esther Ambrosio Jiménez



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería




**Electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) para la
medición de electromiografía de superficie (SEMG) y
electroestimulación**

Trabajo de graduación presentado por María Esther Ambrosio Jiménez
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

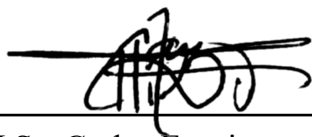
Guatemala,

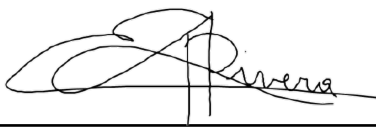
2024


Vo.Bo.:

(f) 
M. Sc. Carlos Esquit

Tribunal Examinador:

(f) 
M.Sc. Carlos Esquit

(f) 
Dr. Luis Alberto Rivera Estrada

(f) 
Ing. Kurt Emmanuel Kellner

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de febrero de 2025.

Prefacio

Mi pasión por contribuir al desarrollo de nuevas soluciones en el sistema de salud me motivó a estudiar Ingeniería Biomédica. Al comenzar mi carrera profesional, enfrenté el desafío de familiarizarme con equipos biomédicos para fisioterapeutas, lo cual despertó un profundo interés en la rehabilitación y la forma en que los fisioterapeutas pueden mejorar la calidad de vida de las personas con ayuda de tecnología innovadora. Esto me llevó a centrar mi estudio en la electroestimulación y sus efectos, integrando mis habilidades y lo que me ayudó a encontrar un propósito y dirección clara para mi proyecto.

Agradezco, en primer lugar, a Dios, quien ha sido mi pilar fundamental durante toda mi vida, brindándome apoyo, salud y fuerzas en los momentos difíciles. Expreso mi profundo agradecimiento a mis padres, Gustavo y Ana, por su amor y apoyo incondicional; por creer en mí y alentarme a descubrir capacidades que no sabía que tenía; a mis hermanos, por ser un constante apoyo; y a mi novio, Julio, por su cariño incondicional y por siempre motivarme para perseguir mis sueños sin rendirme. Gracias también a mis amigos Paula, Ayleen y José David, cuyo apoyo incondicional hizo este camino más especial.

Quisiera extender un agradecimiento especial a mi asesor Dr.-Ing. José Andrés Leal Ordóñez por su paciencia y dedicación al guiar a nuevos ingenieros biomédicos en Guatemala, siendo un ejemplo de esfuerzo y compromiso en la mejora del área de salud. Agradezco al Departamento de Bioquímica y al D-HIVE por facilitar sus laboratorios para llevar a cabo

mi proyecto y a la Universidad del Valle de Guatemala por formarme como una profesional competitiva. Finalmente, agradezco a la Lic. Claudia Cáceres de Innovaciones Médicas S. A. por su apoyo y por inspirarme en el área de equipos biomédicos, lo cual me abrió el camino al conocimiento y el uso de tecnologías de rehabilitación.

Índice

Prefacio	III
Lista de figuras.....	IX
Lista de cuadros	X
Resumen	XII
Abstract	XIII
1 Introducción	1
2 Antecedentes.....	3
3 Justificación.....	5
4 Objetivos	8
4.1 Objetivo general	8
4.2 Objetivos específicos.....	8
5 Alcance	10
6 Marco teórico	11
6.1 Electroodos	11
6.1.1 Interfaz electrodo electrolito	11
6.1.2 Tipos de transferencia de carga	13
6.1.3 Materiales convencionales y sus propiedades	13
6.1.4 Tipos de electrodos.....	13
6.2 Láser.....	14

6.3	Grafeno	16
6.3.1	Síntesis del grafeno	17
6.3.2	Grafeno Inducido por Láser (LIG)	18
6.3.3	Propiedades y aplicaciones del LIG	19
6.4	Biopotenciales.....	20
6.4.1	Músculo esquelético	21
6.4.2	Electromiografía	22
6.4.3	Importancia de EMG	24
6.5	Estimulación eléctrica	25
6.5.1	Tipos de pulsos	26
6.5.2	Efectos de la estimulación	27
7	Metodología.....	29
7.1	Fabricación de electrodos LIG	29
7.1.1	Diseño de electrodo LIG	29
7.1.2	Manufactura de electrodos LIG	30
7.2	Conexión electromecánica.....	31
7.2.1	Fabricación de conector	31
7.3	Medición de SEMG.....	32
7.3.1	Sistema de adquisición	32
7.3.2	Adquisición de señales	33
7.3.3	Procesamiento de SEMG	34
7.4	Estimulación eléctrica	35
7.4.1	Pruebas de estimulación <i>in vitro</i>	36
7.4.2	Procesamiento de datos de estimulación.....	37
7.4.3	Estimulación en sujeto de prueba	37
8	Resultados	39
8.1	Electrodos LIG.....	39
8.2	Conector electromecánico	39
8.3	Procesamiento de datos EMG	41
8.3.1	Proceso de datos preliminares de electrodos AgCl VS. LIG con gel conductor	41

8.3.2	Electrodos sin gel conductor	44
8.3.3	Sujetos de prueba SEMG	44
8.4	Electroestimulación	46
8.4.1	Familiarización con electroestimulador	46
8.4.2	Pruebas in vitro	46
8.5	Estimulación en sujeto de prueba	48
9	Discusión	51
10	Conclusiones	54
11	Recomendaciones	56
12	Referencias	58
13	Anexos	64
13.1	Procesamientos del sujetos de prueba femeninos	64
13.2	Procesamientos del sujetos de prueba masculinos	69

Lista de figuras

Figura 1.	Esquemático de interfaz electrodo-electrolito (barrera HelmHoltz). . .	12
Figura 2.	Efectos de los modos de ondas de láser.	15
Figura 3.	Esquemático de los componentes esenciales de un láser.	16
Figura 4.	Estructuras químicas del grafeno al cambiar su estructura molecular.	17
Figura 5.	Métodos para fabricación de grafeno.	18
Figura 6.	Cambios entre las estructuras químicas de los enlaces del grafeno al ser expuesto al láser CO_2	19
Figura 7.	Esquemático de representación de fuente de voltaje como un biopo- tencial, y circuito paralelo R-C para representar la impedancia de la piel.	20
Figura 8.	Estructura del músculo esquelético y respuesta neuromotora.	22
Figura 9.	Esquemático de un potencial de acción para una unidad motora. . .	22
Figura 9.	Esquemático de un potencial de acción para una unidad motora. . .	23
Figura 10.	Esquemático de la obtención de EMG de superficie.	24
Figura 11.	Esquemáticos de la corriente AC.	26
Figura 12.	Esquemático de los parámetros de una señal de estimulación bi- fásica simétrica.	27
Figura 13.	Diseño de electrodos con dimensiones para corte y grabado de electrodo.	30
Figura 14.	Configuración del sistema láser y proceso de grabado.	31
Figura 15.	Cable adaptador y conexión con electrodo LIG.	32
Figura 16.	Sistema Biopac y accesorios.	33
Figura 17.	Puntos de conexión de electrodos y gráfico de fuerzas.	34
Figura 18.	Esquemático de electrodos LIG y conexión.	34
Figura 19.	Proceso de análisis de datos SEMG.	35

Figura 20.	Pasos para fabricación de agar con concentración al 3 % y NaCl al 9 %	36
Figura 21.	Electrodos sobre agar y conexión a osciloscopio.	37
Figura 22.	Puntos de colocación de electrodos y tipos.	38
Figura 23.	Electrodo LIG fabricado a partir de kapton® con sistema láser. . .	40
Figura 24.	Daño en electrodos por conectores.	41
Figura 25.	Señales EMG de electrodos AgCl y LIG.	42
Figura 26.	Gráficas de dinamómetro con electrodos AgCl y LIG.	43
Figura 27.	Contracciones separadas de acorde a sus puntos máximos y mínimos y visualización de datos procesados de SEMG.	44
Figura 28.	Señal de electrodos LIG sin gel conductor.	46
Figura 30:	Diagramas de caja y bigote para contracciones en hombres y mujeres con ambos electrodos.	48
Figura 31.	Onda de pulso bifásica balanceada de electroestimulador Sport Elite en programa TENS a un nivel de 4.	49
Figura 32.	Promedio de 5 pares de electrodos LIG sobre fase positiva y negativas contra el electrodo comercial de Ag de color negro.	50
Figura 33.	Electrostimulación con electrodos LIG y electrodos Ag recubiertos de hidrogel.	50
Figura 34.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 1 femenino	64
Figura 35.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 2 femenino	65
Figura 36.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 3 femenino	66
Figura 37.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 4 femenino	67
Figura 38.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 5 femenino	68
Figura 39.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 1 masculino	69

Figura 40.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 2 masculino	70
Figura 41.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 3 masculino	71
Figura 42.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 4 masculino	72
Figura 43.	Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 5 masculino	73

Lista de cuadros

Cuadro 1.	Comparativo de resistencia de conector electromecánico	40
Tabla 2.	Cuadro comparativo de promedio de EMG, fuerza y relación mV / kg para electrodos AgCl y LIG	45
Tabla 3.	Cuadro comparativo de promedio de EMG de sujetos masculinos y femeninos para relación mV / kg de electrodos AgCl y LIG.	47
Cuadro 4.	Comparativo de ángulo alcanzado y amperaje para alcanzar la contracción	49

La necesidad crítica de mejorar el diagnóstico y tratamiento de trastornos músculo-esqueléticos, principal causa de discapacidad a nivel mundial, impulsa el uso de electrodos, una de las herramientas más importantes para captar señales bioeléctricas para diagnosticar y tratar diversas patologías. Los electrodos, generalmente, suelen ser fabricados con metales, óxidos o sales metálicas (e.g. platino, iridio, plata, plata/cloruro de plata). Sin embargo, estos materiales presentan limitaciones debido a su alto costo y complejidad de fabricación. Por ello, el proyecto tiene como meta diseñar y fabricar electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG, por sus siglas en inglés), considerado como una alternativa prometedora debido a sus excelentes propiedades conductivas, bajo costo y adaptabilidad en la fabricación y diseño de electrodos, capaces de medir electromiografía de superficie (SEMG) y producir electroestimulación de forma segura y eficaz a través de los electrodos LIG.

El trabajo inicia con la fabricación de electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG). Utilizando un polímero (poliamida) y un láser de dióxido de carbono (CO₂) fue posible el desarrollo de electrodos LIG. Para el análisis de su funcionamiento para SEMG, se realizaron pruebas en conjunto con un dinamómetro, que permitieron comparar y evaluar su desempeño contra electrodos comerciales de Ag/AgCl.

Para alcanzar el objetivo, se utilizó una película de Kapton ® y el sistema de láser, Versa Laser 2.30, para fabricar los electrodos LIG, adecuados para realizar SEMG y electroesti-

mulación. El funcionamiento de los electrodos se validó mediante pruebas comparativas con electrodos comerciales, evaluando la calidad de la señal y la eficacia de la electroestimulación con y sin gel conductor. Además, se diseñó un protocolo de tratamiento terapéutico que combine SEMG y electroestimulación en simultáneo, verificando su eficacia en aplicaciones terapéuticas.

Palabras clave: LIG, SEMG, electroestimulación y electrodos.

Abstract

The need to improve the diagnosis and treatment of musculoskeletal disorders, the leading cause of disability worldwide, drives the use of electrodes to capture bioelectrical signals that enable the diagnosis and treatment of various pathologies. Electrodes are generally made from metals, oxides, or metallic salts (e.g., platinum, iridium, silver, silver/silver chloride). However, these materials have limitations due to their high cost and complexity of fabrication. This project proposes the design and fabrication of laser-induced graphene (LIG) electrodes, a promising alternative due to their high conductivity, low cost, and adaptable fabrication for SEMG and electrostimulation applications.

In this project, LIG electrodes were developed capable of measuring surface electromyography (SEMG) and electrically stimulating tissues. The LIG electrodes, compared to commercial Ag/AgCl electrodes, captured equivalent signals in voltage ranges and signal quality. With stimulation, the LIG electrodes were able to induce muscle contraction with 0.7 mA and an angle of 55°, while the Ag electrodes required 12 mA to generate a contraction, although they were able to achieve a larger angle of 70°.

Keywords: LIG, SEMG, electrostimulation y electrodes.

Introducción

La electromiografía de superficie (SEMG) y la electroestimulación son herramientas esenciales en el diagnóstico y tratamiento de trastornos musculares. Sin embargo, los electrodos convencionales, como los de Ag/AgCl, presentan limitaciones en cuanto a costos, procesos de fabricación y rigidez estructural, lo que restringe su aplicabilidad y eficiencia en diversas condiciones clínicas. Por ello, es necesario contar con electrodos más accesibles, eficientes y de bajo costo, que mejoren tanto el diagnóstico como el tratamiento de estas condiciones. En este contexto, el desarrollo de electrodos más avanzados y económicos, como los de grafeno inducido por láser (LIG), se presenta como una solución prometedora.

El presente trabajo se centra en diseñar electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) para validar su eficacia en SEMG y electroestimulación. Mediante un proceso de inducción por láser de CO_2 , se produce el grafeno de alta conductividad y flexibilidad en un tiempo reducido. Los electrodos LIG se comparan contra los comerciales para evaluar su rendimiento con y sin gel conductor tanto en SEMG como en electroestimulación,

En los capítulos 2 y 3 se presentan los antecedentes más relevantes en el uso de electrodos LIG para SEMG y estimulación eléctrica muscular, seguido por un análisis global de la prevalencia de trastornos músculoesqueléticos y la justificación para investigar nuevos elec-

trodos. El capítulo 4 detalla los objetivos generales y específicos del proyecto, seguido por su delimitación en el capítulo 5. El marco teórico se expone en el capítulo 6, proporcionando la base para la metodología descrita en el capítulo 7, que abarca la fabricación de los electrodos LIG y los protocolos de evaluación de SEMG y electroestimulación. Después se presentan los resultados y sus análisis en los capítulos 8 y 9. Para finalizar, en los capítulos 10 y 11, se encuentran las conclusiones y las recomendaciones para la óptima implementación del proyecto

La electroestimulación ha sido utilizada durante años como método terapéutico por su capacidad de replicar a nivel fisiológico el funcionamiento celular de neuronas y músculos. Los efectos de la electroestimulación han sido útiles para aplicaciones en tejidos neuronales [1], musculares y cardíacos[2], así como para estimular y aumentar la construcción ósea [3], cicatrización de heridas [1], aliviar dolores [4], mejorar la fuerza de contracción muscular, entre otros [5]. Al inicio, la electroestimulación era aplicada con electrodos sobre la piel utilizando valores de frecuencia, voltaje y corriente altamente variables, aun desconociendo el efecto fisiológico que tendrían sobre los nervios y músculos [6]. En la actualidad la estimulación eléctrica se puede aplicar tanto de forma externa como interna (con electrodos implantables) utilizando parámetros de estimulación bien definidos (frecuencia, voltaje y corriente) que permiten generar el efecto fisiológico deseado sin causar daño a los electrodos y tejido biológico. [4] [7]

La electromiografía (EMG) es un método para detectar y evaluar enfermedades neuromusculares midiendo los potenciales eléctricos que se generan durante la contracción muscular, señales mioeléctricas [8]. A mediados del siglo XX se comercializó el primer equipo de EMG, fabricado con componentes electrónicos analógicos, con el desarrollo de la tecnología

se implementaron nuevos equipos basados en sistemas digitales, como microprocesadores que facilitan la obtención de datos[9]. Existen diferentes tipos de EMG, entre ellos se encuentra el EMG con electrodos de aguja (EMG intramuscular) o con electrodos de superficie (SEMG) [10]. En diferentes estudios, el EMG ha demostrado ser capaz de medir cuando el músculo se encuentra en reposo, durante una contracción débil y durante una contracción voluntaria máxima de los músculos, aportando para el diagnóstico de algunas patologías [11]. Los electrodos suelen estar fabricados por una variedad de materiales conductores como metales (oro, plata, platino), polímeros conductivos y electrodos a base carbón (CNT, grafeno o negro de carbón) [12].

El grafeno desde sus descubrimientos se ha encontrado diversas áreas de aplicación gracias a sus excelentes propiedades, entre ellas, buena conductividad eléctrica y resistencia mecánica, además, de ser un material útil para el almacenamiento de energía, catálisis electrónica y electroquímica flexible [11]. Aunque, su uso es limitado por su compleja síntesis, ya que se requiere de altas temperaturas o múltiples procesos químicos [5]. Sin embargo, en los últimos años se han establecido métodos rápidos y monetariamente eficientes para la obtención de grafeno y óxido de grafeno, como el grafeno inducido por láser (LIG - Laser-Induced Graphene) por su fácil y escalable síntesis [11]. El LIG es un material poroso, producido mediante pyrolysis láser de un material polimérico con alto contenido de carbón, con la capacidad de variar sus propiedades físicas dependiendo de las condiciones experimentales. [7].

Desde su descubrimiento, el LIG ha sido investigado y utilizado en distintas aplicaciones, como en dispositivos electrónicos [8], sistemas de purificación de agua y catálisis [11], biosensores [5] y electrodos de estimulación [13]. El LIG ha sido implementado en diversas ocasiones para la estimulación con corriente directa (DC) en sistemas microfluídicos con el fin de controlar el movimiento celular [5] así como para la medición de EMG sin necesidad de geles conductores [13]. En estas investigaciones ha mostrado excelente estabilidad electroquímica, lo que indica que podría ser aplicado correctamente para la estimulación y medición simultánea en sistemas de EMG. El proceso de fabricación de electrodos de LIG y su implementación para la medición de biopotenciales ha sido previamente establecido en Universidad del Valle de Guatemala (UVG) (Proyecto de Graduación, Fernando Delgado, 2023).

Justificación

Un informe de la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2021 señala que alrededor de 1.71 billones de personas a nivel mundial sufren de trastornos músculo esqueléticos, los cuales son la principal causa de discapacidad a nivel global. Los trastornos músculo esqueléticos deterioran la calidad de vida y causar una alta carga emocional y económica para quienes los experimentan [14]. Dada la magnitud y el impacto de estos trastornos, es crucial contar con tecnologías avanzadas para su diagnóstico y tratamiento, entre ellas, la herramienta más importante para ello son los electrodos [15].

Los electrodos son la interfaz entre el humano y los sistemas de registro de señales bioeléctricas generadas por células y tejidos vivos provenientes de varios órganos, como el corazón, cerebro, músculos y ojos [16][12]. Según su posicionamiento existen dos tipos de electrodos, los electrodos de superficie, y los electrodos invasivos (transcutáneos o subcutáneos) [4]. Los electrodos de superficie generalmente son fabricados de metales, sales metálicas o polímeros conductivos. Estos requieren una preparación previa para reducir la impedancia entre el electrodo y la piel, mediante un medio de acoplamiento como una pasta o gel electrolítico, lo que permite captar señales bioeléctricas pequeñas con alta precisión sin causar riesgos en los pacientes [4]. Por otro lado, los electrodos invasivos, que entran en contacto directo

con los fluidos corporales, no requieren un medio de acoplamiento, ya que se encuentran en contacto directo con el tejido a investigar [4]. Generalmente, son fabricados de metales nobles (e.g., platino, oro, iridio), acero inoxidable, óxidos metálicos o aleaciones especiales. Estos electrodos tienen claras ventajas sobre los de superficie con respecto a la precisión de las mediciones e interacciones con el tejido, pero presentan un mayor riesgo para el usuario debido a su invasividad. Por ello, los materiales deben de ser altamente biocompatibles y estables biológica y electroquímicamente [4].

