

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE MATERIALES



TESIS DOCTORAL

*Diseño, fabricación y caracterización de
sensores piezorresistivos basados en grafito para
la captura del movimiento del cuerpo humano*

Autor:

Francisco Javier Tormo García

Dirigida por:

Dr. Teodomiro Boronat Vitoria
Dr. Néstor Montañés Muñoz

Fecha:

Noviembre 2023

A mons pares.

AGRADECIMIENTOS:

En primer lugar, deseo agradecer al Dr. Teodomiro Boronat Vitoria y al Dr. Néstor Montañés Muñoz su excepcional labor en la dirección de este trabajo, así como toda la ayuda que me han ofrecido. Sin ellos no hubiera podido llevar a buen puerto esta investigación.

En general al Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales, al Departamento de Informática de Sistemas y Computadores, y al Departamento de Ingeniería Electrónica porque cuando ha sido necesario su ayuda, no lo han dudado.

A todo el personal del Servicio de Microscopía de la Universitat Politècnica de València, por su asesoramiento y amabilidad a la hora de utilizar sus instalaciones.

Al profesor Jaume Masiá Vañó que, desde hace años, me sufre y, aun así, sigue ahí.

Y muy en especial a mis padres, Javier y Concha porque sin ellos, esto nunca sería posible (Vos vull' mol').

A tots, moltíssimes gràcies.

«Diseño, fabricación y caracterización de sensores piezorresistivos basados en grafito para la captura del movimiento del cuerpo humano»

Resumen

El objetivo principal de esta investigación es desarrollar y determinar un proceso de fabricación de bajo coste de sensores basados en grafito para su aplicación en la captura del movimiento del cuerpo humano siendo integrados en prendas textiles y el diseño de una piel electrónica que pueda simular el sentido del tacto.

Se centra de manera primordial en dos aspectos cruciales: la accesibilidad y la aplicabilidad de la tecnología. Para ello, se ha priorizado el uso de componentes de fácil adquisición y materiales biocompatibles en todas las etapas del proceso.

Bajo la premisa de una fabricación de bajo coste, el proceso de fabricación consiste en una sencilla transferencia y exfoliación de una pasta de grafito, la formulación de la cual también ha sido objeto de estudio en el presente trabajo, sobre sustratos poliméricos, obteniéndose de esta forma unas láminas flexibles, con el grafito adherido y dispersado sobre ellas.

Estos sensores así fabricados exhiben una alta sensibilidad al tacto, una buena respuesta en frecuencia y una alta durabilidad.

Para caracterizar su respuesta, así como la estabilidad y reproducibilidad del método de fabricación, se ha desarrollado un método *ad hoc* que pretende recrear la interacción del sensor con un dedo humano, el cual es mostrado con detalle. Estos ensayos que conforman este método *ad hoc* pasan por un ensayo a compresión parametrizado de 0 N a 30 N, un análisis de la señal bajo cargas constantes, los cálculos del error de histéresis, la respuesta en frecuencia y el factor de galga, y el análisis de fatiga a flexión llegando a más de 100.000 ciclos en un recorrido de 0° a 100°. Así mismo, se ha analizado la estructura de los sensores mediante microscopía electrónica de emisión de campo (FESEM) y microscopía óptica. Para finalizar se han realizado dos prototipos abordando cada uno de los objetivos.

El resultado presentado es una lámina de grafito que no supera los 70 μm que conforma un sensor de alta sensibilidad, con el cual se llegaron a detectar presiones de 0,05 N, estable con desviaciones menores a un 5% en largos tiempos de reposo, mayor a 25 minutos, fácilmente integrable y con múltiples posibilidades de aplicación, como por ejemplo en prótesis inteligentes, en sistemas de captura del movimiento del cuerpo humano y hasta incluso para su uso como piel sintética.

«Disseny, fabricació i caracterització de sensors piezoresistius basats en grafit per a la captura del moviment del cos humà»

Resum

L'objectiu principal d'esta investigació és desenvolupar i determinar un procés de fabricació de baix cost de sensors basats en grafit per a la seua aplicació en la captura del moviment del cos humà sent integrats en peces tèxtils i el disseny d'una pell electrònica que puga simular el sentit del tacte.

Es centra de manera primordial en dos aspectes crucials: l'accessibilitat i l'aplicabilitat de la tecnologia. Per a això, s'ha prioritzat l'ús de components d'adquisició fàcil i materials biocompatibles en totes les etapes del procés.

Baix la premissa d'una fabricació de baix cost, el procés de fabricació consistix en una senzilla transferència i exfoliació d'una pasta de grafit, la formulació de la qual també ha sigut objecte d'estudi en el present treball, sobre substrats polimèrics, obtenint-se d'esta forma unes làmines flexibles, amb el grafit adherit i dispersat sobre elles.

Estos sensors així fabricats exhibeixen una alta sensibilitat al tacte, una bona resposta en freqüència i una alta durabilitat.

Per a caracteritzar la seua resposta, així com l'estabilitat i reproducibilitat del mètode de fabricació, s'ha desenvolupat un mètode *ad hoc* que pretén recrear la interacció del sensor amb un dit humà, el qual és mostrat amb detall. Estos assajos que conformen este mètode *ad hoc* passen per un assaig a compressió parametrizat de 0 N a 30 N, una anàlisi de la senyal sota càrregues constants, els càlculs de l'error d'histèresi, la resposta en freqüència i el factor de galga, i l'anàlisi de fatiga a flexió arribant a més de 100.000 cicles en un recorregut de 0° a 100°. Així mateix, s'ha analitzat l'estructura dels sensors mitjançant microscòpia electrònica d'emissió de camp (FESEM) i microscòpia òptica. Per a finalitzar s'han realitzat dos prototips abordant cadascun dels objectius.

El resultat presentat és una làmina de grafit que no supera els 70 µm que conforma un sensor d'alta sensibilitat, amb el qual es van arribar a detectar pressions de 0,05 N, estables amb desviacions menors al 5% en llargs temps de repòs, majors a 25 minuts, fàcilment integrable i amb múltiples possibilitats d'aplicació, com ara en pròtesis intel·ligents, en sistemes de captura del moviment del cos humà i fins i tot per al seu ús com a pell sintètica.

«Design, Manufacturing, and Characterization of Graphene-Based Piezoresistive Sensors for Human Body Motion Capture»

Abstract

The main goal of this research is to develop and determine a low-cost manufacturing process for graphite-based sensors, intended for application in capturing human body motion when integrated into textile garments, and for designing electronic skin capable of simulating the sense of touch. It primarily focuses on two crucial aspects: accessibility and applicability of the technology. To achieve this, the use of easily obtainable components and biocompatible materials has been prioritized throughout the entire process.

Under the premise of low-cost manufacturing, the fabrication process involves a straightforward transfer and exfoliation of a graphite paste, the formulation of which has also been studied in this work, onto polymeric substrates. This results in flexible sheets with graphite adhered and dispersed on them. The sensors thus manufactured exhibit high touch sensitivity, a good frequency response, and high durability.

To characterize their response, as well as the stability and reproducibility of the manufacturing method, a custom method has been developed to simulate the sensor's interaction with a human finger, which is detailed in the following. The tests comprising this ad hoc method include a parameterized compression test from 0 N to 30 N, signal analysis under constant loads, hysteresis error calculations, frequency response, gauge factor analysis, and fatigue analysis through bending for over 100,000 cycles in a range of 0° to 100° . Additionally, the sensor structure has been analyzed using Field Emission Scanning Electron Microscopy (FESEM) and optical microscopy. To conclude, two prototypes addressing each of the objectives have been developed.

The presented result is a graphite sheet not exceeding $70\ \mu\text{m}$, forming a highly sensitive sensor capable of detecting pressures as low as 0.05 N, stable with deviations of less than 5% over extended resting periods exceeding 25 minutes, easily integrable, and with multiple potential applications, such as in smart prosthetics, human body motion capture systems, and even for use as synthetic skin.

Índice de contenidos

I.-	INTRODUCCIÓN.....	1
1.1-	Definición de sensor	3
1.1.1-	Factores fundamentales para el diseño de sensores, una breve reseña	4
1.2.-	Definición de piezorresistencia.....	6
1.2.1.-	Consideraciones generales sobre sensores táctiles, métodos de fabricación y campos de aplicación	7
1.3.-	Consideraciones generales sobre el carbono	8
1.3.1.-	Trabajos realizados basados en carbono y otras formas alotrópicas (excepto grafito)	9
1.3.1.1.-	Carbono	9
1.3.1.2-	Negro de carbono	11
1.3.1.3-	Nanotubos de carbono	12
1.3.1.4.-	Grafeno.....	14
1.4.-	Consideraciones generales sobre el grafito	15
1.4.1.-	Trabajos realizados basados en grafito.....	16
1.5.-	Electrónica verde (Green electronics)	19
1.5.1.-	Materiales biocompatibles utilizados en este trabajo.....	20
1.5.2.-	Estado del arte de la electrónica verde.....	21
1.6.-	Tecnología para la captura del movimiento.....	22
1.6.1.-	MOCAP (MOtion CAPture).....	22
1.7.-	Tecnología para la generación de tacto artificial	24
1.7.1.-	E-skin (electronic skin).....	24
II.-	OBJETIVOS	27
2.1.-	Objetivo principal	29
2.2.-	Objetivos secundarios	29
III.-	EXPERIMENTAL.....	33
3.1.-	Materiales para el sensor.....	35
3.1.1.-	Materiales para la veta madre	35
3.1.2.-	Materiales para la fabricación de la interfaz.....	40
3.1.3.-	Materiales empleados en la encapsulación	43
3.2.-	Método de fabricación y procedimientos.....	44
3.2.1.-	Obtención de la veta madre	45
3.2.2.-	Transferencia.....	50

3.2.3.- Exfoliación.....	51
3.3.- Diseño de electrodos	53
3.3.1.- Electrodo paralelos de cobre	53
3.3.2.- Electrodo interdigitados de pasta de plata	54
3.4.- Hardware y software para la gestión del sensor.....	56
3.4.1.- El sensor como resistencia variable.	56
3.4.2.- Procesamiento electrónico de la señal	57
3.4.3.- Métodos de tratamiento de la señal para la corrección de la no linealidad utilizados.....	58
3.5.- Técnicas experimentales para la caracterización del sensor	59
3.5.1.- Microscopía electrónica de barrido de emisión de campo (FESEM)	60
3.5.2.- Caracterización a flexión: Protocolo de ensayo	61
3.5.3.- Caracterización a presión: Protocolo de ensayo	63
3.5.3.1- Caracterización a presión: Sensibilidad.....	63
3.5.3.2- Caracterización a presión: Desviación de la señal.....	65
3.5.3.3- Caracterización a presión: Histéresis y respuesta del sensor .	66
3.5.3.4- Caracterización a presión: Sensibilidad área.....	68
3.5.4.- Caracterización eléctrica	69
IV.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	71
4.1.- Consideraciones iniciales	73
4.1.1.- Principio de funcionamiento del sensor.....	74
4.1.2.- Fases de la curva de saturación vs Fases de la deposición del material	79
4.1.3.- Linealización de la curva de saturación.....	81
4.2.- Ensayo a compresión	81
4.2.1- Exfoliaciones.....	82
4.2.2.- Comparativa del ensayo a compresión	84
4.3.- Desviación de la señal a compresión.....	87
4.3.1.- Desviación de la señal a compresión – 10 g	87
4.3.2.- Desviación de la señal a compresión – 1 kg	91
4.4.- Histéresis.....	97
4.4.1.-Cálculo del error de histéresis.....	97
4.5.- Ciclicidad	101
4.6.- Respuesta del sensor.....	103
4.6.1.- Respuesta del sensor bajo una carga de 15 N	104
4.6.2.- Respuesta del sensor bajo una carga de 30 N	106

4.7.- Sensibilidad del área.....	110
4.8.- Caracterización eléctrica y factor de galga	113
4.9.- Fatiga a flexión	114
4.10.- Caracterización morfológica	119
4.10.1.- Caracterización microscópica (FESEM).....	119
4.10.1.1.- Espesor	119
4.10.1.2.- Análisis superficial.....	120
4.10.2.- Caracterización óptica	122
4.10.2.1.- Aparición de agujeros de aguja	122
4.10.2.2.- Aparición de huecos (calvas).....	122
4.10.2.3.- Relación con los ensayos	123
4.11.- Sensores para la deformación por flexión	127
4.11.1.- Diseño de sensores para la monitorización de articulaciones	128
4.11.2.- Monitorización de las falanges de la mano.....	129
4.11.2.1.- Introducción.....	129
4.11.2.2.- Diseño y fabricación de los sensores	129
4.11.2.3.- Integración en textiles	131
4.11.2.4.- Caracterización y modelización a flexión	132
4.11.2.5.- Linealización mediante regresión lineal	134
4.11.2.6.- Entorno de aplicación.....	137
4.11.2.7.- Monitorización de articulaciones: Codo y rodilla.....	139
4.12.- Sensores para la deformación por presión	140
4.12.1.- Diseño de una piel electrónica.....	140
4.12.2.- Diseño y desarrollo hardware.....	142
4.12.3.- Entorno de aplicación	144
V.- CONCLUSIONES.....	147
VI.- REFERENCIAS	151
VII.- APÉNDICES	161
7.1.- Listado de abreviaturas y acrónimos.....	163
7.2.- Índice de figuras	165
7.3.- Índice de tablas	170

I.- INTRODUCCIÓN

1.1- Definición de sensor

Un sensor es aquel dispositivo que después de ser sometido a una variable, acción o estímulo externo (entrada) se puede obtener de él una señal, función de la entrada, que puede ser medida y tratada. Debido a la cantidad de variables que pueden ser detectadas, estos se engloban en 7 grandes grupos, como son la radiación, el térmico, el eléctrico, el mecánico, el óptico, el químico y el magnético.

Los sensores pueden ser clasificados según diferentes criterios y dentro de estos por clases. Dependiendo del aporte de energía, se engloban los sensores moduladores y generadores como pueden ser los termistores, termopares, etc. Según la señal de salida, donde están los analógicos y los digitales, aquí se pueden encontrar potenciómetros, codificadores de posición, etc. Y en función de su modo de operación, las clases aquí incluidas son según la deflexión y según la comparación, véase acelerómetros de deflexión, servoacelerómetros, etc.

El abanico de sensores es muy amplio ya que el espectro de magnitudes a medir lo es, por lo que basándose en los frecuentemente más utilizados se obtiene que:

- Con sensores resistivos se puede medir posiciones/distancia/desplazamiento, aceleración/vibración, temperatura, presión, caudal/flujo, nivel, fuerza, humedad y para ello se pueden utilizar potenciómetros, galgas, termistores, potenciómetros combinados con un tubo Bourdon, acelerómetros de hilo caliente, LDR, galgas, humistor respectivamente.
- Por medio de sensores capacitivos se puede medir posiciones/distancia/desplazamiento, presión, nivel, fuerza, humedad por lo que para tal trabajo se tienen condensadores diferenciales, condensadores variables más diafragma, condensadores variables, galgas capacitivas, dieléctricos variables respectivamente.
- Mediante sensores inductivos y electromagnéticos se miden posiciones/distancia/desplazamiento, velocidad, aceleración/vibración, presión, caudal/flujo, nivel, fuerza, se puede echar mano del efecto Hall, LVT, LVDT más masa-resorte, LVDT+diafragma, LVDT+rotámetro, LVDT+flotador, LVDT+célula de carga respectivamente.
- Gracias a los sensores generadores se puede medir aceleración/vibración, temperatura, presión y fuerza utilizando piezoeléctricos más una masa-resorte, termopares y piezoeléctricos en ambos casos respectivamente.
- A través de los sensores digitales se puede medir posiciones/distancia/desplazamiento, velocidad, temperatura, presión, caudal/flujo y humedad con el empleo de codificadores inerciales y absolutos, codificadores incrementales, osciladores de cuarzo,

codificadores unidos a un tubo Bourdon, vórtices y SAW respectivamente.

- Por intermedio de los sensores con unión p-n se puede medir posiciones/distancia/desplazamiento, temperatura y nivel aprovechando los fotoeléctricos, diodos y de nuevo los fotoeléctricos respectivamente.
- Y por último con la ayuda de sensores ultrasónicos se puede medir posiciones/distancia/desplazamiento, velocidad, caudal/flujo y nivel valiéndose de la reflexión, el efecto Doppler, vórtices y la reflexión respectivamente.

Existen múltiples magnitudes a medir y múltiples sensores con los que realizar tales tareas, aunque como se puede observar se tienen sensores con una gran versatilidad.

1.1.1- Factores fundamentales para el diseño de sensores, una breve reseña

La base de los sensores son los fenómenos físicos o químicos y los materiales donde se presentan estos para poder ser aprovechados. Esto implica sensibilidad, repetibilidad y especificidad suficiente. La composición interna del material o su disposición geométrica, los actuales descubrimientos en materiales y sus formas de prepararlos, son los argumentos para poder aprovechar dichos fenómenos.

Tanto sólidos, líquidos o gases están constituidos por átomos, moléculas o iones. Los átomos, quienes son capaces de unirse formando redes de átomos y moléculas, son elementos que para tal propósito se agrupan principalmente mediante los enlaces iónico, metálico y covalente para crear dichas redes y para la adhesión molecular a través de las fuerzas de Van der Waals y los enlaces de hidrógeno.

Se puede resumir que el enlace iónico es un tipo de unión química entre átomos, donde uno de ellos transfiere un electrón al otro. Normalmente es entre metales y no metales con diferente electronegatividad donde lo general es que el metal ceda sus electrones al elemento no metal. Estos enlaces forman sólidos con puntos de fusión elevados, elevada resistencia mecánica y presentan baja conductividad eléctrica fundidos, en disolución acuosa son conductores eléctricos. El enlace metálico se produce únicamente entre átomos metálicos, formando un enlace muy fuerte. Los cationes forman una estructura cristalina (hexagonales, cúbicas, etc.) y los electrones ocupan los intersticios que quedan libres en ellos sin estar fijados en ningún catión concreto, lo que se conoce como mar de electrones. A temperatura ambiente forman sólidos con puntos de ebullición y fusión variados, pero por lo general altos, son buenos conductores térmicos y eléctricos. Mecánicamente se les considera dúctiles y maleables. El enlace covalente es una unión química entre dos átomos que comparten electrones lo que hace que los átomos se comporten como una unidad, molécula o entre los átomos de una red

cristalina, lo que le otorga una gran resistencia eléctrica. Este enlace es más fuerte entre átomos de igual electronegatividad. Aunque muchos de los compuestos son gases o líquidos los sólidos, presentan puntos de fusión relativamente bajos.

A partir de aquí se puede encontrar generalmente el enlace de hidrógeno y las fuerzas de Van der Waals como razón de la unión molecular. Las fuerzas de Van der Waals o fuerzas London se consideran fuerzas residuales muy débiles, de atracción o repulsión entre moléculas o grupos atómicos distintas a aquellas debidas a un enlace intermolecular o la interacción electroestática de iones con moléculas neutras. Presentan anisotropía, esto es variación de las propiedades según la orientación de sus moléculas. Dicha propiedad irá en función de que sean de repulsión o atracción. Estas fuerzas son indispensables y sin las cuales no se explicaría el fenómeno de la piezoresistencia en el grafito. También indicar el papel tan fundamental que desempeñan en campos como la ciencia de polímeros, nanotecnología, ciencia de superficies o física de la materia condensada por destacar campos más cercanos a esta investigación. Por otra parte, los enlaces o puentes de hidrógeno se pueden dar entre moléculas (intermoleculares) o entre diferentes partes de una misma molécula (intramoleculares). A diferencia que las fuerzas de Van der Waals estos son más fuertes, pero más débiles que los enlaces covalentes o iónicos. Se puede encontrar este tipo de enlaces entre moléculas inorgánicas y en moléculas orgánicas, como por ejemplo en el agua líquida o sólida, el ADN o las proteínas, respectivamente.

Se parte de la premisa de que una de las propiedades interesantes para sensores es la capacidad de conducción eléctrica por lo que se dividirán los materiales en conductores, semiconductores y dieléctricos (aislantes). La diferencia entre estos recae en el concepto de banda de energía. Partiendo de la teoría atómica hay que entender que los electrones que forman parte del átomo están distribuidos en niveles energéticos. Estos niveles pueden ser de reposo o de excitación y la separación entre estos viene dada por la energía que se debe transmitir al electrón para que pueda pasar de un nivel a otro. Se considera que existen tres tipos de bandas de energía, la saturada o de valencia (normal), la de conducción o energía libre (estados excitados) y la prohibida que está entre las dos anteriores. Por lo que se tiene que, para los conductores las bandas de valencia y conducción se solapan lo que provoca que en la banda de conducción siempre haya electrones libres, para los aislantes o dieléctricos la banda prohibida es muy ancha por lo que no se observa casi conducción de electrones y en los semiconductores la separación es intermedia por lo que una aportación energética externa permite tener portadores de carga libres; en este caso la cantidad de energía viene dada por la cantidad de impurezas y defectos en el material.

Actualmente este tipo de dispositivos tienen una gran importancia en nuestra sociedad, ya que en ellos recae la obligada necesidad de conseguir una alta precisión con la que poder medir variables conocidas y otras con magnitudes fuera de nuestro alcance sensorial (y que debido a esta necesidad las anteriores tecnologías se han visto superadas) aplicables en industria,

sanidad, investigación, etc. Y por lo que significa para la especie humana el poder ampliar o recuperar nuestros sentidos para continuar con nuestro día a día y/o ampliar nuestra realidad [1].

1.2.- Definición de piezorresistencia

La piezorresistencia, del griego *priezein* (comprimir) y del latín *resistentia* (persistir, mantenerse firme), es la variación de la resistencia eléctrica de un material conductor o semiconductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico. Uno de los sensores de uso más extendido y que nos puede ayudar a entender el efecto piezorresistivo son las galgas extensiométricas. Dicho efecto es atribuido a Lord Kelvin en 1856 cuando hizo patente el principio básico de funcionamiento relacionando la deformación/resistencia de hilos conductores y semiconductores observando el cambio de su resistencia eléctrica.

Ampliando un poco más el funcionamiento de las galgas se puede decir que estas aprovechan el fenómeno físico de la resistencia eléctrica, la dependencia de la resistividad del conductor, intrínseco al propio material, y la geometría del conductor. Cuando dicho conductor es deformado sin rebasar su límite elástico, se asume la inexistencia de deformación permanente o rotura en el mismo, provocando estrechez y alargamiento. Este hecho incrementa su resistencia eléctrica. De forma análoga, cuando el conductor es sometido a compresión este se acorta y ensancha, con la consiguiente reducción de su resistencia al paso de corriente eléctrica. Sometiendo dicho fenómeno a una razón cristalográfica estos cambios se pueden encontrar en la variación de la amplitud de las oscilaciones en los nudos de la red cristalina del metal. En un material a tensión la amplitud de las oscilaciones de los nudos aumenta, por lo que la velocidad de los electrones disminuye, pero si se somete a compresión esta amplitud disminuye con su consiguiente efecto directo en la movilidad de los electrones. De este modo, midiendo la resistencia eléctrica de la galga, se puede deducir el esfuerzo aplicado sobre un objeto. Llegados a este punto se determinó la relación directa con el cambio de volumen (deformación a compresión y tensión) y la resistencia eléctrica del material.

Para aprovechar dicho fenómeno se hace uso de materiales metálicos como pueden ser las aleaciones de Constantan, Karma, Alloy 479, Nickel, Advance, Isoelastic, Magnanin y semiconductores como el silicio tipo P y tipo N y el germanio tipo P y tipo N. Debido a que la temperatura es un factor problemático, los materiales mencionados anteriormente son seleccionados en función de su bajo coeficiente de temperatura, ya que parcialmente se puede compensar la disminución de la movilidad de los electrones al aumentar la temperatura con el aumento de su concentración. [1]

1.2.1.- Consideraciones generales sobre sensores táctiles, métodos de fabricación y campos de aplicación

Los sensores táctiles suponen una gran innovación en el campo de la tecnología y tienen una excelente perspectiva de futuro. Estos sensores se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones, desde dispositivos móviles hasta pantallas interactivas y robots, lo que demuestra su versatilidad y potencial para transformar la forma en que se interactúa con la tecnología en nuestra vida diaria.

Los métodos clásicos de fabricación de sensores táctiles, como la litografía y la metalización por evaporación, pueden ser costosos y tienen un impacto ambiental significativo debido a la utilización de químicos y gases tóxicos. Además, estos métodos pueden tener limitaciones en términos de escalabilidad y flexibilidad.

Los métodos alternativos o nuevos de fabricación de sensores táctiles, como la impresión por inyección de tinta y la serigrafía, pueden ser más económicos y sostenibles en términos de medio ambiente, ya que no requieren procesos de producción químicos y no generan residuos tóxicos. Además, estos nuevos métodos pueden mejorar la precisión y la flexibilidad de los sensores, lo que puede dar lugar a dispositivos más eficientes y duraderos.

Ante este panorama, se hace evidente la necesidad de evolucionar los procesos de fabricación y adoptar un nuevo enfoque del paradigma tecnológico que tenga en cuenta cómo esta tecnología afecta el uso y la aplicación de los sensores, así como las ramas o aplicaciones que se benefician de ellos. Este nuevo paradigma se basa en la optimización de recursos, la reducción de costos mediante procesos más simples y el uso de tecnologías dedicadas y sostenibles. El objetivo es lograr una mayor accesibilidad tecnológica para todos los usuarios, en todos los ámbitos.

Se espera que esta evolución en los sensores piezorresistivos, especialmente los basados en grafito, conduzcan a una implementación a gran escala en el futuro. Sin embargo, es importante tener presente los puntos mencionados anteriormente para avanzar en la dirección correcta. Esto implica no perder de vista la optimización de recursos, la reducción de costos, el enfoque en tecnologías sostenibles y la garantía de accesibilidad tecnológica como elementos fundamentales en el desarrollo y aplicación de estos sensores.

La tecnología de sensores piezorresistivos tiene un impacto significativo en la sociedad actual, especialmente en áreas como la robótica, las aplicaciones sanitarias, las técnicas de teleoperación y la realidad virtual (RV). También se observa su influencia en dispositivos relacionados con las Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC), como los periféricos de entrada planos y la optimización de dispositivos integrados en teléfonos móviles, como los acelerómetros.

En el campo de la robótica, los sensores piezorresistivos basados en grafito se utilizan en la creación de e-skin (piel electrónica), que permite a los robots

tener un sentido táctil y capacidad de respuesta a su entorno. Estos sensores son esenciales para brindar retroalimentación de presión y contacto, lo que mejora la interacción segura y precisa entre los robots y los seres humanos.

En el ámbito de la salud, se encuentran aplicaciones en dispositivos médicos, como prótesis inteligentes y sistemas de monitoreo de la salud. Estos sensores permiten capturar y medir la presión ejercida sobre la piel o las articulaciones, lo que resulta fundamental para ajustar y mejorar la funcionalidad de las prótesis y proporcionar información valiosa para el monitoreo de la salud y el diagnóstico temprano de enfermedades.

Además, estos sensores desempeñan un papel crucial en técnicas de teleoperación y realidad virtual, donde la retroalimentación háptica y la detección de la presión son fundamentales para una experiencia inmersiva y precisa. Permiten replicar sensaciones táctiles y de presión en dispositivos hápticos, mejorando la sensación de interacción en entornos virtuales y facilitando la manipulación remota de objetos.

1.3.- Consideraciones generales sobre el carbono

El carbono es un elemento químico presente en la tabla periódica con símbolo C y número atómico 6. Es un elemento no metálico que tiene una gran importancia en la química y la física debido a sus características únicas. El carbono tiene la capacidad de formar enlaces covalentes fuertes consigo mismo y con otros elementos, lo que le permite generar una amplia variedad de compuestos.

En los últimos años, los nuevos descubrimientos y avances en la química y física del carbono han permitido la aparición de materiales como el grafeno y los nanotubos de carbono, que presentan propiedades excepcionales en términos de conductividad eléctrica, resistencia mecánica y flexibilidad. Esto ha llevado a que el carbono se considere cada vez más como un material alternativo en diversas aplicaciones tecnológicas, entre ellas, los sensores piezorresistivos.

La química del carbono es muy diversa y abarca una amplia variedad de compuestos, desde los hidrocarburos simples como el metano hasta los polímeros complejos como el policarbonato. En la física, el carbono es especialmente interesante debido a su capacidad para formar estructuras cristalinas altamente ordenadas, como el diamante, el grafito y los nanotubos de carbono.

Aunque el silicio es el material predominante en la fabricación de componentes electrónicos, más adelante se van a mostrar algunas investigaciones y desarrollos en la fabricación de componentes basados en carbono y alotrópicos como el grafeno, los nanotubos de carbono y especialmente el grafito.

Los materiales basados en carbono son una opción prometedora para la fabricación de sensores flexibles debido a sus propiedades mecánicas, eléctricas y químicas únicas [2-4].

1.3.1.- Trabajos realizados basados en carbono y otras formas alotrópicas (excepto grafito)

Actualmente es tendencia, ya sea por reducir el impacto en la huella medioambiental, la convivencia en tiempos convulsos para la economía o el crecimiento de áreas como la robótica, la búsqueda de métodos de fabricación de bajo coste que puedan generar una tecnología con una precisión que pueda compararse, por ejemplo, con la tecnología basada en el silicio, ya sea bien por el cambio del paradigma industrial en cuanto a la fabricación o al paradigma del material base, el carbono es uno de estos materiales seleccionados.

1.3.1.1.- Carbono

El carbono debido a las propiedades únicas y versátiles impulsa el desarrollo de dispositivos electrónicos más eficientes, rápidos y versátiles, así como nuevos materiales y tecnologías que tienen un impacto significativo en la industria y en la vida cotidiana. Actualmente, como ya se ha comentado al inicio de este punto, se intenta minimizar el impacto, los costes y los procesos de fabricación sin disminuir la calidad técnica de los dispositivos y componentes desarrollados bajo este prisma.

Se puede encontrar trabajos como el de Daniel Gräbner et al. [5] donde nos presentan un proceso de fabricación de bajo coste en que se imprime tinta comercial de carbono sobre un sustrato polimérico para obtener un sensor de presión con un amplio rango. T.D. Nguyen et al. [6] presentan una matriz de sensores de presión basados en microbobinas de carbono (CMC) excitados mediante corriente alterna para el campo de la robótica blanda (campo que investiga la robótica desde el punto de vista de la ingeniería de materiales, cambiando el paradigma de diseño y aplicación de actuadores, sensores, etc.). Esta matriz es capaz de detectar tanto la distancia como la presión ejercida sobre ella, como se puede ver en la Figura 1. Al igual que Yuanqing Li et al. [7] han preparado un sensor de presión basado en algodones de carbono (CC, carbon cottons) mediante un sencillo proceso de pirólisis que será introducido mediante infusión por vacío en una matriz de PDMS (polidimetilsiloxano), para ser integrados en complementos textiles, calzado, etc.

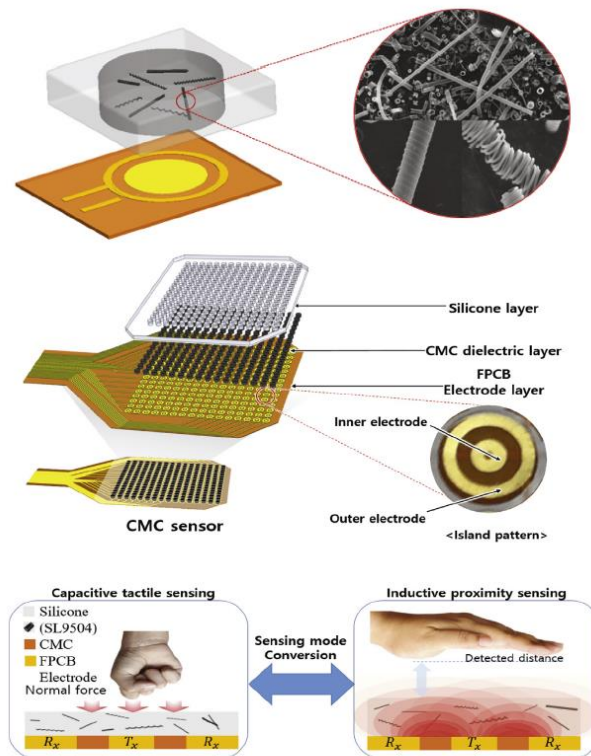


Figura 1.- Detalle de la matriz y aplicaciones presentadas en [6].

Z.B. Hughes et al [8] presentan un proceso para la obtención de sensores piezorresistivos basados en la carbonización por láser de la poliimida obteniendo partículas de carbono altamente porosas, nanotubos y láminas de grafito con resistencias de lámina tan bajas, como 50Ω , para su posterior transferencia a una lámina de PDMS. R. Rahimi et al. [9] han desarrollado una matriz de sensores flexibles de bajo coste para la medición del pH en heridas crónicas basado en dos tipos de electrodos, uno de referencia de Ag/AgCl y un segundo electrodo de carbono recubierto con una membrana de PANI (polianilina). Este ha sido fabricado mediante mecanizado láser.

Rahim Rahimi et al. [10] presenta un enfoque sencillo y económico para la fabricación de supercondensadores híbridos flexibles de carbono/MnO₂. Los electrodos altamente porosos de carbono del supercondensador se fabrican mediante pirólisis. Este proceso proporciona una alta área efectiva lo que resulta en un aumento del 55% en el rendimiento electroquímico del supercondensador, como se puede ver en la Figura 2.

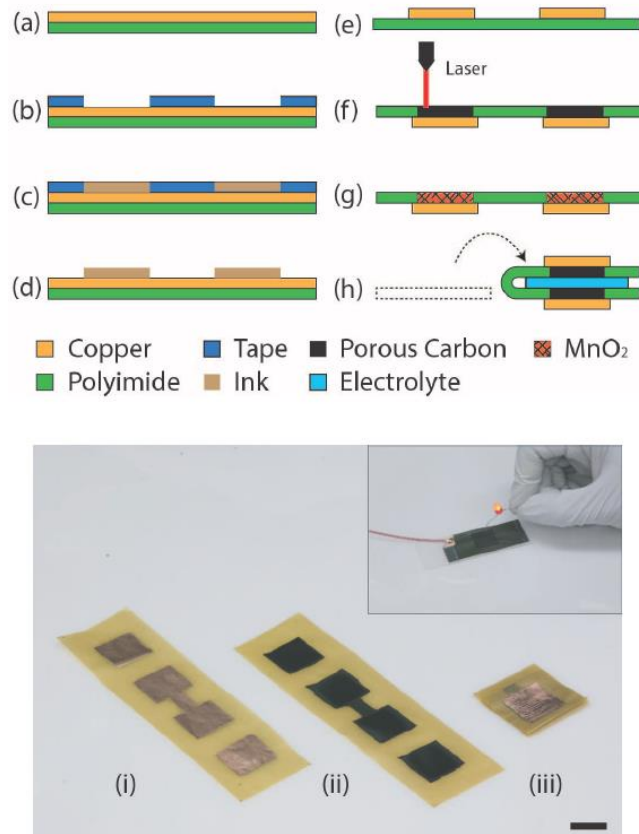


Figura 2.- Proceso de fabricación y aplicaciones presentadas en [10].

1.3.1.2- Negro de carbono

El negro de carbono ha sido investigado de forma continua a lo largo de los siglos XX y XXI debido a su importancia en diversas aplicaciones industriales. La utilización de negro de carbono como relleno para mejorar propiedades como la resistencia al desgaste y la conductividad eléctrica ha impulsado su estudio y desarrollo continuo en la industria de los materiales y la química de polímeros.

Aunque no es una de las formas alotrópicas del carbono más utilizada actualmente en los ámbitos aquí descritos, se puede mencionar algunas muestras como lo propuesto por Honglie Song et al. [11] donde a través de un proceso de serigrafía impregna un sustrato de papel siendo que se aprovechan las grietas formadas por la superficie para medir la variación de resistencia. Este proceso de fabricación basado en la serigrafía es bastante común, en esta investigación se defiende dicho proceso. Siguiendo esta línea de utilización como sustrato papel u otros derivados, Stefano Cinti et al. [12] aborda esta línea con una deposición mediante gotas obteniendo una dispersión estable del negro de carbono sobre 3 tipos de sustratos diferentes, papel de cocina, un tipo de papel encerado y por último una especie de película de parafina plástica.