Los electrodos pueden captar y enviar señales eléctricas a los tejidos humanos, clasificándolos en electrodos de medición y de estimulación [4]. Los electrodos de medición captan señales bioeléctricas del cuerpo, y son utilizados en procesos de diagnóstico como el electrocardiograma (ECG) para analizar la salud del corazón, el electroencefalograma (EEG) para diagnosticar enfermedades cerebrales, la electromiografía (EMG) para analizar la condición muscular y el electrooculograma (EOG) para analizar los movimientos oculares [15][12]. En el caso del EMG, se registran los potenciales de acción de las fibras musculares que resultan de la despolarización y repolarización en la membrana celular. Estas señales pueden servir para detectar el nivel de fatiga muscular y la existencia de lesiones o patologías. También pueden ser utilizados para percibir patrones neuromusculares alterados en sus niveles de activación y el orden de reclutamiento de fibras musculares [4]. La técnica invasiva de EMG inserta un electrodo, a nivel intramuscular, para obtener el registro de músculos profundos y pequeños con alta precisión, aunque puede causar incomodidad y daño muscular o infecciones. Por su parte, la electromiografía de superficie (SEMG) utiliza electrodos colocados sobre la piel del músculo de interés, permitiendo evaluar el comportamiento promedio de un músculo o grupo muscular en tiempo real, pero puede captar señales no deseadas de músculos adyacentes, proporcionando menor precisión de medición [17].

Los electrodos de estimulación, cuando se combinan con dispositivos biomédicos permiten el electrodiagnóstico y tratamientos terapéuticos [18]. Estos electrodos fabricados de metales como cobre, acero inoxidable, metales nobles (e.g., platino, iridio), plata/cloruro de plata [19], generan corrientes que provocan cambios fisiológicos en los tejidos nerviosos y musculares [18], logrando alcanzar el umbral de excitabilidad del tejido para despolarizar la membrana o activar el nervio [18], para que la neuroestimulación permita estimular la proliferación celular y mejorar el flujo sanguíneo [4]. La electroestimulación para fines te-

rapéuticos es útil para efectos analgésicos, así como para inducir contracciones y relajación muscular, reeducación de músculos, cicatrización de heridas, entre otros [4]. La electroestimulación es un proceso electroquímico extremadamente complejo, donde la combinación de materiales y parámetros de estimulación determinan la efectividad y seguridad de la misma [18].

Teniendo en cuenta los tipos de electrodos existentes, que generalmente están fabricados con algún tipo de metal noble, son complicados de fabricación por la dificultad de obtener dichos materiales, requieren equipo especializado, son costosos y no permiten libertad de diseño para aplicaciones complejas. Pero, por otro lado, los electrodos de grafeno inducido por láser (LIG - Laser-Induced Graphene) son una opción prometedora debido a sus propiedades de alta conductividad, su adaptabilidad de diseño [5], proceso de fabricación rápido [7], económico [20] y orgánico [13]. Además, de ser eficaces para entregar corriente y disminuir la impedancia [8], lo que los hace ideales para innovación en la bioelectrónica, cumpliendo con las funciones principales de un electrodo convencional para efectos terapéuticos y de medición[20].

Dada la importancia de los electrodos para el monitoreo y tratamiento de diversas patologías a través de señales bioeléctricas, surge la motivación para desarrollar soluciones de alto impacto en la medicina utilizando tecnología avanzada. Diseñar un electrodo LIG para medición de SEMG y la electroestimulación superficial, proponiendo una solución viable y efectiva que aporte avances significativos en el tratamiento y diagnóstico de condiciones neuromusculares en Guatemala.

4.1. Objetivo general

Diseñar y fabricar electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) en diversos tamaños para la medición de electromiografía de superficie (SEMG) y la estimulación eléctrica superficial.

4.2. Objetivos específicos

- Diseñar y fabricar electrodos a base de grafeno inducido por láser en diversos tamaños distintos, y un conector electromecánico que permita la sujeción del electrodo y el posicionamiento de electrodos sobre la piel.
- Validar el funcionamiento de los electrodos de LIG para la medición SEMG con y sin gel conductor, comparando la calidad de la señal en términos de amplitud de señal, niveles de ruido y eficacia con electrodos superficiales comerciales.
- Analizar el rendimiento de los electrodos de LIG con y sin gel conductor para esti-

mulación eléctrica, muscular en comparación a electrodos superficiales convencionales con base en la percepción de la corriente, la fuerza de contracción alcanzada.

- Establecer y analizar un protocolo de tratamiento terapéutico utilizando SEMG y electroestimulación de forma simultánea con electrodos de LIG.

Este estudio tiene como objetivo diseñar y fabricar electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) para la medición de electromiografía de superficie (SEMG) y la estimulación eléctrica superficial. Se limita a un análisis comparativo entre los electrodos LIG y los electrodos convencionales de Ag/AgCl, específicamente electrodos LIG de un mismo tamaño para mantener términos de calidad de señal y eficiencia de estimulación en protocolos controlados y comparables.

La investigación no incluirá análisis a largo plazo ni estudios sobre efectos a nivel celular o molecular de los electrodos. Además, no abarca pruebas de electroestimulación en diferentes sujetos de prueba, principalmente se realiza una comparación de pruebas in vitro para comparar su viabilidad y seguridad.

6.1. Electroodos

Un electrodo es un dispositivo médico que permite tener contacto y comunicación entre la tecnología y un medio biológico, funcionando como una puerta de entrada o salida de cargas entre dos sistemas diferentes.[21] En el ámbito de la biomedicina, los electrodos son utilizados para monitorizar la actividad eléctrica del cuerpo o modificar sus señales eléctricas. Los electrodos se utilizan en diversas aplicaciones, como en electrocardiograma (ECG), electromiografía (EMG) o electroestimulación de forma segura, fiable y eficiente en el ámbito clínico[22].

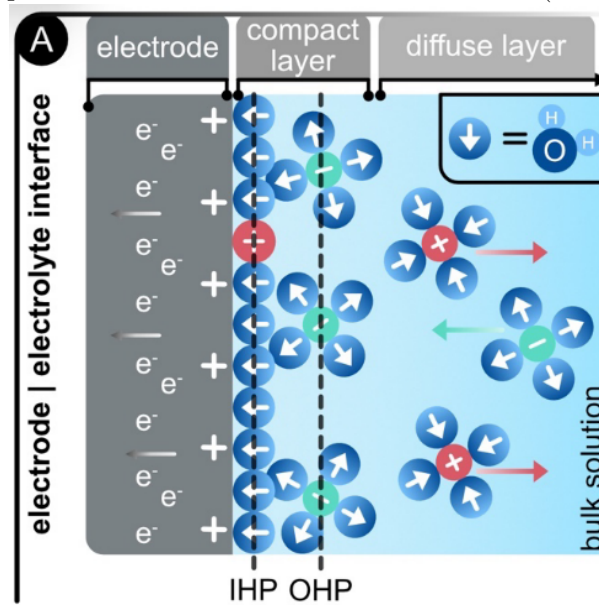
6.1.1. Interfaz electrodo electrolito

Cuando un electrodo entra en contacto con otra sustancia líquida o iónica (llamada electrolito, sustancia capaz de conducir electricidad), se forma una interfaz electrodo-electrolito. Esta interfaz es un punto clave porque es donde ocurre una transferencia de cargas eléctricas[22]. En el proceso de intercambio de cargas en el punto de contacto entre el electrodo

y el electrolito se produce una barrera formada de dos capas de iones (pequeñas partículas cargadas). La primera capa, conocida como la capa interna (IHP por sus siglas en inglés), está formada por iones que se adhieren fuertemente al electrodo, por una fuerza de atracción electrostática. En la segunda capa, llamada capa externa (OHP por sus siglas en inglés), contiene iones que no se adhieren tan fuerte al electrodo, lo que les permite moverse más fácilmente debido al campo eléctrico creado por el electrodo. (Figura 1)[23].

Una de las barreras importantes en este proceso es lo que se conoce como la barrera Helmholtz, que actúa como una resistencia. Esta resistencia puede afectar el flujo de carga, es decir, dificulta el intercambio de iones entre el electrodo y el electrolito. Para que el intercambio de cargas sea más eficiente, se necesita un potencial eléctrico (o voltaje) suficientemente alto para superar esta barrera. Una forma de mejorar el intercambio de cargas y superar esta barrera es utilizando sustancias como el gel conductor. Este gel tiene una alta concentración de iones, lo que ayuda a reducir la resistencia al paso de las cargas eléctricas y facilita el intercambio entre el electrodo y el electrolito.[24][25].

Figura 1. Esquemático de interfaz electrodo-electrolito (barrera HelmHoltz).



Nota Primera capa (IHP) de iones adheridos al electrodo y parcialmente solvatados. Segunda capa (OHP) compuesta por los iones solvatados en mayor movimiento [26].

6.1.2. Tipos de transferencia de carga

La transferencia de carga consiste en el intercambio de cargas (electrones o iones) de un lugar a otro [25]. Existen dos tipos principales de transferencia de carga en la interfaz electrodo electrolito, se encuentra la transferencia farádica y capacitivo [22].

- Transferencia farádica: sucede cuando los electrones del electrodo interactúan directamente con los iones del electrolito, causando reacciones electroquímicas de oxidación y reducción. En la transferencia farádica, los iones del electrolito se mueven hacia o desde el electrodo, y al hacerlo, sufren un cambio químico (por ejemplo, un ion se reduce al ganar un electrón, o se oxida al perder un electrón), lo que hace que este proceso sea irreversible en algunos casos.[22].
- Transferencia capacitiva: La transferencia capacitiva ocurre cuando el electrodo y el electrolito actúan como un condensador. Es decir, que el electrodo no intercambia directamente electrones, sino que almacena carga en su superficie. La cantidad de carga almacenada depende de la diferencia de potencial eléctrico entre el electrodo y el electrolito. Es una transferencia rápida y reversible, por lo que los iones se mueven de un lado a otro sin que haya una reacción química significativa[22]

6.1.3. Materiales convencionales y sus propiedades

Un electrodo debe estar fabricado de biomateriales que aseguren una buena conducción eléctrica y biocompatibilidad. Deben ser electroquímicamente seguros para mantener un buen contacto con la piel y permitir el buen paso de la corriente, tomando en cuenta su objetivo de uso para la selección del biomaterial. [25] En general, los materiales convencionales para los electrodos son a base de platino, aleaciones de platino y oro, cloruro de plata, plata, acero inoxidable, grafito, polímeros, entre otros. [27]

6.1.4. Tipos de electrodos

Los electrodos en la biomedicina son utilizados principalmente para detectar, registrar o estimular la actividad eléctrica del cuerpo. De acuerdo a su objetivo de uso, se puede

clasificar en dos principales tipos de electrodos.

- **Electrodos percutáneos o invasivos**

Un electrodo invasivo se caracteriza por insertar los tejidos, tiene una forma de aguja para una la cual penetra la piel. Su principal ventaja es que al estar en contacto directo con los tejidos mejoran la precisión y calidad de los datos al comparar con los electrodos de superficie.[21] Los electrodos invasivos tienen la capacidad de medir la actividad eléctrica con alta precisión, además de poder analizar los tejidos profundos que en algunos casos no es posible medir con los electrodos de superficie. Sin embargo, al ser invasivos pueden causar molestias o dolor para su colocación. [23]

- **No invasiva o electrodos de superficie**

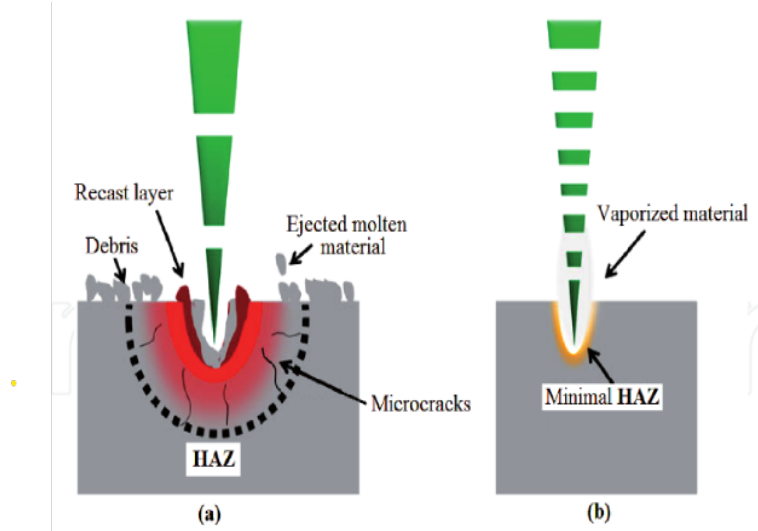
Son electrodos que se colocan superficialmente sobre la piel, principalmente utilizados en prácticas clínicas o de monitoreo no invasivo. Su diseño permiten registrar diferentes respuestas fisiológicas producidas por el cuerpo (biopotenciales) o estimular la actividad eléctrica de los tejidos, como el tejido muscular. Una de las principales características de los electrodos de superficie es que no penetran la piel o tejidos, reduciendo el riesgo de infecciones y lesiones, son de fácil colocación sobre la piel. El tamaño y la forma puede ser variado y adaptable a diferentes conectores y objetivos de aplicación [23] Generalmente son hechos a base de plata o cloruro de plata (AG/AgCl), y aunque son materiales destacados por una muy buena conductividad, se puede ver afectado por la impedancia sobre la piel. Para mejorar la transferencia de cargas se recomienda utilizar pasta o gel conductor de electrolito entre el electrodo y la piel. [12]

6.2. Láser

El láser (*Light Amplification by Stimulated Emission* por sus siglas en inglés) es un dispositivo que emite luz coherente (ondas de luz alineadas) y monocromática (de un solo color o longitud de onda). Esto se logra mediante un proceso llamado amplificación de radiación estimulada. [28] [29] Existen diferentes tipos de láser, clasificados según el material para generar la luz; láseres de estado sólido, de gas, semiconductores y de colorante líquido. También hay diferentes formas de emisión de luz, dependiendo del modo de funcionamiento.

En el modo continuo (CW, por sus siglas en inglés), emite la luz de forma constante, lo que puede causar daños, grietas o residuos en la zona de aplicación. En el modo pulsado, emite luz en cortos destellos, lo que ayuda a reducir el calor y permite acabados precisos de mejor calidad en la superficie (Figura 2)[30].

Figura 2. Efectos de los modos de ondas de láser.



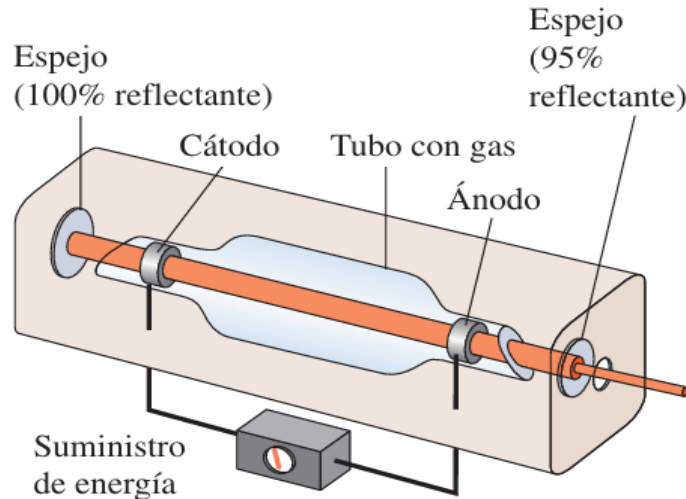
Nota: (a) Modo de láser continuo, creando grietas y dejando restos de material en la superficie. (b) Modo de onda pulsada, con un mínimo daño en el material para acabados precisos. [30]

El láser consta de un medio (ya sea en forma de gas, líquido o sólido) una fuente de energía y dos espejos, uno con el 100 % y el otro con un 95 % (Figura 3). Para crear un láser se necesita impulsar la emisión estimulada y aumentar el número de átomos excitados. Para generar más fotones, se utilizan dos espejos: uno completamente reflectante y otro semitransparente. Esto permite que los fotones reboten repetidamente entre ellos, amplificando la luz y estimulando la emisión de nuevos fotones. Y al alcanzar el punto máximo de energía, los fotones son expulsados a través del espejo semitransparente a una longitud de onda específica, que resulta en un haz de luz [28].

La reacción química para la descomposición térmica de materiales orgánicos al aplicar calor a un material en ausencia de oxígeno es conocido como pirólisis. La pirólisis en láser es utilizada para producir nanopartículas y recubrimientos en busca de propiedades catalizadoras y conductividad eléctrica. El rayo láser suministra la energía suficiente para crear una reacción de pirólisis de un reactivo (sólido, líquido o gaseoso) con una atmósfera sin oxígeno

para romper y recombinar los enlaces químicos de reactivos para formar otros materiales. Los parámetros importantes para formar una pirólisis con el láser dependen de la longitud de onda electromagnética, potencia, velocidad de calentamiento y temperaturas de reacción. La pirólisis se emplea para generar materiales sólidos micro- o nanométricos, dado el calor concentrado que puede generar el haz de láser que atraviesa los flujos de reactivos gaseosos [31] [32].

Figura 3. Esquemático de los componentes esenciales de un láser.

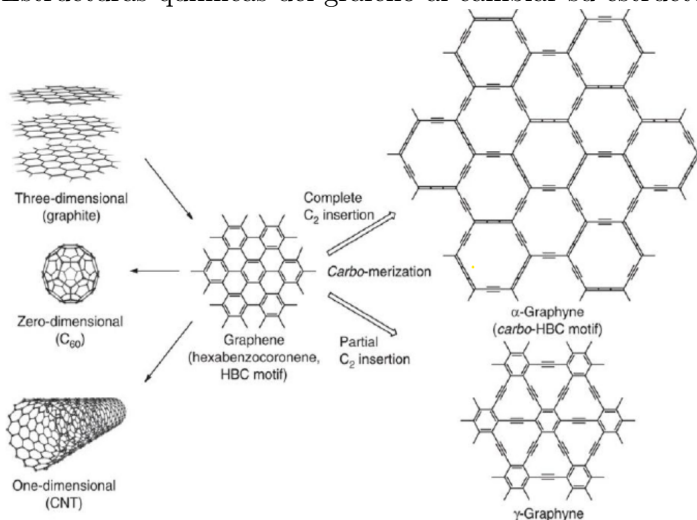


Nota. Adaptada de [29]. Esquemático de los componentes de un láser, incluyendo el tubo de gas, el suministro de energía y los espejos para reflejar la energía.

6.3. Grafeno

El grafeno es un nanomaterial de una sola capa de carbono, unidos por una red de cristal en forma de panal de abeja [33]. Su estructura cristalina hexagonal con enlaces sp^2 , le permite una gran superficie de adsorción y reacciones superficiales por su superficie elevada, conductividad eléctrica, intercambio de electrones para una interfaz electrodo electrolito y buena conductividad térmica y mecánica. El grafeno tiene una variedad de alótropos de carbono (Figura 4), a partir de ello es posible fabricar diferentes materiales de grafeno cambiando su estructura molecular[34].

Figura 4. Estructuras químicas del grafeno al cambiar su estructura molecular.



Nota. Adaptada de [34]. Representación de las estructuras químicas del grafeno tras cambiar su estructura molecular.

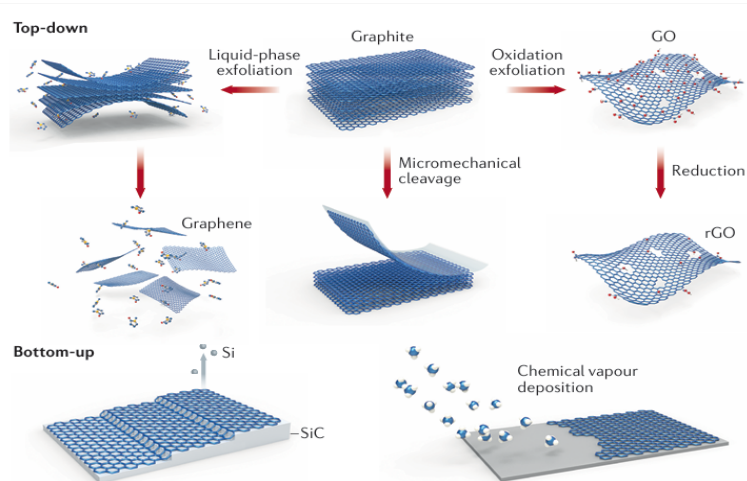
6.3.1. Síntesis del grafeno

Existen varios métodos para sintetizar grafeno, un material que sobresale por sus propiedades. Estos métodos se dividen en dos grandes categorías: método de arriba hacia abajo y de abajo hacia arriba (Fig.5). Los métodos de arriba hacia abajo se basan en descomponer materiales como el grafito, para obtener grafeno. El proceso más es la exfoliación mecánica, que consiste en rasgar el grafito en capas finas de grafeno. También se utiliza la reducción química de óxido de grafeno (GO) para obtener grafeno.