Nanshu Lu et al. [13] presentan un primer acercamiento a un sistema MOCAP (motion capture, captura del movimiento) basado en el dopaje del PDMS con negro de carbono sobre un sustrato de PDMS, obteniendo un sensor flexible que puede laminarse fácilmente sobre la piel humana con restricciones mecánicas moderadas en los movimientos naturales, como se puede observar en la Figura 3A. Corinne Mattmann et al. [14] presenta otro sistema MOCAP integrado en textil basado en un sensor realizado con un compuesto 50% TPE y 50% negro de carbono. La fijación a la prenda se logra mediante una película de silicona. Este sensor muestra una respuesta lineal de la resistencia a la deformación, una pequeña histéresis, sin efectos de envejecimiento y una pequeña dependencia de la velocidad de deformación, ver Figura 3B.

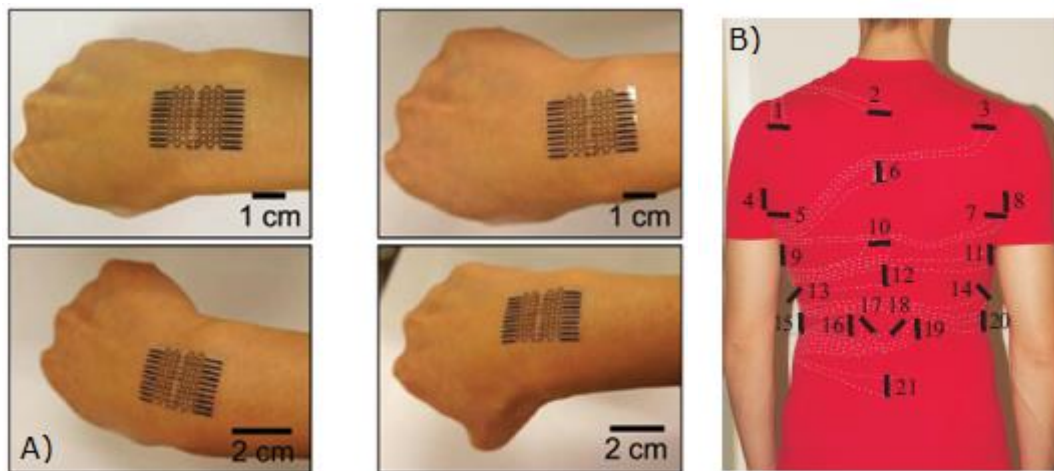


Figura 3.- A) Sistema MOCAP propuesto en [13] laminado en la piel. B) Sistema MOCAP propuesta en [14] integrado en una prenda textil.

Por ultimo Haixia Mei et al. [15] presentan un compuesto de silicona/negro de carbono (CB/SR) destinado a la medición de la presión con una linealidad muy alta, factor importantísimo en este tipo de sensores que tienden a la no linealidad.

1.3.1.3- Nanotubos de carbono

Descubiertos a principios de la década de 1990, durante esta misma y a lo largo del siglo XXI, se han y se están llevando a cabo numerosos estudios e investigaciones sobre nanotubos de carbono debido a sus propiedades únicas y su amplio potencial de aplicaciones en diversos campos, incluyendo la nanotecnología, la electrónica, la ciencia de materiales y la biomedicina, entre otros, que al igual que el resto de alótropos del carbono aquí mencionados, está siendo objetivo de las simplificaciones y de los medioambientalmente concienciados actuales procesos de fabricación de dispositivos basados en ellos.

Por ejemplo, Srinivasulu Kanaparthi y Sushmee Badhulika [16] proponen un proceso de fabricación de un sensor de temperatura e infrarrojos libre sin solventes, teniendo una pared múltiple de nanotubos de carbono como elemento sensor y un trazo de lápiz de grafito comercial como contacto eléctrico en papel de filtro de celulosa reciclable y biodegradable, sin utilizar materiales tóxicos ni procedimientos complejos. Bradley Thompson y Hwan-Sik Yoon [17] proponen la fabricación de un sensor de deformación capaz de medir deformación estática y dinámica mediante una impresora por aerosol personalizada. Los resultados muestran una alternativa a las galgas convencionales. La emergente tecnología de impresión 3D tampoco se queda al margen como dan muestra de ello Md Omar Faruk Emon and Jae-Won Choi [18] desarrollando un sensor de presión piezorresistivo flexible basado en un composite polimerico de nanotubos de carbono. El sensor se fabricó mediante procesos de moldeo e impresión de pantalla utilizando un polímero fotosensible comercial imprimible en 3D. Rahim Rahimi et al. [19] proponen un proceso de bajo costo, un tanto más complejo, pero aun así se aleja de los actuales procesos de sala blanca, basado en la transferencia e incrustación de patrones carbonizados de partículas de grafeno y nanotubos de carbono creados mediante la pirólisis selectiva con láser de polímeros termoestables, con el que ha fabricado un sensor unidireccional para medir la deformación. Daniel J. Cohen et al. [20] presentan un proceso rápido y económico basado en la filtración al vacío de nanotubos de carbono de pared simple (SWCNT) y el patrón hidrofóbico de silicona.

La tecnología MOCAP también tiene cabida como proponen Takeo Yamada et al. [21] mostrando una alternativa, cada vez es más frecuente, a los sensores convencionales basados en silicio, como son estos sensores flexibles para la captura del movimiento humano basados en películas delgadas de nanotubos de carbono de pared simple alineados. El mecanismo se basa en la detección de las brechas generadas por la flexión, capaz de medir deformaciones de hasta un 280% (50 veces más que las galgas convencionales), o como A.T. Sepúlveda et al. [22] que proponen también una alternativa más a los sensores de presión basados en silicio y que muestran en su trabajo unos resultados dinámicos y una respuesta lineal nada desdeñables en comparación a los actuales y comerciales basados en el silicio. Le Cai et al. [23] presentan unos sensores de deformación capacitivos basados en nanotubos de carbono (CNT) multifuncionales que pueden detectar deformaciones de hasta un 300% con una excelente durabilidad incluso después de miles de ciclos. Buscando esta alternativa, como se verá más adelante, y a modo de breve presentación, se reseñará el trabajo de Hye-Mi So et al. [24] donde desarrolló un sensor de presión basado en una disposición de nanotubos de carbono alineados verticalmente (VACNTs) soportados por una matriz de polidimetilsiloxano (PDMS), hasta aquí algo común actualmente pero con la particularidad de que el sensor de presión basado en VACNTs se integró con un transistor de efecto de campo, que se fabricó utilizando nanotubos de carbono semiconductores pulverizados sobre un sustrato de plástico como se puede ver en la Figura 4.

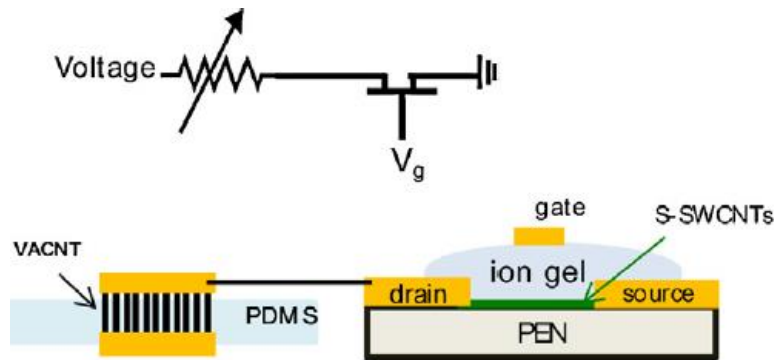


Figura 4.- Transistor de efecto campo basado en nanotubos de carbono [24].

Morteza Amjadi et al. [25] presentan otros sensores de deformación superelásticos, fácilmente montables en la piel mediante el uso de películas delgadas de un composite de silicona y nanotubos de carbono para deformaciones de hasta un 500%. La tecnología MOCAP no sólo se limita a la monitorización del movimiento (aunque surgen para tal propósito), sino que también en el ámbito de la salud como proponen Yanlong Tai et al. [26] que presentan un sensor de presión piezorresistivo portátil de bajo coste capaz de monitorear el pulso humano, como se puede ver en la Figura 5, o la detección del movimiento de los músculos de la garganta, al igual que proponen skinsYang Gao et al. [27] y Darren J. Lipomi et al. [28], en definitiva un monitoreo más preciso que puede ser interesante en determinados sectores de la población que puedan requerir una atención más fiel.

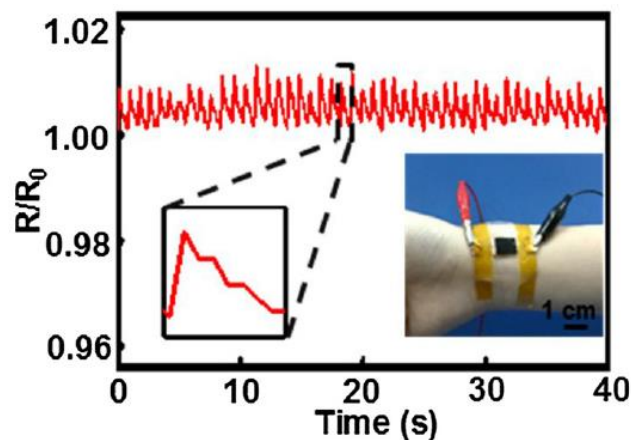


Figura 5.- Sensor de presión piezorresistivo portátil [26].

1.3.1.4.- Grafeno

La aplicación de grafeno en sensores piezorresistivos ha experimentado un crecimiento significativo desde su descubrimiento en 2004, y se espera que continúe evolucionando a medida que se exploran nuevas aplicaciones y se perfeccionan las tecnologías de fabricación. Debido a que la obtención un grafeno de calidad del que se puedan aprovechar todas sus magníficas propiedades, es un proceso complejo y costoso aún hoy en día, y aunque la producción de grafeno ha avanzado en términos de calidad y escalabilidad, y

algunas técnicas, como el CVD (Chemical Vapor Deposition - Deposición Química de Vapor), se han vuelto más accesibles y rentables, sigue dependiendo de costosos procesos los cuales se desmarcan del objetivo de esta tesis. Aun así, se hará mención a algunos trabajos que pueden ser enmarcados en esta investigación y pueden servir como orientación de lo que se espera como son los publicados por Hyunmin Kim y Jong-Hyun Ahn [29] donde exponen una serie de aplicaciones que van desde objetos flexibles como diodos emisores de luz, detectores y fotovoltaicos hasta objetos portátiles de alta gama como sensores físicos, biosensores y sistemas de almacenamiento y captación de energía. Todo esto motivado por las excelentes propiedades ópticas, electrónicas y mecánicas del grafeno.

En el siguiente trabajo Yarjan Abdul Samada et al. [30] modifican una sencilla tela de Nylon® que detecta tanto la fuerza como la posición. Se recubrió una tela de Nylon® comercialmente disponible con grafeno reducido (rGO) obteniendo una matriz sensible a la presión, pudiendo detectar la posición de la fuerza aplicada.

Por último, el trabajo de Yuanzheng Luo, et al. [31] donde se presenta una estrategia que disminuye eficazmente la complejidad del proceso de preparación de una matriz de 6x6 sensores de presión flexibles basados en una espuma de grafeno. Este conjunto microeconómico tiene un amplio potencial de aplicación para la fabricación de sensores táctiles, piel artificial e interfaces hombre-máquina como se puede ver en la Figura 6.

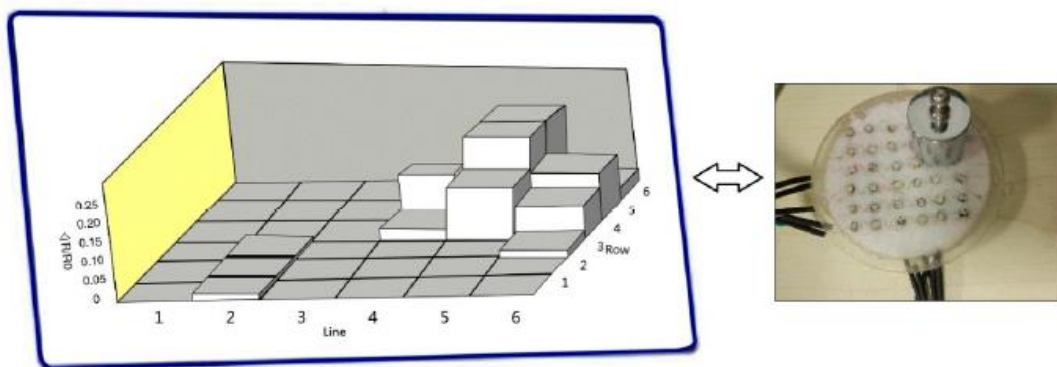


Figura 6.- Matriz 6x6 de un sensor de presión flexible basado en una espuma de grafeno [31].

1.4.- Consideraciones generales sobre el grafito

El grafito es una forma alotrópica del carbono que se compone de capas de átomos de carbono enlazados covalentemente, cuya fórmula química del grafito es C, lo que significa que está compuesto únicamente por átomos de carbono. Cada átomo de carbono está unido a otros tres átomos de carbono por medio de enlaces covalentes fuertes, formando un patrón hexagonal que se extiende en dos dimensiones, una estructura cristalina en capas. Estas capas son muy delgadas, con un grosor de solo unos pocos átomos, y están

separadas por una distancia de aproximadamente 0,34 nanómetros, unidas mediante enlaces débiles de Van der Waals. Esta estructura es responsable de las propiedades únicas del grafito, como su alta conductividad eléctrica y térmica, su baja fricción y su alta resistencia a la corrosión.

Una de las características más notables del grafito es su estructura laminar. Las capas de átomos de carbono están dispuestas de tal manera que forman una estructura en forma de panal de abeja, y estas capas están apiladas unas sobre otras. Debido a esta estructura, el grafito tiene una alta conductividad eléctrica y térmica en la dirección del plano de la lámina, pero es un aislante en la dirección perpendicular a las capas.

Otra característica importante del grafito es su estabilidad química. Es resistente a la mayoría de los ácidos y las bases, así como a altas temperaturas. Además, es un material no tóxico y se considera seguro para su uso en aplicaciones médicas y alimentarias.

El grafito también tiene una alta resistencia mecánica y es muy ligero, lo que lo hace útil en una amplia gama de aplicaciones. Por ejemplo, se utiliza como material de electrodos en baterías de iones de litio y como material conductor en sensores piezorresistivos.

Las propiedades físicas del grafito están determinadas por esta estructura cristalina. En primer lugar, el grafito es un material altamente conductor de la electricidad y el calor debido a la presencia de electrones libres en la estructura cristalina. Además, el grafito es un material muy estable y resistente a altas temperaturas debido a la fortaleza de los enlaces covalentes entre los átomos de carbono en cada capa.

Otra propiedad importante del grafito es su capacidad de delaminación o exfoliación, que permite obtener láminas de grafito extremadamente delgadas, como el grafeno. El proceso de delaminación consiste en separar las capas de grafito por medio de procesos químicos o mecánicos, lo que permite obtener materiales de grafito con diferentes propiedades físicas y químicas [2-4].

1.4.1.- Trabajos realizados basados en grafito

Se sabe que el grafito es un material ampliamente utilizado y que actualmente, con el desarrollo de las investigaciones de las propiedades del grafeno, el grafito goza de una nueva juventud. En este punto, se va a exponer, siguiendo la tendencia de los puntos anteriores, trabajos que ofrecen la posibilidad de obtener tecnología de calidad que puede sustituir, gracias a sus procesos de fabricación simples y de bajo coste, su bajo impacto en la naturaleza y los materiales utilizados ya sea en sus sustratos, por ejemplo, a tecnologías actuales, que como en los anteriores puntos, actualmente adolecen de ser complejos, caros y tener un alto impacto en el medio ambiente.

Para este punto del arte se agruparán los trabajos expuestos en la medida de lo posible y teniendo en cuenta la premisa inicial, a saber, bajo coste, bajo impacto medioambiental, etc., en las tecnologías de fabricación, especialmente las de sustratos y técnicas de deposición, que a grandes rasgos son las que condicionan el conjunto industrial para la fabricación.

El grafito es un elemento que por sus propiedades eléctricas y el tamaño de grano que comercialmente se puede adquirir de forma fácil, es utilizado como elemento de carga en composites, como en el caso de los trabajos de Sreenivasulu Tadakaluru et al. [32] donde desarrollaron unos sensores flexibles y estirables de alta deformación basados en nanotubos de carbono multicapa o escamas de grafito entrelazados y distribuidos al azar sobre un sustrato de caucho natural, llegando a obtener deformaciones del 246% con la versión de grafito, en la Figura 7 Ana Luísa Silva et al. [33] prepararon electrodos compuestos de SSF/Grafito-Silicona para aplicaciones electroanalíticas para el monitoreo de la electroactividad y Ling Chen et al. [34] fabricaron un nanocompuesto de láminas de grafito en una matriz de silicona para un sensor de alta sensibilidad aprovechando las propiedades piezorresistivas del grafito.

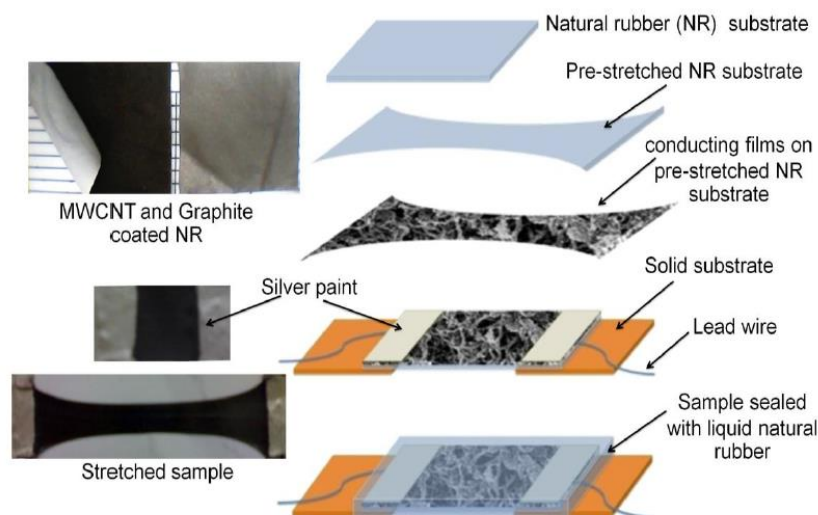


Figura 7.- Sensores flexibles y estirables de alta deformación basados en nanotubos de carbono multicapa [32].

Las técnicas más utilizadas en la actualidad en la investigación de sensores piezorresistivos para medir deformaciones, dispositivos MOCAP, es la impresión litográfica [35, 36], la serigrafía [37-39], la deposición por pulverización (spray) [40] (Figura 8), grabado láser [41], que al igual que el trabajo que presentan Jiaying Cai et al. [42] y la investigación que aquí se muestra, los sustratos de todos estos trabajos están basados en polímeros flexibles, los cuales proporcionan rigidez y alta velocidad en la recuperación. Todos estos trabajos son escalables y fácilmente integrables en textiles y otro tipo de matrices para poder ser utilizados en tareas y ámbitos cotidianos. Los resultados tanto en el factor de galga y rangos de aplicación son comparables a sensores comerciales, lo cual da buena cuenta de que se está yendo por el camino correcto.

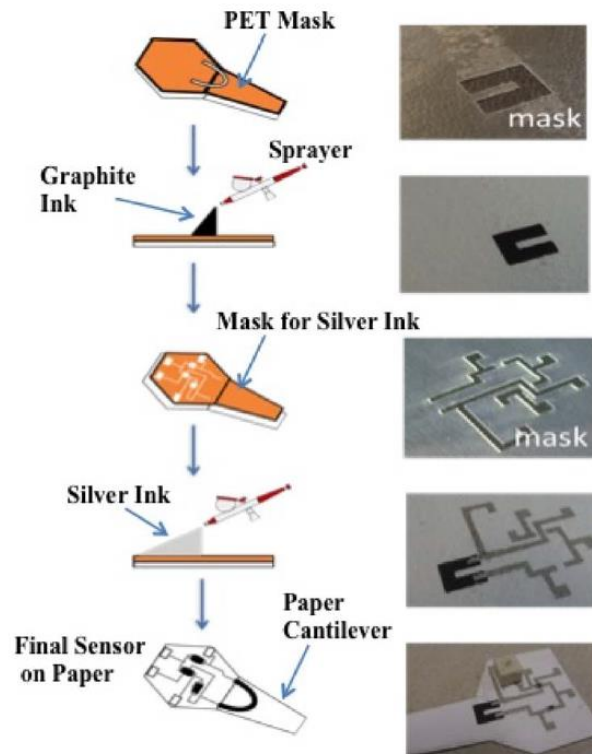


Figura 8.- Proceso de pulverización, una de las técnicas que actualmente se utilizan para sistemas de bajo coste en la fabricación de sensores piezorresistivos [40].

Caprice Gray et al. [43] presenta la fabricación de transistores orgánicos de película fina (OTFTs) exponiendo que los materiales orgánicos son más compatibles con temperaturas bajas y costos reducidos en sustratos flexibles, en comparación con los transistores de silicio amorfo (a-Si TFT), y junto a la tinta de grafito utilizada consigue un rendimiento superior en comparación a los dispositivos basados en oro.

Uno de los sectores más activos e innovadores en la investigación de dispositivos basados en grafito es el llamado grafito en papel (GoF, graphite on paper) en donde se plantea una seria propuesta, sabiendo sus limitaciones como el control de la deposición del material sobre el sustrato, la degradabilidad de este o el previo tratamiento de la superficie para dotarlo de propiedades extra como la hidrofobia, por ejemplo, pero la propuesta general de fabricación low cost, rápida, libre de solventes y con garantías técnicas [44-52] (Figura 9), lo hace muy atractivo para la fabricación de componentes electrónicos como condensadores, MEMS (micromáquinas), transistores o fotorresistencias [53-59] (Figura 10), alternativas para sensores de flexión y presión o sistemas MOCAP [60-65] que apunta a una nueva conciencia de donde y como aplicar según que tecnología.

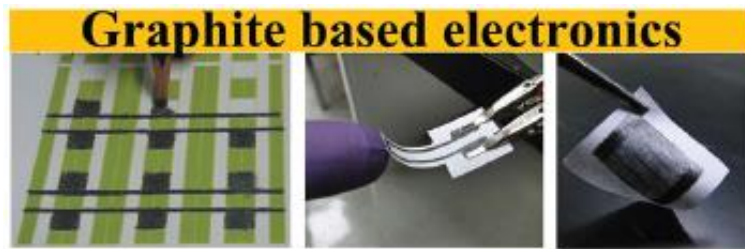


Figura 9.- Sensor de flexión basado en la técnica GoP (Graphite on paper) piezorresistivo portátil [52].

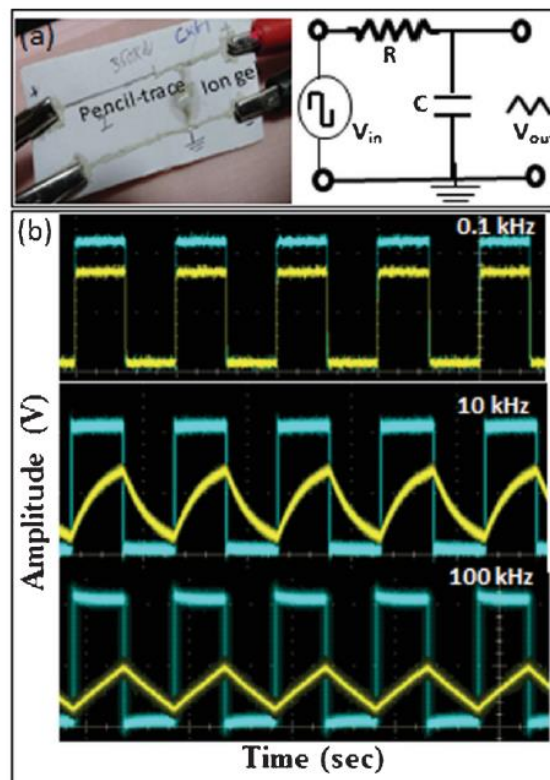


Figura 10.- Filtro RC (Resistencia-condensador), para el control del tiempo de cargar y descarga del condensador, fabricado con la técnica GoP [57].

1.5.- Electrónica verde (Green electronics)

La electrónica "verde" o "ecológica" no sólo es un término científico nuevo, sino también un área de investigación emergente que busca identificar compuestos de origen natural y desarrollar rutas económicamente eficientes para la producción de materiales sintéticos aplicables en dispositivos respetuosos con el medio ambiente, ya sea biodegradables o biocompatibles, así como en la reducción del consumo de energía y la eliminación de sustancias tóxicas en la fabricación y uso de dispositivos electrónicos. Un enfoque sostenible para la fabricación y uso de dispositivos electrónicos que

minimiza el impacto ambiental de la producción, uso y desecho de estos dispositivos [61],[66, 67].

En el contexto de la fabricación de sensores piezorresistivos basados en grafito para una aplicación de piel sintética, como es el caso que aquí se expondrá, la goma laca y el polietileno de baja densidad se utilizan como aglomerante y sustrato respectivamente para los sensores debido a su biocompatibilidad y su capacidad para soportar la deposición de materiales conductores como el grafito.

1.5.1.- Materiales biocompatibles utilizados en este trabajo

El grafito, por su parte, es un material de carbono que se caracteriza por su alta conductividad eléctrica y su capacidad de formar películas delgadas. Estas propiedades lo convierten en una opción atractiva para la fabricación de sensores. Además, el grafito ha demostrado ser biocompatible y se ha utilizado en diversas aplicaciones médicas y biomédicas, es químicamente inerte, no reactivo y no tóxico. En consecuencia, el grafito no causa irritación ni inflamación en los tejidos biológicos.

Además de su biocompatibilidad, el grafito es un material económico y fácilmente disponible, lo que lo convierte en una opción atractiva para la fabricación de sensores piezorresistivos de bajo costo. La combinación de materiales biocompatibles y conductores, como el grafito, permite la producción de sensores piezorresistivos que son seguros y efectivos para aplicaciones en la piel sintética y otras aplicaciones biomédicas.

El polietileno de baja densidad es un material ampliamente utilizado en aplicaciones médicas debido a su biocompatibilidad y su capacidad para formar películas flexibles. Su baja densidad y propiedades dieléctricas lo convierten en una opción adecuada para la fabricación de láminas o sensores.

La goma laca, una resina natural secretada por insectos, también se considera biocompatible. Este material presenta propiedades mecánicas interesantes, como flexibilidad y resistencia, lo que lo hace adecuado para la producción de láminas o sensores.

La acetona es un compuesto químico que se encuentra en la clase de los solventes orgánicos y es un líquido inflamable e incoloro con un olor característico. Desde el punto de vista de la biocompatibilidad, la acetona se considera relativamente segura cuando se usa en aplicaciones específicas, pero hay ciertas consideraciones a tener en cuenta. Es soluble en agua y se excreta principalmente a través de la orina cuando se ingiere en pequeñas cantidades. De hecho, se produce naturalmente en el cuerpo como subproducto del metabolismo de las grasas. En el caso que nos ocupa, la acetona sirve como disolvente para licuar la mezcla y poder trabajar con ella de forma más fácil, evaporándose en el proceso de secado de la veta madre. Por lo que una vez se han exfoliado las transferencias para el contacto con el usuario no quedaría rastro de ella.

La elección de materiales biocompatibles es esencial para garantizar la seguridad y la eficacia de los sensores en aplicaciones médicas y biológicas.

La integración de dispositivos electrónicos con tejidos vivos abre un mundo de posibilidades en campos como la medicina, donde se pueden utilizar para monitorear la salud en tiempo real, proporcionar terapias personalizadas o incluso restaurar funciones perdidas. También se pueden explorar aplicaciones en campos como la ingeniería de tejidos y la biotecnología, donde los dispositivos "verdes" pueden ayudar en el cultivo de tejidos y órganos artificiales [2],[66, 67] (Figura 11).

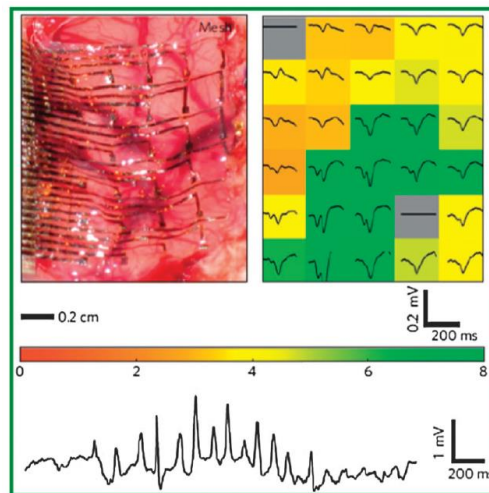


Figura 11.- Conjunto de electrodos implantado en la superficie del cerebro de un gato y la respuesta evocada promedio de cada sensor individual [67].

1.5.2.- Estado del arte de la electrónica verde

Con el surgimiento del cambio climático global y la escasez de recursos, en los últimos años se ha prestado una atención creciente a los materiales respetuosos con el medio ambiente. Los árboles son materiales sostenibles y renovables que nos proporcionan refugio y oxígeno, y eliminan dióxido de carbono de la atmósfera.

La madera de los árboles nos proporciona papel, cartón y suministros médicos. Sin embargo, los árboles y la madera tienen mucho más que ofrecernos como materiales avanzados, impactando en campos emergentes de alta tecnología, como la bioingeniería, la electrónica flexible y la energía limpia. Con lo que Song Wei et al. [68] presentan un estudio donde revisan las estructuras y químicas fundamentales de la madera y los materiales derivados de esta, que son esenciales para una amplia gama de tecnologías existentes y nuevas como como la electrónica, dispositivos biomédicos y almacenamiento de energía y bioenergía.

En la misma línea Atharv Suresh Khurd y Balasubramanian Kandasubramanian [69] ofrecen una visión general sobre tratamientos químicos, mecánicos y combinados de química y mecánica para obtener diversos materiales basados en celulosa, como nanofibras de celulosa (CNF), nanofibras de celulosa (NFC), cristales de nanocelulosa (CNC) y películas de celulosa regenerada (RCF) y entran en detalle sobre la investigación de la celulosa, como la electrónica flexible verde, dispositivos termoeléctricos portátiles, materiales de electrodos para dispositivos de almacenamiento de energía flexibles, etc.

Y no es menor el interés sobre las nuevas propuestas sobre almacenamiento energético, como ya hemos comentado anteriormente, pero cabe reseñar el trabajo de Longyan Yuan et al. [70] que presenta un sistema de almacenamiento de energía, supercondensadores, basados en papel. Estos son totalmente sólidos y flexibles, que pueden cargarse mediante un generador piezoeléctrico o células solares y luego descargarse para alimentar un sensor de tensión o un diodo emisor de luz azul, demostrando su eficiente gestión de energía en sistemas nanoelectrónicos autoalimentados (Figura 12).

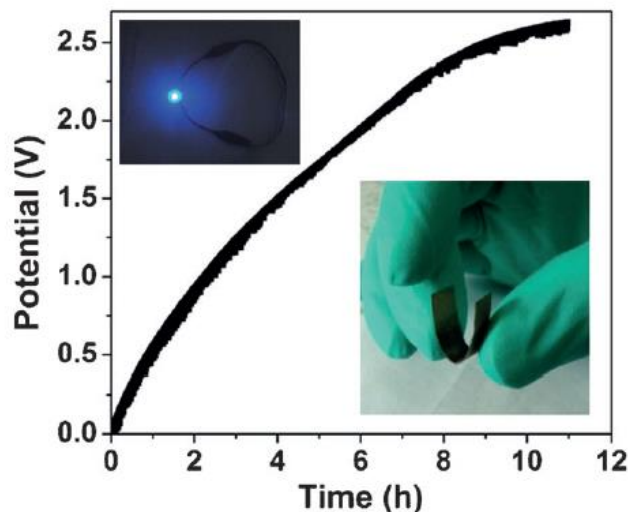


Figura 12.- Supercondensadores basados en papel [70].

1.6.- Tecnología para la captura del movimiento

1.6.1.- MOCAP (MOtion CAPture)

La captura del movimiento humano, conocida como MOCAP, es una técnica que ha evolucionado significativamente en las últimas décadas gracias a la mejora en la precisión de los sensores y la capacidad de procesamiento de datos. La aplicación de esta técnica no sólo se limita a la animación de

personajes virtuales en la industria del entretenimiento, sino que se ha extendido a otras áreas como la medicina, la rehabilitación y el manejo de maquinaria pesada, todo esto contextualizado dentro del ámbito de la teleoperación.

En el ámbito médico, la MOCAP se ha utilizado para la rehabilitación de lesiones musculares y articulares, así como para el diagnóstico y seguimiento de enfermedades neurológicas. Además, se ha explorado su aplicación en la tele-rehabilitación, permitiendo a los pacientes realizar ejercicios de rehabilitación en casa mientras son monitorizados de forma remota por profesionales médicos [71-74] (Figura 13).

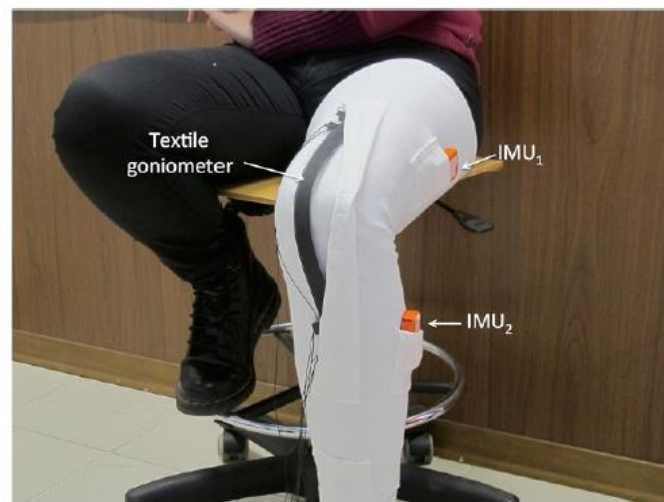


Figura 13.- Goniómetro de bajo coste en un sistema MOCAP para rehabilitación asistida [73].

En la industria de la maquinaria pesada, la MOCAP se ha utilizado para la teleoperación de maquinaria a distancia, permitiendo que los operadores controlen los equipos desde una ubicación segura y remota. También se ha explorado su aplicación en la realidad virtual, permitiendo a los usuarios interactuar con entornos virtuales de manera más natural y fluida. En el ámbito del ocio, ya sea en el sector de la electrónica de consumo, como pueden ser los video juegos, los sistemas MOCAP ayudan al usuario a tener una inmersión más profunda. Y en el sector de la industria cinematográfica facilitando la captura de movimientos para dotar de movimientos más reales a personajes de ficción [75-78] (Figura 14).

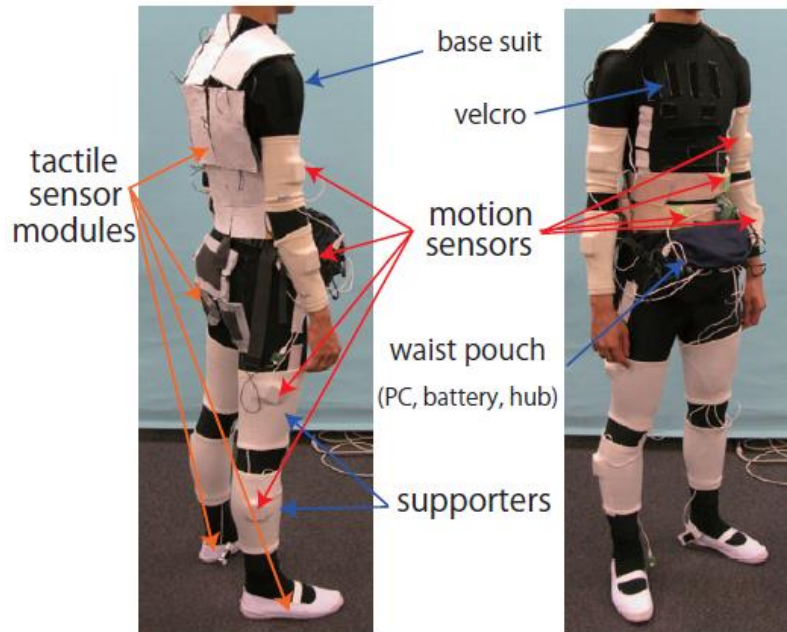


Figura 14.- Sistema MOCAP completo [78].

1.7.- Tecnología para la generación de tacto artificial

1.7.1.- E-skin (electronic skin)

El sentido del tacto es una de las formas más importantes que se tiene los seres humanos para interpretar la realidad y establecer relaciones sociales. La piel es un órgano altamente sofisticado y complejo que nos permite experimentar diferentes sensaciones y texturas, desde el calor del sol hasta la suavidad de la seda.

En este contexto, la piel electrónica o e-skin es una tecnología emergente que busca imitar las propiedades y funcionalidades de la piel humana. La integración de sensores piezorresistivos basados en grafito en la fabricación de e-skin permite la detección de presiones y deformaciones, lo que hace posible su aplicación en robótica y dispositivos médicos como prótesis inteligentes [79].

Los sensores piezorresistivos son una tecnología clave en la fabricación de dispositivos electrónicos flexibles y portátiles, incluyendo la piel electrónica (e-skin). Además del grafito, se han utilizado diversos materiales para fabricar sensores piezorresistivos.

Uno de los materiales más utilizados en la fabricación de sensores piezorresistivos es el óxido de zinc (ZnO). El ZnO es un material semiconductor que exhibe un efecto piezorresistivo significativo debido a su estructura cristalina. Se han utilizado diversos métodos para fabricar

sensores piezorresistivos basados en ZnO, como la deposición de películas delgadas de ZnO sobre sustratos flexibles utilizando técnicas de pulverización catódica y deposición química de vapor.

La integración del sentido del tacto en la robótica y en la inteligencia artificial es esencial para mejorar la interacción entre los robots y los seres humanos. Los robots que deben interactuar con las personas, ya sea en el ámbito laboral o de cuidado de la salud, deben ser capaces de interpretar las señales táctiles y responder adecuadamente (Figura 15). Además, la investigación en este campo puede contribuir a una mejor comprensión de cómo funciona la mente humana y cómo los sentidos se relacionan con la percepción y la conciencia [80-86].



Figura 15.- El sentido del tacto, crucial para una exitosa interacción hombre-maquina, sensor de presión integrado en la mano de un robot [83].

Otros materiales comúnmente utilizados en la fabricación de sensores piezorresistivos son los polímeros conductores, los cuales son materiales orgánicos que exhiben propiedades eléctricas similares a los metales, pero que pueden ser procesados en formas flexibles y conformables. Los sensores piezorresistivos basados en polímeros conductores se han fabricado utilizando diversas técnicas, como la impresión por inyección de tinta y la impresión en relieve [87].

II.- OBJETIVOS

2.1.- Objetivo principal

El objetivo principal de esta investigación es desarrollar y determinar un proceso de fabricación de bajo coste de sensores basados en grafito para su aplicación en la captura del movimiento del cuerpo humano siendo integrados en prendas textiles y el diseño de una piel electrónica que pueda simular el sentido del tacto.

Se centra de manera primordial en dos aspectos cruciales: la accesibilidad y la aplicabilidad de la tecnología. Para ello, se ha priorizado el uso de componentes de fácil adquisición y materiales biocompatibles en todas las etapas del proceso.

La accesibilidad, en este contexto, se refiere a la capacidad de obtener los insumos necesarios de manera asequible y sin restricciones significativas. Al optar por componentes de fácil adquisición, se reduce la dependencia de fuentes o recursos especializados, lo que a su vez minimiza los costos asociados con la obtención de materiales críticos. Esto puede facilitar la replicabilidad y difusión de la tecnología, esencial para su adopción generalizada.

La aplicabilidad se refiere a la versatilidad y adaptabilidad de la tecnología en diferentes escenarios y aplicaciones. Al priorizar materiales biocompatibles, se garantiza que la tecnología pueda ser utilizada de manera segura en contacto con el cuerpo humano, como en el caso de prótesis inteligentes o prendas textiles para monitorizar seres vivos.

En términos de eficiencia y reproducibilidad, se busca desarrollar un proceso de fabricación que sea altamente eficiente en términos de costos y recursos. La eliminación de solventes y tecnologías costosas, como las salas blancas, contribuye directamente a la economía del proceso, al tiempo que lo hace más amigable con el medio ambiente al reducir el uso de productos químicos y energía. Esto no sólo reduce los costos de producción, sino que también disminuye la huella ecológica del proceso de fabricación.

2.2.- Objetivos secundarios

Tal y como se indica en la Figura 16, para lograr alcanzar el objetivo principal es necesario trabajar y resolver una serie de objetivos secundarios:

- Determinar la relación de contenidos óptimos para obtener la veta madre de la cual se extraerán las distintas láminas que conformarán los sensores. Se llevará a cabo una investigación detallada para determinar la relación de contenidos óptimos en la mezcla.
- Materiales utilizados en la obtención de la veta madre. Esto permitirá maximizar la calidad y las propiedades de la veta madre, fundamental para la producción de los sensores.

- Determinar un proceso de obtención limpio y óptimo (sencillo) de la veta madre. Se buscará desarrollar un proceso de obtención de la veta madre que sea eficiente, respetuoso con el medio ambiente y de bajo costo, sin comprometer la calidad del material. Esto garantizará la viabilidad económica del proceso de fabricación.
- Determinar un proceso de obtención de las láminas funcionales del sensor a partir de la veta madre. Se investigará un proceso para obtener las láminas funcionales del sensor a partir de la veta madre, garantizando que estas láminas mantengan las propiedades deseables para su aplicación en sistemas de captura de movimiento y piel electrónica.
- Estudiar su comportamiento ante momentos de flexión y compresión fuera de servicio. Se llevará a cabo un análisis exhaustivo del comportamiento de los sensores basados en grafito ante momentos de flexión y compresión cuando no están en servicio. Este conocimiento permitirá determinar la durabilidad y resistencia de los sensores. Se incluirán un importante abanico de técnicas de caracterización, como por ejemplo análisis morfológicos mediante microscopía electrónica de barrido de emisión de campo, para tener completamente parametrizados el funcionamiento y respuesta de los sensores.
- Estudiar su comportamiento en servicio. Se investigará el comportamiento de los sensores durante su uso en aplicaciones reales, como su integración en prendas textiles. Se analizará cómo los sensores responden a las tensiones y esfuerzos que experimentan durante la operación y cómo esto afecta a su rendimiento.
- Obtener un modelo funcional de sensor. Basándose en los resultados de los ensayos se generará un modelo funcional, el más adecuado, del sensor que permitirá comprender y predecir su comportamiento en diversas situaciones. Este modelo servirá como herramienta de diseño y optimización.
- Desarrollar prototipos funcionales. Se diseñarán y construirán prototipos funcionales de dispositivos para ser integrados en prendas textiles como sistemas de captura de movimiento y piel electrónica. Estos prototipos permitirán realizar pruebas de rendimiento y evaluar la aplicabilidad de la tecnología en situaciones del mundo real.

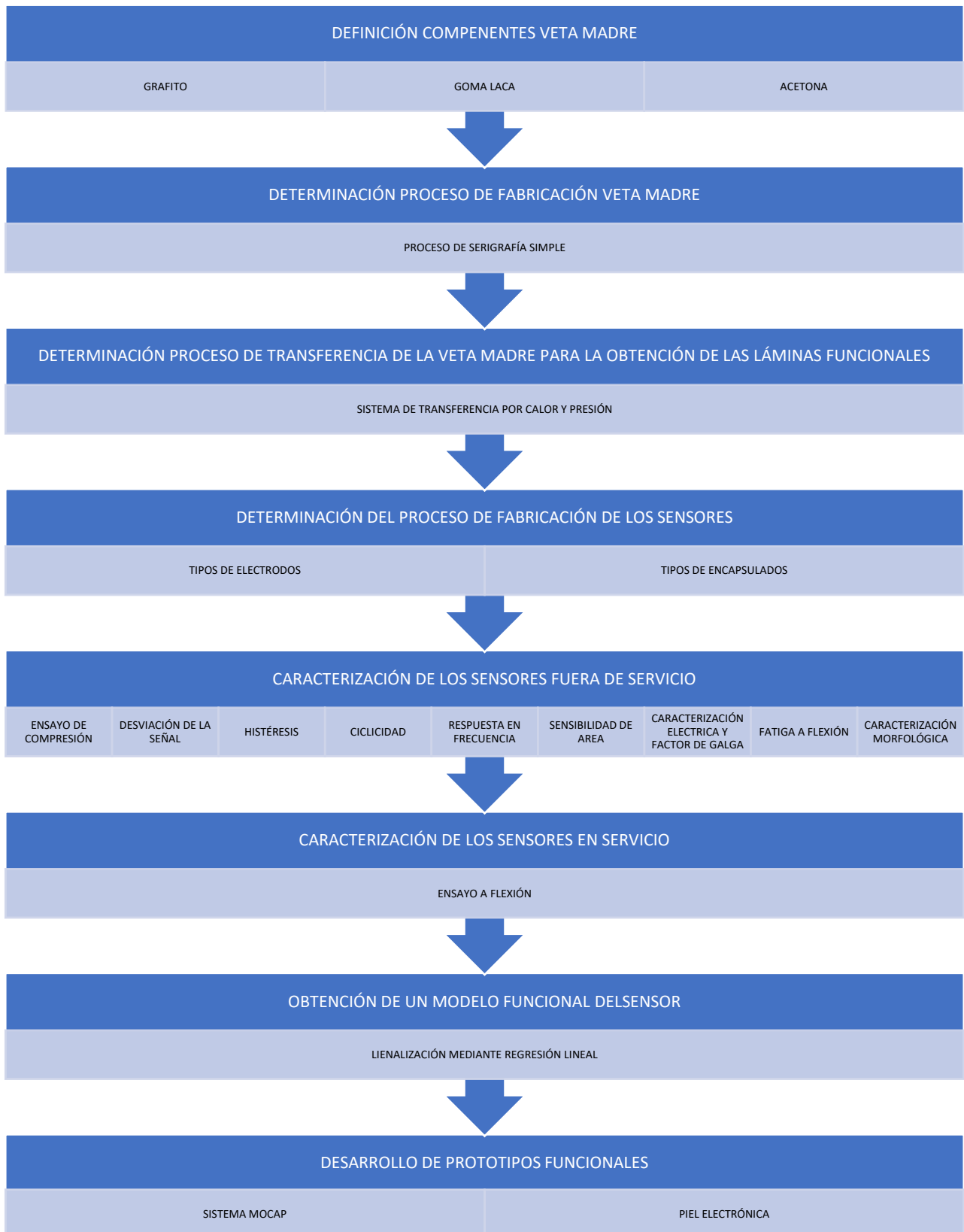


Figura 16.- Diagrama de la planificación.

III.-EXPERIMENTAL

3.1.- Materiales para el sensor

3.1.1.- Materiales para la veta madre

En este apartado se describen los diferentes materiales que componen la veta madre de donde se extraerán las láminas funcionales que integran el sensor.

Grafito

El planteamiento de este proyecto, que persigue el desarrollo de un sensor piezorresistivo económico e integrable en diferentes áreas como la robótica o la protésica, se fundamenta en un proceso de fabricación alejado de salas blancas y con materiales biocompatibles. Este es el elemento clave de esta investigación.

Desde el punto de vista de la viabilidad de la investigación, y debido a la extensa variedad de grafito que existe actualmente en el mercado (Figura 17), y teniendo siempre las premisas iniciales de acotar un proceso no complejo y accesible de fabricación se ha optado trabajar con un tamaño de grano estándar, el cual oscila entre 4 y 6 μm para que, de darse el caso de transferencia tecnológica a empresas fuese posible la implementación de este proceso.



Figura 17.- Diferentes tipos de grafito comercial.

Para corroborar estos tamaños se realizó un análisis microscópico mediante un microscopio electrónico de barrido de emisión de campo (FESEM, Figura 18). En dicha micrografía se tomaron 100 mediciones para poder determinar con rigurosidad el tamaño de grano. De estas mediciones se obtiene que la mayor distribución de partícula se agrupa en tamaños de entre 4 y 6 μm , se puede apreciar la distribución de los tamaños de partícula encontrados en el polvo de grafito en la gráfica (Figura 19).

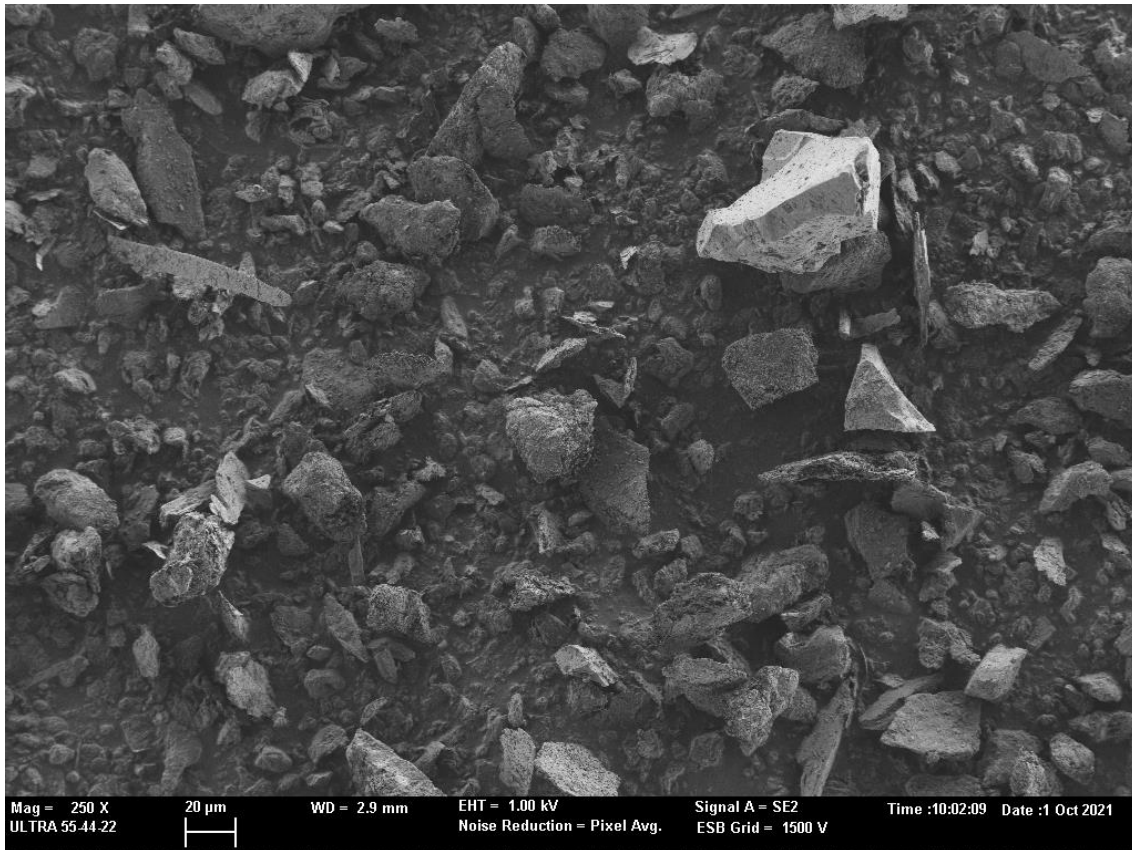


Figura 18.- Micrografía mediante FESEM.

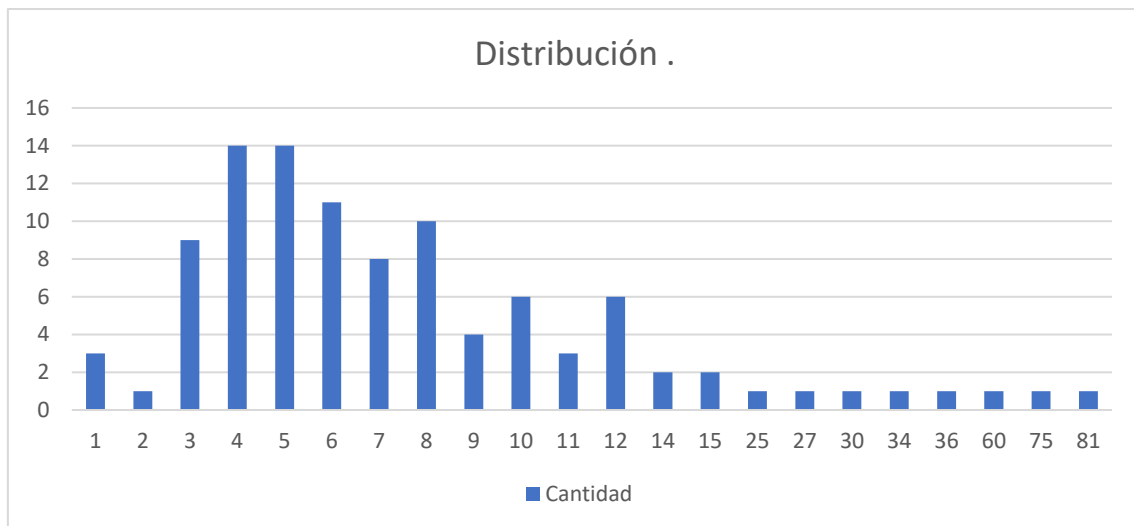


Figura 19.- Distribución de los diferentes tamaños dispuestos en polvo de grafito suministrado por Sigma Aldrich.

La razón de considerar este tamaño de grano se debe a que se quiere conseguir un tamaño de capa fino y la facilidad de procesado. Con tamaños mayores se puede dar el caso de que los granos no queden bien adheridos a sus contiguos en las capas internas de la veta madre, y cuando se inicie el proceso de exfoliación una vez llegados a estas capas se transfieran al sustrato pudiendo dejar zonas vacías o demasiado densas por lo que la

homogeneidad de la transferencia y por ende las propiedades del sensor puedan verse afectadas negativamente alterando la integridad y escalabilidad de las láminas exfoliadas.

Atendiendo al principio de percolación se puede encontrar una relación entre el tamaño de grano, la conducción eléctrica y la flexibilidad de la lámina, ya que a menor tamaño de grano menor probabilidad de que la pasta pueda quebrarse, una mayor probabilidad de conducción y por lo tanto un mejor funcionamiento del sensor.

En el mercado existen diferentes compuestos de grafito con impurezas que se habrían podido incluir en el proceso de fabricación, reforzando el carácter accesible y económico de la investigación. Pero, aunque abaraten el proceso hay que señalar que las propiedades resistivas del mismo y la implementación en prototipos funcionales se hubiesen visto comprometidas quedando así una investigación a modo comparativa, por lo que se decidió llegar al equilibrio que aquí se presenta.

El material ha sido suministrado por Sigma Aldrich. Se distingue por su excepcional nivel de calidad con un contenido mínimo de metales traza del 99,99%. Con un peso molecular de 12,011 g/mol y una composición química compuesta únicamente de carbono (C). Las partículas de grafito tienen un tamaño de menos de 45 micrómetros.

Goma laca

Este es un compuesto natural purificado proveniente de la secreción resinosa (Figura 20) de la hembra del insecto "Laccifer lacca" (Figura 21) actuará como aglutinante albergando en su seno las partículas de grafito creando pequeñas escamas grafiticas. El equilibrio en la mezcla es crucial ya que, si en ésta la cantidad es inferior al 23% estas escamas se desprenderán con facilidad. Si por el contrario se supera el 23% la goma laca debido su composición similar a los polímeros sintéticos aislará las escamas.



Figura 20.- Secreción resinosa del insecto "Laccifer lacca".

La goma laca utilizada fue suministrada por Promade S.A. (Madrid, España). Esta goma laca se proporciona en estado líquido de color amarillento y produce un olor característico.



Figura 21.- Insecto "Laccifer lacca".

Se han considerado características principales el secado y la temperatura de ebullición.

El secado que se sitúa en aproximadamente unos 30 minutos lo cual resulta de gran interés debido a que este parámetro nos marcará el límite temporal mínimo para la obtención de la veta madre.

La temperatura de ebullición es de unos 77,1 °C a 760 mmHg, este parámetro debe ser observado detenidamente en el proceso de transferencia ya que puede condicionar negativamente el efecto de aglutinamiento, pero debido a que el dicho proceso es en seco, a temperaturas de 115 °C aproximadamente, no se ha detectado problema alguno.

Acetona

La acetona es una sustancia química presente en la naturaleza, contenida en plantas (cebollas, tomates, uvas), en alimentos tales como la leche, árboles, en los gases volcánicos, en incendios forestales; en el cuerpo humano, se encuentra como uno de los metabolitos de la sangre y como un producto de la descomposición de la grasa corporal. Está presente en los gases de combustión de los vehículos, el humo del tabaco y rellenos de seguridad. Los procesos industriales aportan una mayor cantidad de acetona al ambiente que los procesos naturales.

Es un líquido incoloro con un olor dulce similar al de las frutas y un sabor característico. Se evapora fácilmente, es inflamable y muy soluble tanto en agua como en solventes orgánicos tales como el éter, metanol, y etanol.

La acetona se fabrica principalmente mediante los procesos de peroxidación del cumeno o la deshidrogenación del alcohol isopropílico (2 - Propanol). En el primer proceso, que es el utilizado en mayor proporción, el cumeno se oxida hasta hidroperóxido, el cual se rompe para producir acetona y fenol. En este proceso se producen grandes cantidades de Benceno como subproducto. En el segundo proceso, que es mucho más costoso, el alcohol isopropílico se deshidrogena catalíticamente para obtener acetona e hidrógeno. En muchos países como Rusia, Egipto, Brasil e India, se utiliza la fermentación de almidón de maíz y melazas para la producción de acetona.

La temperatura de ebullición es de unos 56 °C a 760 mmHg y el punto de fusión -94,6 °C.

Este disolvente usado en la fabricación de polímeros y otros productos industriales actuará como diluyente, rebajando la viscosidad y pudiendo así obtener una distribución más homogénea del grafito. Si se diluye con muy poca acetona quedará una solución gruesa o densa y se desprenderá con facilidad, por el contrario, si es demasiado líquida se formará un espesor muy pequeño "tipo lavado" y no resultará de interés pudiendo crear caminos o zonas de valor resistivo nulo cerca de lo que se podría considerar un circuito abierto.

Se ha determinado que el porcentaje de acetona en la mezcla es del 31%.

Acetona suministrada por SPB S.L. (Valencia, España). Esta acetona se suministra en botellas de 1 L translucidas, con líquido incoloro y olor dulce.

Acetato

Para el sustrato inicial donde se realizará la deposición de la veta madre se utilizará papel de acetato (Figura 22). Este pliego transparente está compuesto por celulosa y la combinación de varios ácidos. Es utilizado habitualmente como soporte de imágenes impresas para presentaciones gráficas, por lo que nos proporcionará el soporte idóneo, ya que es un material fácil de encontrar y con unas propiedades mecánicas que nos resultaran muy útiles. Será beneficioso para esta primera fase como para la fabricación de sustratos para los electrodos, como más adelante se mostrará.



Figura 22.- Papel de acetato comercial.

Se escogió un tamaño de espesor estándar, de unas 100 μm (el más común en cualquier papelería).

Suministrado por iLP GmbH (Hamm, Alemania). Suministrado en unidades sueltas en formato A4.

Adhesivo de doble cara

El adhesivo de doble cara es utilizado para la fijación de la lámina transferida sobre el electrodo para evitar que esta se mueva dentro del encapsulado. Genera un espacio entre la lámina y el electrodo que evita, según la

aplicación, que el sensor se active sin motivo aparente. Permite el correcto funcionamiento del sensor en aplicaciones a compresión ya que la lámina bajo una carga a torsión no se puede mover.

En aplicaciones a flexión se prescinde de él, ya que el radio de actuación de las articulaciones medidas no crean ninguna carga a torsión.

Suministrado por O&W Security (Binau, Alemania) en bobinas de 10 metros.

3.1.2.- Materiales para la fabricación de la interfaz

En este apartado se describen los diferentes materiales que componen la interfaz del sensor, desde el sustrato donde tendrá efecto la transferencia del grafito, el sustrato que contendrán los diferentes electrodos interdigitados que se han llevado a cabo en esta investigación, como los materiales que los forman.

Polietileno de baja densidad (LDPE)

Este componente se presenta como una de las partes fundamentales de esta investigación ya que ha sido elegido para ser el sustrato donde se transferirá la capa final de grafito mediante un proceso de calor/presión.

El polietileno de baja densidad es un polímero termoplástico de la familia de los olefínicos, formado por múltiples unidades de etileno, tiene un alto grado de ramificaciones en la cadena polimérica, que le confieren una menor densidad. Clasificado como semicristalino, es un polímero parcialmente amorfo, por lo que los productos fabricados con este material en principio serán transparentes y según aumente el grado de cristalinidad perderán transparencia, aunque también dependerá del espesor de la pieza. Según su espesor puede ser un material de color lechoso a ser casi transparente. El PE es un material altamente flexible, buena resistencia tanto al impacto como a altas temperaturas y a sustancias químicas (Figura 23).



Figura 23.- Polietileno de baja densidad en granza.

Para la creación de estos sustratos se ha utilizado láminas de LDPE comerciales para la plastificación de documentos las cuales se pueden

obtener en cualquier papelería o centro comercial. El espesor de la lámina de LDPE es de aproximadamente unas 80 μm .

Es crítico para este sustrato tener en cuenta sus propiedades mecánicas, fundamentalmente su flexibilidad debido a que el sensor debe poder adaptarse a superficies curvas o ser instalado en mecanismos donde sus elementos presenten hasta 90° y 120° de deformación. Que genere la menor resistencia tanto en el momento de deformación inicial como en el de recuperación que produzcan estos mecanismos y el encapsulado pertinente. Y por último no debe de ser rígido ya que en el proceso de exfoliación si este lo es, podría producir imperfecciones en la superficie o perder material al ser deformado durante la exfoliación.

Suministrado por Fellowes Ibérica S.L (Coslada – Madrid, España). El LDPE es suministrado en paquetes de varias unidades con formato A4.

Acetato

Como se indicó anteriormente se utilizará el acetato también como sustrato, en este caso donde se construirán los diferentes electrodos interdigitados. Al igual que en el LPDE requerimos de un material altamente flexible pero ahora se requiere de cierta rigidez que permita que los electrodos una vez deformados puedan recuperar su posición original de 0° y este requisito lo cumple el acetato de manera correcta.

Suministrado por iLP GmbH (Hamm, Alemania).

Cobre adhesivo

Este adhesivo comercial empleado en revestimientos para bricolaje en general y también se utiliza en manualidades relacionadas con la electrónica. Es un material muy fácil de encontrar en ferreterías (Figura 24).

Sus propiedades mecánicas de flexión son apropiadas para cuando se someta a los ángulos de deformación que requieren las aplicaciones de esta investigación, sin que éstas puedan verse mermadas. Junto al sustrato de acetato y la matriz polimérica del encapsulado, ayudaran a que el cobre adhesivo, en caso de que sobrepase su límite plástico ambos materiales forzarán la recuperación su recuperación.



Figura 24.- Cobre adhesivo comercial.

Con él se conformará el primer electrodo que tendrá una geometría muy básica (Figura 25). Aun siendo un material que se puede trabajar con facilidad, crear un electrodo interdigitado con las dimensiones del sensor puede resultar una tarea ardua, y no llegar a conseguir un espacio entre electrodos paralelo y preciso cómo se consigue con la serigrafía de pasta de plata, por lo que, para estos electrodos, se optará por crear dos líneas paralelas que atraviesan verticalmente el sustrato, se entrará con detalle más adelante.



Figura 25.- Electrodo paralelo de cobre.

Distribuido por Shenzhen Zhisheng Weilai Technology Company Limited (Shenzhen, Guangdong, China). Suministrado en rollos de diferente anchura.

Tinta conductiva de plata

La pasta de plata es un material bastante utilizado y asentado en la serigrafía de electrodos interdigitados. Nos proporciona unos circuitos altamente conductores y flexibles.

Dada la experiencia con los electrodos paralelos de cobre, se optó prescindir de electrodos paralelos en plata e ir directamente a por la configuración interdigitada ya que mejora la sensibilidad y los límites de detección frente a una configuración de electrodos paralelos como se hizo en los electrodos de cobre.

Los electrodos fueron fabricados mediante serigrafía y curado a 130 °C durante 10 minutos.

La propiedad resistiva de la capa depositada de tinta es de <50 mOhms/sq/mil.

Una vez diseñados los electrodos fueron fabricados y suministrados por AIMPLAS (Instituto tecnológico del plástico, Figura 26).

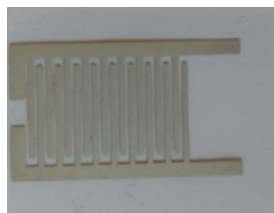


Figura 26.- Electrodo interdigitado fabricado por AIMPLAS.

3.1.3.- Materiales empleados en la encapsulación

En este último apartado se describen los materiales utilizados en los diferentes encapsulados realizados en esta investigación.

Estos materiales, que harán las veces de matriz deben cumplir varios requisitos:

- El primero es que no ejerzan presión en el sensor una vez sea integrado en dicha matriz.
- Deben presentar un alto grado de flexibilidad.
- Y una recuperación total de su forma inicial, ya que de lo contrario si esta matriz no es capaz de recobrar su forma inicial de manera natural induciría un error en a las lecturas que pueda efectuar el sensor.

EVA 461

Atendiendo a los requisitos anteriormente citados se escogió el etileno-vinil-acetato (desde ahora EVA) con un 33% de acetato como primer encapsulado para las láminas y los electrodos (Figura 27).



Figura 27.- Encapsulado de etileno-vinil-acetato (EVA).

La EVA aportó estas soluciones y dado que ésta se suministró en forma de bobina, la cual se puede cortar en función a las necesidades y poder así conformar un encapsulado a medida. Los encapsulados de EVA consisten en crear una bolsa donde ambas partes del sensor, sustrato y lamina, serán introducidas (Figura 28).

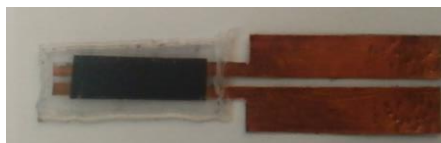


Figura 28.- Sustrato y lamina introducidas en el encapsulado de EVA.

Otra propiedad que resulta interesante es su baja temperatura de termosellado, la cual se utiliza para cerrar el sensor por tres de sus costados creando así la bolsa comentada anteriormente, sin que este encapsulado pueda ejercer presión sobre el sensor. El problema con crear un encapsulado a modo de matriz directamente sobre la lámina y el electrodo es que genera puntos de presión que no pueden ser controlados si no se dispone de la tecnología adecuada. Estos puntos de presión activan el sensor emitiendo señales ajenas a la aplicación, por lo que falsean nuestras mediciones.

Las propiedades mecánicas son bastante buenas en cuanto a resistencia a la tracción y dureza, más flexibles a baja temperatura, estos sensores van a trabajar a temperatura ambiente, y más resistentes a la ruptura y al impacto. Estas propiedades nos permiten una recuperación de más de un 90% cuando el sensor es deformado a flexión.

Distribuido por Ibiplast S.A (Ibi, España).

Silicona VTV 750 T transparente

Esta silicona ha sido seleccionada para recubrir el sensor una vez ha sido encapsulado con la EVA. El propósito de este recubrimiento es generar la matriz polimérica que albergara el sándwich conformado por la EVA, el electrodo y la lámina de grafito. Dotándolo de la elasticidad necesaria para una total recuperación o superior al 90%, protegerlo de ambientes hostiles y prolongar su tiempo de vida.

Las propiedades más interesantes para esta investigación son, el alargamiento hasta la rotura de 350%, una resistencia a la rotura de 17 N/mm² y una resistencia a la tracción de 6,5 N/mm².

Ésta, una vez depositada sobre un sencillo molde, se dejó curar a temperatura ambiente (25 °C) durante 24 horas (Figura 29).

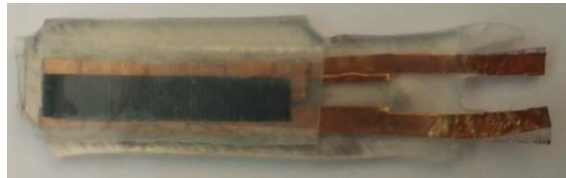


Figura 29.- Sustrato, lamina y encapsulado de EVA dentro de la matriz de silicona.

Distribuido Renishaw PLC (Wotton-Under-Edge, Reino Unido) en garrafas de 5 L.

3.2.- Método de fabricación y procedimientos

En este apartado se describen el diseño y montaje de los procedimientos empleados tanto el proceso de creación de la tinta y fabricación de la veta madre. El proceso de obtención de las láminas funcionales del sensor y las etapas de obtención (Figura 30), la fabricación de los electrodos interdigitados y los diferentes encapsulados desarrollados. También el diseño de las diferentes técnicas y bancos de ensayo creados para realizar la caracterización de las muestras.

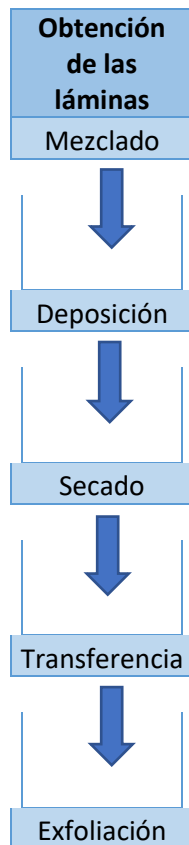


Figura 30.- Etapas para la obtención de las láminas.

3.2.1.- Obtención de la veta madre

La veta madre se obtiene a través de la aglutinación del grafito mediante la goma laca disuelta con acetona. La formulación de esta tinta conductora contiene un porcentaje en peso de 46% de grafito, 31% de acetona y 23% de aglutinador (Figura 31).

Partiendo de la formulación presentada en la Ecuación 1, la cual genera una tinta que es utilizada en la reparación de pistas de circuitos electrónicos, embellecedores en mobiliario, etc., (Ecuación 1).

Esta Ecuación 1 se traduce en, una parte de goma laca, dos partes de acetona y tres partes de grafito del total de la tinta:

$$\text{Tinta} = 1a + 2b + 3c \quad (\text{Ecuación 1})$$

Para la obtención de la tinta que aquí se expone, partimos de la cantidad de grafito que se quiere utilizar para concretar la proporcionalidad del resto de elementos que conforman la tinta. Por lo que, se calcula la constante tal y como se indica en la Ecuación 2:

$$\theta = \left(\frac{c}{3}\right) \quad (\text{Ecuación 2})$$

El componente a , la goma laca, fue modificado para la obtención de una mejor conducción, reduciendo su cantidad (Ecuación 3), evitando así cúmulos o escamas de gran tamaño y que no afectase a la elasticidad del sustrato una vez se hiciera la transferencia, ya que una mayor cantidad de goma laca en la mezcla, una vez sea transferida al sustrato, puede afectar al movimiento del grafito en momentos de flexión.

Una vez obtenida, se sustituye θ en la Ecuación 3 y la Ecuación 4, por lo que al final se obtiene:

$$a = \left(\frac{3\theta}{2}\right) \quad (\text{Ecuación 3})$$

$$b = (2\theta) \quad (\text{Ecuación 4})$$

Por lo que la Ecuación 1 quedaría tal cual la Ecuación 5:

$$Tinta = a + b + c \quad (\text{Ecuación 5})$$

↓

$$Tinta = \left(\frac{3\theta}{2}\right) + 2\theta + 3\theta$$

Dónde:

- Θ es una constante para la obtención de la proporción del resto de componentes, en peso.
- a representa la goma laca (g).
- b representa la acetona (g).
- c representa al grafito (g).

Como ejemplo calcularemos los pesos de goma laca y acetona para 1,5 g de grafito:

$$\theta = \left(\frac{1,5}{3}\right) = 0,5$$

$$a = \frac{3 * 0,5}{2} = 0,75 \text{ g}$$

$$b = 2 * 0,5 = 1 \text{ g}$$

$$c = 3 * 0,5 = 1,5 \text{ g}$$



Figura 31.- De izquierda a derecha, grafito, acetona y goma laca.

Mezclado.

El proceso de fabricación de las láminas consta de varios pasos. El primer paso es el proceso de mezclado mediante agitación de la mezcla durante 1 minuto aproximadamente, hasta obtener una coloración uniforme, éste es un buen indicativo de que la mezcla está en el punto óptimo para ser depositada. La tinta obtenida es un líquido poco viscoso y volátil, por lo que su vertido debe realizarse de manera inmediata y sin demora alguna.

El material utilizado para la mezcla ha sido (Figura 32):

- Espátula cuchara-plana.
- Vasos de precipitado de 50ml y 100 ml.
- Pipeta Pasteur graduada de 3 ml.