Mientras que los métodos de abajo hacia arriba permiten construir las láminas de grafeno desde cero mediante reacciones químicas. Es un método más costoso y completo, como la deposición química de vapor (CVD) y el crecimiento epitaxial en carburo de silicio (SiC) donde el grafeno se forma sobre una capa de silicio[35].

El método de exfoliación mecánica que permite obtener tamaños grandes y de alta calidad de grafeno a partir del grafito, pero es un proceso químico ineficiente para producción a gran escala. Otro método es por deposición química de vapor (CVD) permitiendo crear grafeno de una o varias capas de muy buena calidad en su estructura y propiedades, también es un método eficiente para producción a gran escala pero difícil de reproducir por las condiciones

Figura 5. Métodos para fabricación de grafeno.



Nota: Métodos para fabricación de grafeno, clasificados en dos tipos: el primer método es de arriba hacia abajo, incluyendo exfoliación en fase líquida, escisión micromecánica y exfoliación oxidativa de grafito. El segundo método es de abajo hacia arriba, incluyendo crecimiento epitaxial en carburo de silicio [35].

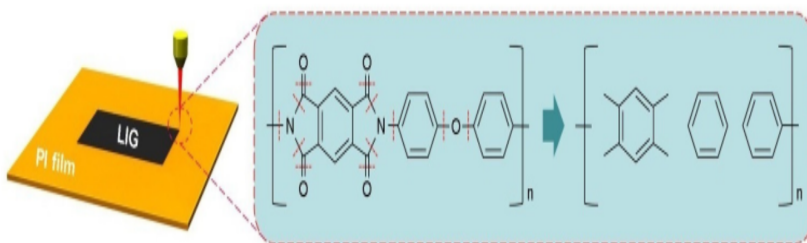
experimentales y limitantes de pasos de fabricación. También, existe el método de reducción química de óxido de grafeno (GO) siendo un método de bajo costo y eficiente de producción, pero representa muchos riesgos de gases tóxicos y explosiones en el proceso de fabricación [36]. Al establecer diferencias en los métodos la selección para la fabricación de grafeno es de acorde a lo que se desea emplear, en casos de producción a escala industrial se recomiendan los métodos de arriba hacia abajo, pero cuándo se requiera grafeno de calidad y pureza se recomiendan los métodos de abajo hacia arriba [35].

6.3.2. Grafeno Inducido por Láser (LIG)

En los últimos años, se realizaron investigaciones para determinar un método de síntesis rentable, eficiente en calidad y procedimientos seguros para la obtención de grafeno en pocos pasos y escalable. Determinando que el láser infrarrojo de CO_2 en la poliimida (PI) con parámetros específicos es capaz de convertir grafeno con estructura porosa tridimensional [5]. El grafeno inducido por láser (LIG por sus siglas en inglés) es un material capaz de tener estructuras porosas y tridimensionales (3D) a través de la síntesis del grafeno con ayuda

de un láser infrarrojo de CO_2 . La formación del LIG con el láser de CO_2 es un proceso fototérmico o fotoquímico por la energía de la irradiación láser que producen temperaturas localizadas extremadamente altas para romper fácilmente sus enlaces entre C-O, C=O y N-C (Figura 6), es decir, los átomos sp^3 de carbono se convierten en átomos de carbono sp^2 , permitiendo crear variedad de patrones de estructuras de grafeno complejos por su morfología porosa [36] [37]. Las estructuras del LIG y sus propiedades eléctricas se ven directamente afectados por la longitud de onda, distancia focal y potencia del láser, dado que de acorde a los parámetros, los átomos se convierten en átomos de carbono sp^2 [36].

Figura 6. Cambios entre las estructuras químicas de los enlaces del grafeno al ser expuesto al láser CO_2 .



Nota. Adaptada de [38]. Representación de los cambios en los enlaces químicos del grafeno después de ser expuesto al láser CO_2 , afectando su estructura y propiedades.

6.3.3. Propiedades y aplicaciones del LIG

En 2014, un grupo de investigadores identificó que el LIG muestra una alta área de superficie ($\approx 340 \text{ m}^2 \text{ g}^{-1}$), alta estabilidad térmica ($>900 \text{ }^\circ\text{C}$) y una muy buena conductividad de $5\text{--}25 \text{ S cm}^{-1}$. Por ello se conoce que es un alto material viable para biosensores en la biomedicina, utilizado para biosensores de monitoreo de glucosa o detección de ácido fólico.[39]. El LIG se puede obtener a base de poliimida (PI), ya sea en forma de láminas, rollos o cinta adhesivas, siendo un material con alta estabilidad química y térmica, y por su estructura química. Las propiedades del LIG depende de acorde al tipo de láser y parámetros utilizado para su fabricación, aunque el LIG en general tiene a tener una alta estabilidad térmica, una excelente conductividad y una alta área superficial. Tiene una estructura porosa 3D, que permite la penetración de electrolitos en los materiales activos, siendo una alternativa

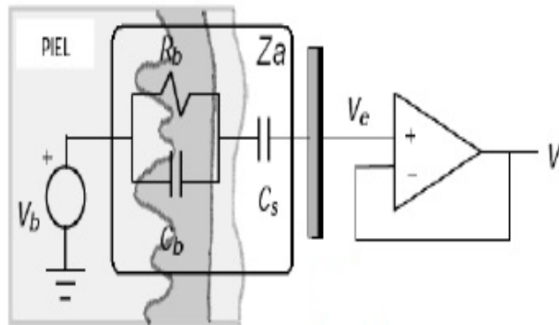
viable y eficaz para sensores químicos por su propiedad de almacenamiento de energía y biosensores por su capacidad de detectar señales eléctricas. [40]

6.4. Biopotenciales

Los biopotenciales son señales eléctricas generadas por los tejidos vivos, especialmente de los nervios y músculos, como resultado de la actividad bioeléctrica de las células. Son señales que se pueden medir y registrar, ya que representan cambios en el potencial eléctrico de las células, al ocurrir movimiento de iones a través de las membranas celulares. Los biopotenciales son fundamentales para el funcionamiento de los sistemas, como el sistema nervioso, el corazón, muscular entre otros [41].

El intercambio de iones entre las membranas celulares se puede representar modelos eléctricos simples, consisten en una fuente de voltaje en serie con un circuito paralelo R-C (resistencia - capacitancia). La fuente de voltaje es representa a los biopotenciales y el circuito paralelo R-C representa la impedancia de la piel (interfaz electrodo-piel), es decir, la resistencia y capacidad de retener por un pequeño lapso de tiempo la corriente (Figura 7)[41].

Figura 7. Esquemático de circuito paralelo R-C para representar la impedancia de la piel.



Nota. Adaptada de [41]. Representación de la fuente de voltaje como un biopotencial y su modelo equivalente de impedancia de la piel mediante un circuito paralelo R-C.

Las señales generadas por la piel son de orden en μV y para su análisis con instrumentación biomédica debe de ser amplificada para poder ser transferida a los electrodos

y conducir a medios externos para analizar el estado de salud del cuerpo humano y sus diferentes órganos para el análisis de electroencefalograma (EEG) para análisis de tejido neuronal, electrocardiograma (ECG) para análisis cardiovascular y electromiografía (EMG) para el análisis de la salud muscular [41].

6.4.1. Músculo esquelético

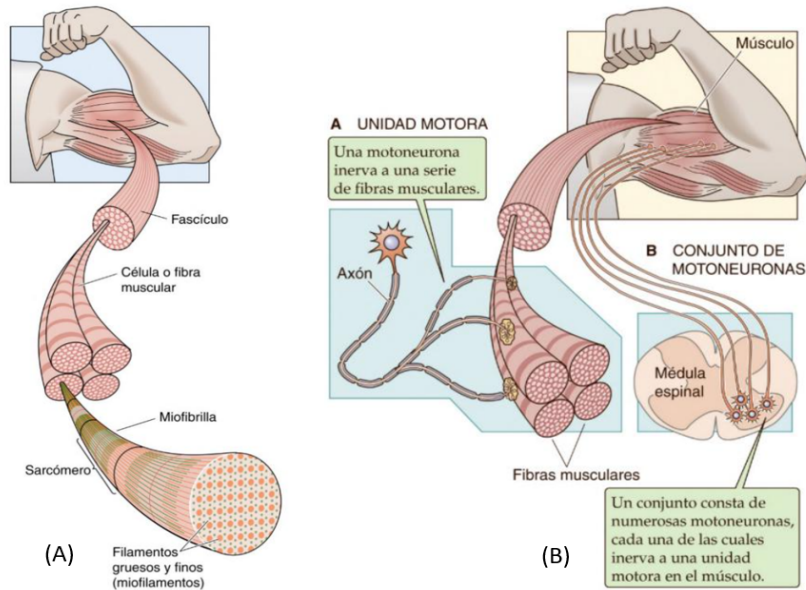
Enfocados al músculo esquelético, su principal función es generar fuerza o movimiento en respuesta a una orden voluntaria generada por las neuronas motoras. Los músculos están compuestos por grupos de fibras musculares, las fibras musculares están compuestas por miofibrillas. Todo el músculo esquelético está bajo control voluntario al reflejo de motoneuronas del sistema motor somático localizados en el sistema nervioso central (SNC), la motoneurona es capaz de inervar a unas o muchas células musculares individuales. A partir de la tasa de inervación de un músculo esquelético se puede definir según la cantidad de fibras musculares son inervadas por una motoneurona. Si se producen varios potenciales de acción al mismo tiempo, es capaz de sumar múltiples contracciones y generar un incremento en el reclutamiento de fibras musculares, y un músculo íntegro es capaz de generar una amplia gama de fuerzas, variando el número de unidades motoras excitadas dentro del músculo [42].

Las fibras del músculo se clasifican según su capacidad de rendimiento y velocidad de contracción:

- Fibras lentas (fibras tipo I): fibras largas de respuesta lenta, su principal funcionamiento es realizar trabajo que exijan resistencia y de larga duración [43].
- Fibra rápida (fibras tipo II): fibras cortas capaces de generar fuerza explosiva, pero de corta duración [43].

La propiedad más importante del músculo es su capacidad de contraerse en 4 diferentes fases: comienzo de contracción, acortamiento del músculo, músculo relajado y fin de la contracción. En el proceso de activación muscular suceden procesos mecánicos, químicos y eléctricos. La energía química libera la energía mecánica que produce fuerza o tensión

Figura 8. Estructura del músculo esquelético y respuesta neuromotora.



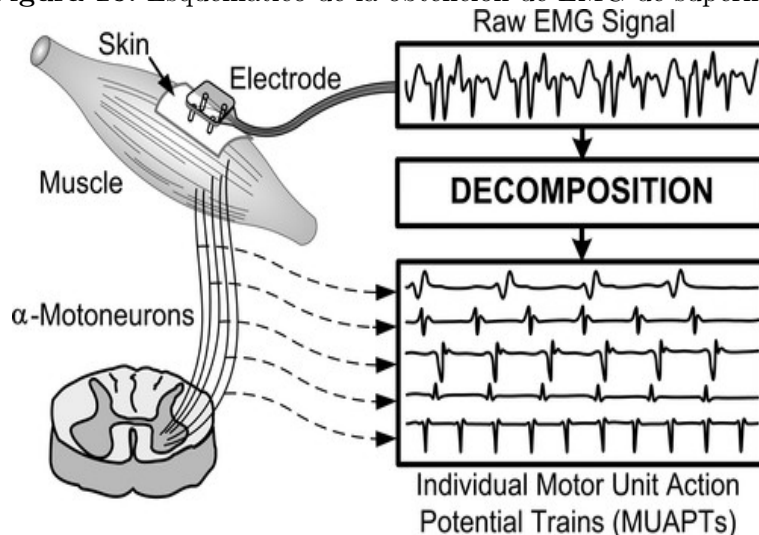
Nota. Adaptada de [42]. (A) Representación de la estructura del músculo esquelético, desde el músculo completo hasta los filamentos. (B) Representación de la respuesta neuromotora individual y combinada para el reclutamiento de fibras musculares.

muscular. La energía eléctrica corresponde al potencial de acción muscular. La activación de la respuesta muscular no es gradual, si recibe el estímulo nervioso se contrae al máximo o no se contrae, como la ley del "todo o nada". El proceso de la contracción muscular actúa sobre la motoneurona creando un potencial de acción que por medio del axón propaga el impulso nervioso hasta la placa motora. En el proceso se provoca un flujo de iones que provocan la inversión del potencial de reposo de la membrana de la fibra muscular [43]. El potencial de acción de una unidad motora (Figura 9) es difícil de determinar su respuesta, porque en ella se refleja la densidad de fibras musculares y funcionan de acuerdo al reclutamiento de las neuromotoras.[9]

6.4.2. Electromiografía

La electromiografía de superficie (SEMG por sus siglas en inglés) es un método para medir la actividad eléctrica de los músculos. Consiste en registrar los biopotenciales generados por las fibras musculares al contraerse, esta información aporta al diagnóstico de trastor-

Figura 10. Esquemático de la obtención de EMG de superficie.



Nota. Adaptada de [44]. Representación del proceso de registro del EMG de superficie: desde la activación de la motoneurona y contracción muscular, hasta la captación de biopotenciales mediante electrodos sobre la piel. Se observa la señal compuesta por el reclutamiento de múltiples fibras musculares y su posterior descomposición en potenciales de acción individuales.

6.4.3. Importancia de EMG

Las señales de EMG son de suma importancia para poder visualizar el estado de los músculos. Un músculo normal en reposo muestra una potencial miniatura, pero cuándo se realiza una leve contracción muscular voluntario es posible visualizar potenciales de acción musculares individuales, y a medida que la contracción voluntaria alcanza el valor máximo o muy fuerte es posible notar un patrón de reclutamiento del potencial de acción muscular. [4]

Las principales aplicaciones de la EMG se encuentran:

- evaluación funcional de los músculos para diagnósticos de enfermedades neuromusculares
- en rehabilitación se puede evaluar la evolución del paciente en las diferentes terapias y comprobar mejoras en la salud muscular
- prevención de enfermedades como la fatiga muscular

- evaluación del dolor muscular
- diagnóstico de trastornos del control motor
- para investigación y aplicaciones biomédicas para controlar prótesis
- registro de actividad isométrica (actividad muscular que no genera movimiento) [45], [44]

En el área de rehabilitación, la EMG es muy importante, debido a que son una fuente importante de información para el diagnóstico de trastornos neuromusculares. [45] Los médicos pueden diagnosticar problemas del sistema neuromuscular al analizar el inicio, compensación o la amplitud de la señal EMG, los biomecánicos pueden estimar máxima la fuerza del músculo, los neurofisiólogos pueden identificar mecanismo de control motor y aprendizaje. [23]

6.5. Estimulación eléctrica

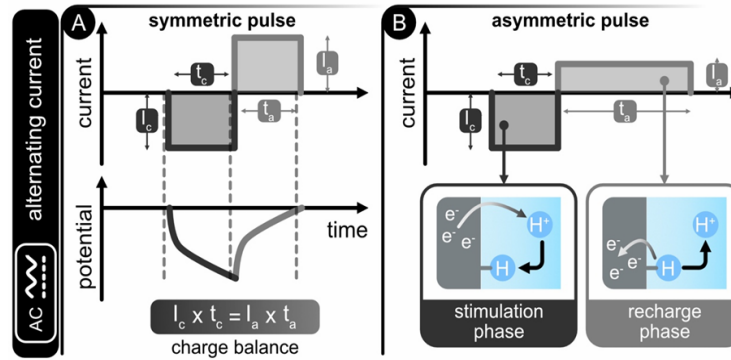
La electricidad es un elemento fundamental en nuestra vida cotidiana, desde dispositivos electrónicos hasta electricidad dentro de nuestro cuerpo. La estimulación eléctrica se define como el procedimiento de aplicar corrientes eléctricas controladas a células o tejidos para replicar de manera controlada su comportamiento. Es decir, la electroestimulación debe provocar una respuesta biológica de forma eficaz, segura y sin causar daño al tejido o al electrodo [26].

Las primeras aplicaciones terapéuticas con electroestimulación nacen con el pez torpedo, alrededor del año 400 a.c.), el pez era un animal con capacidad de producir choques eléctricos. El pez se colocaba sobre el área donde se experimentaba dolor mientras aquel permaneciera con vida. Hoy en día los avances tecnológicos han permitido obtener mejores resultados sobre el uso de la electroestimulación por la constante renovación de equipos. Los equipos desde su diseño que incluyen nuevas técnicas de electroterapia y programas que facilitan la aplicación de electroestimulación. [21]

6.5.1. Tipos de pulsos

Existen dos tipos de corrientes: Corriente alterna (AC) su dirección es invertida en intervalos periódicos, corriente directa (DC) con una sola dirección, pero para mantener la seguridad de los tejidos se utiliza la AC, dado que la DC puede causar daños celulares o tisular no deseados. La corriente AC debe ser bifásica pulsada para mantener la seguridad, dado que la corriente bifásica pulsada puede balancear las cargas a través de pulsos simétricos o asimétricos, variando el nivel de magnitud y duración de la estimulación (Figura 11)[26].

Figura 11. Esquemáticos de la corriente AC.



Nota. Adaptada de [26]. (A) Pulso de estimulación simétrico y curva de potencial diseñada para balancear las cargas. (B) Pulso de estimulación asimétrico y los efectos electroquímicos resultantes en los electrodos.

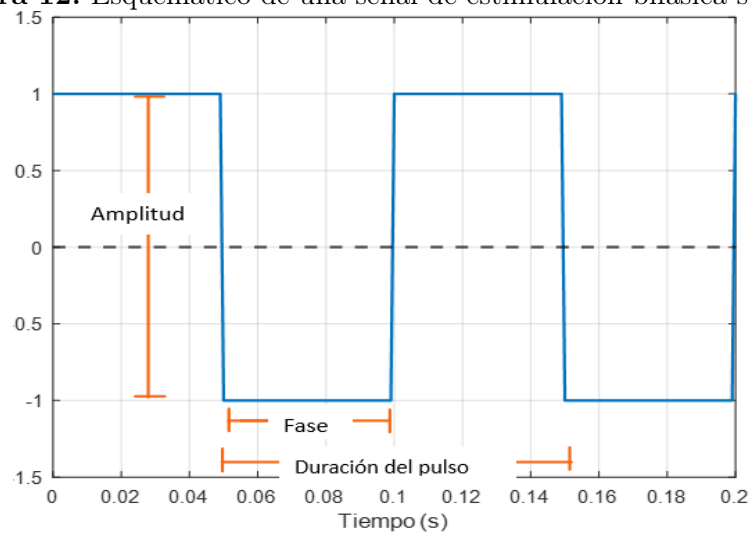
Teniendo en cuenta que la corriente suministrada a los tejidos debe ser controlada, los parámetros de estimulación son importantes, como la amplitud, longitud de onda, periodo, frecuencia y velocidad de propagación (Figura 12).[21]

- Amplitud: Es el valor alcanzado sobre el eje y, ya sea positivo o negativo con referencia a la línea base, en la electroterapia en el eje y se encuentra la cantidad de corriente aplicada, se puede obtener en amperios (A), miliamperios (mA) o en voltaje alcanzado. [21]
- Fase: Es el tiempo que tarda la señal en repetir la forma de onda a partir desde un punto referencial. Las ondas pueden ser periódicas, que se repiten en diferentes espacios

de tiempo.[21]

- Duración de onda: Es la mínima distancia que hay entre do punto iguales en una onda, su unidad de referencia es el metro (m). [21]
- Frecuencia: Es el número de oscilaciones que pasan en un segundo, su unidad es el Hertz (Hz). Se puede determinar con una relación inversamente con el periodo, además de tener una relación con la longitud de onda, debido a que a medida que incrementa la frecuencia, el periodo y la longitud de onda disminuyen. [21]

Figura 12. Esquemático de una señal de estimulación bifásica simétrica.



Nota. Elaboración propia. Representación de los parámetros característicos como amplitud, duración de pulso, período, y fase en una señal de estimulación bifásica simétrica.

6.5.2. Efectos de la estimulación

La electroestimulación, con su capacidad de controlar procesos biológicos a nivel celular o tisular, representa un método potencial para restaurar o mejorar las funciones fisiológicas del cuerpo, o bien para regeneración de tejidos [46]. Desde el siglo XVIII se han reportado varios estudios clínicos y experimentales para demostrar la eficacia de la estimulación para fines terapéuticos, como para fines preventivos y evaluativos. Los principales efectos biológicos al aplicar la estimulación son: alivio de dolor, fortalecimiento muscular, reeducación muscular y mecanismo útil para el proceso de reparación tisular, entre otros. Como el cuerpo

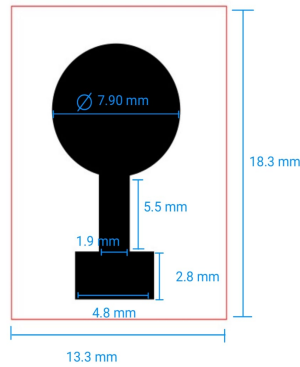
humano es buen conductor de electricidad, la corriente eléctrica puede producir efectos electroquímicos, electrofísicos y electrotérmicos, en cuanto al ámbito fisiológico, actúan sobre el sistema neuromuscular, vasomotor y sobre el metabolismo.[21]

7.1. Fabricación de electrodos LIG

7.1.1. Diseño de electrodo LIG

Como primer paso, se diseña el electrodo LIG utilizando Inkscape (Boston, MA, USA): el diseño está compuesto por un círculo de 7.9 mm de diámetro para el área de superficie de contacto con la piel y un área del conector en forma de rectángulo de 4.8 mm de ancho y 2.8 mm de largo, ambas conectadas por un rectángulo de 1.9 mm x 5.5 mm (Figura 13). El software del sistema láser (Universal Laser Systems Control Panel, ULS Inc., AZ USA) identifica colores específicos para distintas operaciones (rojo para cortes, azul para marcar y negro para grabar). Por tanto, las configuraciones del diseño de los electrodos regidas por el código de color RGB: rojo (255,0,0) para cortes y negro (0,0,0) para grabados.

Figura 13. Diseño de electrodos con dimensiones para corte y grabado de electrodo.



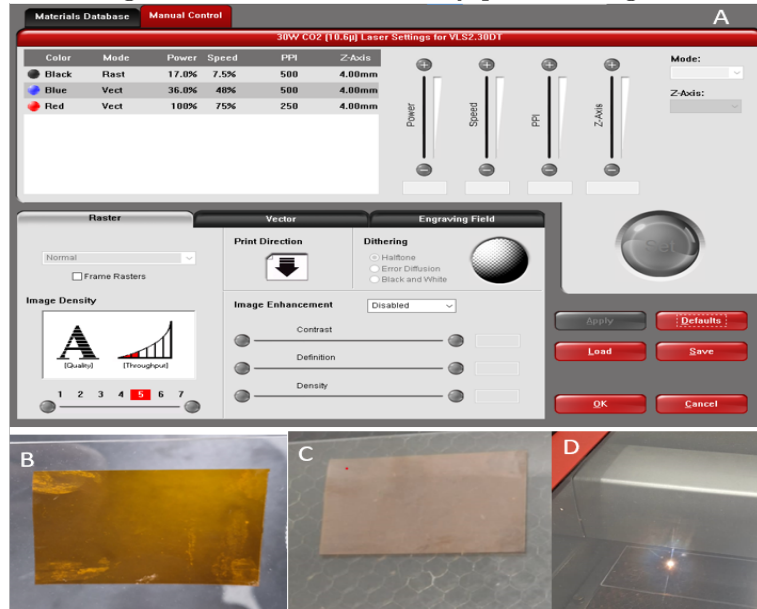
Nota. Elaboración propia. Diseño utilizado para corte y grabado preciso de electrodos en lámina conductora.

7.1.2. Manufactura de electrodos LIG

Para la fabricación de electrodos se utiliza Kapton® HN300 de Dupont, siendo un material de poliimida (PI), comercializado en dos presentaciones, en cinta adhesiva o en formato similar a una hoja de papel. La cinta adhesiva utilizada es de 50 mm de ancho (Bertech, CA, USA), y en la presentación en hoja (A4-210x297 mm²) con un grosor de 75 μm .

Para el procesamiento de los electrodos, se emplea kapton® en formato de hoja y un sistema láser de CO_2 (Versa Laser 2.30, ULS Inc., AZ USA) capaz de realizar grabado tipo raster sobre el material. La hoja de kapton® se recorta al tamaño del área de trabajo y se coloca sobre un sustrato de vidrio templado de 100 mm x 100 mm x 10 mm para que el material no sufra daños no deseados por el láser, adherir el kapton ® únicamente en sus esquinas con ayuda de una goma pritt en barra (Henkel Ibérica, S.A., Barcelona). Antes de iniciar el grabado es necesario colocar los parámetros de velocidad y potencia en el Software del láser para cada color. Al color negro se le configura un 7.5 % de velocidad y 17 % de potencia, al color rojo se configura para un 75 % de velocidad y 100 % de potencia, datos recopilados por el proyecto de graduación establecido previamente en Universidad del valle de Guatemala (Proyecto de graduación, Fernando Delgado, 2023).

Figura 14. Configuración del sistema láser y proceso de grabado.



Nota. Elaboración propia. (A) Configuración del sistema láser. (B) Kapton® sobre sustrato de vidrio templado adherido con goma pritt. (C) Kapton® con láser puntero en área de grabado. (D) Proceso de láser para obtener LIG.

7.2. Conexión electromecánica

7.2.1. Fabricación de conector

Para establecer una conexión con el electrodo LIG se necesita un conector capaz de tener un buen contacto aislado, buena conductividad y conexión mecánica estable. Por ende, se seleccionan unas pinzas de cocodrilo con conector banana de 2 mm (Pinza de cocodrilo con conector banana, Pomona Electronics Inc., Everett, WA, USA). Teniendo en cuenta que el conector al electrodo cuenta con una entrada banana y el sistema de adquisición de datos es con una conexión tipo broche, se analiza un adaptador que cumpla con ambas conexiones necesarias.

Para el primer adaptador se selecciona un cable adaptador de broche a pin (Discount TENS, USA), el cable tiene un extremo tipo pin para la pinza cocodrilo y otro extremo con un conector tipo broche que es para conectar a un sistema de adquisición de datos (Figura 15). Para validar su efectividad se realizan pruebas de impedancia con ayuda de un

multímetro (Extech, MN25 MiniTEc, Nashua, NH, USA). A cada conector (pinza cocodrilo y cable pin a broche) por separado, se colocan en sus extremos las puntas del multímetro, el multímetro debe estar configurado para medir impedancia. También, es necesario analizar la impedancia de los cables conectados en conjunto, colocando la punta del multímetro en el extremo del broche y la otra en el extremo del clip cocodrilo.

Figura 15. Cable adaptador y conexión con electrodo LIG.



Nota. Elaboración propia. (A) Adaptador pin a broche para compatibilidad con el sistema de adquisición de datos. (B) Pinza cocodrilo con conector banana para conectar el electrodo LIG. (C) Conexión final entre el adaptador y la pinza cocodrilo para el sistema de adquisición de datos y el electrodo LIG.

7.3. Medición de SEMG

7.3.1. Sistema de adquisición

Para obtener la señal de EMG se utiliza el sistema Biopac, modelo MP36 (Biopac Systems Inc., CA, USA), con sus cables para electrodos (SS2L) identificados por colores, rojo para positivo, blanco para negativo y negro para referencia, y el dinamómetro (SS25LA) para la obtención de datos de fuerza de agarre (Figura 16). En el software BSL Analysis 4.1 se configura en la opción de crear/registrar un nuevo experimento, seleccionando en el canal 1 el preajuste de electromiograma 5-500HZ y en el canal 2 el preajuste de fuerza de agarre en

kg, ambos con un Sampling Rate de 2kHz.

Figura 16. Sistema Biopac y accesorios.



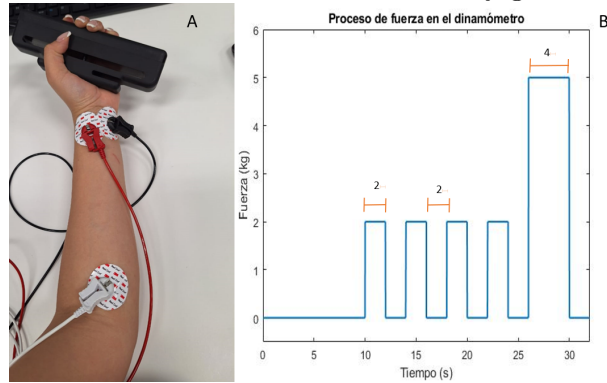
Nota. Elaboración Propia. Sistema Biopac (Modelo MP36) con cables de electrodos (SS2L) y dinamómetro (SS25LA).

7.3.2. Adquisición de señales

Para el análisis SEMG sobre el antebrazo dominante del sujeto se colocan 3 electrodos conectados al sistema biopac y se sujeta el dinamómetro en la mano (Figura 17). El proceso de experimentación para extraer datos de SEMG se inicia con el músculo relajado (sin realizar ninguna contracción) durante 10 segundos, luego se presiona el dinamómetro con una fuerza leve durante 2 segundos y se relaja durante 2 segundos, alternando este proceso 4 veces; al finalizar la última contracción leve, se realiza una última contracción máxima durante 4 segundos y se relaja durante 2 segundos. Las mediciones deben de almacenarse como archivo .mat para poder analizar los datos(Figura 17). El proceso experimental se realiza con electrodos convencionales de AgCl y electrodos LIG, para ambos tipos de electrodos se realizan pruebas con y sin gel conductivo (Mercur, RS, Brasil).

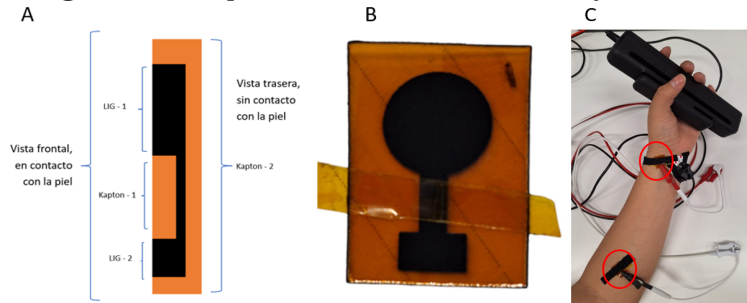
Para el proceso experimental de SEMG con electrodos LIG, se prepara el electrodo con una capa de cinta adhesiva de kapton® sobre el ducto conector entre bases del electrodo(Figura 18). Posterior a la preparación de los electrodos, se adhieren dos electrodos LIG en los puntos de adquisición (positivo y negativo) y a la conexión del cable de referencia se adhiere un electrodo de AgCl.

Figura 17. Puntos de conexión de electrodos y gráfico de fuerzas.



Nota. Elaboración propia. (A) Conexión de electrodos en el antebrazo. (B) Gráfico de fuerzas ejercidas al dinamómetro durante contracciones y descanso.

Figura 18. Esquemático de electrodos LIG y conexión.



Nota. Elaboración Propia. (A) Capas de materiales de los electrodos. (B) Electrodo LIG con tape de Kapton® sobre área aislada. (C) Conexión de electrodos LIG a cable positivo y negativo, y electrodo AgCl a referencia.

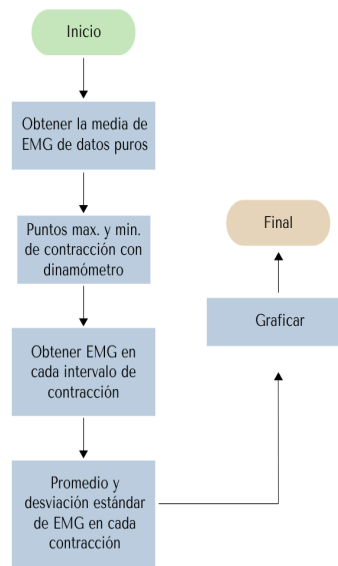
7.3.3. Procesamiento de SEMG

Se realiza pruebas de SEMG (Metodología 7.3.2) con sujetos de prueba (al menos 5 hombres y 5 mujeres). Al obtener los datos de los sujetos, se analizan los datos con el software de Matlab (The MathWorks, Inc., Massachusetts EE.UU.), realizando un procesamiento dividido en fases 19.

- Una vez ya cargados los datos se almacenan el conjunto de valores de interés de cada canal, el primero voltaje (mV) y el segundo fuerza (Kg). A los datos de voltaje de EMG le calculamos el RMS (Root Mean Square por sus siglas en inglés).

- Para analizar la señal de fuerza calculamos su derivada para posteriormente almacenar los puntos máximos y mínimos
- Utilizando los máximos y mínimos de la fuerza se seleccionan los rangos de datos de EMG.
- Con los 5 rangos de medición de EMG, es necesario calcular el promedio y desviación estándar de voltaje y fuerza. Y con los promedios ya calculados, podemos calcular también la relación de entre voltaje y fuerza, con su respectiva desviación estándar.
- Por último es necesario realizar gráficas de las señales sin procesar, gráfica de máximos y mínimos, las 5 contracciones con su respectiva desviación estándar y el promedio de EMG, Fuerza y la relación entre EMG y voltaje con su respectiva desviación estándar.

Figura 19. Proceso de análisis de datos SEMG.



Nota. Elaboración propia. Proceso general de adquisición, procesamiento y análisis de señales EMG de superficie.

7.4. Estimulación eléctrica

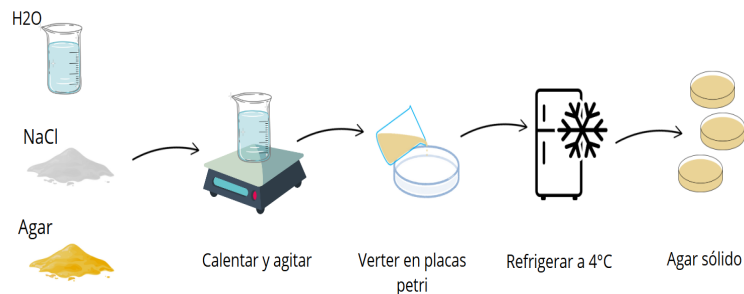
Utilizar el electroestimulador compex Sport Elite (Enovis Ibérica, España) para pruebas de electroestimulación. Luego de familiarizarse con el equipo y su funcionamiento, se realiza

un análisis de su forma de onda y voltajes máximos y mínimos con ayuda de un Osciloscopio. Se realizan pruebas de (330, 220 y 1k).

7.4.1. Pruebas de estimulación *in vitro*

Realizar pruebas de estimulación *in vitro* en un modelo de piel artificial a base de agar (Agar Bacteriological Grade, Criterion Dehydrated Culture Media, C.A., EE.UU.), NaCl (Sodium chloride for analysis, Merck, Darmstadt, Alemania) y agua destilada. Con ayuda de una probeta se miden 50 ml de agua destilada y se colocan en un beaker de 200 ml. El agar con una concentración de 3% y el NaCl para una concentración de 9% (por cada de 100 ml se mide 1.5 g de agar y 4.5 g de NaCl con una balanza analítica). Posterior a medir los reactivos, se coloca el beaker con el agua destilada sobre un mezclador magnético a un nivel de 6 y temperatura de 95 °C durante aproximadamente 10 minutos o hasta llegar a su punto de ebullición, añadir el NaCl primero y posterior añadir el agar y mezclar que sea una mezcla homogénea. Por último se debe verter la mezcla en placas petri y se deja refrigerar durante aproximadamente 20 minutos a 4 °C (Figura 20).

Figura 20. Pasos para fabricación de agar con concentración al 3% y NaCl al 9%.

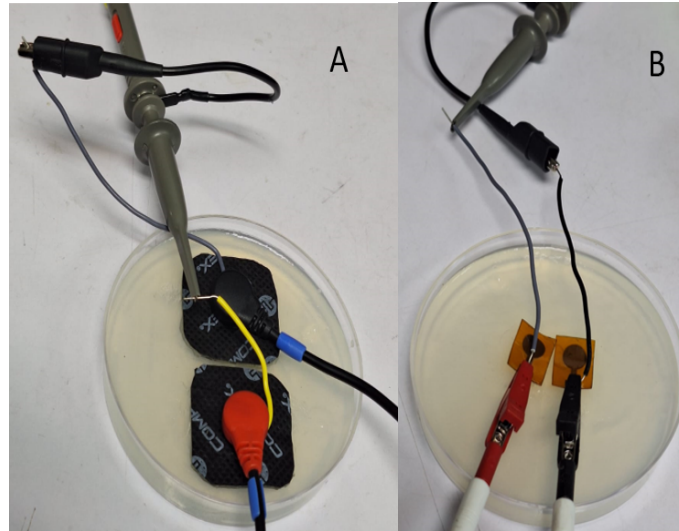


Nota. Elaboración propia. Procedimiento de preparación del gel de agar con NaCl para pruebas de estimulación.

Medir sobre el agar con electrodos LIG y electrodos convencionales para electroestimulación (electrodos de plata recubiertos de hidrogel). Tanto los electrodos LIG como los convencionales se debe procurar mantener el contacto del electrodo sobre el agar. Utilizar el programa TENS/Relajante en el electroestimulador y con ayuda de un osciloscopio medir la forma de onda, voltajes mínimos y máximos, exportar datos a un archivo CSV. de un pulso de onda. Los cables del osciloscopio, en el electrodo Ag recubierto de hidrogel se colocan

entre el broche y el conector, y para los electrodos de LIG se coloca entre la interfaz coco-drilo/kapton® , evitando conectar los cables del osciloscopio al agar (Figura 21). Para los electrodos LIG repetir el proceso con 5 pares de electrodos diferentes y para los electrodos Ag recubiertos con hidrogel realizar medición una vez, es la medición control.

Figura 21. Electrodos sobre agar y conexión a osciloscopio.



Nota. Elaboración propia. (A) Electrodos de Ag con recubrimiento de hidrogel sobre agar. (B) Electrodos LIG sobre agar con conexión a osciloscopio.

7.4.2. Procesamiento de datos de estimulación

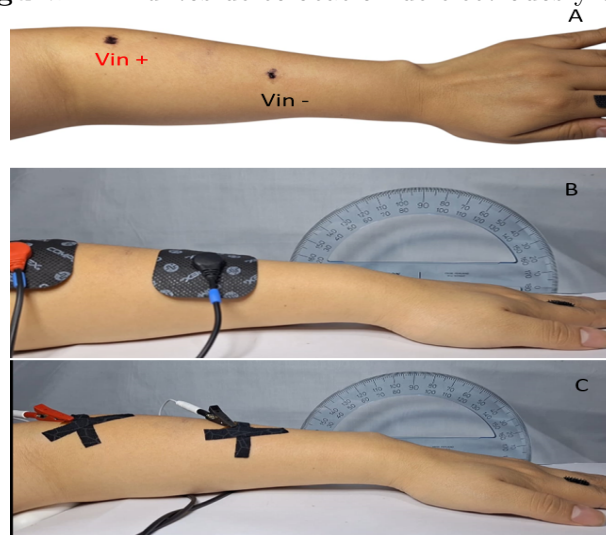
Analizar los archivos de datos CSV. en Matlab, almacenando los vectores columna de voltaje y tiempo en variables. Graficar el voltaje y seleccionar los puntos de inicio y final de las 2 fases del pulso, calcular el promedio y desviación estándar entre los puntos seleccionados de cada fase y almacenar en una variable. Comparar y validar el cambio entre los promedios de las 5 diferentes mediciones sobre agar contra los valores de los electrodos de Ag recubiertos de hidrogel.