Figura 32.- Material utilizado para la mezcla.

Deposición.

A continuación, se deposita la tinta sobre un sustrato polimérico, una lámina de acetato de $\approx 100 \mu\text{m}$. Para este paso se hace uso de un par de láminas de $170 \times 130 \times 1,55 \text{ mm}$ de aluminio donde a una de ellas se le ha practicado un orificio a modo de ventana (stencil) de $30 \times 80 \times 1,55 \text{ mm}$ (Figura 33).



Figura 33.- Material utilizado para la deposición, rasqueta y stencils.

Ésta debe estar fijada a una superficie presionando cada uno de los costados de la plantilla para evitar cualquier tipo de fuga de la tinta (Figura 34), ya que debido a su baja viscosidad puede filtrarse por la menor grieta posible. Una consecuencia de este filtrado, y la más crítica, es que puede ocasionar que la veta madre al solidificar no obtenga una superficie plana o regular en su cara superior por lo que, en el momento de la exfoliación para la transferencia, la distribución del material en el sustrato de LDPE no sea

homogénea, ya que esta transferencia es un calco de la superficie de la cara superior de la veta madre. Esta distribución "errática" afecta a las propiedades resistivas de la lámina ya que si esta distribución no es homogénea el carácter no lineal del sensor se magnifica y complica su control tanto a nivel electrónico como a nivel algorítmico.

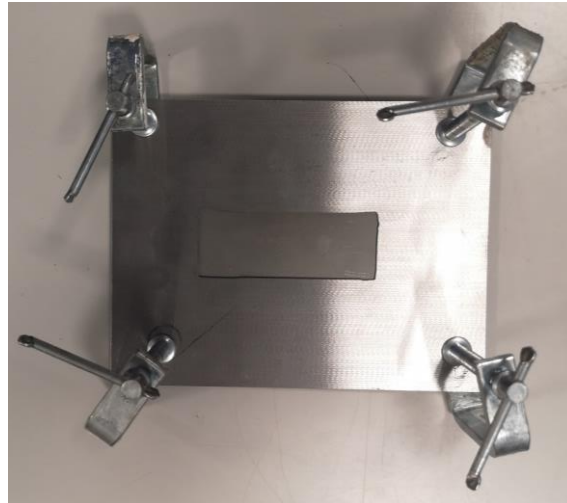


Figura 34.- Stencil fijado.

La veta madre obtenida de este proceso es de 1,55 mm aproximadamente.

Secado.

Después se debe dejar secar a temperatura ambiente durante 45 minutos hasta la solidificación (Figura 35).

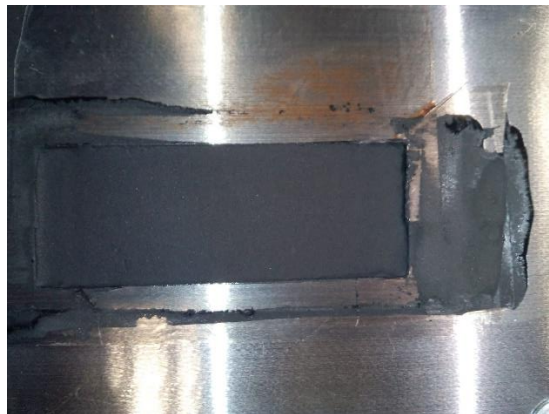


Figura 35.- Secado de la veta madre.

Con esto se obtiene una veta frágil y quebradiza (Figura 36), por lo que se deben extremar las medidas de manipulación de la veta madre para evitar perder material o "desfigurar" la cara superior de la veta madre con las consecuencias anteriormente expuestas.

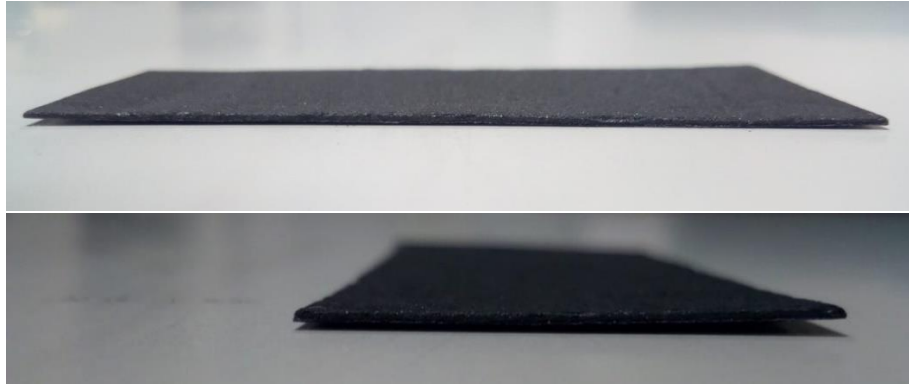


Figura 36.- Veta madre.

Si se quiebra y la cara superior no se ha visto dañada, conforme se indica en el anterior párrafo, la lámina obtenida no verá mermadas sus propiedades ya que gracias a los electrodos paralelos que recorren toda la superficie del sensor y sobre todo a los electrodos interdigitados que también la recorren y cubren más superficie estos sensores siguen trabajando con las mismas prestaciones, lo que sugiere una alta robustez pese a su naturaleza frágil y quebradiza.

3.2.2.- Transferencia

La transferencia es el cambio de sustrato de la veta madre, se continúa teniendo un sustrato polimérico pero esta vez se pasa del acetato al LDPE, y la posterior transferencia de capas de ésta a otros sustratos basados en LDPE.

Previamente al proceso de transferencia la veta madre se tiene que preparar, que es únicamente introducir entre dos láminas de LDPE previamente unidas por uno de sus cuatro costados. Se requiere que estén unidas porque debido a la presión de los rodillos y el calor pueden adherirse a estos y perder dicha lamina.

Una vez preparada la veta madre, se inicia el proceso de transferencia. Este consiste en colocar la veta madre sobre una superficie caliente, a 120 ± 15 °C y hacerla pasar entre unos rodillos de ≈ 16.70 mm de diámetro que giran a una velocidad de 400 mm/min, con un espacio entre las gomas que rodean los rodillos, de aproximadamente unas 125 μm y una holgura de aproximadamente 3 mm entre rodillos. En una primera estancia se consigue que la veta madre sea transferida al nuevo sustrato (Figura 37) pudiendo desechar el viejo sustrato de acetato, donde cómo se puede observar en la Figura 37 quedan residuos de la veta madre, las pérdidas de material están alrededor del 5%, que han sido totalmente despreciables.

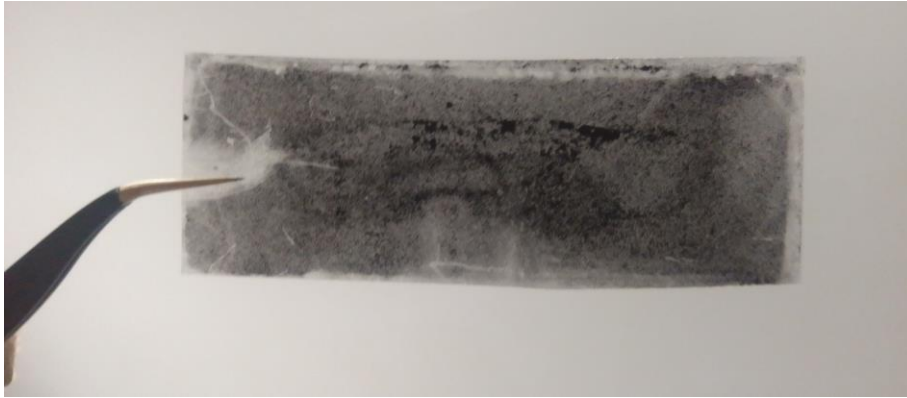


Figura 37.- Residuos en el sustrato de acetato tras la transferencia de la veta madre al nuevo sustrato de LDPE.

Conforme sale la veta madre de los rodillos se aplicará presión en frío sobre todo el conjunto durante unos 30 segundos para evitar que, debido al calor, ésta se deforme. Pasados estos segundos se seccionará el sobrante de cada uno de los cuatro costados del conjunto. Una vez retirados estos el sustrato inicial se desprenderá solo.

Este proceso es posible mediante una sencilla plastificadora de uso particular (Figura 38).



Figura 38.- Plastificadora comercial.

3.2.3.- Exfoliación

Con la veta madre ya en el nuevo sustrato se empezará con las distintas exfoliaciones (Figura 39). Estas siguen la misma metodología de preparación que para el cambio de sustrato de la veta madre, con la diferencia de que en la parte exterior del sustrato que contiene la veta madre se podrá o no ir acumulando láminas de LDPE.

Los efectos de esta decisión se muestran en el apartado “Resultados y discusión”.

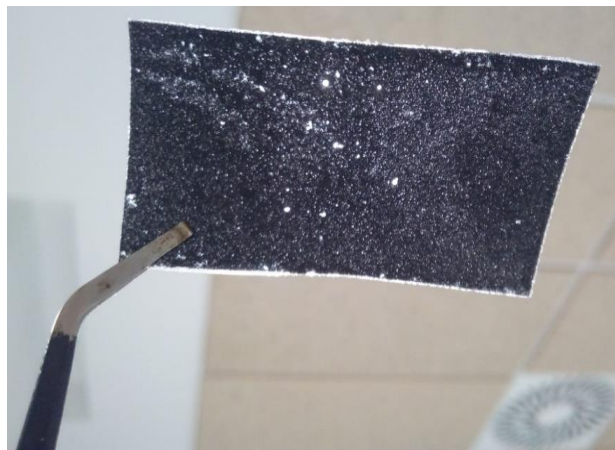


Figura 39.- Lámina exfoliada.

El proceso de transferencia se basa en la unión de las propiedades de adherencia de la tinta, gracias a la goma laca y del LDPE. El calor confiere nuevamente el estado viscoso inicial de la goma laca que junto a la facilidad de adherencia del LDPE facilitan el traspaso de material entre sustratos.

Cabe reseñar que, bajo este tratamiento de transferencia, el grafito sin goma laca se adhiere al LDPE, pero la obtención de láminas con espesores continuos en toda la superficie no se puede garantizar ni el control del material utilizado, bajo la premisa de esta investigación, la de un proceso de bajo coste.

Sin embargo, con la mezcla y el proceso aquí expuestos se garantizan un control de la cantidad de material y unas superficies de espesores continuos entre las diferentes exfoliaciones.

En cuanto al número de sensores elaborados en el presente trabajo, con el fin de comprobar cómo afectan las distintas etapas de exfoliación de la veta madre a la sensibilidad de los sensores que se obtienen, pero también como de estable y reproducible es el método de fabricación expuesto, se decidió fabricar tres vetas madre, y realizar tres exfoliaciones de cada una de ellas, pudiendo de este modo realizar comparaciones de los resultados entre las distintas exfoliaciones o transferencias de una misma veta madre, como entre la misma exfoliación de distintas vetas madres. La Tabla 1 presenta la nomenclatura empleada para identificar cada uno de los sensores caracterizados. Las dimensiones aproximadas de los sensores elaborados fueron de 15 mm de ancho por 20 mm de largo.

Tabla 1.- Identificación de las láminas caracterizadas.

	Veta madre 1	Veta madre 2	Veta madre 3
Transferencia 1	1eraT_M1	2ndaT_M1	3eraT_M1
Transferencia 2	1eraT_M2	2nda T_M2	3eraT_M2
Transferencia 3	1eraT_M3	2nda T_M3	3eraT_M3

3.3.- Diseño de electrodos

En este apartado se describen el diseño y fabricación de los diferentes electrodos utilizados.

La premisa inicial para el diseño de los sensores es la monitorización de articulaciones del cuerpo humano y su utilización como piel electrónica tanto para prótesis inteligentes como en robots.

Como caso inicial se optó por monitorizar las diferentes falanges de los dedos de las manos. El área de acción de dichos sensores es 0,7 x 3 cm y generalizando éste para todas las falanges por lo que área de acción del sustrato que contiene el electrodo debe ser la misma. El tamaño es de unas dimensiones medias que pretenden abarcar tanto manos masculinas como femeninas.

Para la fabricación de estos electrodos se dispusieron dos materiales, cobre adhesivo y pasta de plata. Cada uno fue utilizado en distintas fases de la investigación, como a continuación se detalla.

3.3.1.- Electrodos paralelos de cobre

Fue utilizado inicialmente debido a la facilidad con la que se podían fabricar los electrodos paralelos y así poder testar las diferentes laminas que se iban exfoliando de una manera rápida y sencilla, ya que como se verá en el siguiente punto el diseño de electrodos interdigitados requieren un proceso de diseño y fabricación más complejo.

Los electrodos fueron construidos mediante cobre adhesivo comercial de 115 μm de espesor con un tamaño de 0,35 x 3,7 cm y con una distancia entre ellos de un 1 mm (Figura 40).



Figura 40.- Diseños de electrodos paralelos.

Por último, se pegó la lámina de grafito mediante un adhesivo a los electrodos para una correcta sujeción de ésta. El tamaño de los electrodos es de 0,35 x 3,7 cm, la configuración de los electrodos es de tipo paralela con un hueco de un 1 mm y la lámina funcional mide 0,7 x 3 cm.

3.3.2.- Electrodo interdigitado de pasta de plata

Hay varias razones que conducen al diseño de electrodos interdigitados y a su fabricación mediante pasta de plata. En el primer caso, el uso de electrodos interdigitados contribuye a aumentar la sensibilidad, ya que se abarca una superficie mayor y, por lo tanto, se logra un mejor aprovechamiento de la lámina.

La precisión y la reducción del espacio entre los dedos que se puede obtener en un proceso de serigrafiado es mucho mayor, como cabe esperar, que los obtenidos mediante un proceso manual como el que se ha utilizado con los electrodos con cobre adhesivo, esto reforzaría lo expuesto en el anterior párrafo cuando se habla de la sensibilidad siendo el motivo por el cual no se han fabricado electrodos interdigitados con cobre adhesivo. También se obtiene un acabado industrial y de esta forma se puede enmarcar los sensores objeto de esta investigación en el espectro de sensores de corte comercial.

No se han realizado electrodos paralelos con pasta de plata principalmente porque el objetivo de esta investigación no es la comparativa entre ambos y como se comenta en los párrafos anteriores es más fácil obtener geometrías más complejas mediante serigrafía y así optimizar mejor los sensores por lo que se decidió pasar directamente a los electrodos interdigitados entendiéndolos también como parte de un sensor comercialmente acabado y que se pueda aplicar industrialmente.

Se realizaron 3 diseños de electrodos interdigitados, el primero de 6 dedos (Figura 41), un segundo con 7 dedos (Figura 42) y un tercero con 19 dedos (Figura 43).

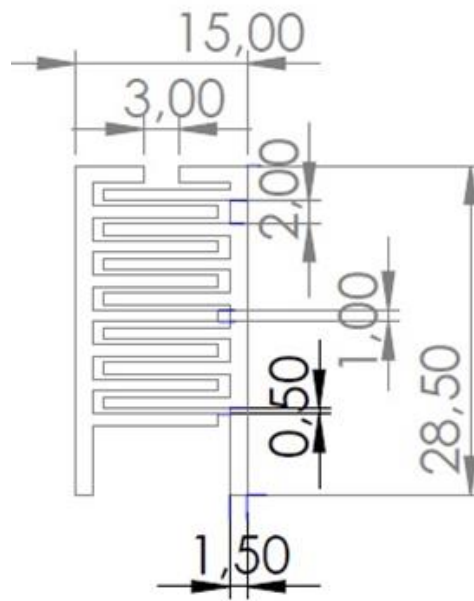


Figura 41.- Diseños de electrodos interdigitados, 6 dedos.

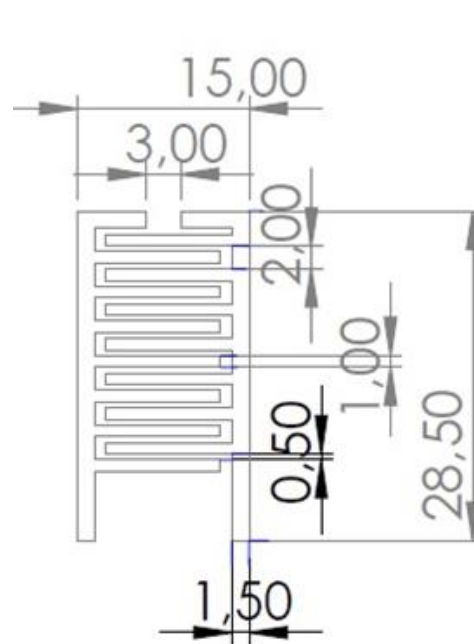


Figura 42.- Diseños de electrodos interdigitados, 7 dedos.

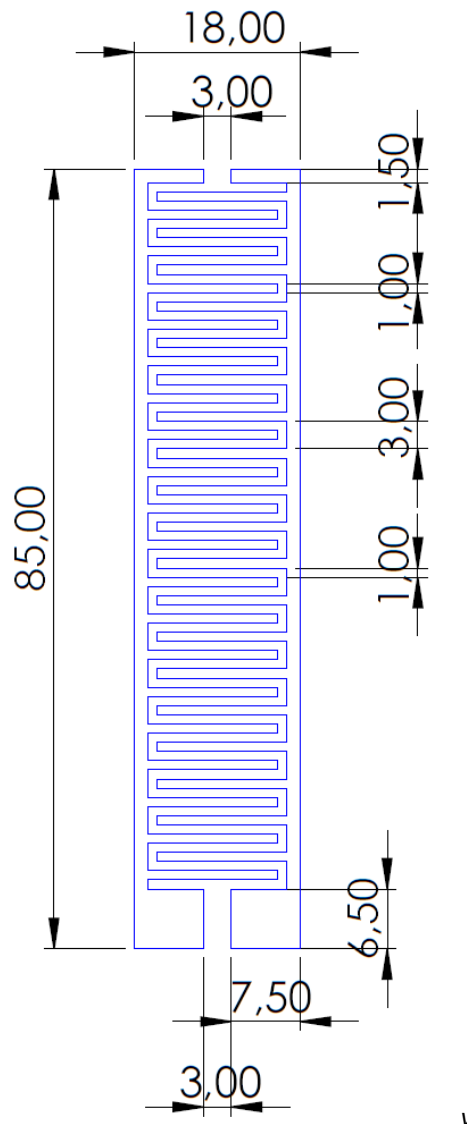


Figura 43.- Diseños de electrodos interdigitados, 19 dedos.

3.4.- Hardware y software para la gestión del sensor

En este apartado se describen tanto la electrónica necesaria para el funcionamiento del sensor, como el software o los algoritmos que se han precisado para la puesta a punto del mismo.

3.4.1.- El sensor como resistencia variable.

El sensor es una resistencia variable, y puede ser representado por un potenciómetro. Para la adquisición de los datos que ofrece el sensor, aun siendo uno resistivo, se medirá la tensión existente en bornes del mismo, fruto de la variación de resistencia de este. Esto se debe a que, para determinados microcontroladores, aquellos que tengan un conversor A/D, es más sencillo medir una tensión que no una resistencia. Esto se materializa

mediante un divisor de tensión (Figura 44), del cual una vez obtenida la tensión se puede calcular la resistencia.

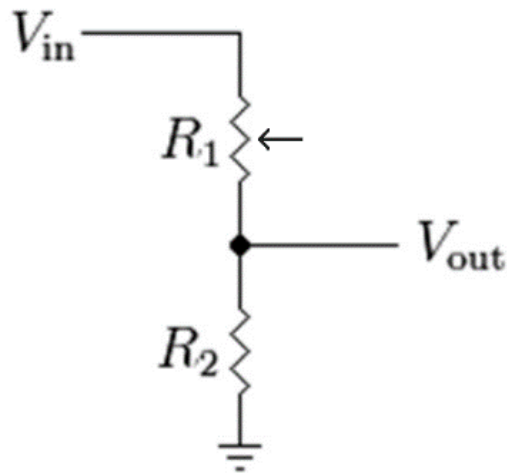


Figura 44.- Circuito asociado al sensor, donde R1 corresponde al sensor.

3.4.2.- Procesamiento electrónico de la señal

A tenor de lo comentado en el anterior punto, la salida del divisor de tensión estará conectada a una entrada del convertidor A/D del microcontrolador. En este caso, se conectará a uno de los 6 canales A/D de una placa de prototipado electrónico Arduino UNO. (Figura 45).



Figura 45.- Microcontrolador Arduino UNO.

Este convertor tiene una resolución de 10 bits, por lo que a nivel de datos se obtendrán enteros entre 0 y 1023. En el caso de esta placa, el valor de 0 voltios analógico será expresado en digital como B0000000000 (0) y el valor de 5 V analógico en digital como B1111111111 (1023) (Figura 46). Por lo que todo valor analógico intermedio será expresado con un valor entre 0 y 1023,

es decir, en binario se suma 1 cada 4,883 mV o lo que es lo mismo, se trocea la señal en saltos de 4,883 mV.

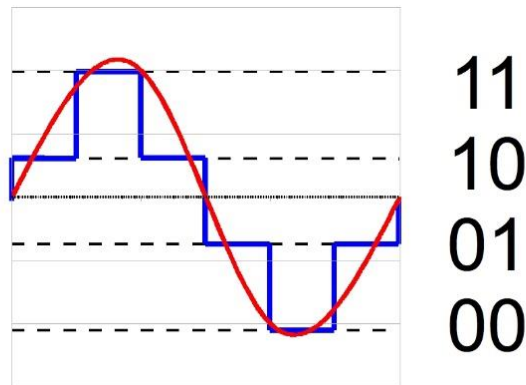


Figura 46.- Conversión Analógico-Digital. Fuente [88]

3.4.3.- Métodos de tratamiento de la señal para la corrección de la no linealidad utilizados

En este punto se expone el método seleccionado para el tratamiento de la señal en una aplicación real. Como se expondrá en el siguiente apartado al enfrentarse con una curva de saturación, es aconsejable tratarla mediante algoritmos u otros métodos matemáticos que puedan modelizar una señal no lineal con más fiabilidad, aquí, lejos de no querer utilizar dichos métodos se optó por la regresión lineal por el simple hecho de que, en los ensayos realizados, tal y como se mostrará en el siguiente apartado, se obtuvieron resultados con un carácter muy lineal. Esto se atribuye a la precarga aplicada. Por lo tanto, se procedió con la regresión lineal y la observación de los resultados.

Con ello se agiliza el procesamiento y la carga algorítmica del procesador seleccionado, algo que en la industria es muy valorado.

Aunque se parta de la premisa de que una distribución homogénea del material sobre el sustrato puede proporcionar un comportamiento menos errático y más lineal, la señal aun así debe ser corregida para que cuando se hagan presentes estos comportamientos erráticos, por mínimos que sean, no puedan inducir esa no linealidad y así poder optimizar su funcionamiento.

Dado que estos sensores están destinados a la interacción humano-máquina se han de acoger a la realidad lineal que nos caracteriza por lo que utilizar un método estadístico como la regresión lineal nos puede ayudar a conseguir dicha linealidad.

Mediante el análisis de regresión lineal se podrá predecir el valor de una variable dependiente, la señal del sensor, según el valor de otra, los ángulos de deformación o Newtons de fuerza (presión).

Los ángulos dependerán de los grados de la articulación a medir, ya sea de los dedos, codos o rodillas. Se destaca la linealidad y baja resolución que caracteriza al cuerpo humano, lo cual facilita considerablemente el cálculo. Estos ángulos se encuentran en un rango de 0° a 120° y son de fácil medición.

En el caso de la presión, es una cuestión más subjetiva, ya que de cara a simular una piel se continúa gozando de esa linealidad y baja resolución, pero se entra en un campo más amplio sujeto a la percepción del usuario, existen pocas referencias a dicho tema, pero basándonos en alguno de estos pocos trabajos y mediciones estándar a otros compañeros se ha trazado un valor medio. Indicar que, el objetivo de esta tesis no es la modelización del sentido del tacto, el único propósito, es la exposición de estos sensores como piel electrónica y como su sensibilidad nos puede acercar a la obtención de dispositivos que puedan ayudarnos de manera económica y eficaz a la recuperación del sentido del tacto en prótesis o la incorporación de dicho sentido a robots o cualquier otra herramienta que requiera de este sentido (los Newtons de presión).

Se puede reconocer en el sensor cuando es deformado, a compresión o a flexión, dos zonas bastante bien delimitadas, en cuanto a su linealidad se refiere. Se puede observar un primer comportamiento no lineal levemente acentuado pero necesario de ser tratado (como se mostrará en los siguientes puntos) que va desde el inicio hasta prácticamente la mitad de su deformación total, a flexión abarcaría desde 0° hasta 60° (rangos limitados por las articulaciones a medir, teniendo como límite 120°) y en compresión de 0 N a 15 N (umbrales de sensibilidad de la piel humana teniendo el límite en 30 N). Y mostrando en esta segunda mitad un comportamiento lineal, al que este tratamiento de la señal afectaría poco.

3.5.- Técnicas experimentales para la caracterización del sensor

En este apartado se describe el equipamiento utilizado en las diferentes técnicas empleadas para la caracterización de las láminas exfoliadas.

Debido a la carencia de normativa alguna para la caracterización mecánica de este tipo de superficies y/o sensores, y para determinar la sensibilidad acuden al cálculo del factor de galga (cálculo que también se realizara en esta investigación) y la imperiosa necesidad de estas caracterizaciones ya que estos van a estar sometidos a esfuerzos de esta índole.

Por lo que ha sido conveniente y necesario desarrollar una metodología ad-hoc, así como diseñar una infraestructura de ensayos donde realizar los experimentos correctamente, asegurando en todo momento su reproducibilidad y su total parametrización.

Cabe comentar que el ensayo a flexión es de carácter destructivo, ya que se pretende llevar hasta la rotura o desgaste total del sensor. Contrariamente con el ensayo de presión se discernirá la sensibilidad de éste, empezando por

determinar cuál es la presión mínima detectable y cuál es la máxima hasta el colapso del mismo.

Se puede decir que ambos son de carácter destructivo, aunque en ninguno de los dos casos se ha llevado hasta la rotura, pero si a un desgaste considerable.

3.5.1.- Microscopía electrónica de barrido de emisión de campo (FESEM)

La morfología de las láminas exfoliadas se estudió mediante microscopía electrónica de emisión de campo (FESEM) en un microscopio ZEISS SUPRA 25 de Oxford Instruments (Abingdon, Reino Unido) trabajando un voltaje de aceleración de 2 KV. Para proporcionar propiedades de conducción eléctrica a las muestras fracturadas, estas se cubrieron con una fina capa de oro/paladio en un recubridor por pulverización catódica de alto vacío EM MED20 de Leica Microsystem (Milton Keynes, Reino Unido).

Con esta técnica se han caracterizado las láminas para obtener información de:

- Obtener el espesor de la transferencia (altura de capa).
- La morfología superficial. Para así comprobar si la distribución ha sido tan homogénea como cabía esperar, la aparición de grietas (Comentar que, aunque otros autores señalen a las grietas como agentes determinantes del funcionamiento de sus sensores en las láminas aquí desarrolladas la aparición de grietas en la superficie no afecta al funcionamiento de los sensores debido a que:
 - o En el comportamiento a flexión de los sensores las láminas trabajan a compresión, sobre la articulación el sensor se coloca de la siguiente manera:
 - El electrodo queda bajo sobre la articulación y sobre el (sobre la pasta de plata) la cara de grafito de la lámina exfoliada (Figura 47).

Por lo que de existir o aparecer alguna grieta esta se vería sometida a fuerzas de compresión por lo que las superficies que a priori debería separar una grieta, forzosamente, se verán unidas. Y si existe o se genera una grieta que atravesase el sensor, ya sea vertical u horizontalmente, se dispone de una amplia superficie de acción y de unos electrodos interdigitados que nos permiten aprovechar cualquier parte del área de acción del sensor en un área muy pequeña, entre 500 μm y 1 mm. En un comportamiento a presión, de existir o crearse una grieta, la solución comentada anteriormente en cuanto al tipo de electrodo utilizado proporciona una solución a dicho problema.

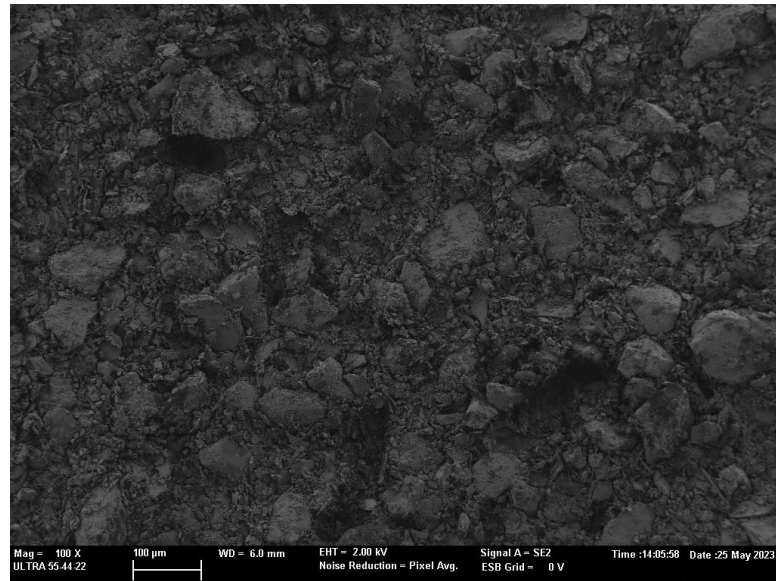


Figura 47.- Microscopía lamina exfoliada (100 X)

3.5.2.- Caracterización a flexión: Protocolo de ensayo

La caracterización a flexión es una de las partes centrales en esta investigación ya que el objetivo final de ésta es desarrollar sensores con los que poder monitorizar articulaciones, bien del cuerpo humano o de una herramienta mecánica como podría ser un robot. De este se concluirá si estos pueden monitorizar las articulaciones propuestas y determinar, si se requiere, el tiempo de vida de la lámina exfoliada.

Este ensayo se ha diseñado a medida para el análisis a flexión de las láminas y totalmente exclusivo para éstas.

A continuación, se van a indicar los ángulos que forman las articulaciones escogidas para la implementación del sensor, falanges de los dedos de la mano, rodillas y codos. Aunque hay excepciones, existen personas con una plasticidad fuera de lo común, pero la gran mayoría se mueve entorno a los siguientes ángulos:

- Los brazos y las rodillas realizan un pliegue entre las barras que forman dicha articulación de aproximadamente 100 y 110 °C.
- Las falanges de la mano tanto la proximal, medial y distal se puede generalizar y aproximarlas a 90 °C.

El mecanismo diseñado para este ensayo es una adaptación de dichas articulaciones unidas mediante un servomotor con un torque de 3 kg/cm (4,8 V) y 3,5 kg/cm (6 V). Las partes que componen dicho mecanismo han fueron diseñadas con el software CAD SolidWorks©. Las piezas han sido impresas mediante una impresora 3D y el material utilizado ha sido PLA (ácido poliláctico, Figura 48). Dado que el ensayo no es de carácter destructivo se ha optado por este material para crear el mecanismo por su bajo precio, su

rapidez en la puesta en marcha en el momento de impresión y porque el mecanismo de ensayo no requiere ni ejecuta acciones bruscas, rápidas o que exijan una temperatura elevada.

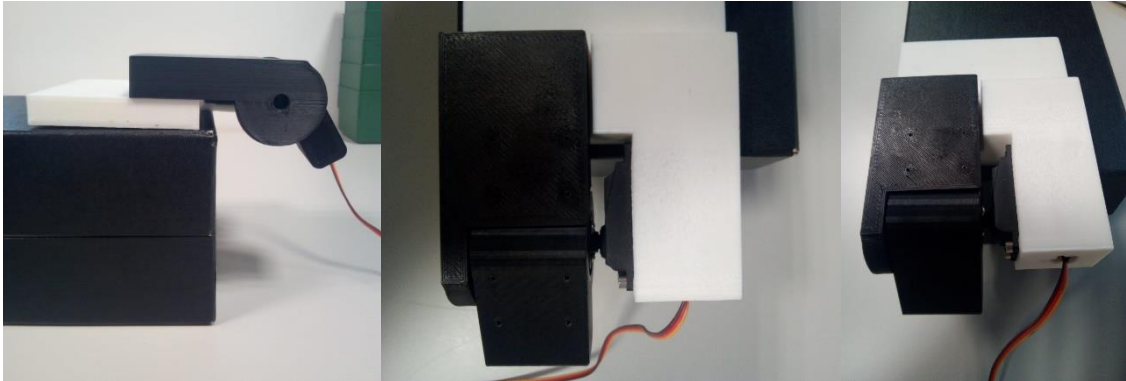


Figura 48.- Protocolo de ensayo a flexión

El control de este mecanismo se lleva a cabo mediante una placa de prototipado rápido electrónico Arduino UNO, el cual va registrando por uno de los 6 canales del conversor A/D los valores de tensión provenientes del sensor mientras el servomotor avanza al ritmo de $1^\circ \times 3 \text{ s}$. Dicho registro se almacena en documento de texto el cual se utilizará posteriormente para la corrección y linealización al aplicar la regresión lineal.

Un primer ensayo consiste en monitorizar el avance gradual del sensor desde 0° hasta 110° al ritmo comentado en el párrafo anterior (Figura 49).

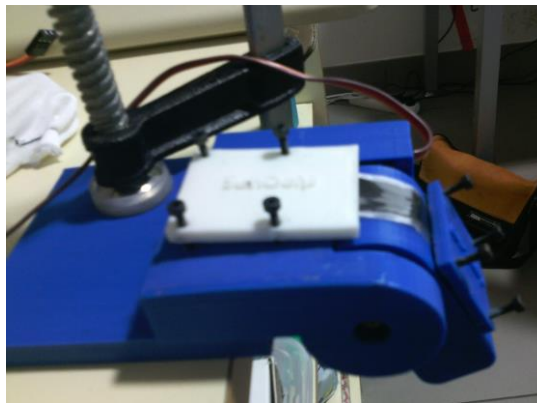


Figura 49.- Ensayo a flexión.

Un segundo ensayo consiste en articular el mecanismo desde 0° hasta 110° y de 110° hasta 0° de manera directa, con una velocidad constante de $\approx 0,25 \text{ seg}/1^\circ$ (a 4,8 V) durante 24 horas para así determinar el tiempo de vida de la lámina.

La velocidad de ensayo se limita a la velocidad estándar con la que un ser humano podría mover una de las articulaciones en cuestión. Esta medida se basa en la capacidad habitual de mover los dedos en situaciones cotidianas, como agarrar objetos en un entorno doméstico o laboral común, así como en situaciones agresivas como tocar objetos muy calientes o sentir pinchazos. No se consideran escenarios adicionales, ya que podrían ser situaciones

inusuales o especiales, como las habilidades excepcionales de un músico o atleta prodigioso.

3.5.3.- Caracterización a presión: Protocolo de ensayo

3.5.3.1- Caracterización a presión: Sensibilidad

De la misma forma que la caracterización a flexión es importante para la monitorización de articulaciones, la caracterización a presión pone en valor la sensibilidad del sensor, propiedad que más adelante con la determinación del factor de galga será expuesta nuevamente, y su posible aplicación como piel electrónica tanto en robots como en prótesis inteligentes.

El ensayo está formado por un dinamómetro AFTI de Mecmesin (Figura 50), con una resolución de 0,05 N y un máximo de 200 N, una carcasa prevista con un embolo roscado para ejercer presión sobre la muestra y un microcontrolador para la recogida de datos.

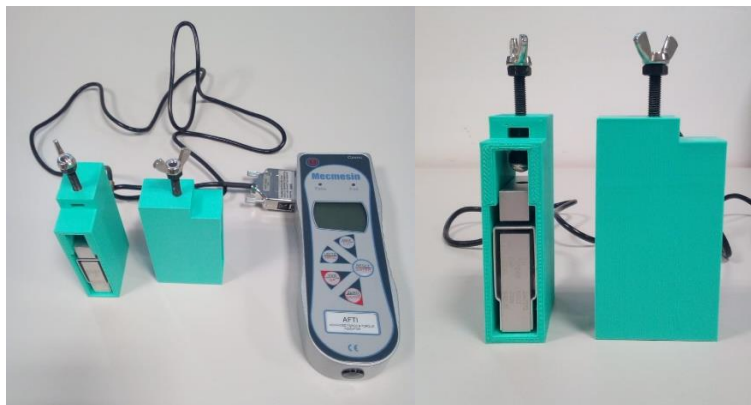


Figura 50.- Dinamómetro AFTI de Mecmesin.

La carcasa es una cavidad estrecha impresa en PLA que tiene como objetivo la sujeción de la célula de carga y proporcionar una fijación del embolo roscado para que garantice una presión sobre ésta totalmente perpendicular (Figura 51).

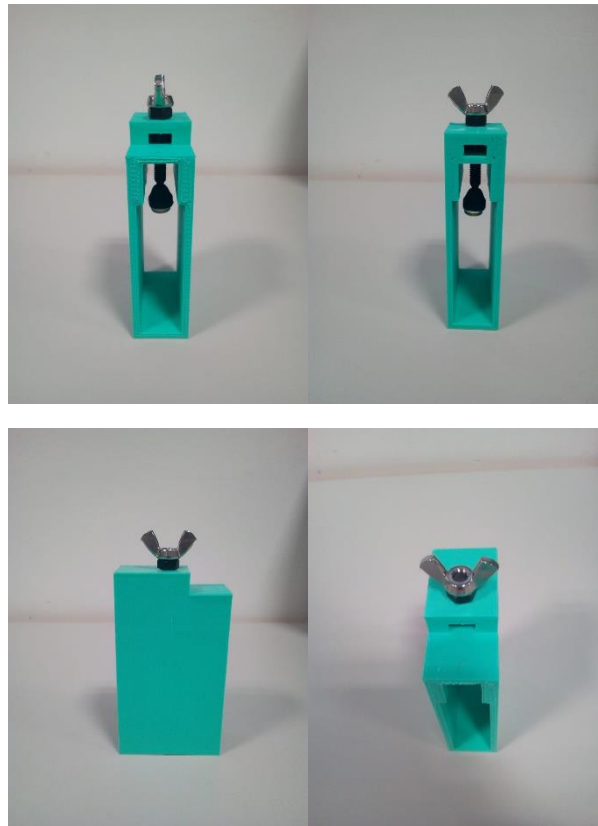


Figura 51.- Carcasa impresa en PLA para la sujeción de la célula de carga.

El embolo roscado lleva en su extremo inferior un acabado en goma (Figura 52). Este acabado tiene dos funciones:

- La primera, simular la punta de un dedo de la mano. Esta punta de goma se expande al entrar en contacto con el sensor, al igual que la punta del dedo se expande cuando entra en contacto con una superficie. La presión que ejerce un dedo sobre una superficie consta de dos fases. Una primera fase, que puede ser identificada como "acolchada" o de "amortiguación", en la cual se limita a la carne que recubre el hueso, la cual nos puede permitir diferenciar que tipo de superficie se está tocando, si lisa, rugosa, esponjosa, etc. Y una segunda fase, "rígida" o de "colisión", que aparece cuando la carne está totalmente comprimida entre la superficie en cuestión y el hueso, con la cual se puede discernir por ejemplo la dureza de dicha superficie. Una previsible aplicación de estos sensores es actuar como una piel sintética por lo que esta premisa es la que sienta las bases de este ensayo.
- La segunda, acolchar el extremo metálico que tiene el tornillo para que este no pueda desgarrar el sustrato superior del sensor, ya que como se indicó en párrafos anteriores este ensayo no es de carácter destructivo.



Figura 52.- Embolo roscado.

El sensor se fijará firmemente a la superficie de la célula de carga para prevenir cualquier movimiento no deseado y garantizar la precisión de la recopilación de datos. El dinamómetro se insertará en el interior de una carcasa que dispondrá en la parte superior del embolo roscado con su correspondiente punta de goma en su extremo, generando la fuerza perpendicular sobre el sensor (Figura 53).



Figura 53.- Protocolo de ensayo a presión

El ensayo no ha sido automatizado y, en su lugar, se llevó a cabo de manera manual, con incrementos de 1 N hasta alcanzar un máximo de 30 N. Se escogió este rango considerando que, en una interacción entre objetos o en situaciones sociales normales, un individuo rara vez ejerce una fuerza mayor.

3.5.3.2- Caracterización a presión: Desviación de la señal

En este ensayo, se llevó a cabo la aplicación de pesos constantes de 10 g y 1 kg sobre el sensor durante un intervalo de tiempo de 25 minutos. El objetivo principal fue observar el comportamiento del sensor bajo presión y determinar en qué medida se desvía el valor de tensión una vez que la señal

parece estabilizarse. Este tipo de comportamiento es común en sensores como giroscopios o acelerómetros.

Es importante destacar que este ensayo no implicó impactos, sino que se consideró más bien como un ensayo de transición. Aunque el peso aplicado era constante, se permitió que el peso descansara sobre la muestra para poder observar el comportamiento de las láminas exfoliadas.

Para llevar a cabo este ensayo, se diseñó un pequeño cilindro impreso en PLA que cubría la superficie del sensor (Figura 54). Este cilindro permitió aplicar los pesos de manera uniforme y controlada sobre el sensor, asegurando así condiciones consistentes durante el ensayo.



Figura 54.- Cilindro impreso en PLA.

3.5.3.3- Caracterización a presión: Histéresis y respuesta del sensor

Se ha diseñado un sistema neumático automatizado para determinar la histéresis del sensor. El sistema está compuesto por un regulador neumático de la marca SMC (Figura 55), con una conexión de tipo G 1/4 y una presión máxima de 1 MPa. Este regulador se conecta a un compresor Mobilboy modelo 185 OF E de Aircraft, capaz de aplicar hasta 10 bar de presión. El compresor se utiliza para activar el sistema neumático.

El elemento actuador del sistema es un cilindro fabricado por LAIZE, modelo MAL 16x100, capaz de alcanzar una presión de 0,15 a 1 MPa (Figura 56). Este cilindro se coloca perpendicularmente a la superficie del sensor y está equipado con un elemento terminal de goma que simula la punta de un dedo, similar al ensayo de compresión.

Para gestionar este conjunto, se ha utilizado un sistema embebido de National Instruments llamado MyRIO (Figura 57), junto con un software diseñado ad hoc utilizando la herramienta LabView. Este software ha permitido programar los tiempos y aplicar las rampas de bajada, parada y subida del émbolo que actúa sobre el sensor. Además, se ha utilizado el MyRIO para aplicar una tensión entre 0 V y 3 V de forma proporcional a la presión necesaria, ya sea de 15 N o 30 N.

Para la toma de datos, se ha conectado el sensor a un Arduino. Teniendo en cuenta que el sensor presenta un comportamiento no lineal, el objetivo del ensayo ha sido determinar si la histéresis del sensor se comporta de la misma manera a diferentes presiones. Existe la posibilidad de que este comportamiento no lineal afecte a la reversibilidad de la respuesta del sensor. Por lo tanto, se han aplicado cargas de 15 N y 30 N para analizar el comportamiento en diferentes condiciones de carga.

Con este mismo dispositivo, se han obtenido los datos del ensayo para generar la curva de histéresis. Esta curva ha permitido analizar gráficamente el comportamiento del sensor y determinar su histéresis.



Figura 55.- Compresor Mobilboy modelo 185 OF E de Aircraft.

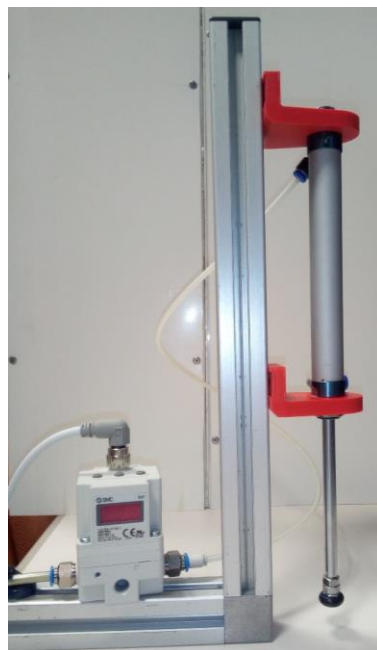


Figura 56.- Cilindro de la empresa LAIZE, modelo MAL 16x100.



Figura 57.- Sistema embebido "MyRIO" de National Instruments.

Además de determinar la histéresis del sensor, el ensayo descrito previamente también ha permitido obtener los datos necesarios para calcular la respuesta en frecuencia del sensor.

Durante el ensayo, se han registrado los datos de respuesta del sensor a medida que el émbolo actúa sobre él en diferentes momentos y bajo diferentes cargas. Estos datos han proporcionado información sobre cómo responde el sensor a diferentes frecuencias de estimulación.

Con esto ha sido posible determinar la respuesta en frecuencia del sensor. Esto implica identificar las frecuencias a las que el sensor muestra una mayor sensibilidad o una mayor atenuación, así como evaluar la linealidad de la respuesta en función de la frecuencia.

La respuesta en frecuencia del sensor es un aspecto importante a considerar, ya que puede influir en su rendimiento en aplicaciones donde se requiere una respuesta rápida y precisa a cambios en la magnitud medida.

3.5.3.4- Caracterización a presión: Sensibilidad área

En este ensayo, se diseñó un pentágono irregular con la característica de que tres de sus caras son $\frac{1}{3}$ más largas que la anterior (Figura 58). Esta configuración permitirá analizar la respuesta de la superficie del sensor en tres etapas distintas. El objetivo principal es evaluar el efecto de la disminución de la resistencia bajo una presión constante, que puede distribuirse de manera parcial o completa sobre la superficie del sensor.

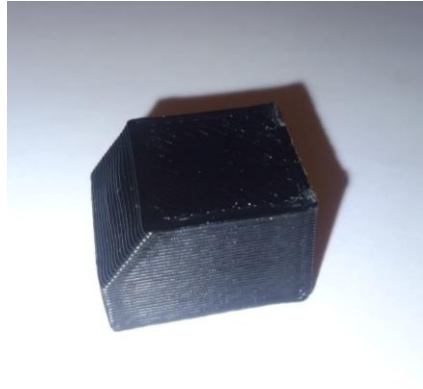


Figura 58.- Pentágono irregular impreso en PLA.

La motivación detrás de este ensayo es lograr una caracterización más precisa, especialmente en vista de futuras aplicaciones, como la creación de una piel sintética. Es importante comprender el tamaño de las celdas que formarían la matriz en este tipo de aplicaciones, ya que estas deberán estar diseñadas conforme las conclusiones de estos ensayos, como se verá en el apartado de "Resultados y conclusiones". Se ha observado que incluso con una carga de presión idéntica, los resultados pueden variar según el área específica donde se ejerce la presión.

Dado el comportamiento conocido del grafito, que actúa como una resistencia variable, se reconoce que esta variabilidad es una consecuencia a tener en cuenta. Para contrarrestarla, se pueden aplicar soluciones como ajustes de software, hardware o incluso un diseño específico adaptado para tal propósito. No conocer este comportamiento puede generar diferencias en los resultados, lo que podría llevar a descartar mediciones válidas como errores o resultados espurios.

3.5.4.- Caracterización eléctrica

La caracterización eléctrica en esta investigación se basa en la determinación del valor de la resistencia eléctrica de las láminas exfoliadas, medida en Ohmios. Para llevar a cabo esta medición, se utilizó un multímetro Hewlett Packard 34401 con una capacidad de 6,5 dígitos y una resistencia máxima absoluta de 100 M Ω (Figura 59).

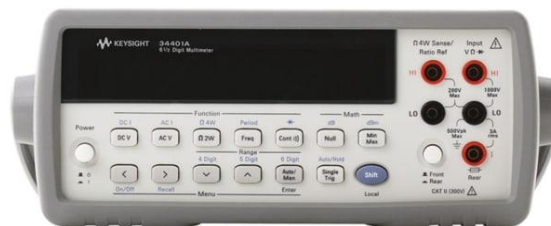


Figura 59.- Multímetro Hewlett Packard 34401.

Utilizando este dispositivo, se obtuvo que el valor de resistencia ofrecido por el sensor sin sufrir ninguna deformación es de 100 MOhm. Sin embargo, se observó que, por encima de una presión de 30 N, la resistencia medida es de 200 MOhm.

Es importante destacar que el multímetro utilizado en esta investigación tiene una alta precisión y sensibilidad, lo que permite obtener mediciones confiables y detalladas de la resistencia eléctrica de las láminas. Esto es fundamental para obtener resultados precisos y poder caracterizar adecuadamente las propiedades eléctricas de las muestras estudiadas.

IV.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1.- Consideraciones iniciales

Aunque lo aquí estudiado se reduce al fenómeno microscópico de compresión entre las láminas paralelas de grafito que a su vez componen las escamas creadas debido al aglutinamiento de las partículas del material, las cuales generan nuestra veta madre de donde se exfolian las láminas a examinar, estas laminas se han analizado desde un concepto macroscópico de la flexión y la compresión del medio donde han sido integradas. Para poder así determinar el comportamiento en servicio de estos sensores a fatiga, su sensibilidad, su respuesta en frecuencia, la desviación en el tiempo, etc.

En cuanto a la flexión, se refiere al cambio en la resistencia eléctrica del grafito debido a la compresión diferencial en el material, lo cual se aplica también a la compresión. Cuando se aplica una fuerza a un sensor de grafito, se produce una deformación en el material que provoca una compresión diferenciada en las diferentes regiones del grafito. Esta compresión diferenciada afecta la resistencia eléctrica del material, lo que se puede medir y utilizar para determinar la magnitud de la fuerza aplicada.

Cuando el material de grafito se deposita de manera homogénea en el sustrato, las escamas de grafito se colocan de manera ordenada y coordinada, lo que permite que las diferentes regiones del sensor respondan de manera uniforme a la fuerza aplicada. Como resultado, la tensión en el sensor se distribuye de manera uniforme y lineal en toda la superficie del mismo, lo que se traduce en una respuesta lineal en la salida del sensor.

Comentar que el grafito utilizado en los sensores GoP (Graphite on paper) proviene de los lápices, y que estos lápices utilizan un proceso de fabricación basado en aglomerantes. Esto sugiere que, en cuanto al proceso de fabricación final de los sensores, ambos tienen un proceso similar y que los sensores aquí presentados son comparables en cuanto al impacto medioambiental, al proceso libre de solventes y que ambos están influenciados por los aglomerantes utilizados en el proceso de fabricación.

La atracción de Van der Waals entre las capas de grafito es lo que mantiene las capas juntas y les da su estructura laminar. La distancia entre las capas de grafito es de aproximadamente $3,41 \text{ \AA}$, lo que es muy pequeño. Esta distancia es lo que permite que las capas se deslicen entre sí en la dirección perpendicular al eje z , lo que se conoce como "escalonamiento". Sin embargo, la atracción de Van der Waals es lo suficientemente fuerte como para hacer que la exfoliación completa en capas individuales sea difícil. Para lograr la exfoliación completa, se requiere una fuerza externa para superar la atracción entre las capas y separarlas unas de otras. Esto da buena cuenta de porque con una deposición no controlada o aleatoria se obtiene superficies irregulares en las caras externas de la lámina y de ahí ese comportamiento no lineal"

Durante el proceso de calentamiento de las capas gráficas en el proceso de transferencia, los grupos funcionales se descomponen y producen gases que acumulan una presión entre las capas adyacentes. Cuando esta presión

supera las fuerzas de atracción de van der Waals entre las capas, se produce la exfoliación.

La relación entre la compresión y la resistencia eléctrica del grafito en un sensor piezorresistivo sigue una curva de saturación, como a continuación se verá en el punto de la hipótesis de funcionamiento.

4.1.1.- Principio de funcionamiento del sensor

Dada una deposición aleatoria del grafito se han obtenido resultados que pertenecen a una curva de saturación, es decir, un inicio no lineal y un punto de saturación final que se acerca a una función lineal.

El grafito está compuesto por átomos de carbono dispuestos en una estructura hexagonal planar, donde cada átomo de carbono se encuentra unido a tres átomos de carbono vecinos formando una red de enlaces covalentes fuertes en el plano (Figura 60). La conducción eléctrica en el grafito ocurre principalmente a lo largo de las capas, donde los electrones π pueden moverse, debido a la multitud de puntos de conexión entre las láminas se obtiene un conductor apto. Y perpendicularmente mediante enlaces de Van de Waals, específicamente por interacciones dipolo-dipolo y fuerzas de London, estos enlaces tienen una capacidad de conducción eléctrica muy baja, estos no tienen prácticamente influencia en la condición, ni, aunque disminuya su longitud.

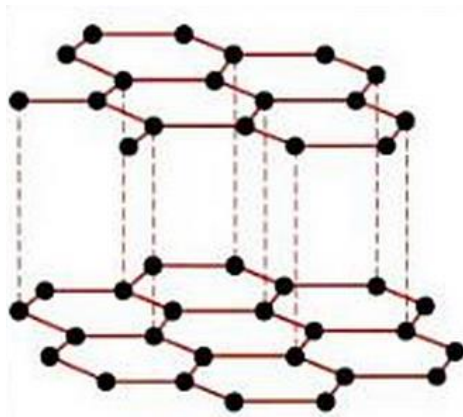


Figura 60.- Ilustración de la estructura hexagonal planar del grafito. Fuente [89].

La disminución de la resistencia eléctrica se debe al aumento de los contactos entre capas debido a la presión ejercida por la carga aplicada (Figura 61).

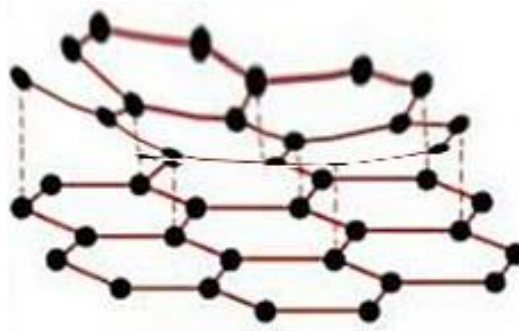


Figura 61.- Ilustración de la deformación de la estructura hexagonal planar del grafito y con ello el aumento del contacto entre capas.

Fuente [89] y editada por el autor.

A medida que se aumenta la superficie de contacto, se podría producir un aumento en la transmisión de electrones, lo que llevaría a una variación de la señal y posiblemente a un aumento en el consumo de energía. Esta idea se basa en la teoría de percolación, que describe cómo los materiales conductores pueden conducir la electricidad a través de una red de caminos interconectados. En este caso, se sugiere que, al aumentar la superficie de contacto, se crearían nuevos caminos conductores y, por lo tanto, una mayor conductividad eléctrica en el material.

La destrucción de la red conductora del sensor puede ocurrir a altas presiones, lo que significaría pasar del estado de colapso a la rotura. En este punto, la variación de la resistencia se debería a la pasta de plata de los electrodos, y no a la variación de la resistencia de la red conductora de grafito. Por lo tanto, es importante tener en cuenta que el rango de presiones en el que se puede utilizar el sensor es limitado y que la rotura del mismo puede comprometer su capacidad de detección.

Dada una deposición aleatoria del grafito se han obtenido resultados que pertenecen a una curva de saturación, es decir, un inicio no lineal y un punto de saturación final que se acerca a una función lineal.

El proceso de fabricación se enmarca dentro de una deposición no controlada, donde el material reposa de forma aleatoria, creando una superficie rugosa, donde tanto partículas de grafito y escamas formadas por el aglomerado, sobresalen del resto tal y como se observa en la microscopía (Figura 62), evidenciando zonas más densas que favorecen la conectividad entre las capas de grafito, aumentando su frecuencia y sensibilidad, pero generando un comportamiento no lineal. En la zona 1 de la Figura 62 (parte superior), se han trazado líneas paralelas a la basal para identificar los desniveles de la superficie, evidenciando la falta de linealidad. Se observa que la separación de las líneas no es uniforme.

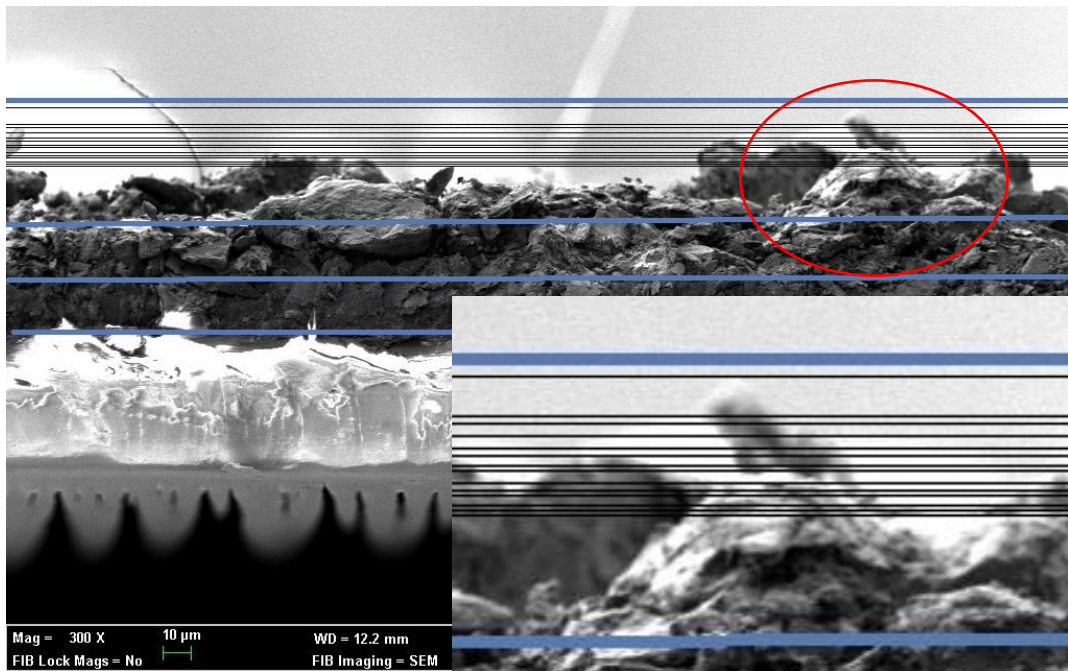


Figura 62.- Corte transversal de la superficie depositada. Zonas delimitadas por las líneas azules.

A continuación, se exponen las diferentes zonas que podemos encontrar en la deposición (Figura 63), con su análoga en la representación gráfica de una curva de saturación:

- Zona 1: Distribución superficial de la deposición. Superficie rugosa y de distribución aleatoria (Exponencial). Totalmente no lineal porque existen muchos desniveles creados por la exfoliación, ya que se despegan las capas de grafito mecánicamente lo que produce una rotura desigual de las escamas que se han creado y de ahí esa superficie irregular. Esta superficie irregular en términos de unión para la conducción bajo una acción de compresión que se aplica de forma constante sobre la superficie provoca que la disminución de resistencia no se active de forma regular, ya que, hasta llegar a la zona más compactada de la deposición, donde como se verá gracias a esta compactación aumenta considerablemente la linealidad, existen picos de diferentes tamaños. El método de exfoliación consiste en separar las capas de grafito mediante una fuerza externa lo suficientemente intensa como para vencer los enlaces de Van de Waals, (se puede comentar la influencia de los enlaces de Van de Waals en la capacidad como lubricante sólido y lo suficientemente fuertes que son como para mantener la estructura unida, lo que provoca que al arrancar el material quede una superficie tan rugosa y poco homogénea.) y junto a como se ha comentado, la deposición del material no está controlada por lo que, la distribución y disposición del material es totalmente aleatorio, como se ha comentado anteriormente en este punto y como se puede observar en las microscopías al aplicar esta técnica de separación la superficie resultante es de naturaleza "caótica" y rápida (por la multitud de puntos desigual que forman parte de zonas más

densas). De ahí el comportamiento exponencial que se observa en los ensayos.

- Zona 2: Distribución media. Mezcla entre rugosidad aleatoria y compactación (Zona intermedia).

Una vez superados estos picos iniciales se acerca a zonas donde existe una mejor compactación, pero hay agujeros que en menor grado provocan saltos irregulares, el nivel de linealización ha aumentado ya que esta zona está mejor compactada.

- Zona 3: Distribución final. Compactación (saturación, logarítmica).

Aun pudiendo tener "calvas" que lleguen al sustrato base, en este último sector la compactación es total y la compresión de las láminas avanza al unísono tal obteniendo una linealización muy alta, ya que como se ha dicho puede tener calvas que llegan hasta el sustrato base, los resultados expuestos en las gráficas así nos lo confirman.

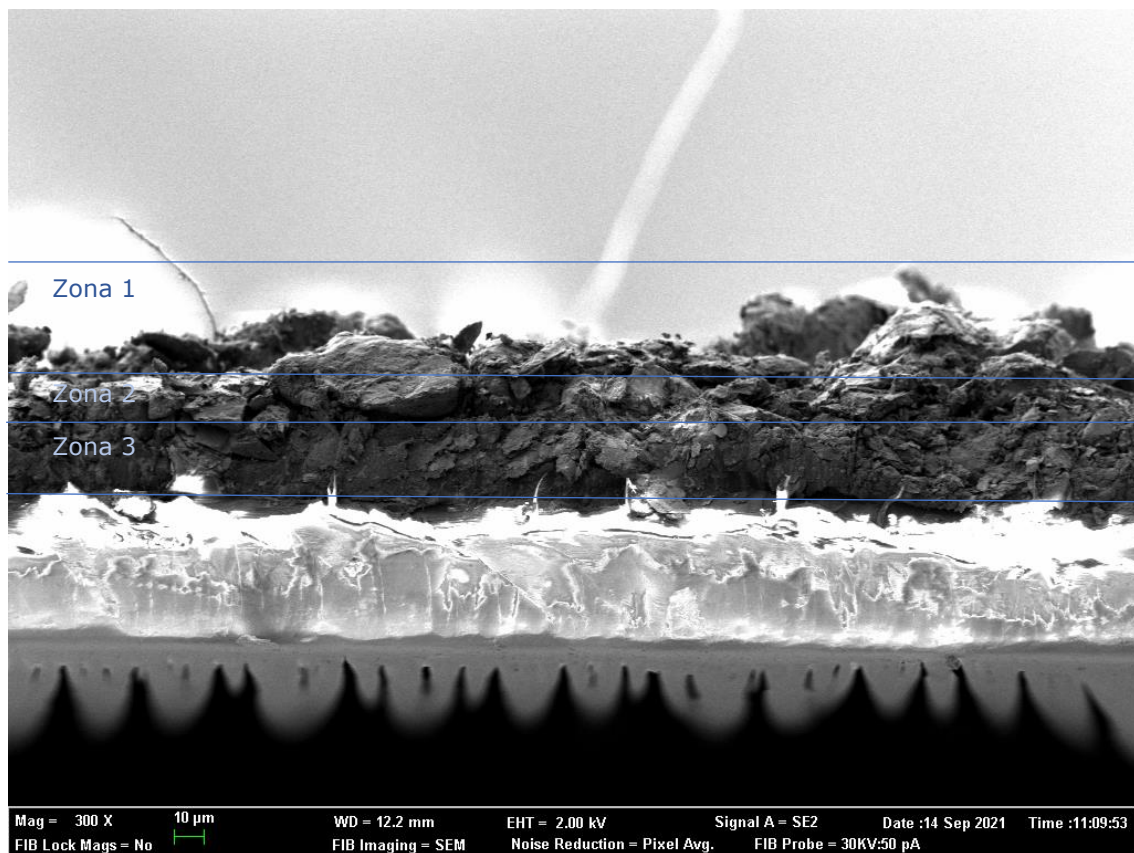


Figura 63.- Distribución de las zonas localizadas en la superficie.

De los ensayos se obtiene este tipo de gráfico, un crecimiento rápido (exponencial) y termina en un colapso (logarítmico) como se muestra en la Figura 64.

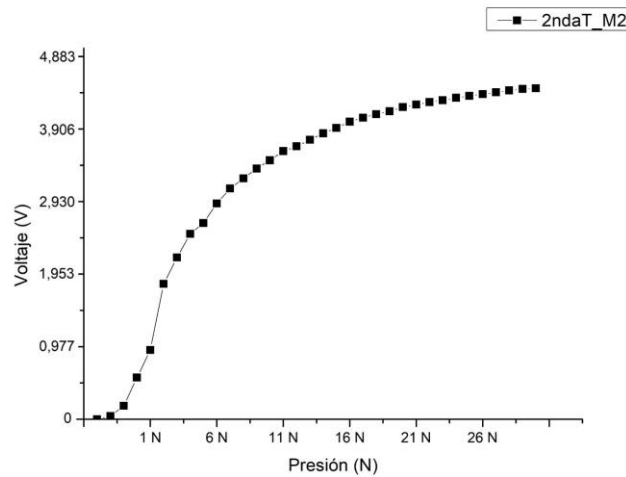


Figura 64.- Curva de saturación resultante del ensayo de compresión a la segunda transferencia de la muestra 2.

Este resultado es característico de una curva de saturación. A modo de ejemplo del concepto de curva de saturación se muestra la Figura 65 [90] en la que se aprecia un comportamiento similar al obtenido en el estudio para una disciplina completamente diferente a la estudiada en este trabajo.

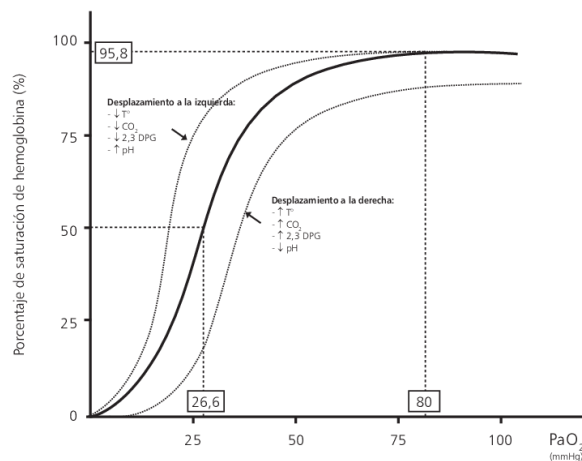


Figura 65.- Imagen ejemplificadora de una curva de saturación. Fuente [90]

La curva de saturación se refiere a una curva que inicialmente muestra un crecimiento acelerado, pero eventualmente se nivela y se estabiliza a medida que alcanza un límite superior o un valor máximo. Este tipo de curva se encuentra comúnmente en situaciones donde hay recursos limitados disponibles para el crecimiento y, por lo tanto, el crecimiento no puede continuar de manera indefinida. En nuestro caso se podría hablar de un nivel de tensión acotado (5 V, Figura 66) o la cantidad de puntos de conexión que puedan quedar, ya que existen casos donde se permite el máximo paso de tensión y no se aplica toda la fuerza (menos de 30 N) y en otros casos, se aplica toda la fuerza (30 N) y el sensor colapsa (vemos que la curva no varía) y tenemos menos mucho menos de 5 V o 4 V a la salida. Por lo que nos parece más cómodo hablar de tensión porque que es siempre constante.

4.1.2.- Fases de la curva de saturación vs Fases de la deposición del material

Una curva de saturación consta generalmente de tres partes principales:

- Fase de Crecimiento Inicial (Zona 1): En esta fase, la curva de saturación muestra un crecimiento acelerado o exponencial. En otras palabras, la tasa de crecimiento es alta y la curva se eleva rápidamente desde un valor bajo. Esta fase inicial puede ser causada por condiciones favorables y abundantes recursos disponibles. En nuestro caso, se tiene cúmulos o escamas de grafito que sobresalen del resto, evidenciando una mayor densidad, es decir, abundantes recursos que facilitan la conectividad entre capas.
- Fase de Saturación o Meseta (Zona 2): A medida que la curva continúa su crecimiento, llega a un punto en el que el crecimiento se desacelera gradualmente. En esta fase, la curva se estabiliza y alcanza su valor máximo o límite superior. Esto se debe a factores limitantes que comienzan a ejercer su influencia, como la escasez de recursos o la saturación del mercado, en nuestro caso se acerca a la zona de compactación. La tasa de crecimiento se reduce notablemente, y la curva deja de elevarse rápidamente. Los puntos de conexión, conforme aumenta la presión y son más las capas de grafito que están bajo esta presión, son menos.
- Fase de Estabilización o Meseta Larga (Zona 3): En algunos casos, la curva puede mantenerse relativamente constante en su valor máximo durante un período prolongado. Esto se conoce como una "meseta larga", donde la curva muestra muy poco cambio a lo largo del tiempo. En esta fase, el crecimiento es esencialmente nulo, y la curva permanece cerca de su límite superior. Se está en la zona de compactación. Zona donde el sensor ya ha colapsado o está cerca del colapso, en el área donde se aplica la carga puntual, todas las láminas de grafito están unidas por la compactación de la deposición y por la presión existente, por lo que una vez llegados a este punto se empieza a tener una disminución en cuanto a los puntos de conectividad que se traduce en una conducción baja y lenta (como se espera de esta zona en la curva de saturación), existe una pequeña variabilidad hasta el colapso total (los ensayos se realizaron hasta valores de 30 N, pero se realizaron algunas pruebas hasta 100 N, donde se vio una pequeña variación asociada a la variación resistiva de los electrodos interdigitados de pasta de plata).

Cabe mencionar que la forma y duración de estas tres partes pueden variar según el contexto y los factores involucrados en el fenómeno que se está modelando. En algunos casos, la fase de crecimiento inicial puede ser muy corta, mientras que en otros puede ser más prolongada antes de alcanzar la fase de saturación.

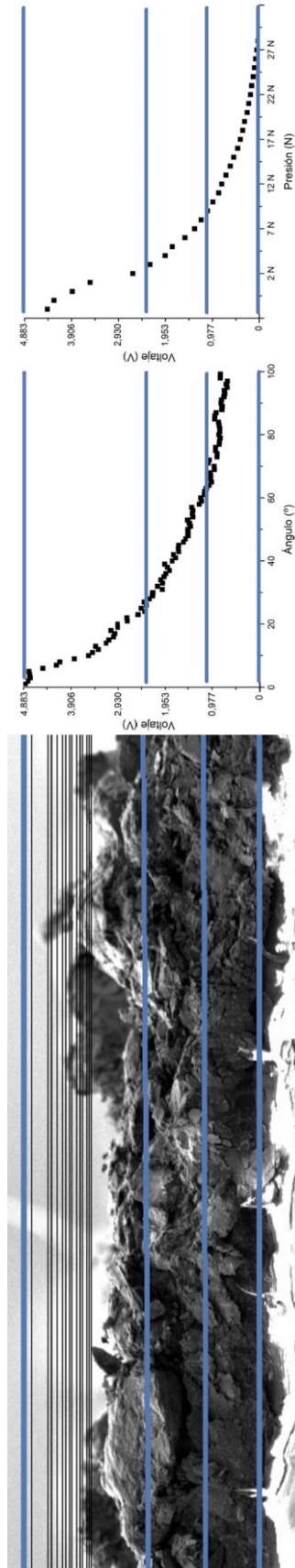


Figura 66.- Relación de la superficie con el comportamiento de la señal.

4.1.3.- Linealización de la curva de saturación

Para linealizar la curva de saturación de un sensor de presión, es importante considerar la naturaleza de los sensores de presión y las funciones que mejor se adaptan a este tipo de curvas. Las dos opciones para la función de linealización más viables son:

- Función logística: Debido a que los sensores de presión a menudo muestran un crecimiento inicial rápido seguido de una estabilización, la función logística ($y = a + b \cdot \frac{1}{1 + e^{-cx}}$) podría ser una buena opción. Esta función se ajusta bien a curvas que tienen un crecimiento acelerado al principio y luego se estabilizan.
- Función raíz cuadrada: Si la curva del sensor de presión muestra una relación más gradual en su crecimiento, la función de raíz cuadrada ($y = a \cdot \sqrt{x} + b$) podría ser apropiada. Esta función puede ser útil cuando la curva de saturación se asemeja a una raíz cuadrada.

El tratamiento de los datos mediante estas funciones tiene un coste computacional alto.

Por lo que, análogamente, se considera el coste computacional como se han considerado otros métodos de fabricación, como la deposición en fase vapor (CVD) o las salas blancas, elementos a optimizar.

El requisito de un análisis más complejo de las variables que rodean a esta tecnología y poder obtener resultados a la altura es un trabajo de alto nivel. Por lo que no se puede situar en un proceso de fabricación de estas características.

Por lo tanto y conociendo la naturaleza no lineal del sensor, presentar soluciones aptas para esta optimización pasará desde, un mejor planteamiento de la implementación del proceso de fabricación, una deposición del material más controlada, unos encapsulados con mejor acabado, una mejor distribución de los componentes del sensor, es decir, la aplicación de soluciones físicas que faciliten la aplicación de algoritmos menos complejos, que junto al análisis de los resultados obtenidos en los ensayos ayuden a determinar una estrategia computacional apta tal y como se mostrará más adelante en este capítulo.