7.4.3. Estimulación en sujeto de prueba

Al validar efectividad y seguridad de electrodos LIG, realizar prueba de electroestimulación en el antebrazo de un sujeto de prueba. Seleccionar los puntos de colocación de

electrodos sobre el músculo extensor de dedos, con ayuda de técnicas de anatomía palpatoria (identificar el músculo por movimientos generados por contracciones en los dedos). Colocar tanto los electrodos LIG, como los electrodos de Ag recubiertos de hidrogel sobre los puntos. Con los electrodos adheridos en los puntos seleccionados, colocar el brazo sobre una plataforma plana y con un transportador en la parte trasera del brazo. Los electrodos conectados al electroestimulador, configurado en TENS/Relajante aumentar el nivel de intensidad hasta que la mano se contraiga involuntariamente (Figura 22). Todos los electrodos LIG deben de ir preparados con tape de kapton [®] (Metodología 7.3.2) y deben de ir con suficiente gel conductor en la base circular de estimulación.

Figura 22. Puntos de colocación de electrodos y tipos.



Nota. Elaboración propia. (A) Colocación de electrodos sobre el músculo extensor de los dedos. (B) Electrodo de Ag con recubrimiento de hidrogel. (C) Electrodo LIG sobre puntos de estimulación.

8.1. Electrodo LIG

Utilizando un sistema láser CO_2 y Kapton® se logró fabricar electrodos LIG en un proceso de fabricación rápida, con una duración de 1 minuto y 38 segundos (Figura 23). Este método resultó eficiente, produciendo electrodos LIG con una estructura estable y consistente, siendo una opción prometedora para la medición de señales bioeléctricas.

8.2. Conector electromecánico

El análisis de la impedancia en los conectores, tanto por separado (pinza cocodrilo/banana) como en conjunto con el adaptador de broche a pin, mostró un incremento mínimo de $100m\Omega$ al agregar la conexión entre cables. Sin embargo, este aumento no afectó significativamente el rendimiento de la conexión (Cuadro 1).

No obstante, en las primeras pruebas de SEMG (Métodos 7.3.2), se observó que los conectores tipo lagarto banana causaron un leve daño en la base del conector de los electrodos

Figura 23. Electrodo LIG fabricado a partir de kapton® con sistema láser.



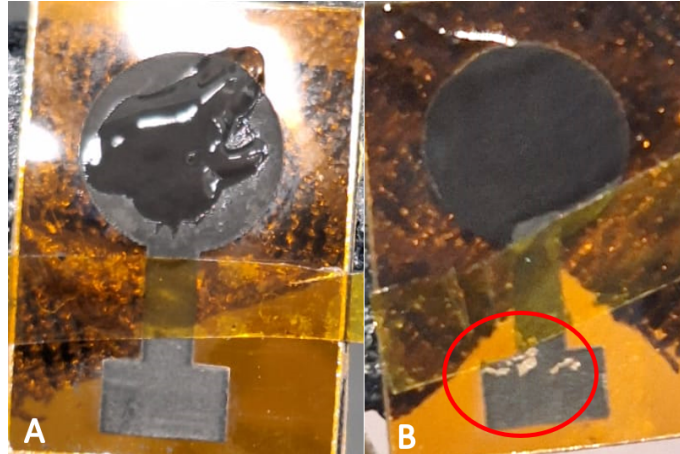
Nota. Elaboración propia. Fabricación rápida de electrodos LIG utilizando un láser CO₂ sobre Kapton®.

Cuadro 1: *Comparativo de resistencia de conector electromecánico*

Medición	Resistencia (Ω)
Conector de pinza cocodrilo a banana	0.6
Cable adaptador de broche a pin	0.7
Cable adaptador conectado a conector cocodrilo	0.6

LIG (Figura 24), lo que podría interferir con la conductividad y afectar la calidad de la señal adquirida.

Figura 24. Daño en electrodos por conectores.



Nota. Elaboración propia. Daño observado en la base del conector de los electrodos LIG debido a los conectores tipo lagarto banana durante medición de SEMG.

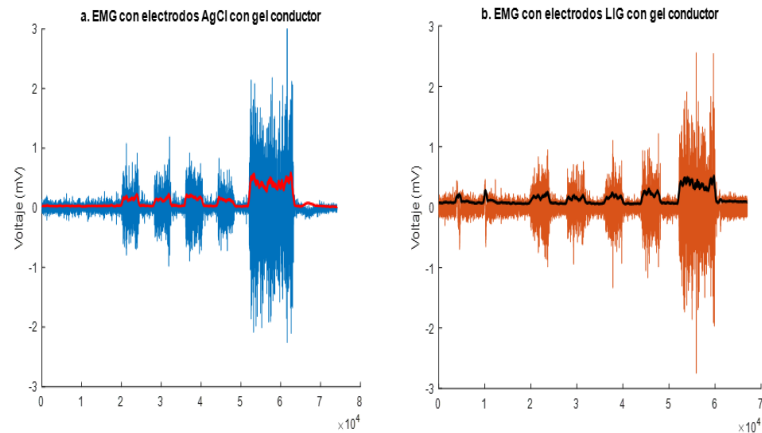
8.3. Procesamiento de datos EMG

8.3.1. Proceso de datos preliminares de electrodos AgCl VS. LIG con gel conductor

El análisis de la señal De SEMG de los electrodos AgCl y LIG con gel conductor, siguiendo el protocolo establecido(Metodología 7.3.3), mostro los siguientes resultados:

- Se aplicó la media cuadrática a los datos de EMG sin procesar (Figura 25). Como era esperado, la media cuadrática evidenció las contracciones, con un aumento de voltaje en la última contracción. Sin embargo, los electrodos LIG mostraron un nivel de ruido inesperado durante la fase de descanso.
- Selección de puntos de interés Se identificaron los puntos de inicio y final de las contracciones utilizando los datos del dinamómetro. (Metodología 7.3.2) (Figura 261.a y Figura 262.a). localizando con precisión los puntos máximos y mínimos para sekección de los datos de interes. (Figura 261.b y Figura 262.b).

Figura 25. Señales EMG de electrodos AgCl y LIG.

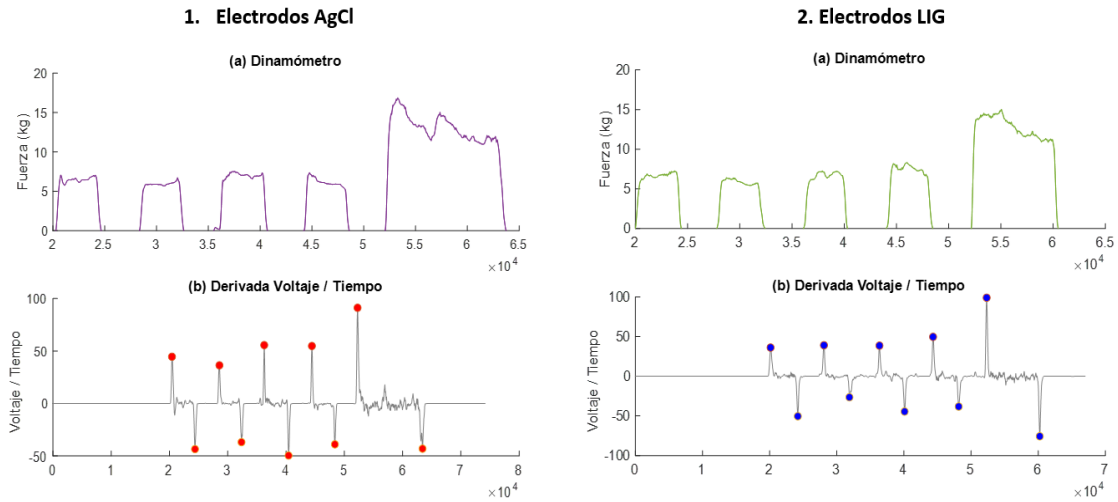


Nota. Elaboración propia. Comparación entre las señales EMG de los electrodos AgCl y LIG. (a) Señal sin procesar y media cuadrática para AgCl. (b) Señal sin procesar y media cuadrática para LIG, con ruido en la fase de descanso.

- **Análisis de cada contracción**

Al compara las contracciones de ambos tipos de electrodos, se observó que las primeras cuatro contracciones no superaron los 0.3 mV, representando las contracciones leves (Figura 27a, b, c y d), mientras que la contracción máxima alcanzó un promedio de 0.4064 mV para los electrodos de AgCl y 0.3793 mV para los electrodos LIG (Figura 27e). Aunque la diferencia fue de 0.0271 mV, no fue suficientemente significativa como para afectar la utilidad de los electrodos LIG.

Figura 26. Gráficas de dinamómetro con electrodos AgCl y LIG.

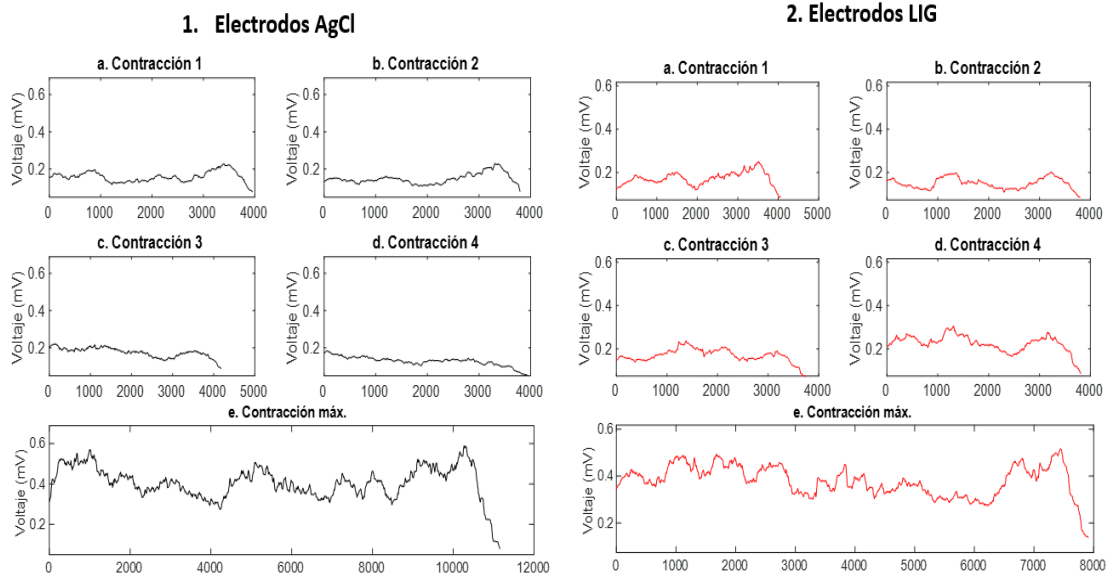


Nota. Elaboración propia. (1.a) Contracciones leves y máxima con electrodos AgCl. (1.b) Puntos máximos y mínimos en el tiempo. (2.a) Contracciones leves con electrodos LIG. (2.b) Puntos máximos y mínimos en el tiempo.

■ Relación fuerza ejercida / EMG

Al analizar la relación entre el voltaje de EMG y la fuerza aplicada, se observó una correlación positiva. La contracción máxima mostró un mayor voltaje de EMG, con una relación mV/kg estable, confirmando que el aumento de la actividad eléctrica está asociado a un incremento en la fuerza aplicada (Cuadro 2). Siendo señales equivalentes en rangos de voltaje, calidad de señal y relación mv/kg estable muestran un funcionamiento similar de los electrodos LIG a los comerciales (Ag/AgCl)

Figura 27. Contracciones separadas de acorde a sus puntos máximos y mínimos y visualización de datos procesados de SEMG.



Nota. Elaboración propia. Figuras (a.), (b.) y (c.) para contracciones leves y figura (e.) para la contracción máxima.

8.3.2. Electrodo sin gel conductor

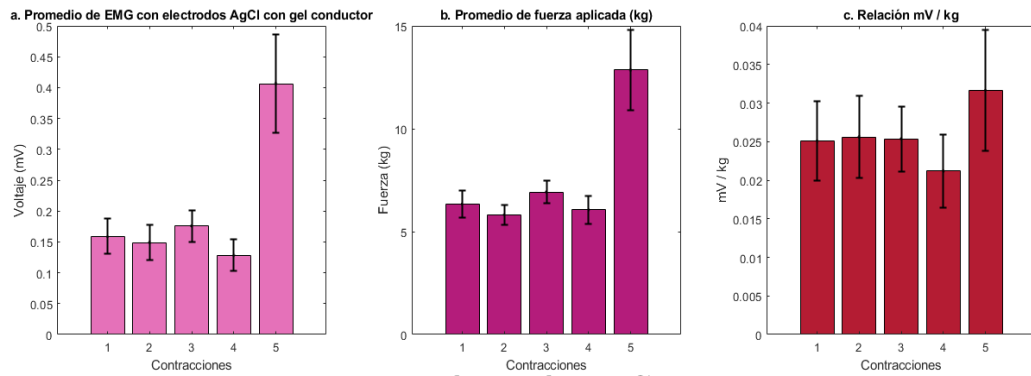
Al realizar el análisis de SEMG con electrodos LIG sin gel conductor, se observó una señal con ruido significativo (Figura 28), lo que hizo inviable continuar con el análisis de SEMG.

8.3.3. Sujetos de prueba SEMG

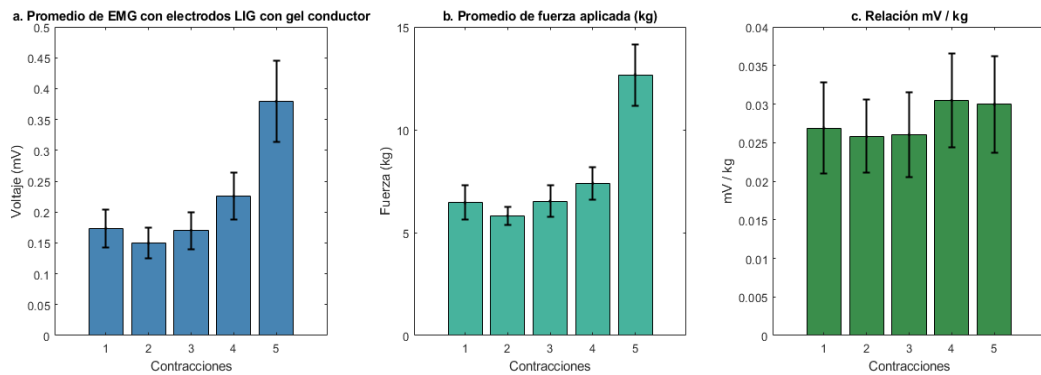
Se analizó la relación mV/kg en las señales de EMG de sujetos masculinos y femeninos, y aunque se esperaba un patrón constante de incremento en la última contracción. (Figura 3). Lo que demuestra equivalencia en cuanto a funcionamiento entre los electrodos LIG contra los comerciales (Ag/Cl) para SEMG, dado que sus rangos de mV/kg son bastante equivalentes y aunque sean distintos sujetos los resultados pueden ser comparables y analizados de forma similar.

Tabla 2. Cuadro comparativo de promedio de EMG, fuerza y relación mV / kg para electrodos AgCl y LIG.

1. Electrodo AgCl



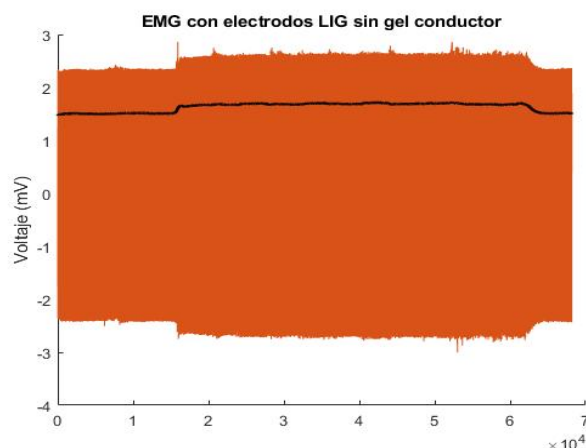
2. Electrodo LIG



Nota. (a) Promedio de cada contracción sobre fuerza ejercida al dinamómetro con su desviación estándar. (b) Promedio de cada contracción sobre voltaje de EMG con su desviación estándar. (c) Relación de promedio de voltaje de EMG sobre fuerza aplicada al dinamómetro.

Por otro lado, el análisis de caja de bigotes nos permite obtener una mejor interpretación del comportamiento de los datos. Los datos en los sujetos masculinos tienen una menor dispersión en sus datos, lo que indica mayor consistencia. Y en mujeres se puede observar que en las muestras con electrodos LIG hay valores atípicos que pueden afectar en los promedios de los datos, demostrando que el funcionamiento de los electrodos LIG es mucho más preciso a pequeños cambios de los biopotenciales musculares, una ventaja para diagnóstico de trastornos musculoesqueléticos con electrodos superficiales. ??.

Figura 28. Señal de electrodos LIG sin gel conductor.



Nota. Elaboración propia. Se observa una señal con interferencia y ruido, lo que hace inviable continuar con el análisis de SEMG.

8.4. Electroestimulación

8.4.1. Familiarización con electroestimulador

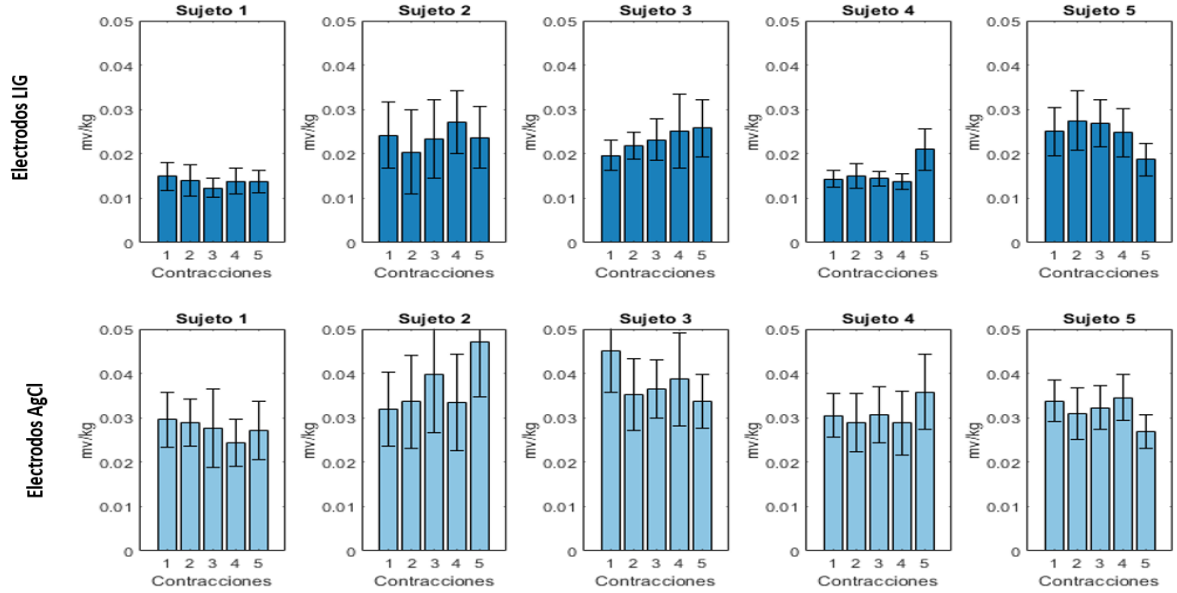
En esta sección, se muestra la gráfica de onda de electroestimulación generada por un electroestimulador sobre una resistencia de $1k(\Omega)$. Muestra una onda bifásica pulsada balanceada, lo que asegura que la corriente no afecta negativamente al aplicar en los tejidos (Figura 31). El electroestimulador en modo TENS a 2 mA, se observó un promedio de 4.43 V en su fase positiva y -4.39 V en su fase negativa. Demostrando su capacidad de mantener la onda balanceada que garantiza su nivel seguro.