4.2.- Ensayo a compresión

La caracterización a presión pondrá en valor la sensibilidad del sensor y sus potenciales aplicaciones, desde simples pulsadores, hasta por ejemplo la posible utilización como piel electrónica, tanto en robots, como en prótesis inteligentes.

Para determinar la sensibilidad mínima del sensor se comenzó con el umbral más bajo de presión que puede detectar el dinamómetro, 0,05 N. Una vez determinado que el sensor era capaz de detectar esta presión, se procedió a

ir aumentando la presión sobre el sensor desde 1 N hasta 30 N, con pasos de 1 N. Este rango de presión obedece a los valores normales de interacción de las personas con el entorno. Analizando diferentes estudios es posible constatar que, según sexo, edad, estado de salud del sujeto y forma de aplicar la fuerza (mano entera, dedos, etc.) se pueden llegar a valores de fuerza mucho más altos [91, 92], pero se estableció el límite en 30 N, ya que en un principio el objetivo es realizar una caracterización genérica del sensor sin una aplicación concreta definida.

4.2.1- Exfoliaciones

La primera exfoliación corresponde a la cara inferior de la veta madre, la cara que queda adherida al sustrato, esta cara será la primera a transferir, pero volverá a quedar adherida al sustrato de PE-LD. Con esto se quiere remarcar que no existe ninguna cara que no tenga una superficie rugosa, que siendo así nos podría ofrecer un comportamiento más lineal.

Para esta investigación se utilizaron dos técnicas de transferencias diferentes, la primera consiste en ir quitando la base de PE-LD que queda adherida en cada transferencia, la cual se aplicó a la M2, y la segunda que consiste en no quitarla, que se aplicó a la M1 y M3.

La diferencia entre una y otra es la distancia que existe entre la superficie a transferir y el rodillo que ejerce la presión por lo que a menos altura menos presión y menos probabilidad de conseguir una capa más densa, con la disminución de las propiedades que esto conlleva y que se comentarán a continuación.

Vistos los resultados se advierten pocas diferencias significativas entre las dos técnicas de transferencia utilizadas en los casos estudiados, "1eraT_M1, M2, M3", "2ndaT_M1, M2, M3" y "3eraT_M1, M2, M3".

Como se observa en la Figura 67, Figura 68 y Figura 69 a medida que se avanza en las exfoliaciones se puede ver como esa no linealidad aumenta viendo como la fase 2 de la curva cada vez está más pronunciada y como los umbrales de tensión aumentan, se está en los sedimentos más compactados de la veta, con una alta densidad de material (cúmulos y escamas gráficas generados por la adhesión de la goma laca). En la Figura 67 se observa un comportamiento similar en todas las curvas, conforme se comenta en el párrafo anterior. En cambio, en la Figura 68 se observa un comportamiento similar en las dos últimas exfoliaciones, el comportamiento de la 1eraT_M2 tan lineal se justificará en el apartado de microscopía. En la Figura 69 se observa un comportamiento similar en todas las curvas, con la salvedad de que la zona de saturación de las dos primeras exfoliaciones es mucho más suave, las microscopías darán respuesta a este comportamiento.

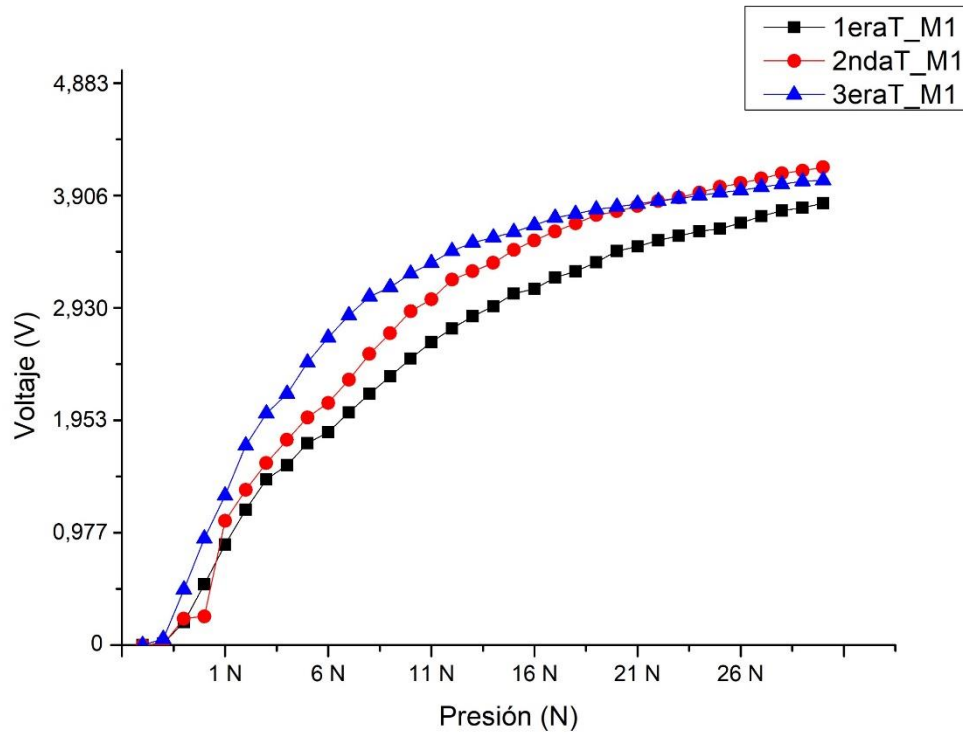


Figura 67.- Ensayo de compresión realizado a la tres primeras exfoliaciones de la M1.

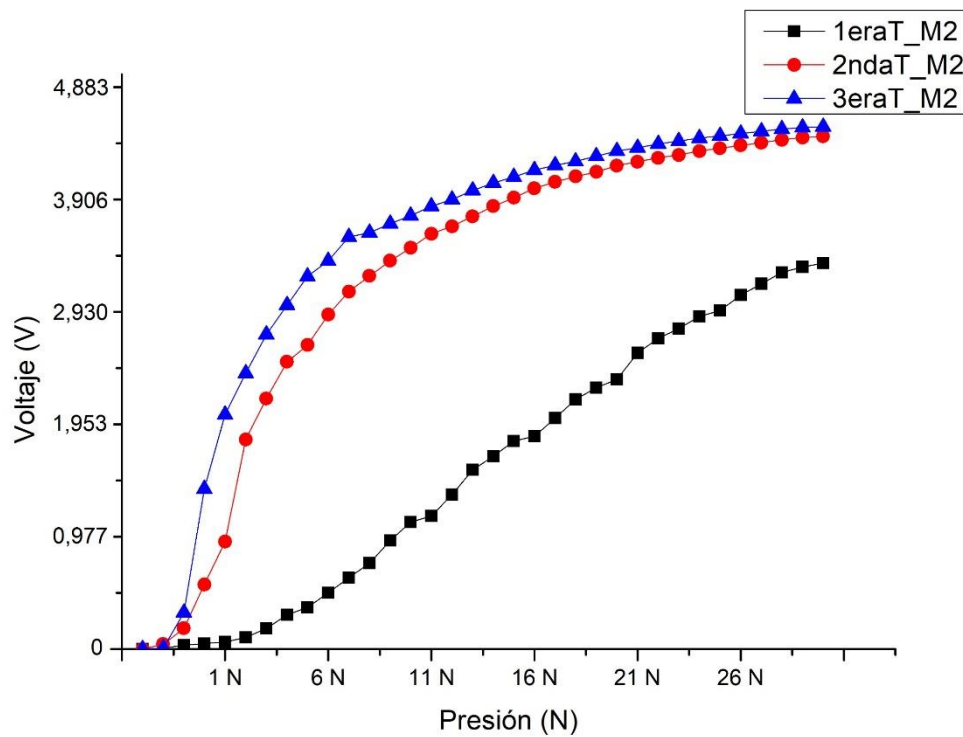


Figura 68.- Ensayo de compresión realizado a la tres primeras exfoliaciones de la M2.

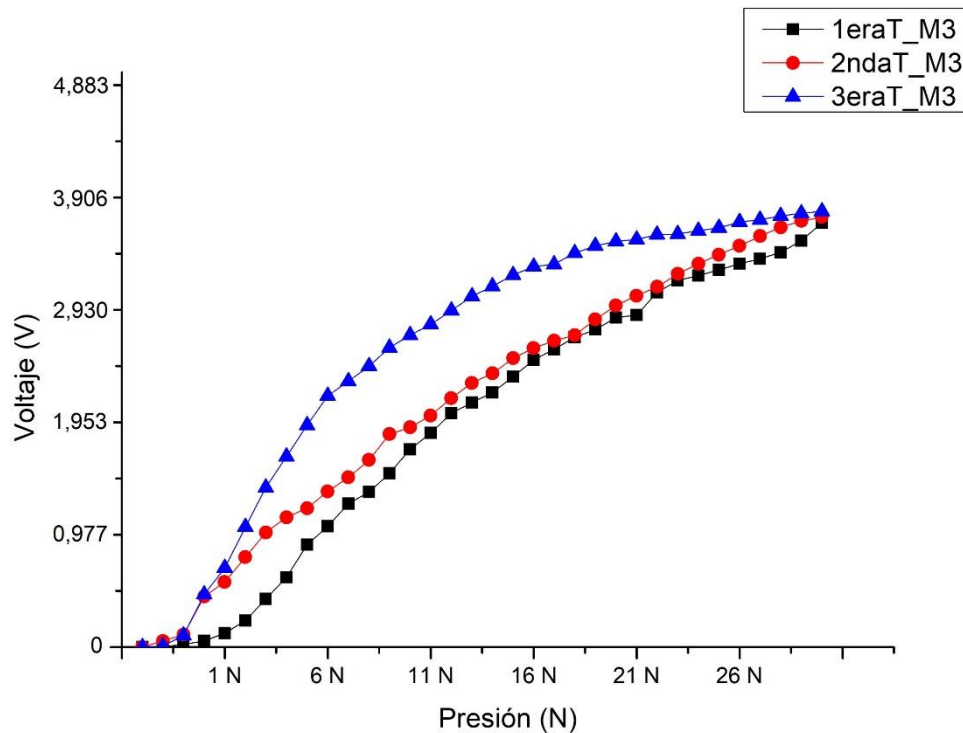


Figura 69.- Ensayo de compresión realizado a la tres primeras exfoliaciones de la M3.

4.2.2.- Comparativa del ensayo a compresión

Como se ha comentado en apartado "Principio de funcionamiento del sensor", se puede observar una curva de saturación bien definida.

Hay una tendencia en las transferencias, su comportamiento es muy parecido:

Para las 1eraT se observa el comportamiento de una curva de saturación que tiende a suavizarse, con un umbral menor al resto, aunque muy cercano, excepto en la M2 que su comportamiento es prácticamente lineal y que, como se puede observar en las microscopías ópticas se ve una gran cantidad de agujeros de aguja y una baja densidad de material (Figura 69). Este efecto, menos pronunciado, se puede observarlo en la 1eraT_M3 y como se ve en la microscopía óptica, también se tiene una cantidad considerable de agujeros de aguja distribuidos en la superficie.

Está resultando más crítico la proliferación de agujeros de aguja que las grandes zonas vacías.

En la 1eraT_M1 se ve un comportamiento paralelo al resto de exfoliaciones, pero con un umbral menor de tensión.

Esto no la exime de un comportamiento logarítmico en su inicio, ya que la superficie es irregular, dotando a las transferencias dicho comportamiento.

Aunque en las gráficas se observa un cierto comportamiento lineal en la 3era fase de la curva debido al colapso del material el cual, se ve en su límite de compactación, se ha de puntualizar que este efecto dado por la compactación no se puede extrapolar a las transferencias que provengan de las caras más compactadas de la veta madre esperando que estas se comporten de manera más lineal, ya que las dos caras que conforman el sensor han sido exfoliadas dejando a ambos lados superficies irregulares.

Dicha técnica es muy agresiva, se debe recordar que consiste en, literalmente arrancar átomos y junto a una deposición totalmente aleatoria se obtiene dichas superficies, ya que como se ve en las gráficas de las exfoliaciones 2nda y 3era de todas las muestras, esto no es así. Pero si se puede observar que la concentración de material es mayor en la 2nda y 3era exfoliación ya que se obtienen umbrales de tensión mayores. Llegados a este punto si se puede relacionar el aumento de densidad de material con las capas más compactadas de la veta madre.

Para un comportamiento lineal o cuasi lineal, la superficie debería ser homogénea o regular. También se puede encontrar este efecto en laminas con un alto grado de agujeros de agujas o baja densidad de material depositado. Esta baja densidad de material suele darse en exfoliaciones cercanas a la base de la veta madre, en otras palabras, cuando se va quedando sin material y la técnica de transferencia se basa en quitar el PE-LD que queda adherido a la veta madre con cada transferencia, ya que de esta manera se va reduciendo la distancia y con ella la presión que ejercerían los rodillos de la plastificadora.

No se ha profundizado en la obtención de láminas con menos material porque este proceso se alejaría de un proceso de fabricación de bajo coste.

Para los casos que ocupan, las 3 primeras exfoliaciones, exceptuando el caso de la 1eraT_M2, el resto de muestras han tenido un comportamiento similar.

En la 2ndaT_M1 y en la 2ndaT_M2 se ve un comportamiento idéntico al de correspondientes 3eraT (Figura 71). En el caso de la 2ndaT_M3 se ve que el comportamiento sigue la tendencia de la 1eraT_M3 que como se comenta, se debería a una mayor densidad de material.

Y, por último, en el caso de las 3eraT se ve que la curva logarítmica que se observa, se activa alrededor de 0'5 N y termina sobre 1 N (Figura 72). La fase 2, que se pronuncia más en la 3eraT_M2 en esta termina sobre los 6 N. Y en la 3eraT_M3 y la 3eraT_M1 terminan sobre los 10,5 N u 11 N. Llegando todas en la fase 3 cerca de los 4 V.

En todas las muestras, ambas transferencias, 2nda y 3era, convergen en la zona de saturación en el mismo punto, y todas ellas alrededor de los 4 V.

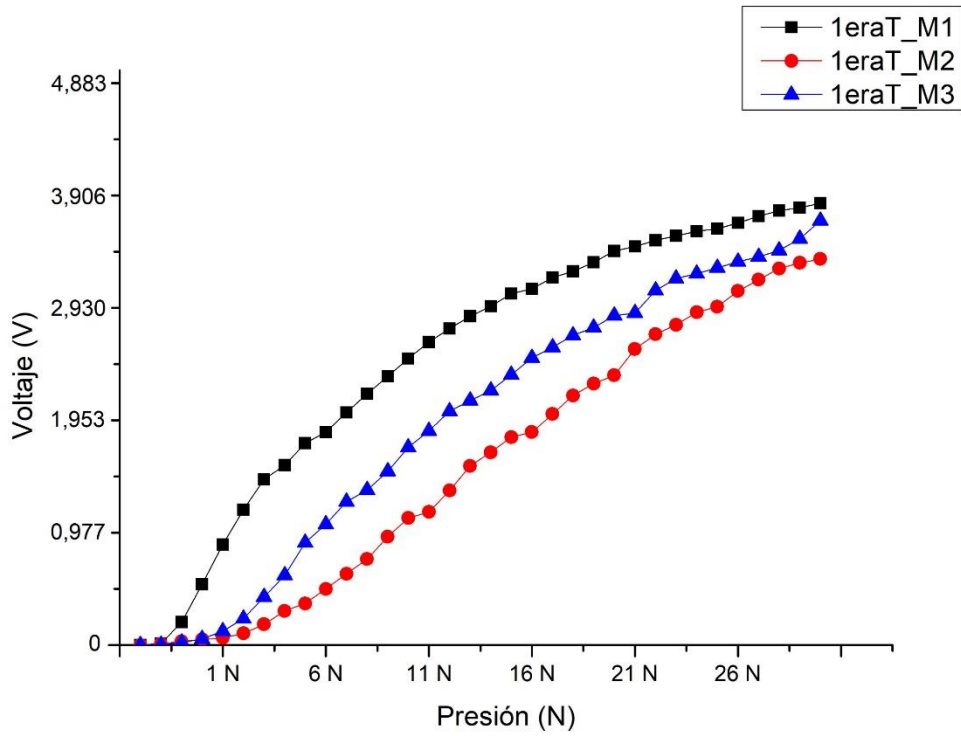


Figura 70.- Comparativa de las 1eraT de las tres muestras.

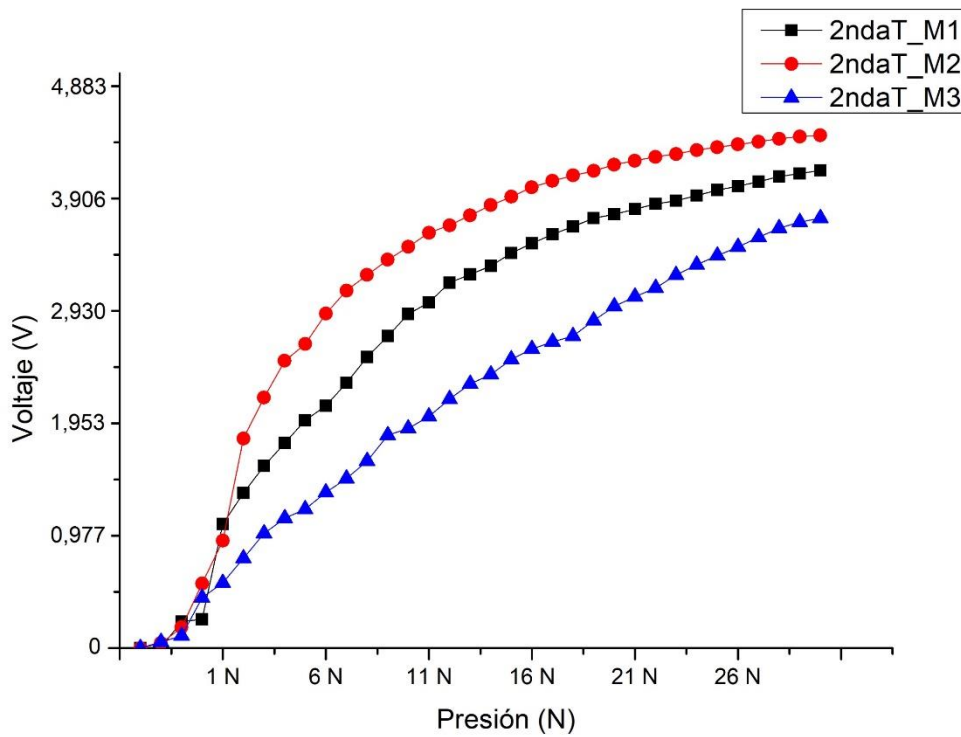


Figura 71.- Comparativa de las 2ndaT de las tres muestras.

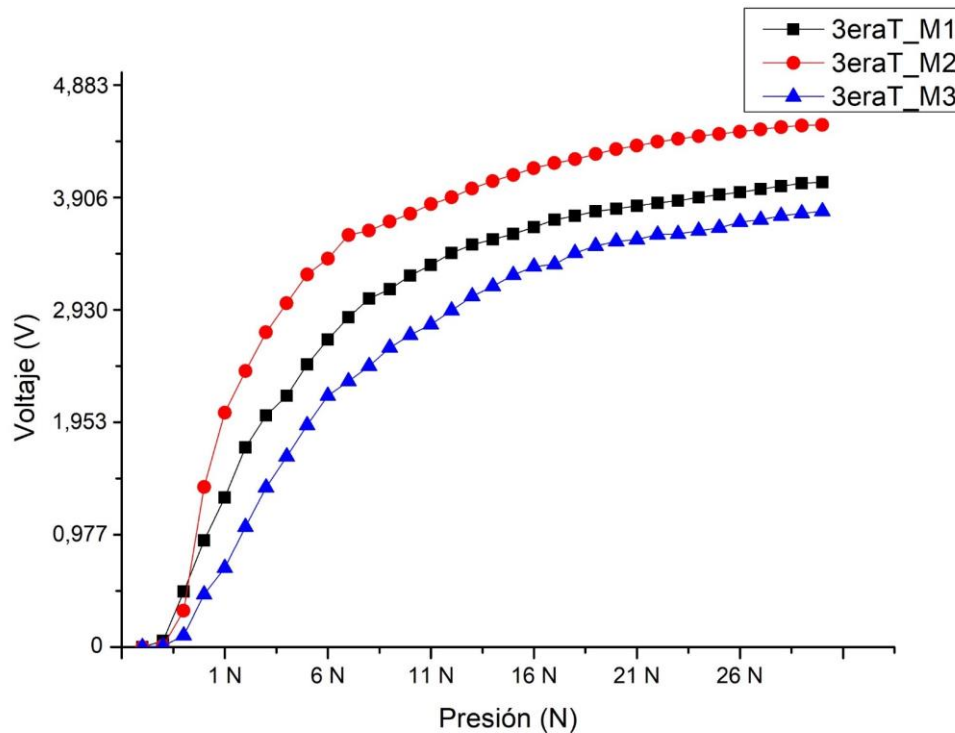


Figura 72.- Comparativa de las 3eraT de las tres muestras.

4.3.- Desviación de la señal a compresión

4.3.1.- Desviación de la señal a compresión – 10 g

También se determinó la respuesta de los sensores con el tiempo. Para ello se registró la respuesta de los distintos sensores fabricados durante aproximadamente 25 minutos, primero para un peso de 10 gramos, y después para un peso de 1 kg.

Con este ensayo se pretende descubrir la viabilidad de estos sensores en aplicaciones reales.

En la Figura 73, se puede observar la respuesta con el tiempo del sensor de las tres primeras transferencias de la M1 para el peso de 10 g. En la Figura 74, el mismo ensayo para las tres primeras transferencias de la M2 al igual que la Figura 75, para las tres primeras transferencias de la M3.

Por su parte en la Tabla 2 se presentan los valores de desviación de todos los sensores con el tiempo, sometidos a distintos pesos. El establecer si estos valores de desviación son altos o bajos dependerá en cualquier caso de la aplicación final del sensor, siendo que siempre se podría recurrir a la modelización del sensor para corregir las desviaciones, tal y como se ha comentado con anterioridad.

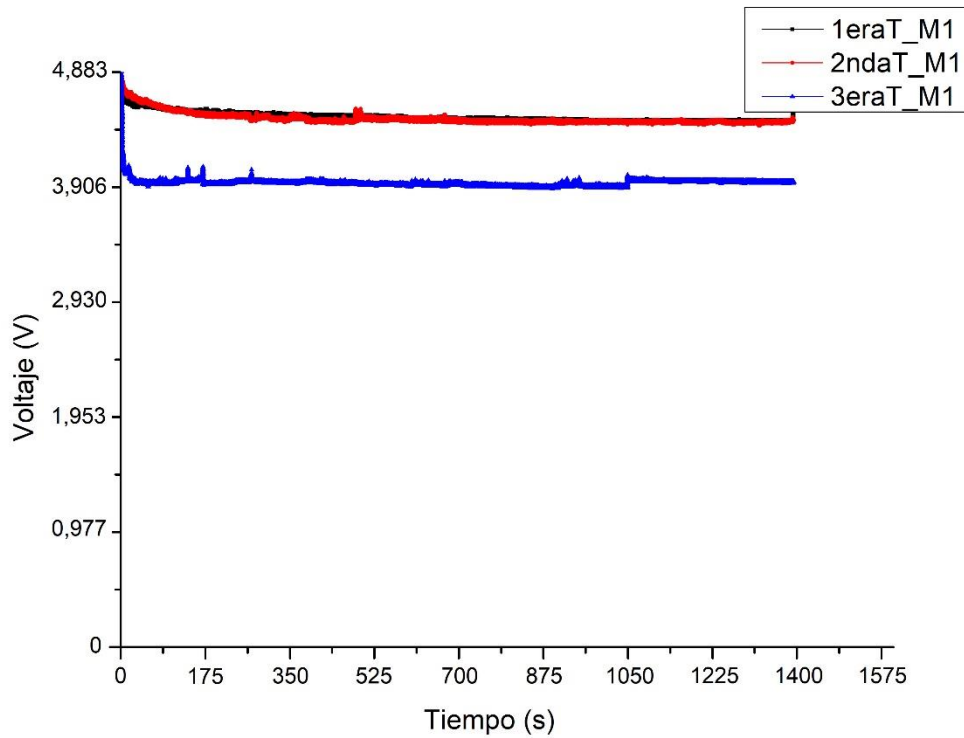


Figura 73.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M1 bajo una carga de 10 g durante aproximadamente 25 minutos.

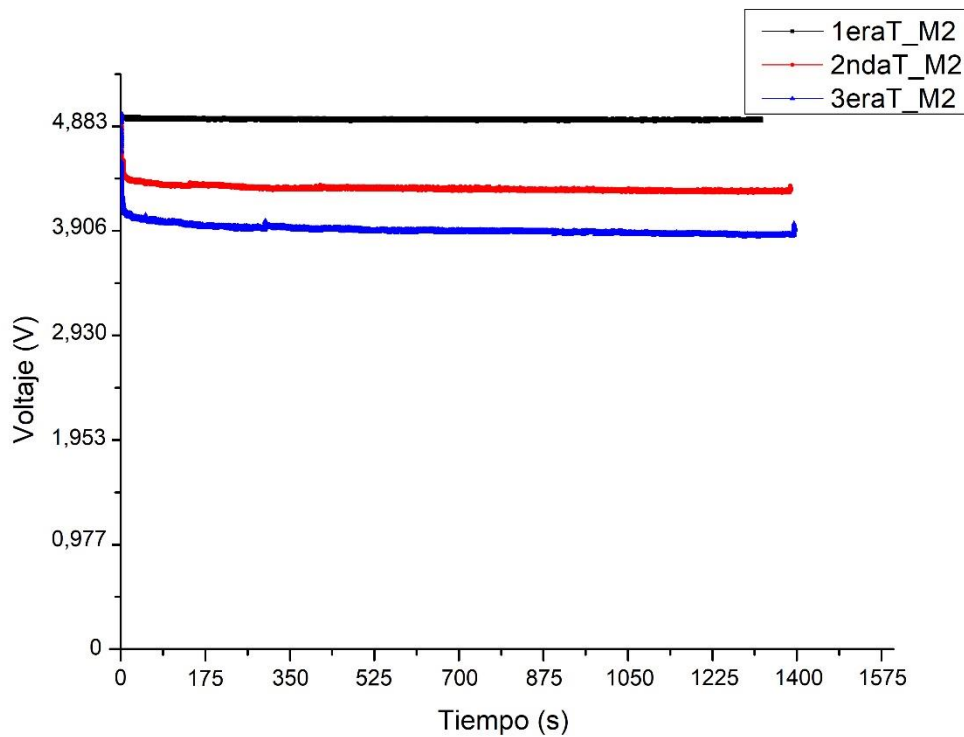


Figura 74.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M2 bajo una carga de 10 g durante aproximadamente 25 minutos.

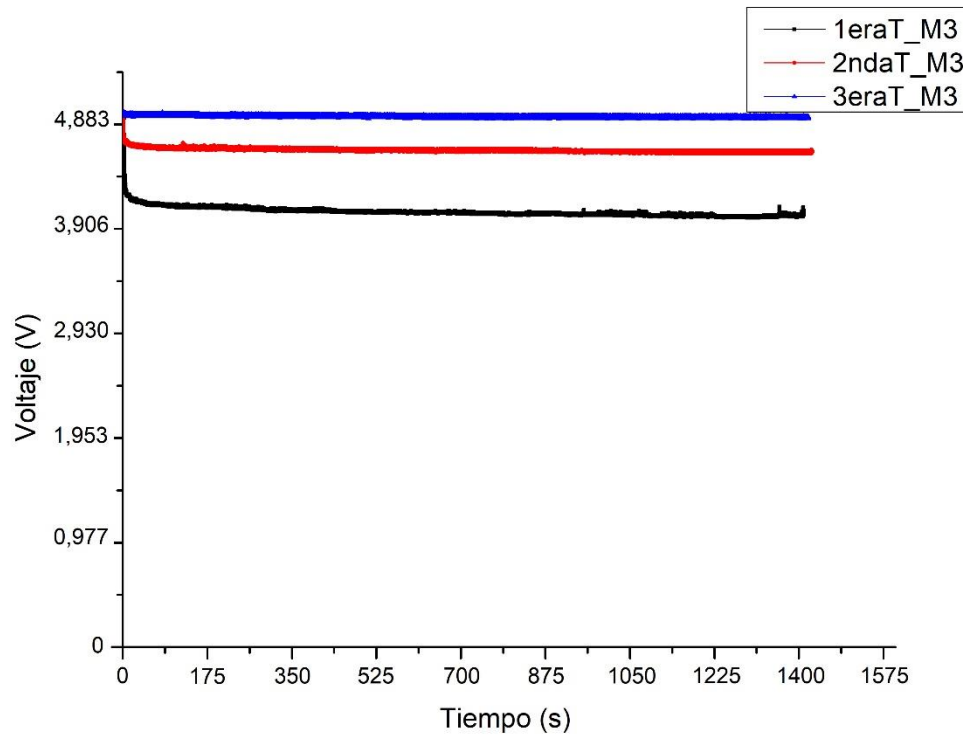


Figura 75.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M3 bajo una carga de 10 g durante aproximadamente 25 minutos.

En la Figura 76, se puede observar una comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las primeras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 10 g. En la Figura 77, el mismo ensayo para las segundas exfoliaciones de la M1, M2 y M3 al igual que la Figura 78, para las terceras exfoliaciones de la M1, M2 y M3.

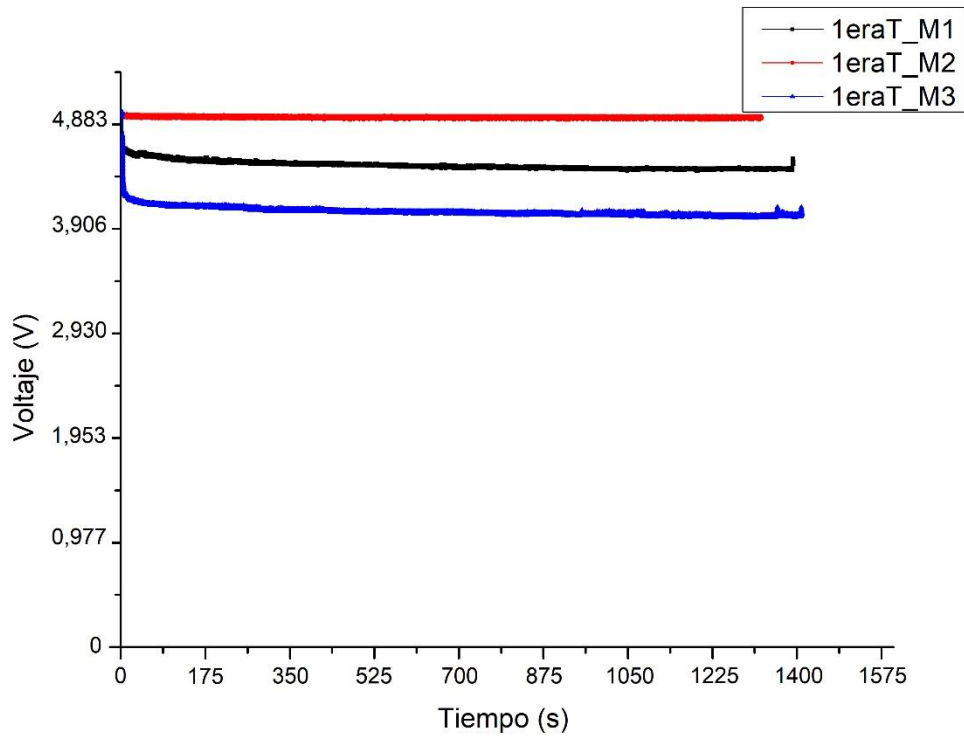


Figura 76.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las primeras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 10 g.

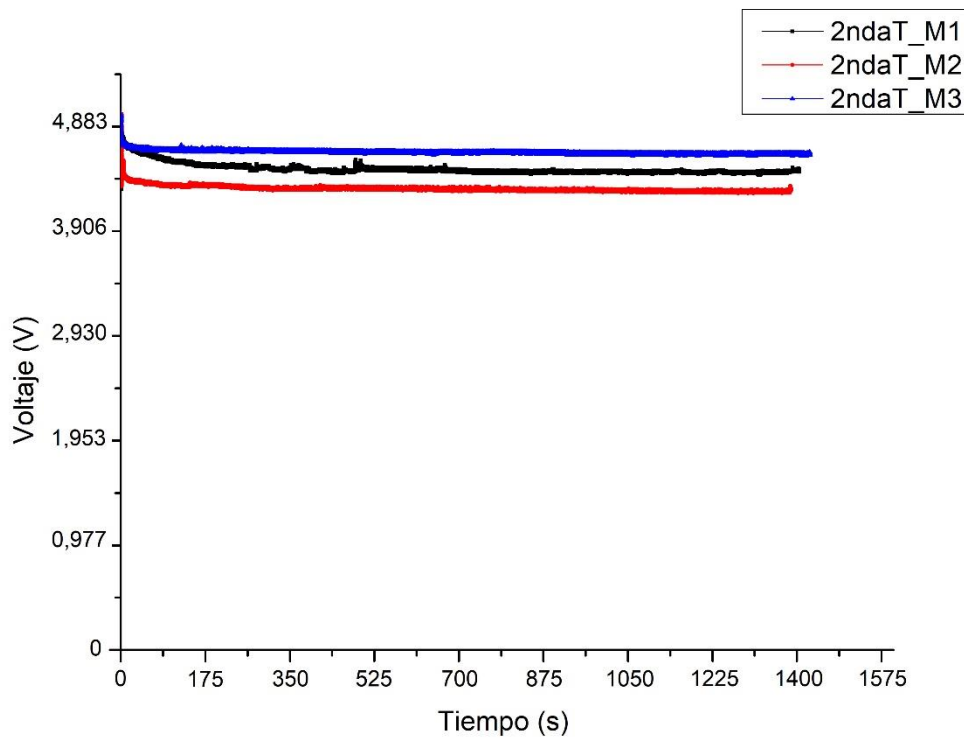


Figura 77.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las segundas exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 10 g.

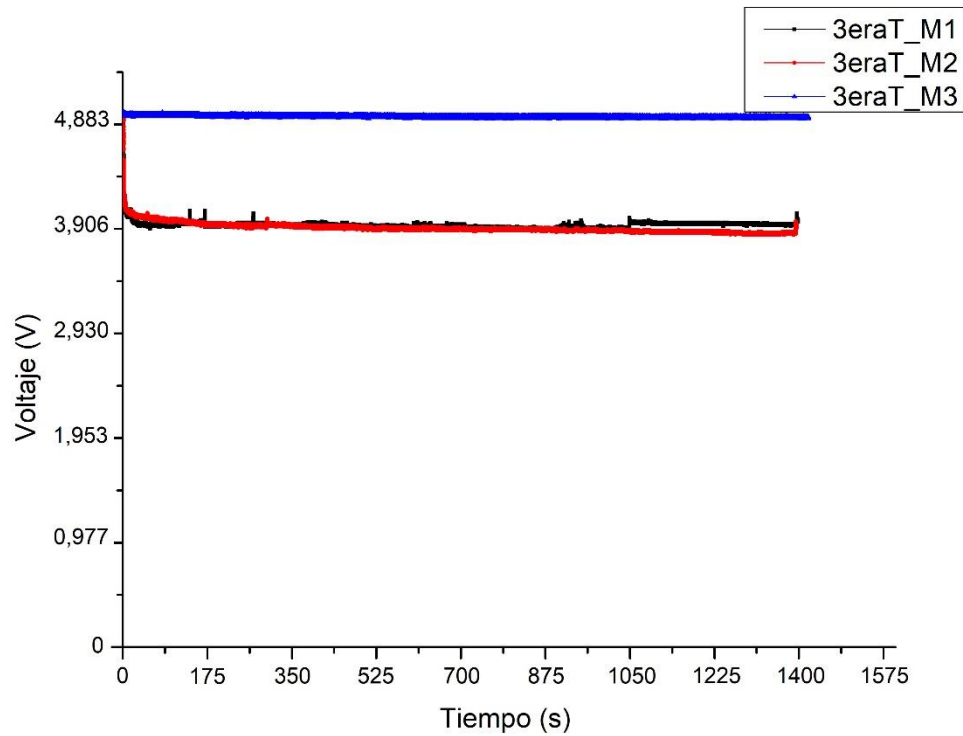


Figura 78.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las terceras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 10 g.