8.4.2. Pruebas in vitro

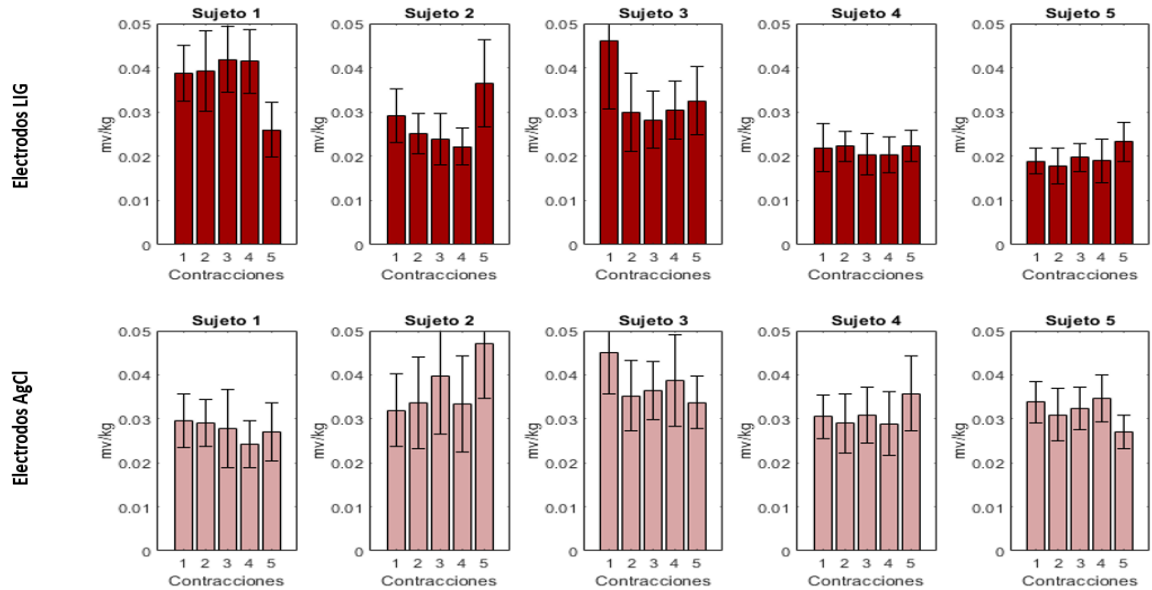
En las pruebas realizadas con los electrodos LIG sobre un agar, se observó que los electrodos LIG generan una mayor salida de voltaje en comparación con los electrodos comerciales de plata (Ag) (ver Figura33). Los electrodos Ag generaron un voltaje promedio de 0.63 V en la fase positiva y -0.54 V en la fase negativa, mientras que los electrodos LIG alcanzaron un promedio de 1.32 V en la fase positiva y -1.29 V en la fase negativa. Esto indica que los electrodos LIG son más eficientes al generar voltajes más altos en ambas fases, lo cual podría ser una ventaja en aplicaciones de

Tabla 3. Cuadro comparativo de promedio de EMG de sujetos masculinos y femeninos para relación mV / kg de electrodos AgCl y LIG.

1. Relación mV / kg para sujetos masculinos

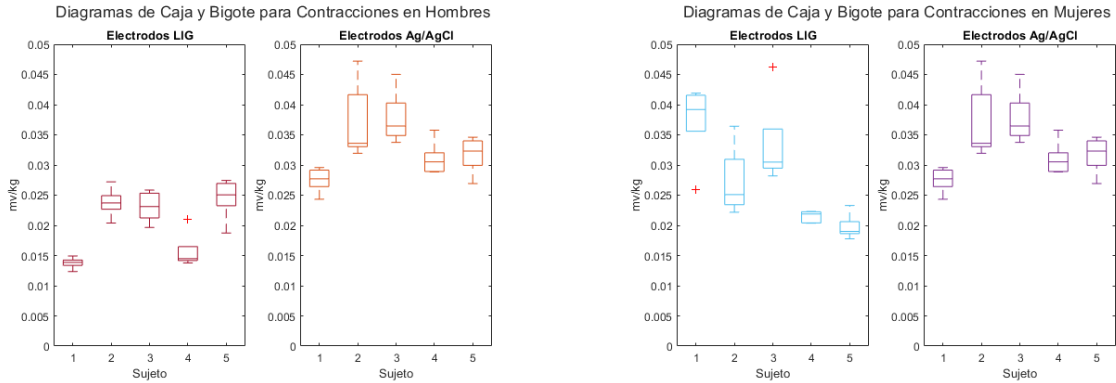


2. Relación mV / kg para sujetos femeninos



Nota: (1) Promedio de mV / kg, de 5 sujetos masculinos, con mejores resultados en sujeto 4 con electrodos LIG y sujeto 2 con electrodos AgCl. (2) Promedio de mV / kg, de 5 sujetos femeninos, con mejores resultados esperados para sujeto 2 con electrodos LIG y sujeto 2 con electrodos AgCl.

Figura 29: Diagramas de caja y bigote para contracciones en hombres y mujeres con ambos electrodos.



(a) Comparación de mV/kg para sujetos masculinos.

(b) Comparación de mV/kg para sujetos femeninos.

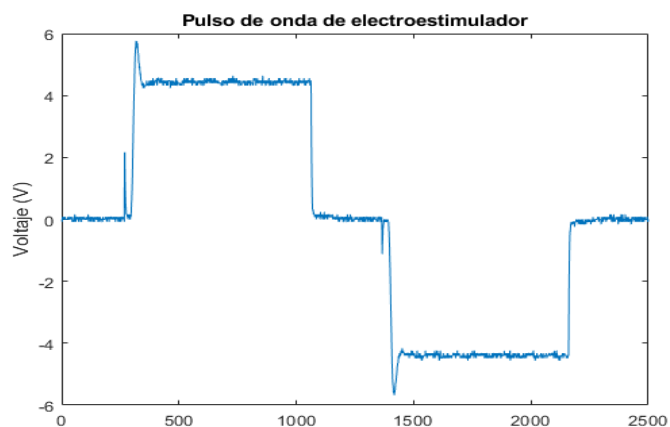
Nota: Diagramas de caja y bigote que muestran la comparación de mV/kg en contracciones obtenidas con ambos electrodos para sujetos masculinos y femeninos.

electroestimulación que requieran menor consumo de energía.

8.5. Estimulación en sujeto de prueba

En las pruebas de estimulación en un sujeto de prueba, se evaluó la capacidad de los electrodos para inducir una contracción muscular involuntaria en el músculo extensor de los dedos. Se configuró el electroestimulador en modo TENS, comenzando con 7mA. Con los electrodos LIG, se indujo una contracción con un ángulo máximo de 55°. En comparación, para lograr una contracción similar con los electrodos de Ag recubiertos de hidrogel, se requirió 12mA, alcanzando un ángulo de hasta 70° (ver Tabla 4). Este hallazgo sugiere que los electrodos LIG en comparación con los electrodos comerciales son más eficientes para generar una contracción a menores niveles de electroestimulación.

Figura 31. Onda de pulso bifásica balanceada de electroestimulador Sport Elite en programa TENS a un nivel de 4.

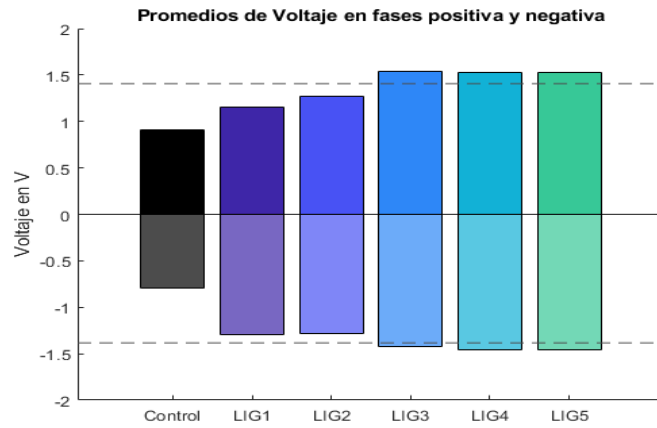


Nota. Elaboración propia. La onda es bifásica y balanceada, asegurando que la corriente no afecte negativamente al aplicar en los tejidos.

Cuadro 4: Comparativo de ángulo alcanzado y amperaje para alcanzar la contracción

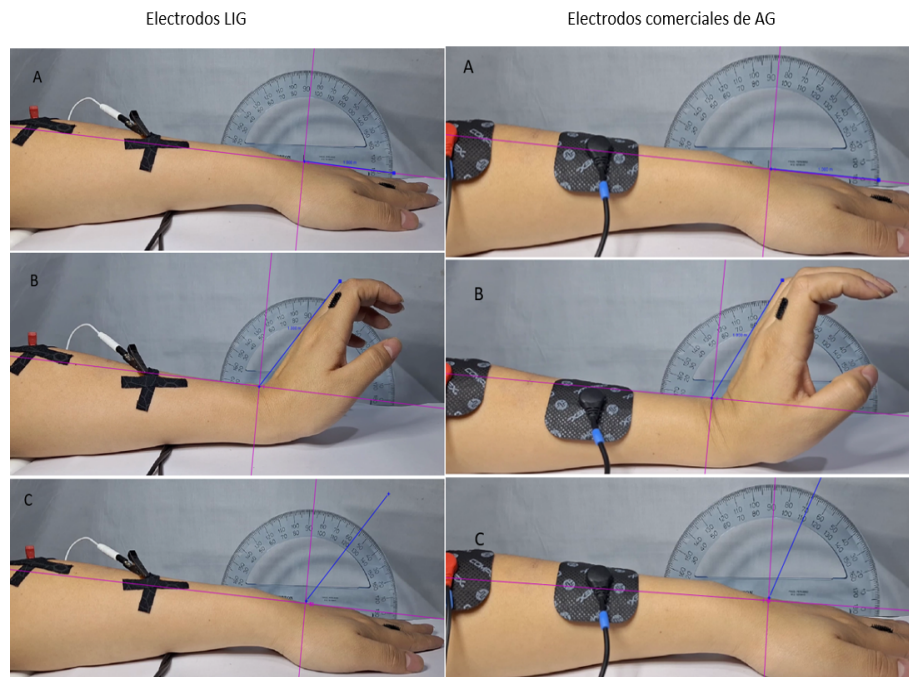
Electrodo	Amperios (mA)	Angulo máximo alcanzado
LIG	7	55°
Ag recubierto de hidrogel	12	70°

Figura 32. Promedio de 5 pares de electrodos LIG sobre fase positiva y negativa contra el electrodo comercial de Ag de color negro.



Nota. Elaboración propia. Se muestra el promedio de los voltajes obtenidos en fase positiva y negativa para electrodos LIG y electrodos comerciales de Ag.

Figura 33. Electroestimulación con electrodos LIG y electrodos Ag recubiertos de hidrogel



Nota. Elaboración propia. (A) Brazo en fase relajada. (B) Ángulo estimado de la contracción de la mano. (C) Ángulo real de la contracción máxima alcanzada sobre el eje 0 del transportador.

El objetivo principal de este estudio fue diseñar y fabricar electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) para la medición de electromiografía de superficie (SEMG) y la estimulación eléctrica superficial. Los resultados confirmaron que el proceso de fabricación de los electrodos LIG es eficiente y rentable, logrando una estructura gráfica estable en un tiempo de 1 minuto y 38 segundos. Este proceso se basa en la irradiación láser que genera altas temperaturas capaces de romper enlaces C-O, C=O y N-C del material Kapton® (Figura 25) [20].

Al comparar las señales de electromiografía (EMG) obtenidas con electrodos LIG y AgCl, se observaron comportamientos similares en cuanto a rangos de amplitud y calidad de señal. Sin embargo, en algunos registros se identificaron picos anormales en las señales obtenidas con los electrodos LIG durante la fase de relajación (Figura 19), pero en la evaluación de los electrodos dañados por parte del conector (Figura 24), sugiere que una estructura inestable puede reducir la conductividad eléctrica. Los parámetros de fabricación seleccionados también pueden influir en la durabilidad de los electrodos [20], o bien el conector seleccionado. Mostrando la importancia de optimizar el proceso de fabricación para garantizar la estabilidad y durabilidad de los electrodos,

así como una selección muy específica que mejore la sujeción y minimice los daños del electrodo a los cables conectores.

Otro aspecto clave es la capacidad de los electrodos LIG para conducir con gel conductor, lo que les permite formar una interfaz activa con la piel, mejorando así la transferencia de cargas iónicas en la interfaz electrodo-electrolito. En cambio, los electrodos LIG sin gel conductor no lograron formar una capa de Helmholtz efectiva para la conductividad en esta interfaz (Figura 28). Por lo tanto, se decidió no continuar con el análisis de EMG sin gel conductor [47].

El principio básico de la EMG establece que, a mayor fuerza de contracción, mayor es el reclutamiento motor y el voltaje registrado [48]. Sin embargo, el análisis de la relación mV/kg (Cuadro 3) mostró que ambos electrodos tienen una equivalencia de desarrollo en las diferentes contracciones, los cambios se pueden dar de acuerdo a la salud muscular [48], la fatiga muscular [49] y la colocación de los electrodos [50] podrían haber influido en estos resultados, alterando los patrones observados. Ambos electrodos tienen un funcionamiento similar que demuestra que los electrodos LIG son medio viable para poder medir biopotenciales y obtener diagnósticos precisos para el análisis de trastornos musculoesqueléticos, entre otros.

En cuanto a la seguridad del electroestimulador, configurado en el modo TENS/relajante, se cumplió con los criterios de una onda bifásica pulsada balanceada (Figura 31), lo que no presenta riesgos significativos para los pacientes [26]. Las pruebas in vitro en piel artificial demostraron que los electrodos LIG tienen una mayor salida de voltaje en ambas fases en comparación con los electrodos Ag. Esta ventaja se debe a que los electrodos LIG, a diferencia de los de Ag recubiertos con hidrogel, no requieren recubrimientos adicionales, lo que se traduce en una mayor capacidad energética como medio de transporte de electroestimulación [13].

Aunque los electrodos invasivos son recomendados para la estimulación de puntos motores debido a su capacidad para captar un mayor número de fibras musculares [51], su naturaleza penetrante los hace incómodos. Los electrodos LIG, por su alta capacitancia y capacidad energética, pueden inducir contracciones perceptibles con corriente superficial, eliminando la necesidad de electrodos invasivos. Además, los electrodos de

Ag o AgCl, frecuentemente recubiertos con hidrogeles o metales nobles para proteger los tejidos de los iones de plata, no ofrecen la misma eficiencia en la transferencia eléctrica. En cambio, los electrodos LIG, compuestos de carbono, hidrógeno y oxígeno, no requieren recubrimientos y son resistentes a la oxidación, lo que los hace más adecuados para su uso prolongado y seguro para generar contracciones musculares con un menor consumo de energía [13].

Este estudio demuestra que las mismas configuraciones de electroestimulación pueden aplicarse eficazmente tanto con electrodos LIG como con los tradicionales, ya que los resultados obtenidos en términos de SEMG y electroestimulación fueron positivos. A futuro, se sugiere ampliar la investigación sobre el uso simultáneo de SEMG y electroestimulación. Los electrodos LIG tienen un alto potencial para aplicaciones clínicas, especialmente en rehabilitación. Podrían ser especialmente beneficiosos para tratar patologías específicas, como los músculos denervados (que han perdido la estimulación nerviosa debido a una lesión) [52]. La combinación de SEMG para diagnóstico y electroestimulación para reeducación muscular podría revolucionar el tratamiento de estos casos. Aunque este estudio es de carácter científico y no clínico, se plantea que los equipos biomédicos en fisioterapia puedan beneficiarse enormemente de la implementación de la tecnología de SEMG combinada con electroestimulación utilizando electrodos LIG.

Conclusiones

El estudio demostró que los electrodos a base de grafeno inducido por láser (LIG) presentan ser una alternativa viable, rápida y eficiente en comparación con los comerciales de Ag/AgCl para la medición de electromiografía de superficies (SEMG) y la estimulación eléctrica. Su fabricación se realizó de manera efectiva en un corto período que confirma su potencial en aplicaciones biomédicas.

El estudio de SEMG de electrodos LIG con gel conductor mostraron una calidad de señal comparable a la de los electrodos comerciales de Ag/AgCl. Sin embargo, si no se hace uso de gel conductor, los electrodos LIG no muestran resultados viables, lo que resalta la importancia de una buena interfaz electrodo-electrolito para mejorar la conductividad y reducir el ruido.

Respecto a la electroestimulación, los electrodos LIG demostraron una mayor eficiencia energética al generar contracciones musculares eficaces a niveles más bajos de estimulación en comparación con los electrodos de Ag recubiertos de hidrogel. Este comportamiento resalta su potencial para aplicaciones clínicas, especialmente en tratamientos de rehabilitación y estimulación de puntos motores, debido a su capacidad para inducir respuestas musculares con menor consumo energético.

A pesar de los resultados prometedores, establecer un protocolo de tratamiento terapéutico utilizando SEMG y electroestimulación simultánea con electrodos LIG no se cumplió completamente. Esto se debió a que la combinación de ambos métodos requiere una mayor precisión en la estabilidad de los electrodos, especialmente en lo que respecta a la conductividad sin gel conductor y la fiabilidad a largo plazo en su uso. Estos desafíos fueron identificados durante las pruebas experimentales, esenciales para validar el comportamiento de los electrodos LIG, sometido, a diferentes ambientes experimentales controlados; se comprendieron las limitaciones actuales de los electrodos LIG, así como las áreas de mejora en su diseño y rendimiento.

Recomendaciones

- Se recomienda estandarizar los protocolos experimentales para validar el funcionamiento de los electrodos LIG en comparación con los comerciales, asegurando que las condiciones de prueba (como la selección de sujeto, la colocación de electrodos, el tamaño de electrodos y la forma de adhesión sobre la piel) sean consistentes, a fin de obtener resultados precisos y comparables.
- Es aconsejable rediseñar o seleccionar un conector electromecánico que minimice el daño estructural en los electrodos LIG. Este conector debe cumplir con criterios de dimensiones adecuadas, ser ligero, tener baja impedancia y ser adaptable a diversas conexiones externas. Se podría considerar la impresión 3D como un método viable para fabricar un conector electromecánico que cumpla con estas especificaciones.
- Se sugiere continuar con la mejora del proceso de fabricación de los electrodos LIG para aumentar su durabilidad y reducir el daño potencial causado por el uso de ciertos conectores. Esto podría implicar la optimización de los parámetros de configuración del láser (como velocidad y potencia) utilizados en la fabricación.
- Para un análisis más exhaustivo de SEMG, se recomienda integrar un dinamómetro en las mediciones. Esto permitiría establecer una relación cuantitativa entre

la fuerza ejercida y el reclutamiento de unidades motoras, proporcionando una evaluación más precisa de la actividad muscular.

- Antes de analizar la electroestimulación en sujetos, es fundamental validar la seguridad mediante pruebas in vitro. Además, se sugiere colaborar con especialistas en fisioterapia y en dosificación de electroterapia (tales como los rangos de amplitud, voltaje, forma de onda y ancho de pulso) para garantizar tanto la efectividad como la seguridad del procedimiento.
- Para investigaciones futuras, se recomienda explorar soluciones que mejoren la viabilidad de los electrodos LIG sin gel conductor, como la incorporación de capas de hidrogel u otros materiales conductores. Estos podrían mejorar la adhesión sobre la piel y optimizar la conexión a los sistemas de adquisición de datos.

Referencias

- [1] S. Zhao, A. S. Mehta y M. Zhao, *Biomedical applications of electrical stimulation*, jul. de 2020. DOI: 10.1007/s00018-019-03446-1.
- [2] J. P. Porcari, K. P. Mclean, C. Foster et al., *Effects of Electrical Muscle Stimulation on Body Composition, Muscle Strength, and Physical Appearance*, 2002. dirección: <http://journals.lww.com/nsca-jscr>.
- [3] R. K. Aaron y D. M. K. Ciombor, «Therapeutic effects of electromagnetic fields in the stimulation of connective tissue repair,» *Journal of Cellular Biochemistry*, vol. 52, 1 1993, ISSN: 10974644. DOI: 10.1002/jcb.240520107.
- [4] M. R. Gersh, «F. A. Davis Company,» en *Electrotherapy in Rehabilitation*, 1992.
- [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] A. Krawczyk, E. Wyszynska, S. Wiśniewska et al., «Electrostimulation in medicine – History and contemporary usage,» *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 94, págs. 230-233, 12 2018, ISSN: 24499544. DOI: 10.15199/48.2018.12.52.

- [7] J. Leal, S. Shaner, L. Matter, C. Böhler y M. Asplund, «Guide to Leveraging Conducting Polymers and Hydrogels for Direct Current Stimulation,» *Advanced Materials Interfaces*, vol. 10, 8 mar. de 2023, ISSN: 21967350. DOI: 10.1002/admi.202202041.
- [8] S. Shaner, A. Savelyeva, A. Kvartuh et al., «Bioelectronic microfluidic wound healing: a platform for investigating direct current stimulation of injured cell collectives,» *Lab on a Chip*, vol. 23, págs. 1531-1546, 6 ene. de 2023, ISSN: 14730189. DOI: 10.1039/d2lc01045c.
- [9] L. Gila, A. Malanda, I. R. Carreño, J. R. Falces y J. Navallas, «Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas,» *Anales del sistema sanitario de Navarra*, vol. 32 Suppl 3, 2009, ISSN: 11376627. DOI: 10.4321/s1137-66272009000600003.
- [10] S. Osuna, J. Gonzales e I. Amaia, (*Procesado de señales EMG en Trastornos Neuromusculares*), 2013.
- [11] D. X. Luong, K. Yang, J. Yoon et al., «Laser-Induced Graphene Composites as Multifunctional Surfaces,» *ACS Nano*, 2019, ISSN: 1936086X. DOI: 10.1021/acsnano.8b09626.
- [12] E. K. Lee, R. K. Baruah, H. Bhamra, Y. J. Kim y H. Yoo, *Recent advances in electrode development for biomedical applications*, 2021. DOI: 10.1007/s13534-021-00189-6.
- [13] 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, sep. de 2022, ISSN: 25901370. DOI: 10.1016/j.biosx.2022.100143.
- [14] World Health Organization, *Trastornos musculoesqueléticos*, 2021. dirección: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>.
- [15] X. Niu, X. Gao, Y. Liu y H. Liu, «Surface bioelectric dry Electrodes: A review,» *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, vol. 183, 2021, ISSN: 02632241. DOI: 10.1016/j.measurement.2021.109774.

- [16] Y. Fu, J. Zhao, Y. Dong y X. Wang, *Dry electrodes for human bioelectrical signal monitoring*, 2020. DOI: 10.3390/s20133651.
- [17] E. G. Muñoz y G. M. Rebolledo, «Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación,» *Salud Uninorte*, vol. 34, 3 2018, ISSN: 20117531.
- [18] W. E. Prentice, «New York, Mcgraw-Hill Medical,» en *Therapeutic Modalities in Rehabilitation.*, 2018.
- [19] M. Kambouris, «From therapeutic Electrotherapy to Electroceuticals: Formats, Applications and Prospects of Electrostimulation,» *Annual Research Review in Biology*, vol. 4, 20 2014. DOI: 10.9734/arrb/2014/10563.
- [20] M. Liu, G. Zhao, C. Yang, H. Wang y J. Cheng, «An Enzymatic Electrochemical Biosensing Interface Developed by The Laser-Induced Graphene Electrode,» *Advanced Materials Interfaces*, vol. 10, 35 2023, ISSN: 21967350. DOI: 10.1002/admi.202300235.
- [21] M. Martínez, *Principios de electroestimulación y terminología electroterapéutica*. Centro Editorial Universidad del Rosario, 2006, págs. 12-66.
- [22] K. Polachan, B. Chatterjee, S. Weigand y S. Sen, *Human body–electrode interfaces for wide-frequency sensing and communication: A review*, ago. de 2021. DOI: 10.3390/nano11082152.
- [23] M. Kutz, *BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN HANDBOOK*, 2009.
- [24] J. Antonio, R. Granados, L. Lorenzo, R. Salas, G. Muñoz y D. F. México, *Diseño y desarrollo de un electrodo integrado a un sistema de adquisición de señales superficiales EMG de músculo. (BISASSEMG). TESIS Que presenta*, 2015.
- [25] R. Srinivasan y F. Fasmin, *An Introduction to Electrochemical Impedance Spectroscopy*, 2021.
- [26] J. Andrés y L. Ordóñez, *Supercapacitive electrodes for direct current stimulation: development, characterization, and application in cellular electrotaxis*, 2023.
- [27] R. A. Green, S. Baek, L. A. Poole-Warren y P. J. Martens, *Conducting polymer-hydrogels for medical electrode applications*, 2010. DOI: 10.1088/1468-6996/11/1/014107.

- [28] G. Bilmes, *Laser* (Colección Sin censura). Ediciones Colihue, 1992, ISBN: 9789505816743. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=A0ZekVXB9m8C>.
- [29] H. Young y R. Freedman, *Física universitaria, volumen 2*, 2013. dirección: www.masteringphysics.com.
- [30] N. Jeyaprakash, C.-H. Yang y M. B. Kumar, «Laser Machining,» en IntechOpen, jul. de 2021. DOI: 10.5772/intechopen.93779.
- [31] U. L. Systems, *Los fundamentos de la tecnología láser*, 2024. dirección: <https://www.ulsinc.com/es/conocer/procesamiento-de-materiales-mediante-1%C3%A1ser>.
- [32] C. Spreafico, D. Russo y R. Degl'Innocenti, *Laser pyrolysis in papers and patents*, 2022. DOI: 10.1007/s10845-021-01809-9.
- [33] M. Devi, M. Vomero, E. Fuhrer et al., *Carbon-based neural electrodes: Promises and challenges*, ago. de 2021. DOI: 10.1088/1741-2552/ac1e45.
- [34] M. M. Islam, S. S. Ahmed, M. Rashid y M. M. Akanda, «Mechanical and Thermal Properties of Graphene over Composite Materials: A Technical Review,» *Journal of Casting Materials Engineering*, vol. 3, 1 2019, ISSN: 2543-9901. DOI: 10.7494/jcme.2019.3.1.19.
- [35] X. Y. Wang, A. Narita y K. Müllen, *Precision synthesis versus bulk-scale fabrication of graphenes*, 2018. DOI: 10.1038/S41570-017-0100.
- [36] H. Wang, Z. Zhao, P. Liu y X. Guo, *Laser-Induced Graphene Based Flexible Electronic Devices*, feb. de 2022. DOI: 10.3390/bios12020055.
- [37] L. X. Duy, Z. Peng, Y. Li, J. Zhang, Y. Ji y J. M. Tour, «Laser-induced graphene fibers,» *Carbon*, vol. 126, 2018, ISSN: 00086223. DOI: 10.1016/j.carbon.2017.10.036.
- [38] L. Huang, H. Wang, P. Wu et al., «Wearable flexible strain sensor based on three-dimensional wavy laser-induced graphene and silicone rubber,» *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, 15 2020, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s20154266.
- [39] Z. Wan, N. T. Nguyen, Y. Gao y Q. Li, *Laser induced graphene for biosensors*, sep. de 2020. DOI: 10.1016/j.susmat.2020.e00205.

- [40] F. M. Vivaldi, A. Dallinger, A. Bonini et al., *Three-Dimensional (3D) Laser-Induced Graphene: Structure, Properties, and Application to Chemical Sensing*, jul. de 2021. DOI: 10.1021/acsami.1c05614.
- [41] J. L. Varela-Benítez, J. O. Rivera-Delgado, J. H. Espina-Hernández y J. M. D. L. Rosa-Vázquez, «Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales eléctricos,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, vol. 36, 2 2015, ISSN: 01889532.
- [42] W. Boron y E. Boulpaep, *Fisiología médica*. Elsevier, 2017, ISBN: 9788491131267. dirección: https://books.google.com.gt/books?id=1J_HDgAAQBAJ.
- [43] M. Rodríguez Jouvencel, *Fatiga muscular: Cuestiones previas. Principios de electromiografía de superficie*. Ediciones Díaz de Santos, 2020.
- [44] C. J. D. Luca, A. Adam, R. Wotiz, L. D. Gilmore y S. H. Nawab, «Decomposition of surface EMG signals,» *Journal of Neurophysiology*, vol. 96, 3 2006, ISSN: 00223077. DOI: 10.1152/jn.00009.2006.
- [45] M. B. Reaz, M. S. Hussain y F. Mohd-Yasin, «Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications,» *Biological Procedures Online*, vol. 8, págs. 11-35, 1 mar. de 2006, ISSN: 14809222. DOI: 10.1251/bpo115.
- [46] Y. Huang, K. Yao, Q. Zhang et al., «Bioelectronics for electrical stimulation: materials, devices and biomedical applications,» *Chem. Soc. Rev.*, vol. 53, págs. 8632-8712, 17 2024. DOI: 10.1039/D4CS00413B. dirección: <http://dx.doi.org/10.1039/D4CS00413B>.
- [47] J. Lin, Z. Peng, Y. Liu et al., «Laser-induced porous graphene films from commercial polymers,» *Nature Communications*, vol. 5, 2014, ISSN: 20411723. DOI: 10.1038/ncomms6714.
- [48] K. L. Izzo y S. Aravabhumi, «Clinical Electromyography: Principles and Practice,» *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, vol. 7, n.º 1, págs. 179-194, 1990, ISSN: 0891-8422. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0891-8422\(23\)00370-1](https://doi.org/10.1016/S0891-8422(23)00370-1). dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0891842223003701>.

- [49] J. Fernández-Arteaga, R. C. Acevedo y C. B. Tabernig, «Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente,» *Revista EIA*, vol. 7, 2007, ISSN: 1794-1237.
- [50] K. Nishihara y T. Isho, «Location of Electrodes in Surface EMG,» en InTech, ene. de 2012. DOI: 10.5772/25421.
- [51] F. Córdova Ricapa, *Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie*, 2013.
- [52] A. Morral Fernández, «Electrodiagnóstico y electroestimulación de músculos de-nervados,» *Fisioterapia*, vol. 23, págs. 23-35, 2001, ISSN: 0211-5638. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(01\)72970-7](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(01)72970-7). dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0211563801729707>.