4.3.2.- Desviación de la señal a compresión – 1 kg

En la Figura 79, se puede observar la respuesta con el tiempo del sensor de las tres primeras transferencias de la M1 para el peso de 1 kg. En la Figura 80, el mismo ensayo para las tres primeras transferencias de la M2 al igual que la Figura 81, para las tres primeras transferencias de la M3.

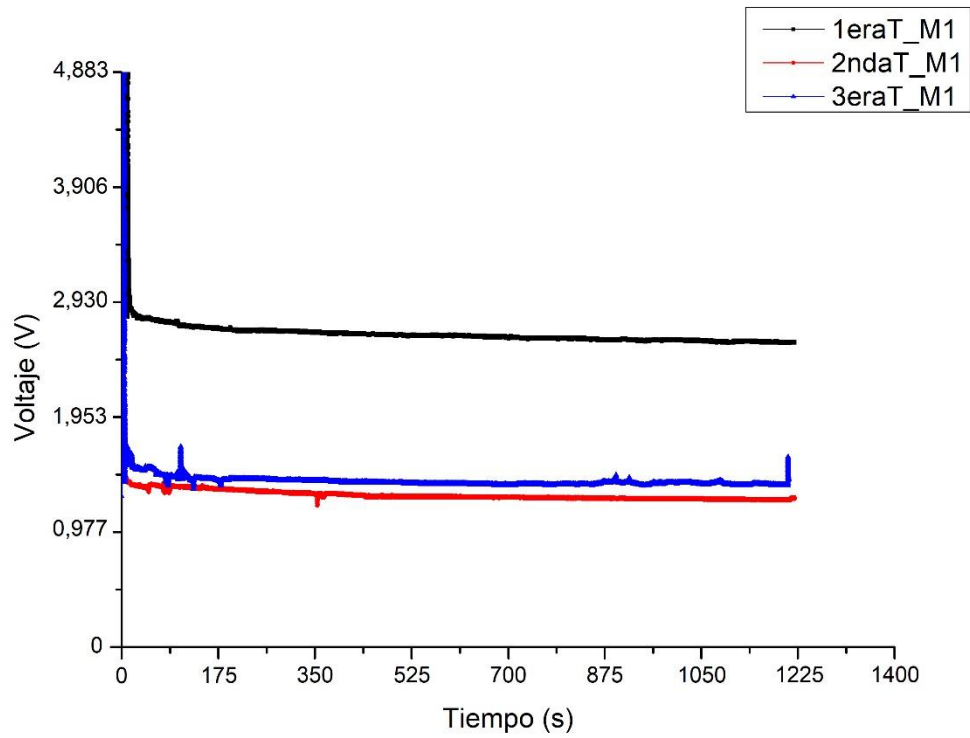


Figura 79.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M1 bajo una carga de 1 kg durante aproximadamente 25 minutos.

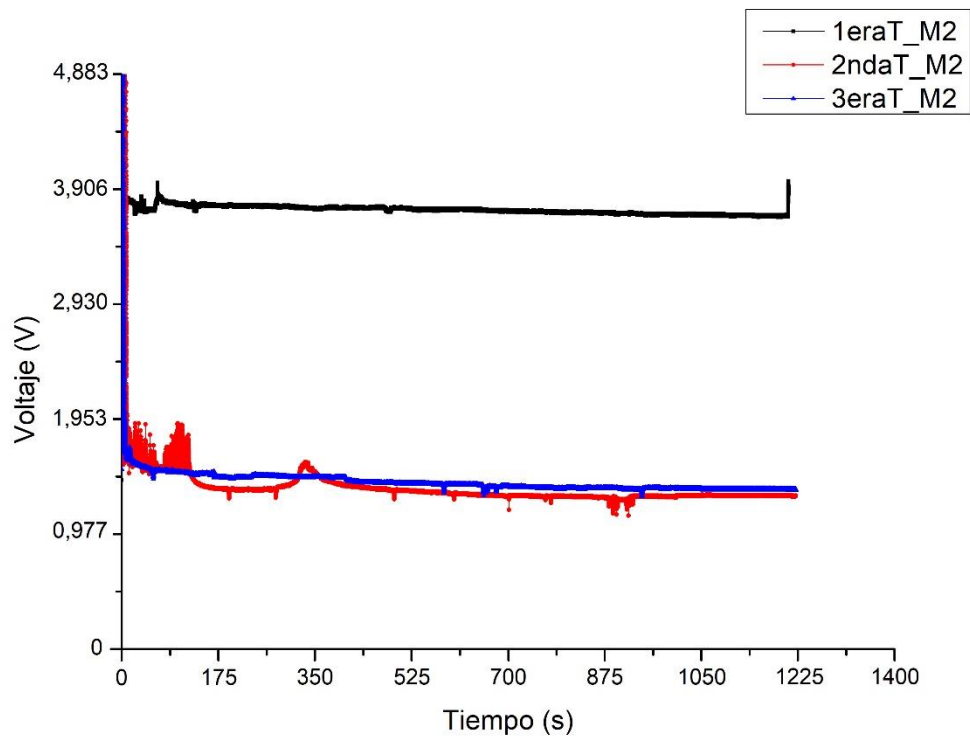


Figura 80.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M2 bajo una carga de 1 kg durante aproximadamente 25 minutos.

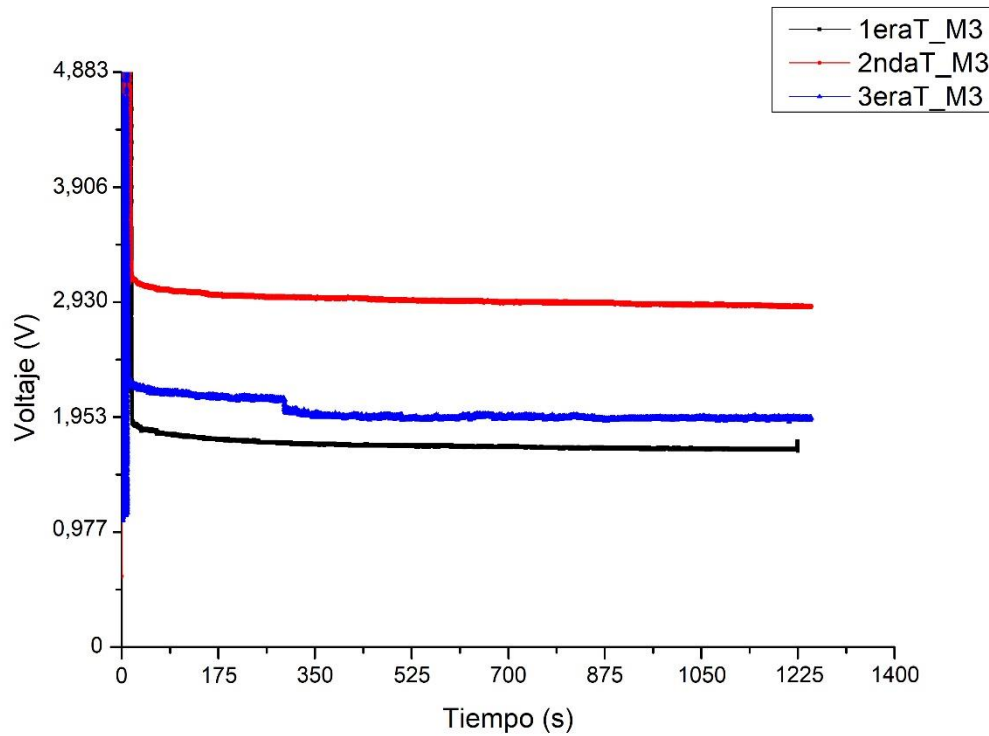


Figura 81.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M3 bajo una carga de 1 kg durante aproximadamente 25 minutos.

En la Figura 82, se puede observar una comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las primeras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 1 Kg. En la Figura 83, el mismo ensayo para las segundas exfoliaciones de la M1, M2 y M3 al igual que la Figura 84, para las terceras exfoliaciones de la M1, M2 y M3.

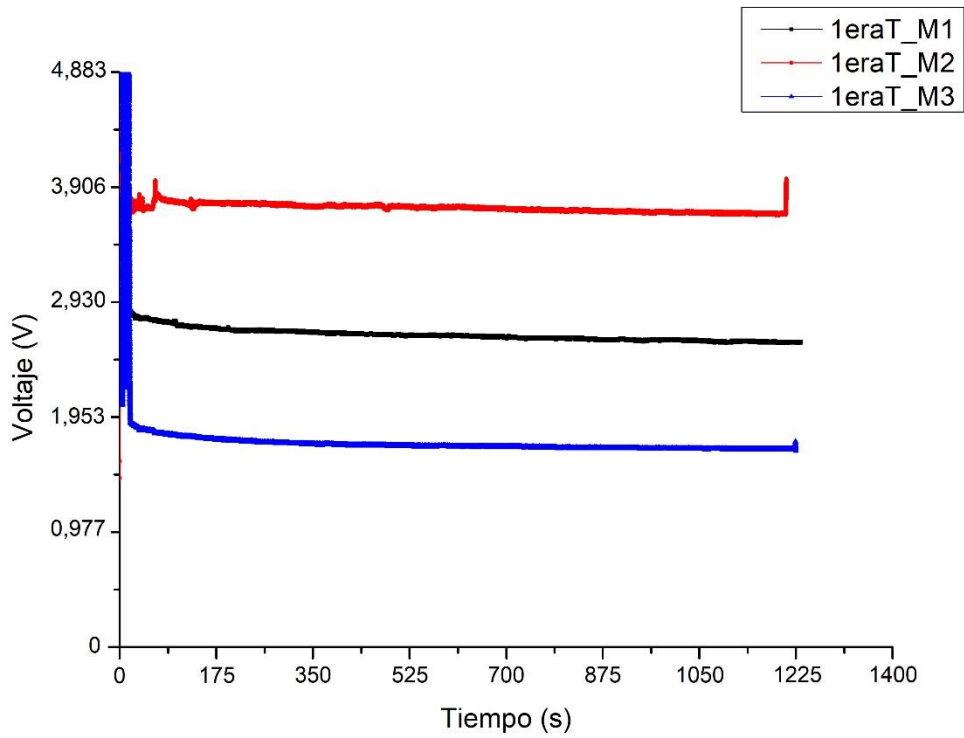


Figura 82.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las primeras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 1 kg.

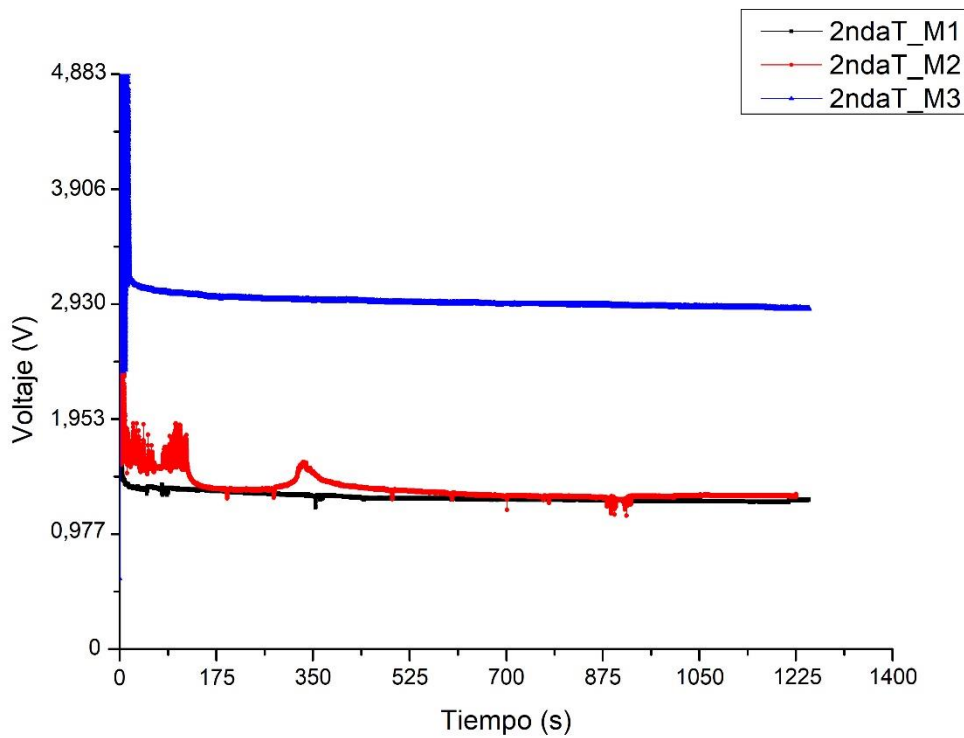


Figura 83.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las segundas exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 1 kg.

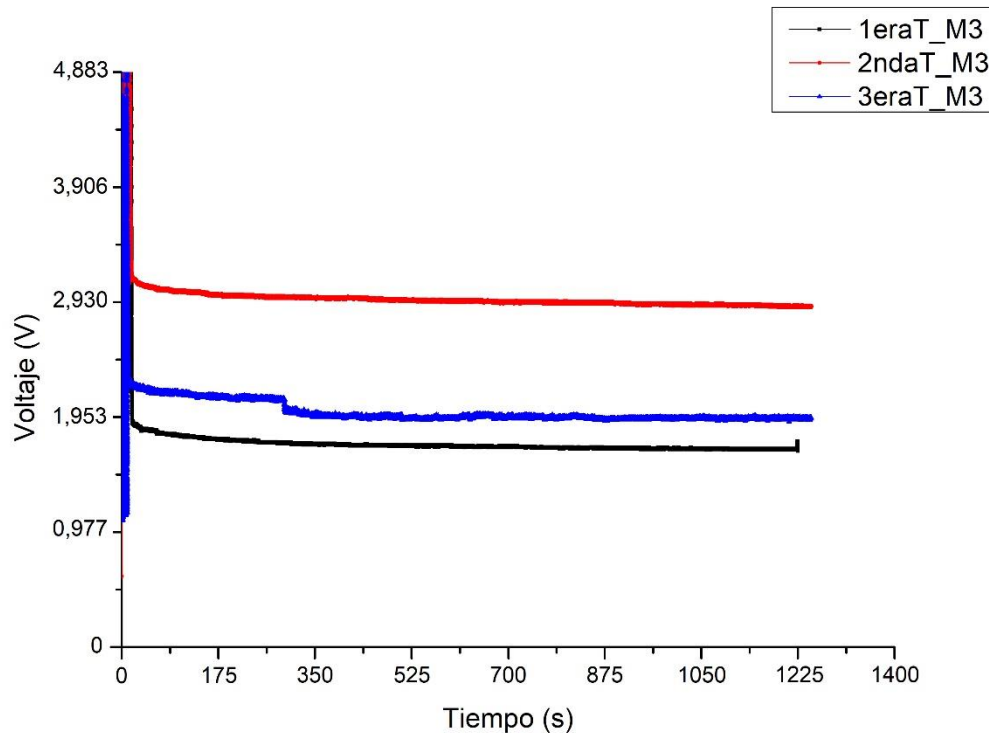


Figura 84.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las terceras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 1 kg.

A continuación, se presentan los resultados de dos ensayos para todas las muestras (Tabla 2), incluyendo la media y la desviación estándar para cada uno de ellos. Los resultados se muestran para dos cargas diferentes utilizadas en los ensayos, 10 g y 1 kg durante aproximadamente 25 minutos:

Tabla 2.- Cálculo de la desviación.

	10 g	1 kg
1eraT_M1	4,71%	8,02%
2ndaT_M1	6,71%	5,18%
3eraT_M1	2,42%	5,68%
1eraT_M2	0,44%	3,20%
2ndaT_M2	4,28%	7,89%
3eraT_M2	5,38%	7,64%
1eraT_M3	6,32%	6,19%
2ndaT_M3	3,01%	6,41%
3eraT_M3	0,66%	7,55%
Media	3,77%	6,42%
Desviación m.	1,90%	1,21%

Durante el ensayo, se tomaron alrededor de 2.000.000 de datos. Estos resultados permiten evaluar la consistencia y precisión de los resultados.

Una vez acomodada la señal, la mayor desviación de la señal registrada para el peso de 10 g, después de 25 minutos, se corresponde con un 6,71%, siendo que de media la desviación se sitúa en un 3,77%. Para el caso del peso de 1 kg, el valor mayor de desviación registrado es de un 8,02% y el valor medio de desviación está en un 6,42%.

Para calcular estas desviaciones se ha establecido como referencia el valor digital de la presión máxima ejercida, 30 N, para cada uno de los sensores analizados. El establecer si estos valores de desviación son altos o bajos dependerá siempre de la aplicación final del sensor.

Si por ejemplo se tratará de emular el comportamiento de la piel, en el caso de la máxima desviación con 10 gramos, después de media hora, considerando un comportamiento lineal del sensor, se estaría registrando una señal correspondiente a un peso de 10,38 gramos. Una diferencia de 0,38 gramos sobre la piel, aunque puede llegar a ser perceptible, no se puede considerar de gran magnitud. Para otras aplicaciones más sensibles a esta desviación siempre se podría recurrir a la modelización del sensor para corregir las desviaciones, tal y como se ha comentado con anterioridad.

Esta deriva puede ser causada por una variedad de factores, incluyendo deformaciones mecánicas, efectos térmicos, envejecimiento del sensor y problemas en los componentes electrónicos o el circuito de acondicionamiento de la señal o un comportamiento no lineal en la relación entre la carga aplicada y la salida del sensor.

Cuando se aplica un peso constante a un sensor de presión, varias cosas pueden ocurrir:

- Deformación mecánica: Dependiendo del diseño del sensor y su estructura, la aplicación de una carga constante podría deformar físicamente el sensor. Esto podría afectar la precisión y la estabilidad del sensor a lo largo del tiempo.
- Efectos térmicos: Debido a fricción interna o a la deformación del material causada por la carga constante podría generar calor. Los cambios de temperatura pueden afectar las propiedades de los materiales y las características eléctricas del sensor, lo que resulta en deriva.
- Histéresis y comportamiento no lineal: La relación entre la carga aplicada y la salida del sensor que no es perfectamente proporcional es síntoma de que, en algunos casos, el comportamiento del sensor puede ser no lineal o puede tener histéresis. Esto podría resultar en deriva en las lecturas cuando se aplica una carga constante.

Para minimizar la deriva generada al aplicar un peso constante a un sensor de presión, es importante considerar varios factores:

- Calibración inicial: Realizar una calibración precisa del sensor antes de su uso para comprender su comportamiento bajo cargas conocidas.

- Evaluación del rango de carga: Asegurarse de que el sensor se utiliza dentro de su rango de carga especificado para minimizar la deformación mecánica y otros efectos adversos.
- Compensación térmica: Si es posible, utilizar sensores con compensación térmica para minimizar los efectos de la temperatura en la deriva.
- Monitoreo regular: Realizar pruebas y monitorear las lecturas del sensor durante un período de tiempo para identificar cualquier deriva.

La deriva al aplicar un peso constante es un aspecto importante a considerar al usar sensores de presión en aplicaciones donde se requiere alta precisión y estabilidad a largo plazo.”

JC Ramos [93] para mitigar este problema, consideran realizar una precarga, ajustes en el montaje del sensor a nivel encapsulado, estos inciden en el reajuste físico del sensor disminuyendo los espesores de sustratos y recubrimientos.

La baja desviación obtenida indica que los sensores son consistentes en sus mediciones y confiables para capturar datos precisos. Esta confiabilidad es esencial para asegurar la calidad y la validez de los resultados obtenidos durante el ensayo.

4.4.- Histéresis

4.4.1.-Cálculo del error de histéresis

Se puede definir la histéresis como una medida de la diferencia en la respuesta del sensor entre un cambio ascendente y descendente en la magnitud medida. Por lo tanto, no es una unidad independiente, sino una característica del propio sensor y de la magnitud que está midiendo.

Se ha acotado el sensor en un rango de trabajo de 0 N a 30 N.

Al igual que en el ensayo de compresión se aplicará una carga de 30 N, con la diferencia de que en este será durante un ciclo de carga y descarga. Este ciclo se compone de carga aplicada progresivamente durante 5 segundos de 0 N a 30 N, luego esta carga quedará en reposo durante 5 segundos más y por último se realizará la descarga durante 5 segundos que irá de 30 N a 0 N.

Con este ciclo se trazará la curva con la que poder calcular el error de histéresis, tal y como se puede ver en la Figura 85, Figura 86 y Figura 87. Como se puede observar, el sensor dibuja una curva característica de histéresis en sensores que presenta un comportamiento no lineal.

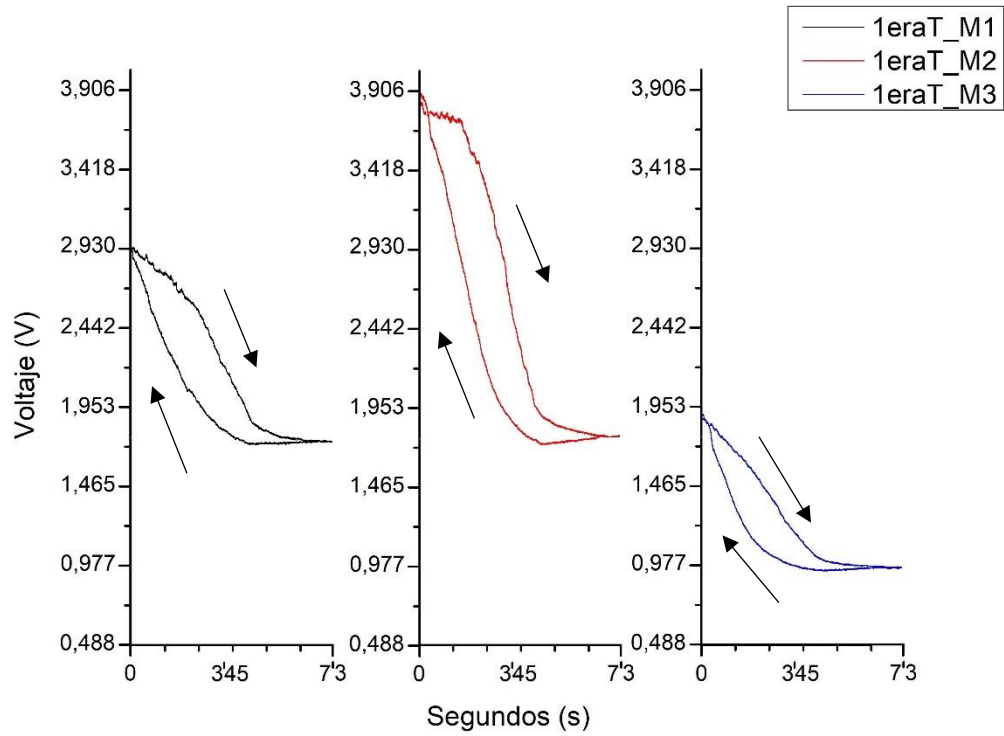


Figura 85.- Comparativa del ciclo de carga y descarga de 30 N durante 15 segundos aplicado a la 1eraT de las tres muestras.

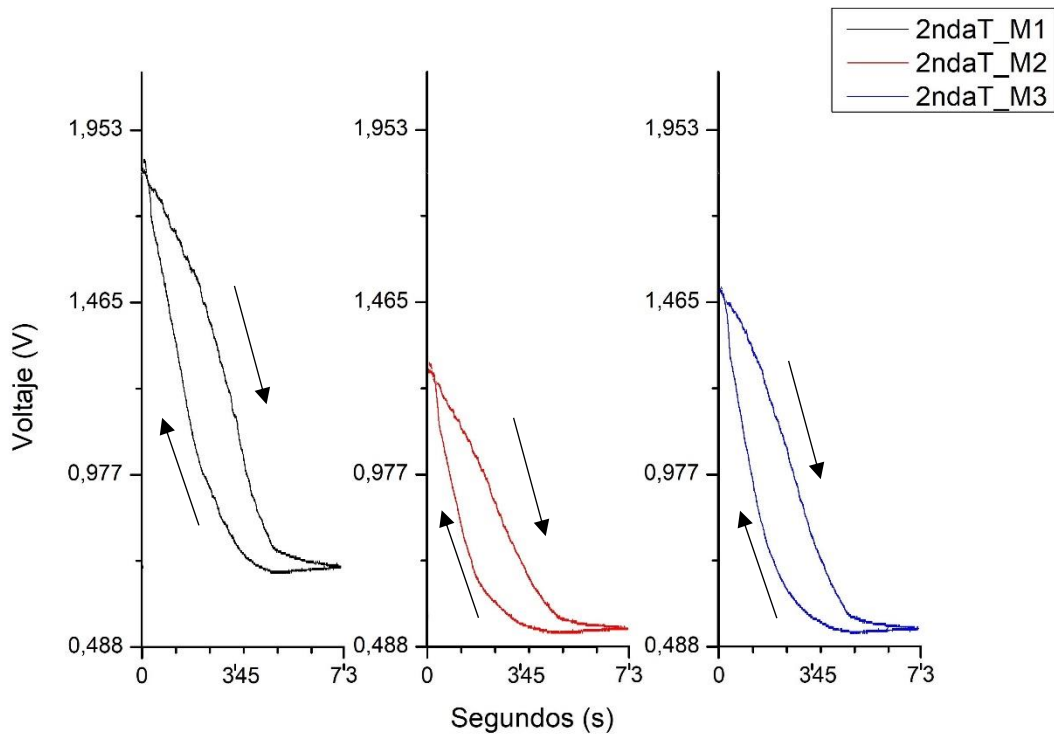


Figura 86.- Comparativa del ciclo de carga y descarga de 30 N durante 15 segundos aplicado a la 2ndaT de las tres muestras.

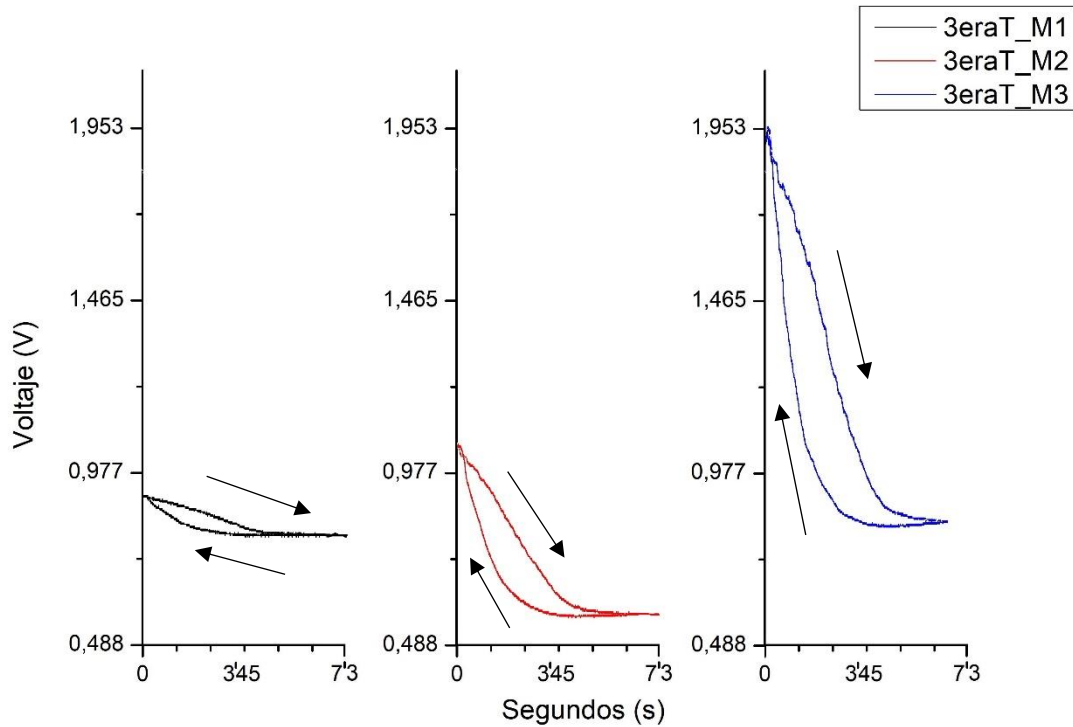


Figura 87.- Comparativa del ciclo de carga y descarga de 30 N durante 15 segundos aplicado a la 3eraT de las tres muestras.

El cálculo para el error de histéresis se realizó conforme a la Ecuación 6.

$$\% \text{ Histéresis} = \frac{\text{Desviación Máx.}}{\text{Rango}} \times 100 \quad (\text{Ecuación 6})$$

Dónde:

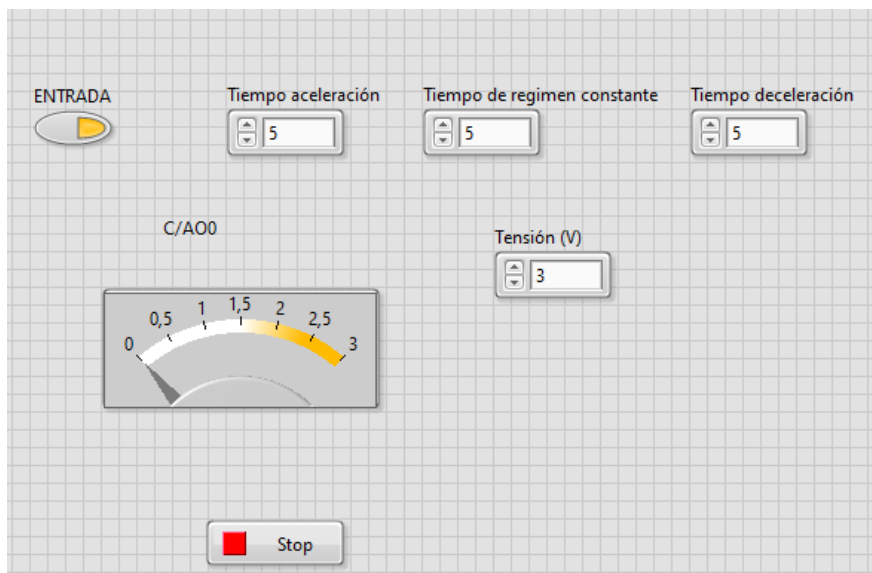
- Desviación máx. es la diferencia entre el valor de descarga menos el valor de carga (final – inicial).
- Rango es el ciclo de carga, ya que este ensayo es de carácter temporal.

Tal y como se puede ver en la Tabla 3, los resultados no exceden el $\pm 7\%$ de error, que no puede considerarse un error crítico, el error de histéresis también va en función de la aplicación objetivo. Para los casos expuestos al final de este capítulo, no puede considerarse crítico. Cabe reseñar que la corrección de este error, como es obvio, permitirá el funcionamiento óptimo del sensor.

Tabla 3.- Cálculo de error de histéresis para una carga de 30 N en un ciclo de 15 segundos.

30 N	
1eraT_M1	±4,24%
1eraT_M2	±6,57%
1eraT_M3	±1,81%
2ndaT_M1	±3,18%
2ndaT_M2	±3,12%
2ndaT_M3	±5,01%
3eraT_M1	±0,26%
3eraT_M2	±0,20%
3eraT_M3	±2,08%

Para poder realizar con garantías este ensayo se diseñó una aplicación para la gestión de la activación y desactivación de la carga, esta aplicación fue desarrollada mediante el software LabVIEW de National Instruments. En la **Figura 88** se muestra la interfaz del usuario, donde podemos programar los tiempos de carga y descarga. En la Figura 89 vemos los bloques con los que ha sido programada dicha aplicación.

**Figura 88.-** Interfaz de usuario para controlar el tiempo carga y descarga

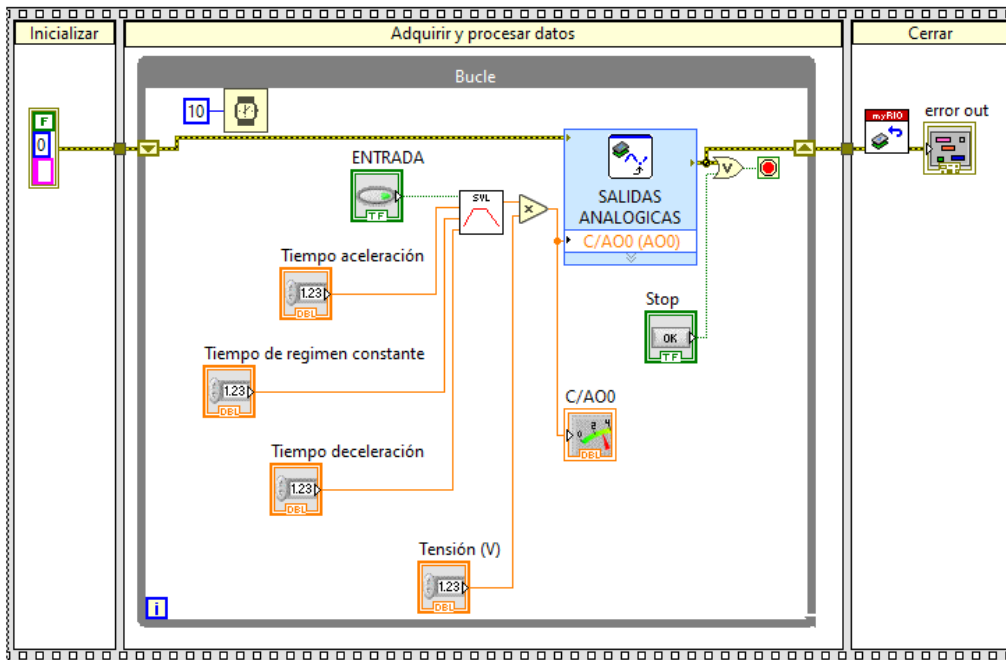


Figura 89.- Programación mediante bloques del software LabVIEW.

4.5.- Ciclicidad

Del ensayo propuesto para el cálculo del error de histéresis se puede exponer la respuesta del sensor de forma cíclica, tal y como se puede ver en la Figura 90, Figura 91 y Figura 92.

La ciclicidad del sensor es periódica, no se ha comprobado que acumule error conforme se ejecutan los ciclos, este comportamiento ya se ha demostrado en el punto "Fatiga a flexión" dentro de este capítulo.

Por lo que, en cuanto a la corrección del error de histéresis, el sensor no debería presentar ningún tipo de complicación, al aplicar los ajustes precisos para obtener una respuesta óptima del sensor.

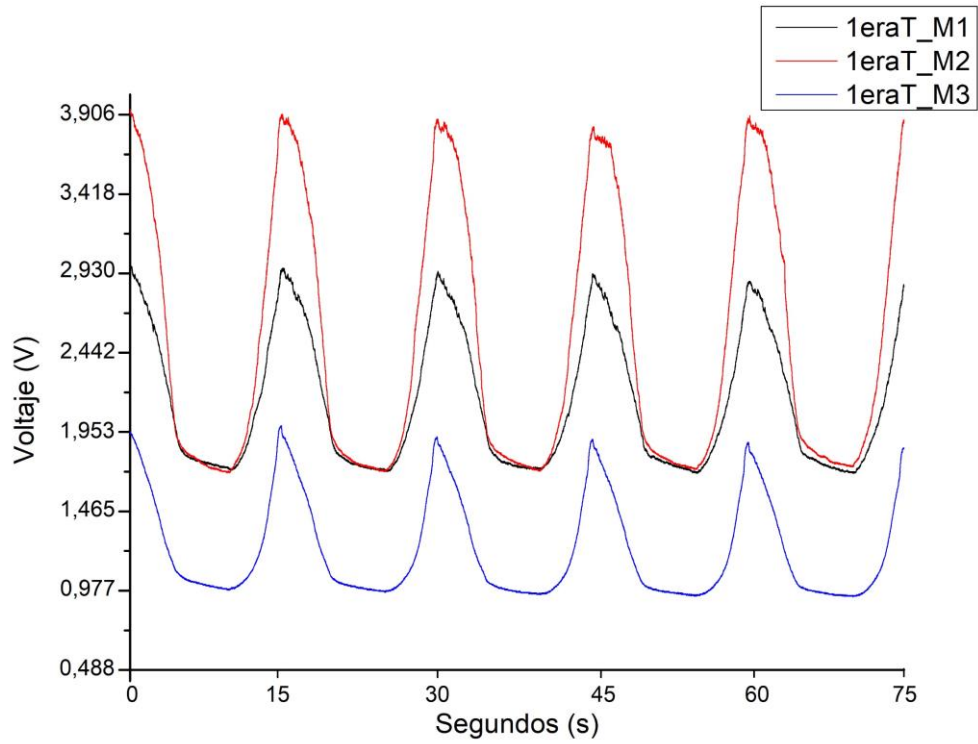


Figura 90.- Comparativa de la ciclicidad de la 1eraT de las tres muestras.