13.1. Procesamientos de sujetos de prueba femeninos

• Sujeto 1

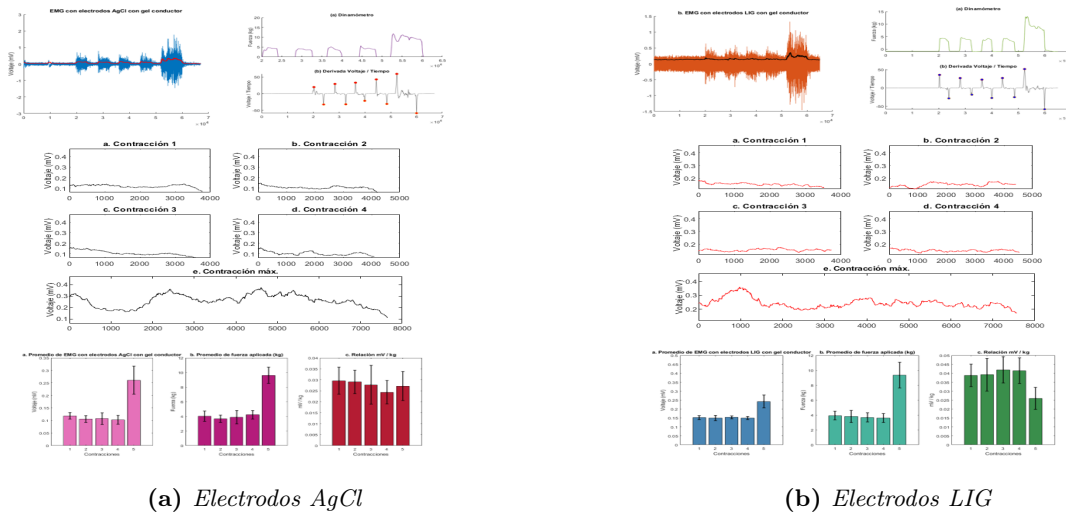


Figura 34: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 1 femenino

• Sujeto 2

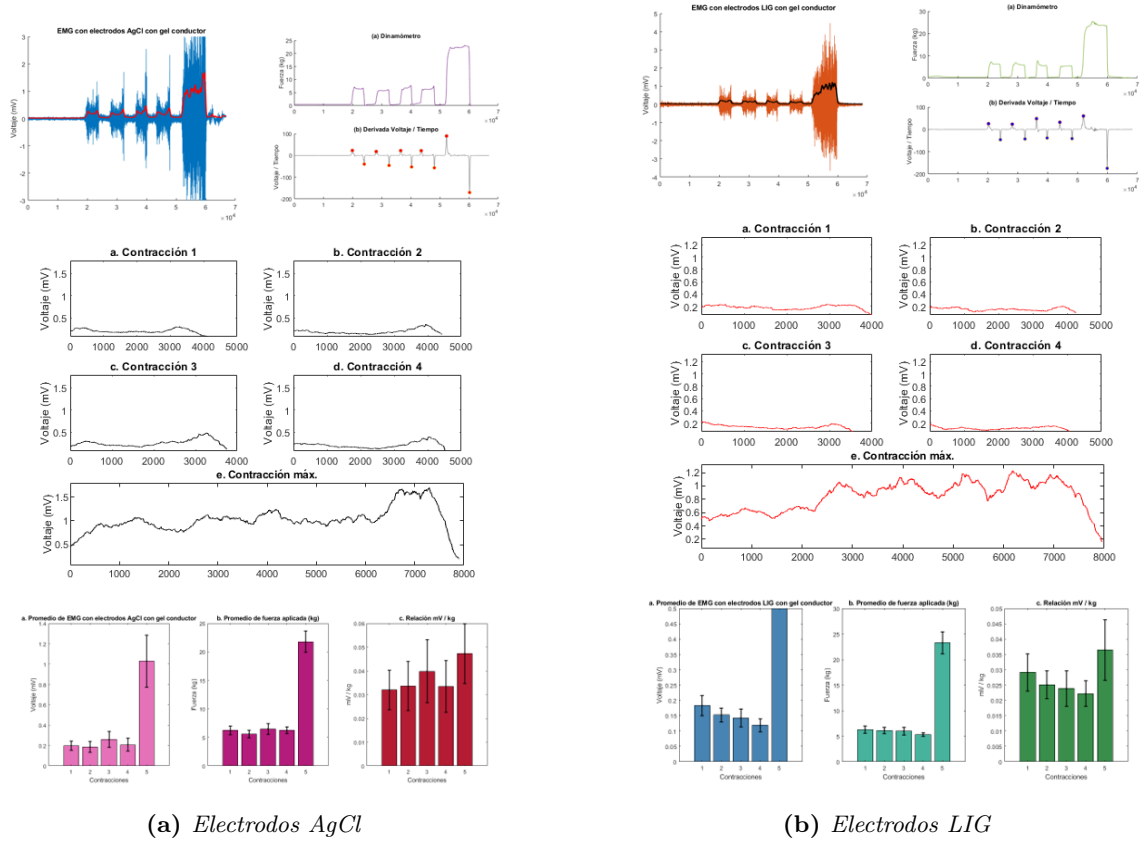


Figura 35: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 2 femenino

• Sujeto 3

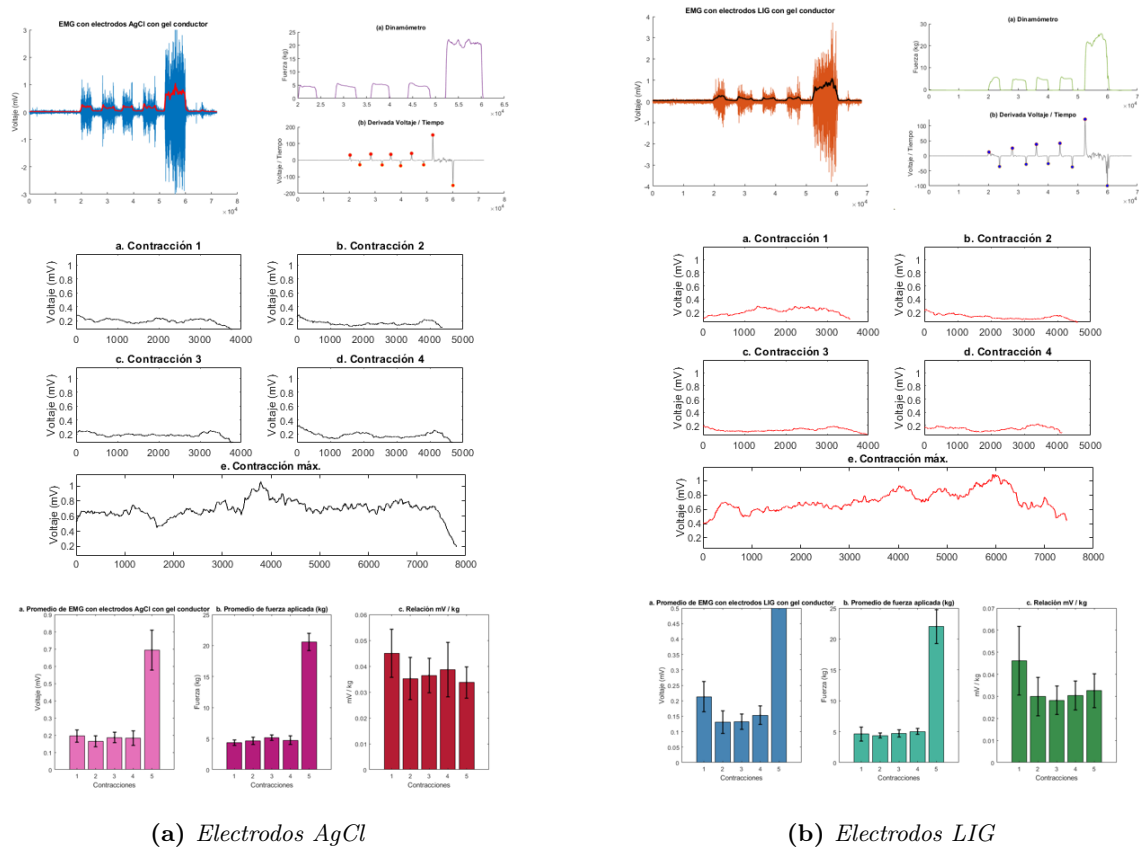


Figura 36: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 3 femenino

• Sujeto 4

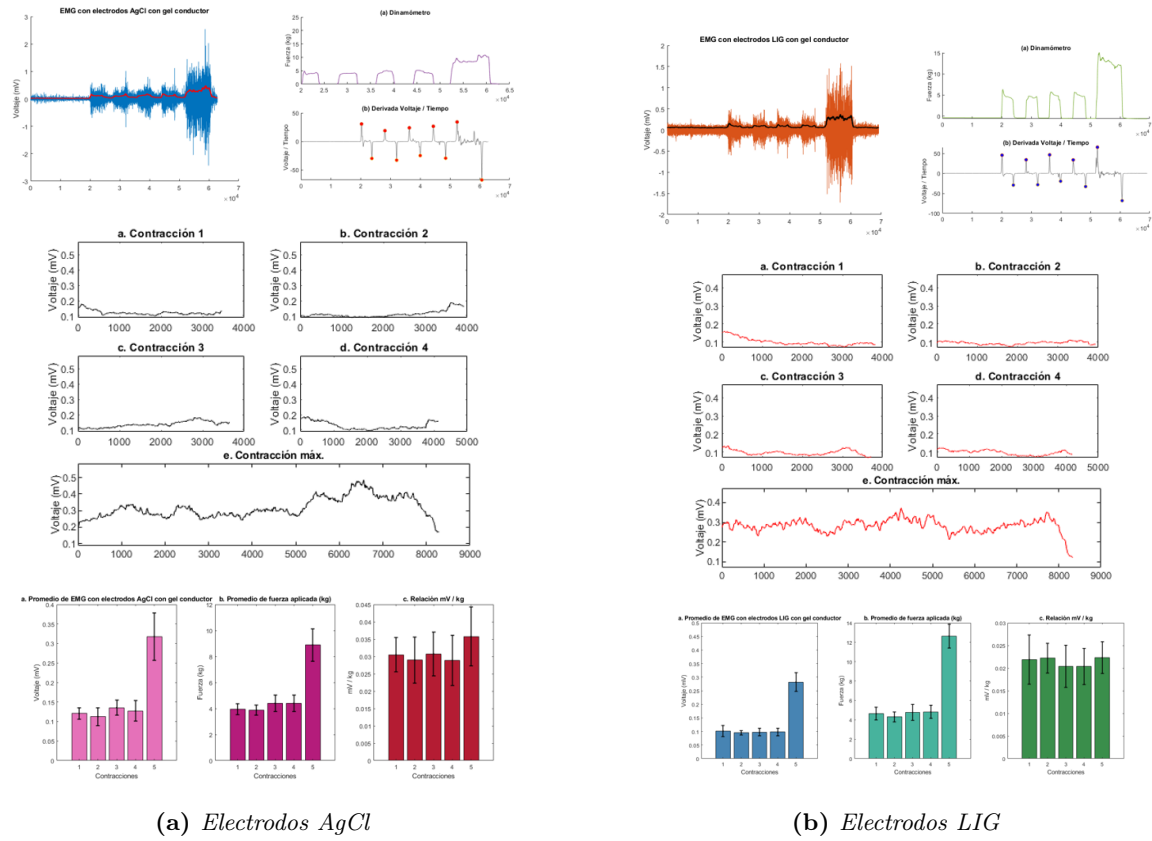


Figura 37: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 4 femenino

• Sujeto 5

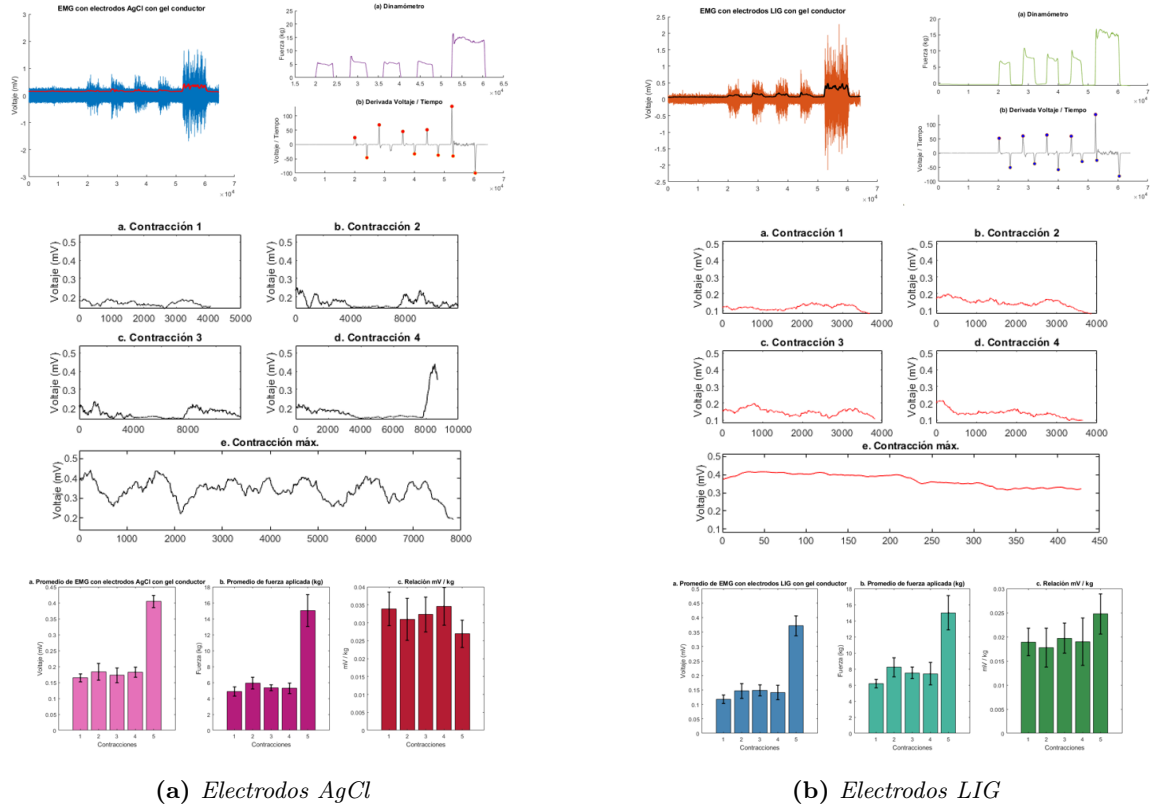


Figura 38: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 5 femenino

13.2. Procesamientos del sujetos de prueba masculinos

- Sujeto 1

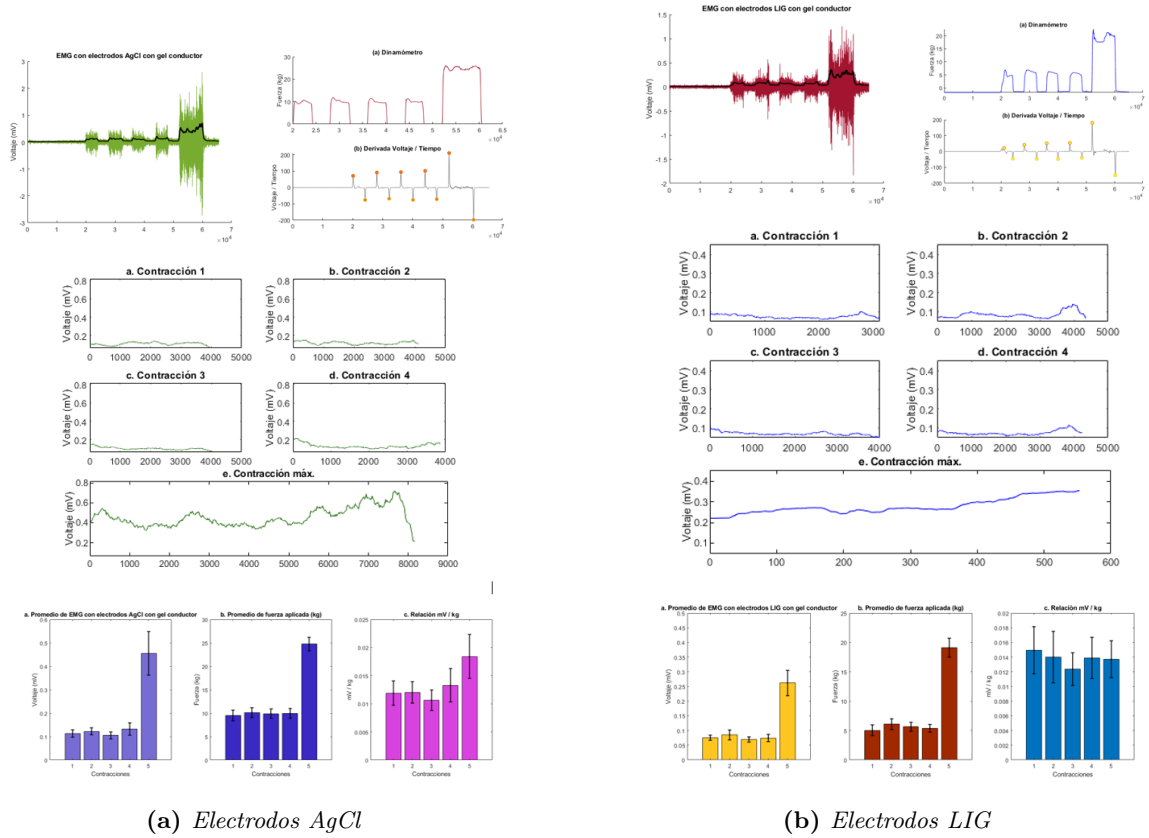


Figura 39: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 1 masculino

● sujeto 2

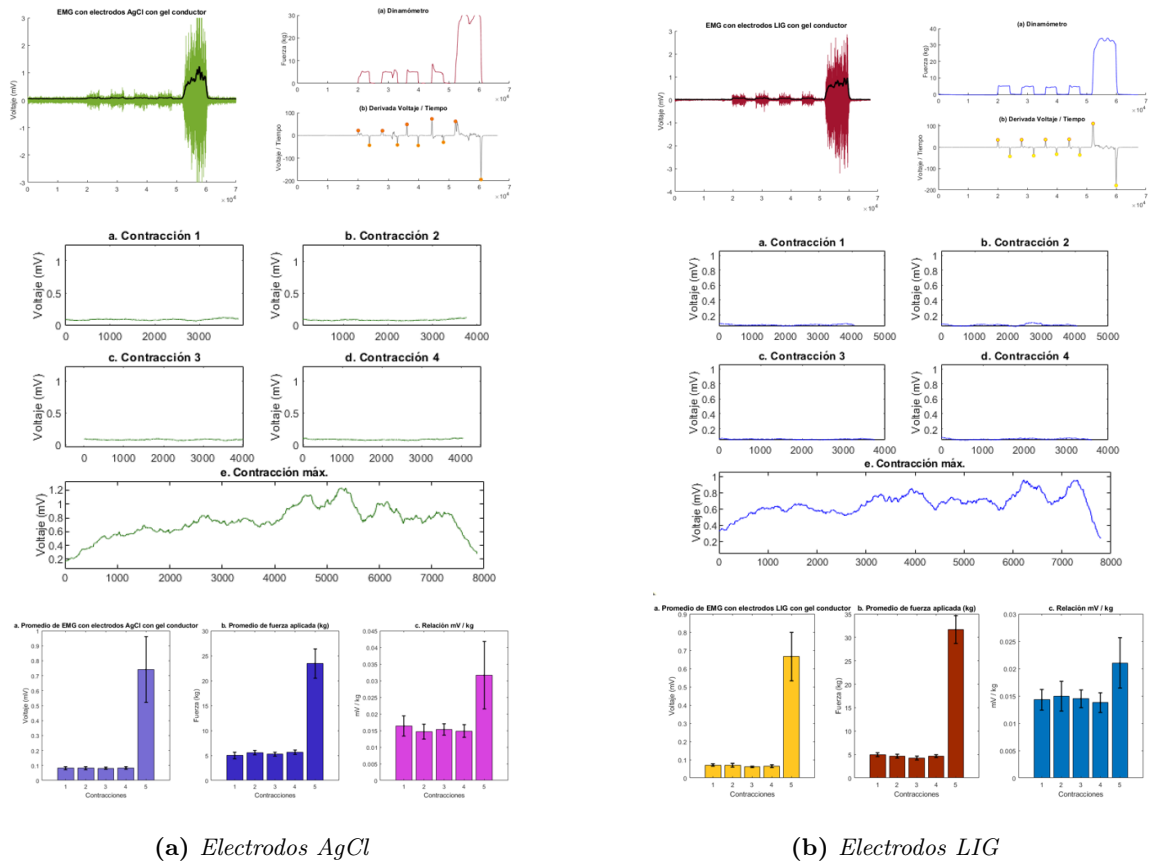


Figura 40: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 2 masculino

● sujeto 3

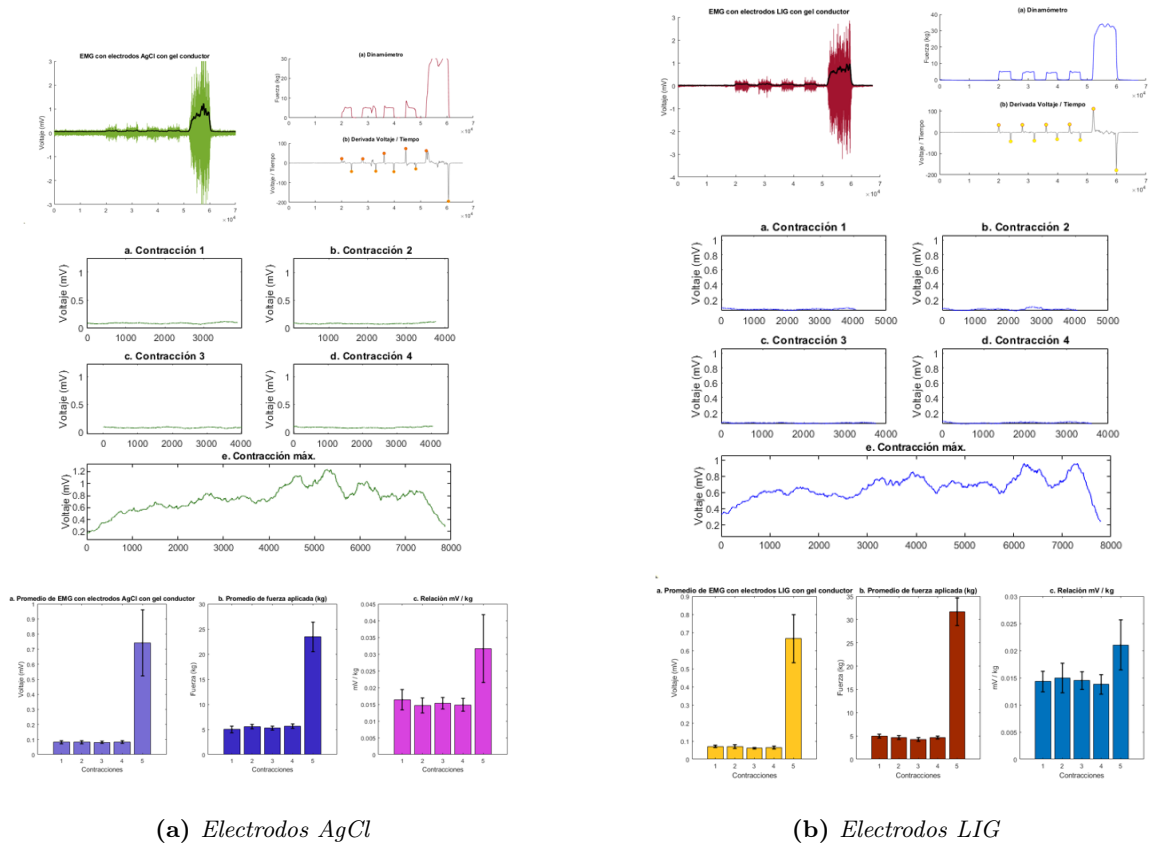


Figura 41: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 3 masculino

• sujeto 4

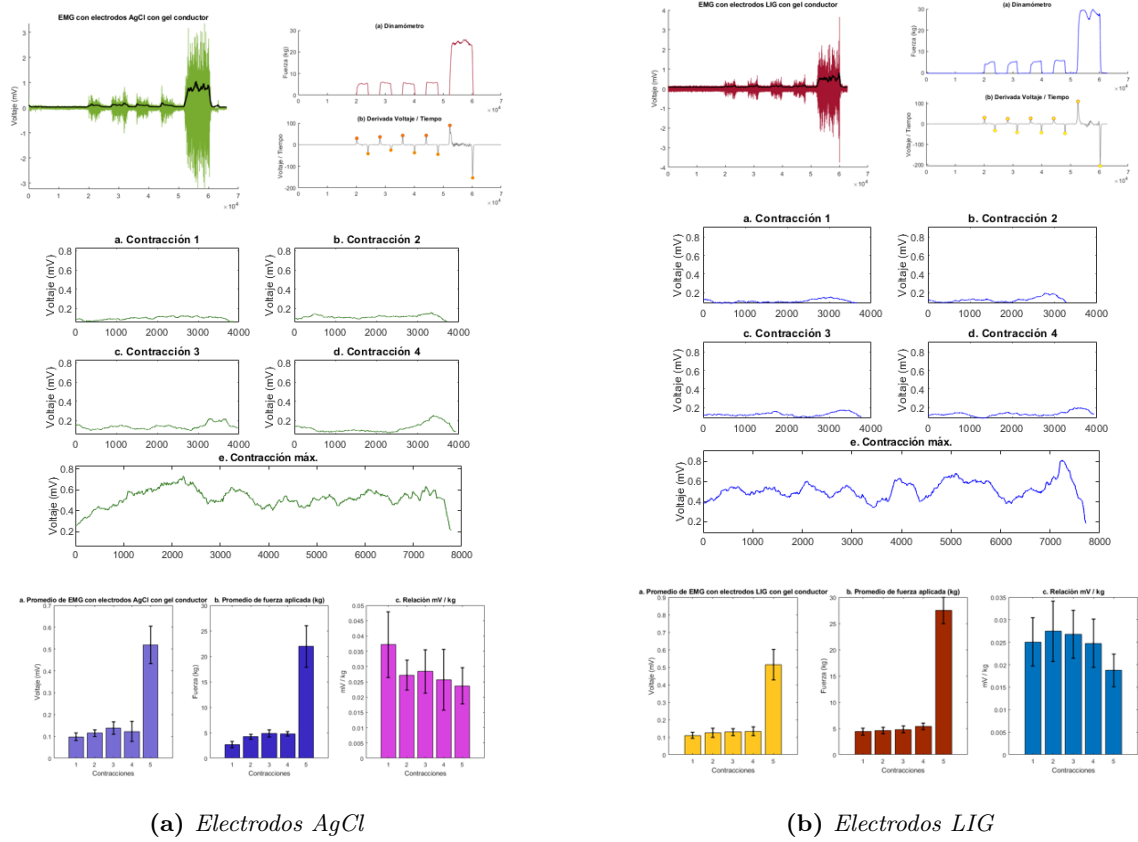


Figura 42: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 4 masculino

● sujeto 5

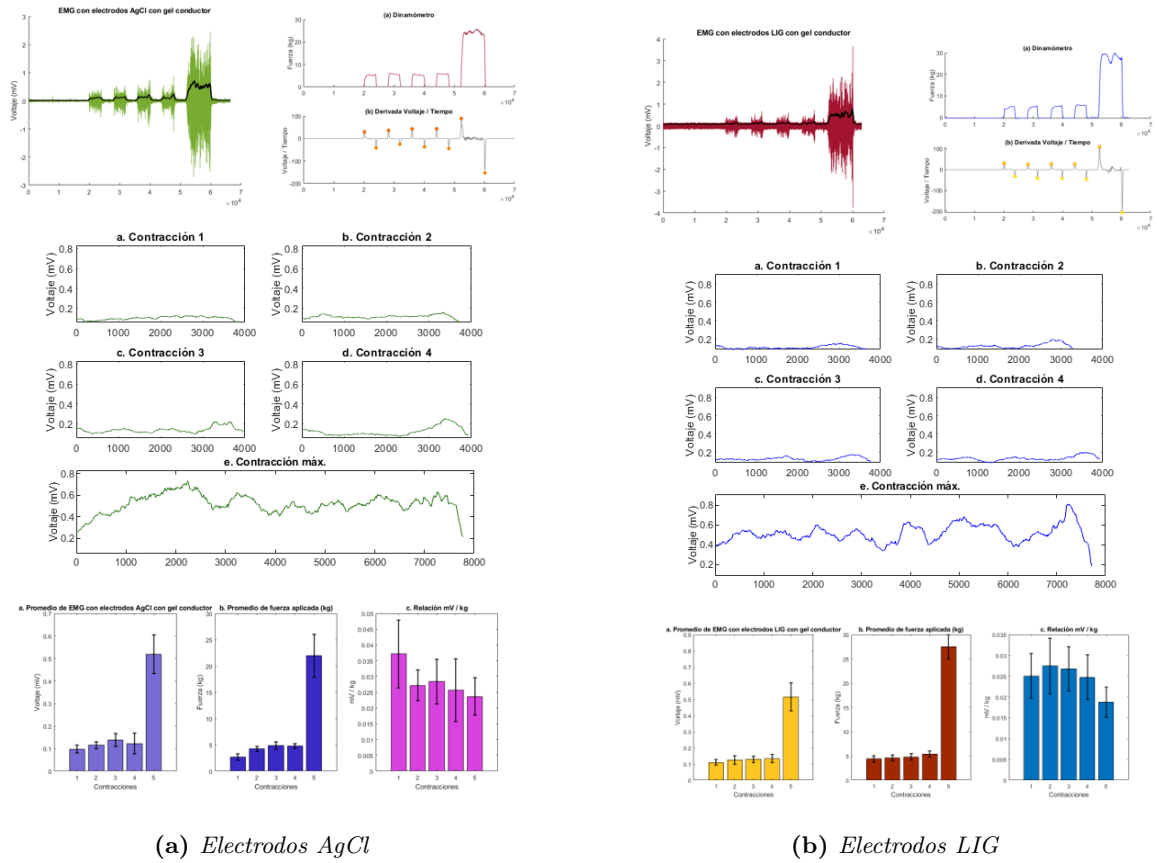


Figura 43: Resultados de procesamiento de SEMG para ambos electrodos del sujeto 5 masculino