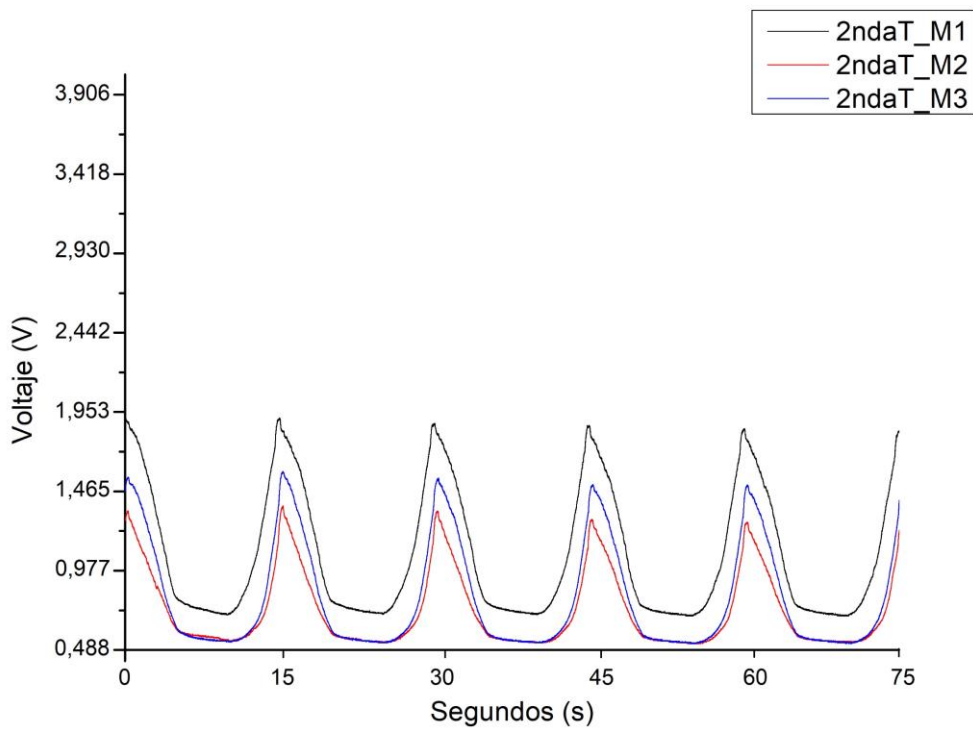


Figura 91.- Comparativa de la ciclicidad de la 2ndaT de las tres muestras.

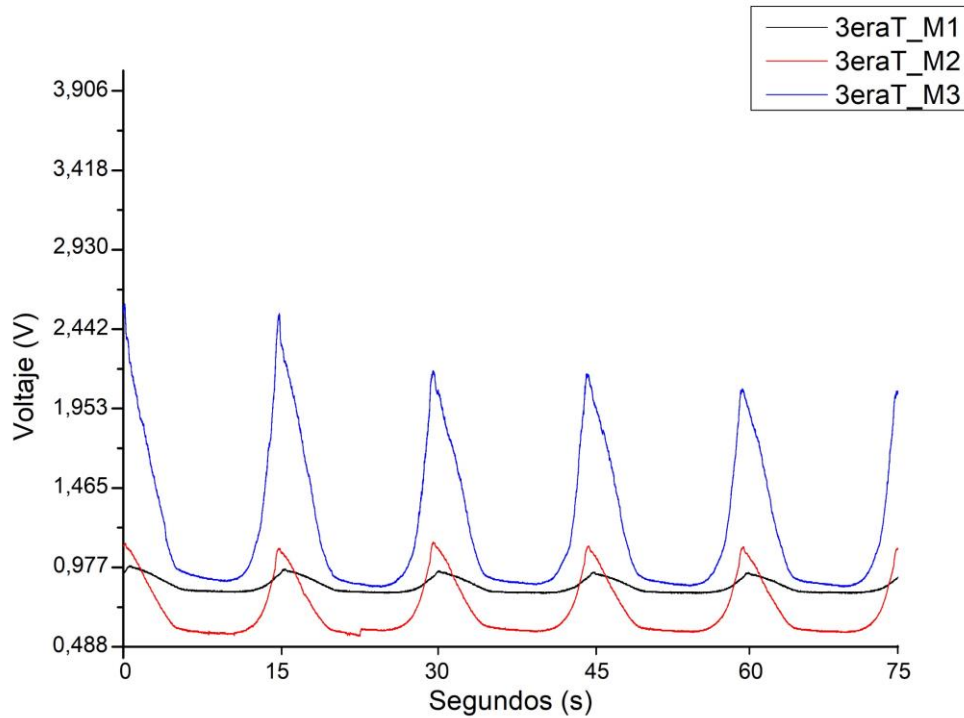


Figura 92.- Comparativa de la ciclicidad de la 3eraT de las tres muestras.

4.6.- Respuesta del sensor

La Ecuación 7 se utiliza para calcular la velocidad de respuesta de un sensor, toma en cuenta el número de datos recopilados y el tiempo de respuesta del sensor para calcular la velocidad de respuesta en milisegundos y la frecuencia de respuesta en hercios y se describe de la siguiente manera:

$$VR_S = \frac{S}{N^{\circ} \text{ Datos (pp)}} \quad (\text{Ecuación 7})$$

Dónde:

- VR_S representa la velocidad de respuesta.
- S es el tiempo de respuesta en segundos, en este caso 15 s.
- N° Datos (pp) es el número de datos en periodos de tiempo, la diferencia entre el dato inicial y dato final.

Como ejemplo calcularemos la respuesta del sensor para la 1eraT_M1:

$$VR_S = \frac{15}{11611} = 0,00129 \text{ s} \rightarrow 1,291 \text{ ms}$$

$$\text{Hz} = \frac{1}{0,00130} = 767 \text{ Hz}$$

4.6.1.- Respuesta del sensor bajo una carga de 15 N

En la Tabla 4, Tabla 5 y Tabla 6, se registra la cantidad de datos que se pueden leer durante un lapso de 15 segundos en el ensayo realizado entre los puntos X1 y X2 (entiéndase X como A, B y C) tal y como se puede ver en la Figura 93, la **Figura 94** y la Figura 95. Durante este primer ensayo, se aplicó una carga de 15 N. Los resultados obtenidos fueron extremadamente satisfactorios, evidenciando una desviación mínima.

Como se muestra en la Tabla 7, los sensores utilizados en la prueba mostraron una respuesta de 778 Hz de media, lo cual se considera suficientemente rápida para las aplicaciones a las que están destinados.

Tabla 4.- Respuesta de la 1eraT de las tres muestras.

	A1	A2	s	ms	Hz
M1	48502	60113	0,00129188	1,29187839	774,066667
	B1	B2			
M2	37992	49651	0,00128656	1,28655974	777,266667
	C1	C2			
M3	33168	45097	0,00125744	1,25743985	795,266667

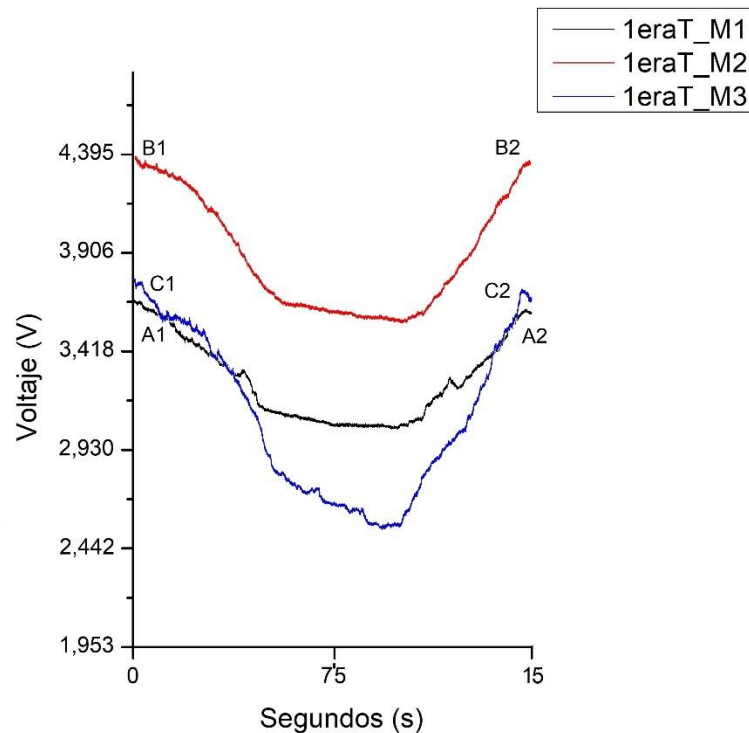
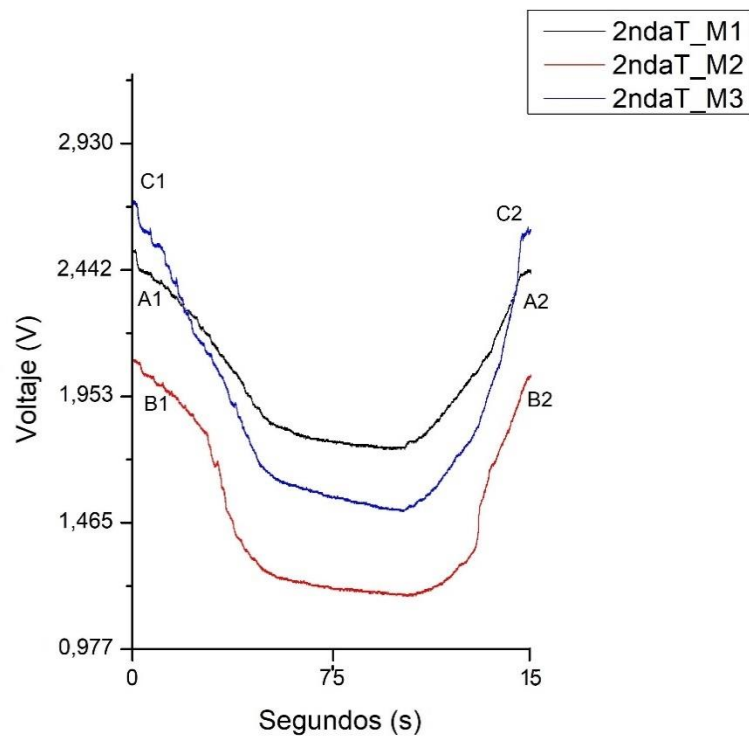


Figura 93.- Comparativa de la 1eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 15 N durante 15 segundos.

Tabla 5.- Respuesta de la 2ndaT de las tres muestras.

	A1	A2	s	ms	Hz
M1	48502	60113	0,00129188	1,29187839	774,066667
	B1	B2			
M2	39122	50678	0,00129803	1,298027	770,4
	C1	C2			
M3	36500	48000	0,00130435	1,30434783	766,666667

**Figura 94.-** Comparativa de la 2ndaT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 15 N durante 15 segundos.**Tabla 6.-** Respuesta de la 3eraT de las tres muestras.

	A1	A2	s	ms	Hz
M1	49000	60678	0,00128447	1,28446652	778,533333
	B1	B2			
M2	37002	48490	0,00130571	1,30571031	765,866667
	C1	C2			
M3	33923	45949	0,0012473	1,24729752	801,733333

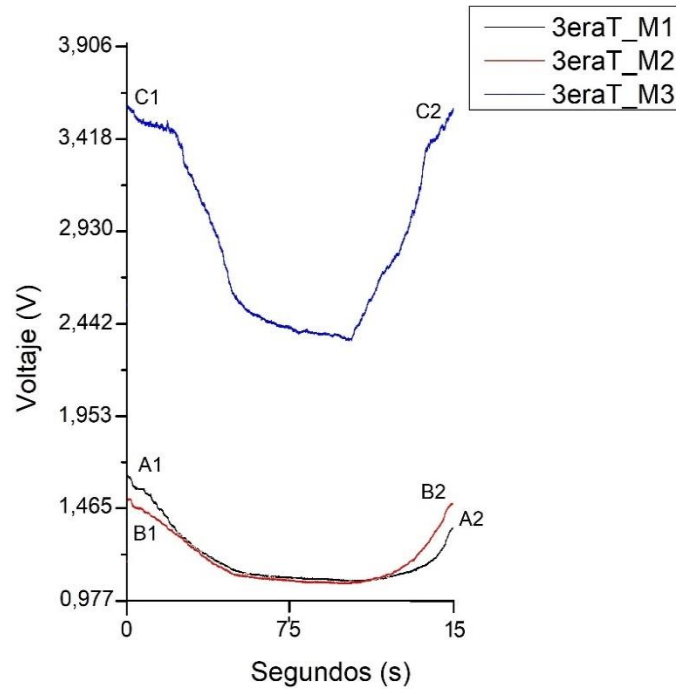


Figura 95.- Comparativa de la 3eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 15 N durante 15 segundos.

Tabla 7.- Media y desviación entre todas las transferencias.

	s	ms	Hz
Media	0,00128529	1,28528951	778,034829
Desviación	0,00001		

Estos resultados son prometedores, ya que indican que los sensores utilizados tienen la capacidad de capturar datos de manera eficiente en un corto período de tiempo. Esto es fundamental en diversas aplicaciones donde se requiere una respuesta rápida y precisa ante cambios en las condiciones o variables medidas.

4.6.2.- Respuesta del sensor bajo una carga de 30 N

En la Tabla 8, Tabla 9 y Tabla 10, se registra la cantidad de datos que se pueden leer durante un lapso de 15 segundos en el ensayo realizado entre los puntos X1 y X2 (entiéndase X como A, B y C) tal y como se puede ver en la Figura 96, Figura 97 y Figura 98. Durante este primer ensayo, se aplicó una carga de 30 N. Los resultados obtenidos fueron extremadamente satisfactorios, evidenciando una desviación mínima.

Como se muestra en la Tabla 11, los sensores utilizados en la prueba mostraron una respuesta de 772 Hz de media, lo cual se considera suficientemente rápida para las aplicaciones a las que están destinados.

Tabla 8.- Respuesta de la 1eraT de las tres muestras.

	A1	A2	s	ms	Hz
M1	51751	63381	0,00128977	1,28976784	775,333333
	B1	B2			
M2	35460	46631	0,00134276	1,34276251	744,733333
	C1	C2			
M3	46611	58310	0,00128216	1,28216087	779,933333

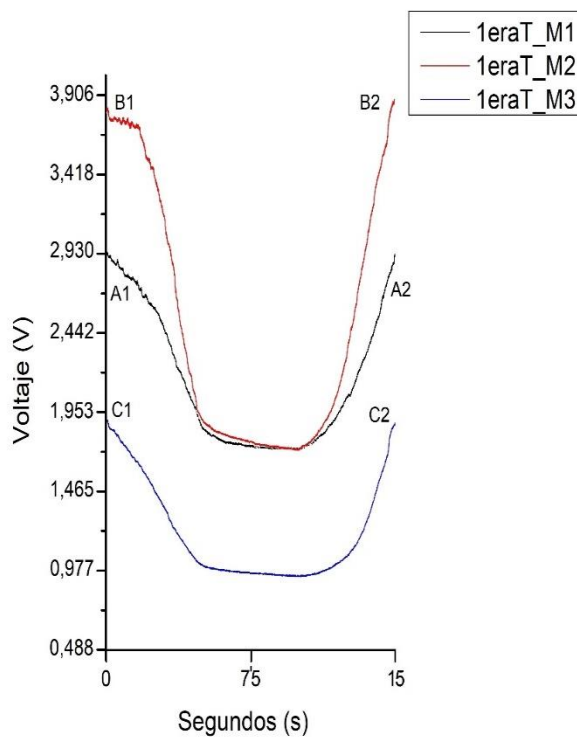
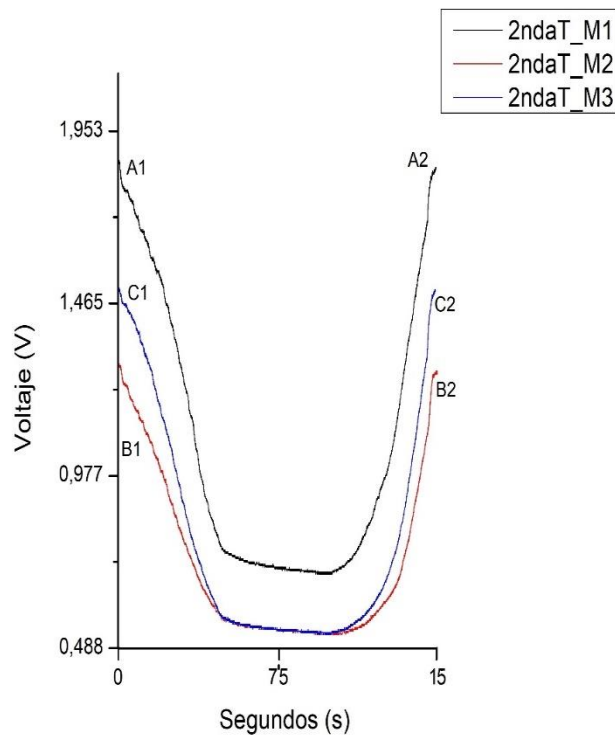


Figura 96.- Comparativa de la 1eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 30 N durante 15 segundos.

Tabla 9.- Respuesta de la 2ndaT de las tres muestras.

	A1	A2	s	ms	Hz
M1	48575	60269	0,00128271	1,28270908	779,6
	B1	B2			
M2	34700	46327	0,0012901	1,29010063	775,133333
	C1	C2			
M3	46455	58073	0,0012911	1,29110002	774,533333

**Figura 97.-** Comparativa de la 2ndaT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 30 N durante 15 segundos.**Tabla 10.-** Respuesta de la 3eraT de las tres muestras.

	A1	A2	s	ms	Hz
M1	51033	62531	0,00130457	1,30457471	766,533333
	B1	B2			
M2	36679	48381	0,00128183	1,28183217	780,133333
	C1	C2			
M3	48326	59944	0,0012911	1,29110002	774,533333

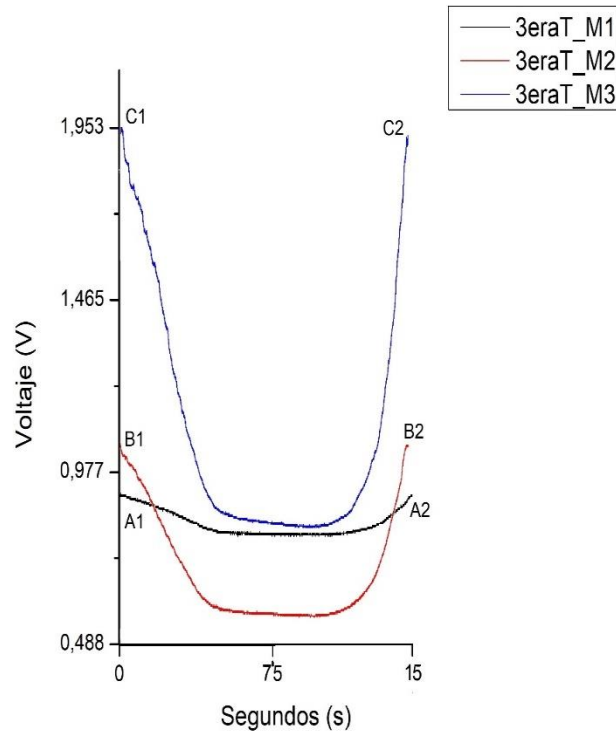


Figura 98.- Comparativa de la 3eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 30 N durante 15 segundos.

Tabla 11.- Media y desviación entre todas las transferencias.

	s	ms	Hz
Media	0,00129512	1,29512309	772,127379
Desviación	0,00001		

Como se observa, ni la distribución, ni el número de transferencia afectan a la respuesta del sensor, ya que los resultados en ambos ensayos, como se puede observar en la tabla, han sido parejos, lo cual es significativo.

Esto sugiere que el sensor es capaz de proporcionar una respuesta confiable y estable independientemente de la distribución de la fuerza aplicada o del número de transferencias.

Teniendo en cuenta esta consistencia en los resultados, se puede concluir que la respuesta del sensor es suficiente para las aplicaciones propuestas en el siguiente capítulo de la tesis. Esto implica que el sensor tiene el potencial de ser utilizado en una variedad de escenarios y aplicaciones en los que se requiere medir la presión o fuerza.

Además, se deben tener en cuenta las limitaciones y consideraciones específicas de las aplicaciones en las que se planea utilizar el sensor. Cada

aplicación puede tener requisitos particulares en términos de sensibilidad, rango de presión, precisión y entorno de operación.

4.7.- Sensibilidad del área

En este ensayo, se buscaba confirmar la hipótesis de que la conducción del sensor varía según la sección del área presionada, incluso para un mismo peso. Para ello, se realizaron pruebas de presión en diferentes secciones del sensor y se midió la tensión en cada caso para analizar la variación en la respuesta del sensor. El objetivo final era corroborar la continuidad del sensor y obtener información relevante para su posterior optimización y aplicación en diversas áreas.

En esta investigación se observa que cuanto más superficie es presionada, mayor será el flujo de corriente y, por lo tanto, menor será la resistencia medida. Sin embargo, esto puede llevar a una interpretación errónea si se asume que el aumento en la corriente se debe a un aumento en el peso de la muestra aplicada. Este fenómeno se puede comparar con la variación en el valor de las resistencias variables como los potenciómetros, donde la resistencia cambia en función del área de contacto.

Tal y como expone la teoría de la percolación, el aumento del área de la carga presiona más puntos y permite la formación de un camino conductor continuo a través de una red de partículas conductoras.

Como se acaba de indicar, la percolación se produce cuando la presión aplicada a la superficie del sensor provoca la unión entre las partículas conductoras de grafito, lo que resulta en una disminución de la resistencia eléctrica del sensor. El valor de percolación está directamente relacionado con la cantidad y distribución de partículas conductoras en el sensor, por lo que una mayor superficie presionada puede aumentar la cantidad de partículas conductoras que entran en contacto y, por lo tanto, aumentar la percolación. Y de ahí este comportamiento en los sensores aquí expuestos.

Se hace mención a esta teoría ya que fundamenta nuestra hipótesis de funcionamiento, pero el objetivo de esta investigación no es el cálculo del valor de la percolación, que podría quedar enmarcado en una de las líneas futuras de investigación.

En la Figura 99 se puede observar la variación de resistencia cuando se aplica una carga constante de 100 g. sobre un sensor. En cada paso sucesivo, el objeto cubre 1/3 más del área total que el paso anterior.

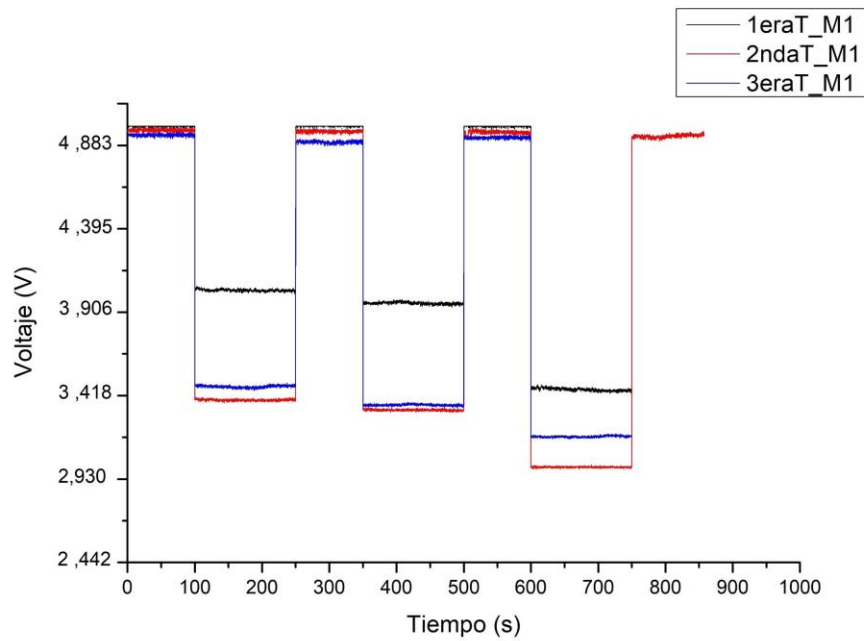


Figura 99.- Determinación de la sensibilidad de área para la M1. En cada paso sucesivo, el objeto cubre 1/3 más del área total que el paso anterior.

En la Figura 100 tal y como se ha comentado podemos evidenciar el comportamiento expuesto.

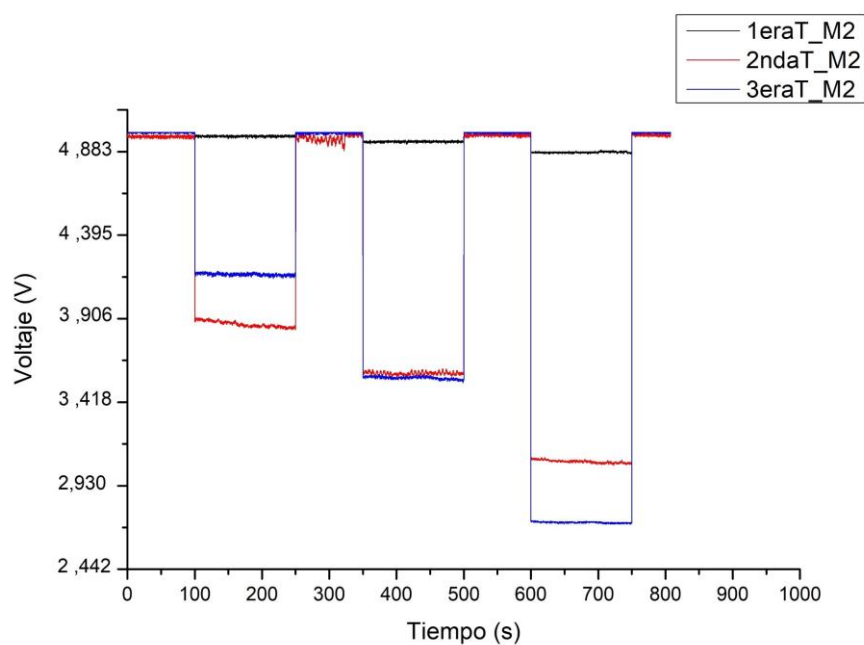


Figura 100.- Determinación de la sensibilidad de área para la M2. En cada paso sucesivo, el objeto cubre 1/3 más del área total que el paso anterior.

En la Figura 101 tal y como se ha comentado podemos volver a evidenciar el comportamiento expuesto.

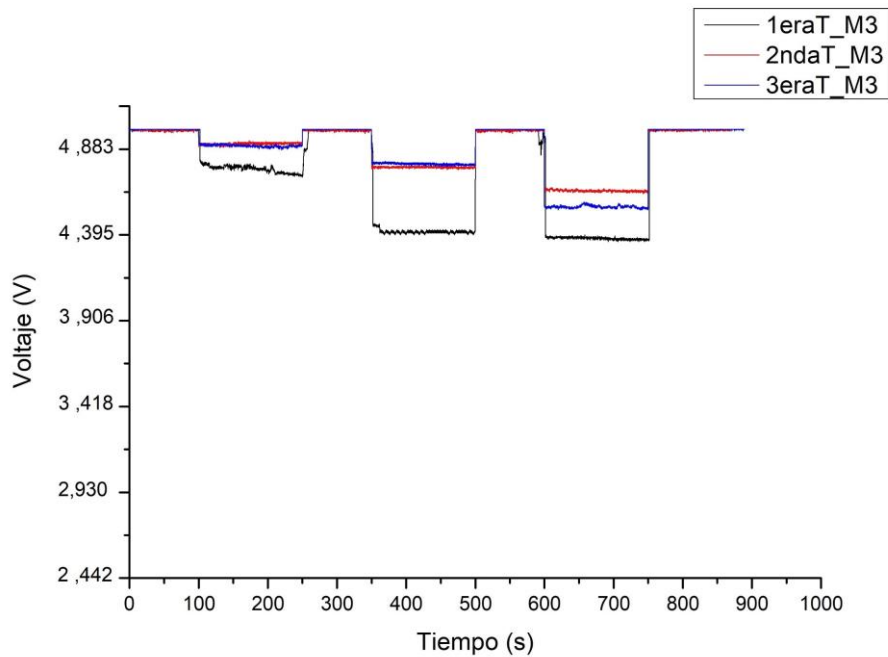


Figura 101.- Determinación de la sensibilidad de área para la M3. En cada paso sucesivo, el objeto cubre 1/3 más del área total que el paso anterior.

La variación de resistencia en este caso se debe a la aleatoriedad en la deposición y distribución del material utilizado en el sensor. No se puede establecer una relación directa donde, por ejemplo, aumentar 1/3 del área presionada se traduzca en una disminución exacta de 1/3 en la resistencia. Sin embargo, lo que sí se puede observar es cómo el comportamiento de las láminas del sensor en una misma veta es heredable.

Esto significa que, a pesar de la falta de una relación directa y predecible entre el área presionada y la resistencia, se puede identificar patrones consistentes en el comportamiento de las láminas del sensor que pertenecen a la misma veta. Estos patrones heredables nos brindan información útil para comprender mejor cómo se comporta el sensor en diferentes áreas y ajustar nuestras mediciones en consecuencia.

Si se busca un sensor que actúe como una resistencia variable y cuyo comportamiento sea análogo al de un potenciómetro, es importante tener en cuenta tanto el área como la fuerza de la presión aplicada. Esto se debe a que, como se menciona anteriormente, la resistencia eléctrica disminuye en relación al aumento de punto de interconexión internos y a la fuerza con que se presiona el área. Por lo tanto, ambas variables deben ser consideradas para poder obtener mediciones precisas y confiables del sensor.

Si se desprecia el valor de la presión aplicada, se estaría perdiendo información importante que puede influir en la medición final.

Este patrón de aumento gradual del área cubierta nos permite corroborar que el comportamiento del sensor bajo estas condiciones es el de una resistencia variable. Es importante destacar que este comportamiento ya se ha tenido en cuenta previamente en el diseño y desarrollo del sensor.

Para solucionar este problema, se propone utilizar un sensor de carácter "diferencial", donde el objeto de contacto con la superficie del sensor sea mayor que el área de acción del sensor. De esta manera, se asegura que el aumento en la corriente se deba a un incremento de la presión en un área específica y no a un aumento en el peso de la carga aplicada. Esta solución permitiría obtener mediciones más precisas y evitar interpretaciones erróneas. Por lo que el área de presión debe ser inferior que el área del objeto que presionara el sensor.

4.8.- Caracterización eléctrica y factor de galga

Está siendo utilizado el concepto de resistencia variable para entender el comportamiento del sensor. La resistencia puede oscilar entre valores extremos de 100 MOhm y 200 MOhm, dependiendo de la deformación que se aplique sobre él.

El parámetro que describe la sensibilidad del sensor es el factor de galga, el cual se puede obtener mediante la división del cambio fraccional en la resistencia eléctrica del sensor y la tensión eléctrica aplicada. En términos matemáticos, se puede representar como se puede ver en la Ecuación 8:

$$GF = (\Delta R/R_0)/\varepsilon = (\Delta R/R_0)/(\Delta L/L_0)$$

$$\varepsilon = \Delta L/L_0 = (L - L_0)/L_0$$

$$\Delta R = (R - R_0)$$

$$\Delta R/R_0 = (R - R_0)/R_0$$

$$GF = \frac{(\Delta R/R_0)}{\varepsilon} \quad (\text{Ecuación 8})$$

Dónde:

- GF es el factor de galga.
- ΔR es el cambio fraccional de la resistencia eléctrica.
- R_0 es la resistencia eléctrica inicial del sensor.
- ε es la deformación fraccional aplicada al sensor.

Se dispone de los siguientes valores:

- $R_0 = 73 \text{ M}\Omega$.
- $\Delta R = 53 \text{ K}\Omega$.
- $L_0 = 16 \text{ mm}$.
- $\Delta L = 8 \text{ mm}$.

Al sustituir en la ecuación 8:

- $\Delta R/R_0 = (53000 - 73000000)/73000000 = -0,9992739726$.
- $\varepsilon = \Delta L/L_0 = (8-16)/16 = -0,5$.

Se obtiene como resultado:

- $GF = 1,99$.

Estos resultados indican que el sensor piezorresistivo basado en grafito tiene una alta sensibilidad a la deformación mecánica, lo que lo convierte en una herramienta útil para la medición de fuerzas y deformaciones en diferentes aplicaciones. Además, la caracterización del sensor en términos de factor de galga permitirá una correcta calibración y ajuste del sistema de medición.

4.9.- Fatiga a flexión

El ensayo a fatiga a flexión que se presenta en este contexto se enfoca en la aplicación específica de la monitorización de articulaciones. Su objetivo principal es determinar la durabilidad y resistencia de un sensor colocado en una articulación al someterlo a ciclos repetidos de flexión y extensión. En este caso, se están considerando articulaciones como las rodillas, los codos o los dedos de la mano, que generalmente no suelen superar los 100 grados de movimiento. El umbral de resistencia se define como el punto en el que el sensor comienza a mostrar una disminución significativa en su rendimiento o precisión.

El planteamiento del ensayo se basa en limitar el movimiento de la articulación en cuestión hasta un ángulo máximo de 100° , lo que refleja las condiciones típicas de funcionamiento de estas articulaciones en actividades cotidianas [94-96]. Además, se ha establecido un requisito mínimo de resistencia de más de 10.000 ciclos de flexión y extensión para considerar que el sensor cumple con los estándares de durabilidad requeridos.

En la Figura 102 se puede observar como la muestra 1 fue sometida a más de 30.000 ciclos flectando de 0° a 100° durante 24 horas. En ella se observa como la señal oscila (en la Figura 103 se puede observar una pequeña ampliación de la señal, donde se comprueba como en la deflexión la señal no llega a su origen, siendo esta una cuestión cíclica), y tal y como se expone en este punto, es debido al estrés sometido a la muestra, al final de este punto se explica con más detenimiento y se presentan los datos obtenidos de la desviación del ensayo.

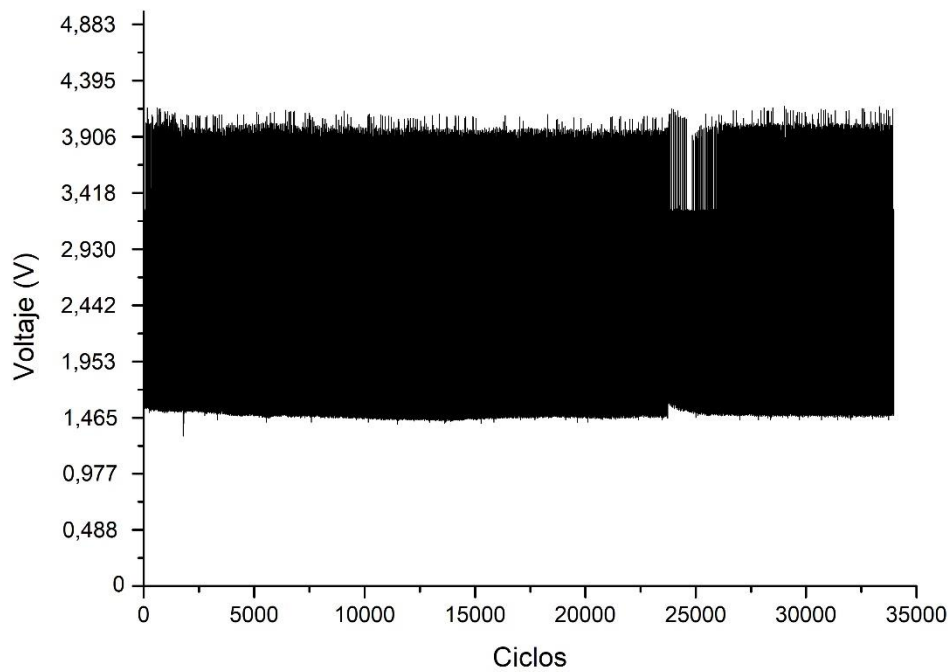


Figura 102.- Ensayo a fatiga de la Muestra 1 durante más de 30.000 ciclos.

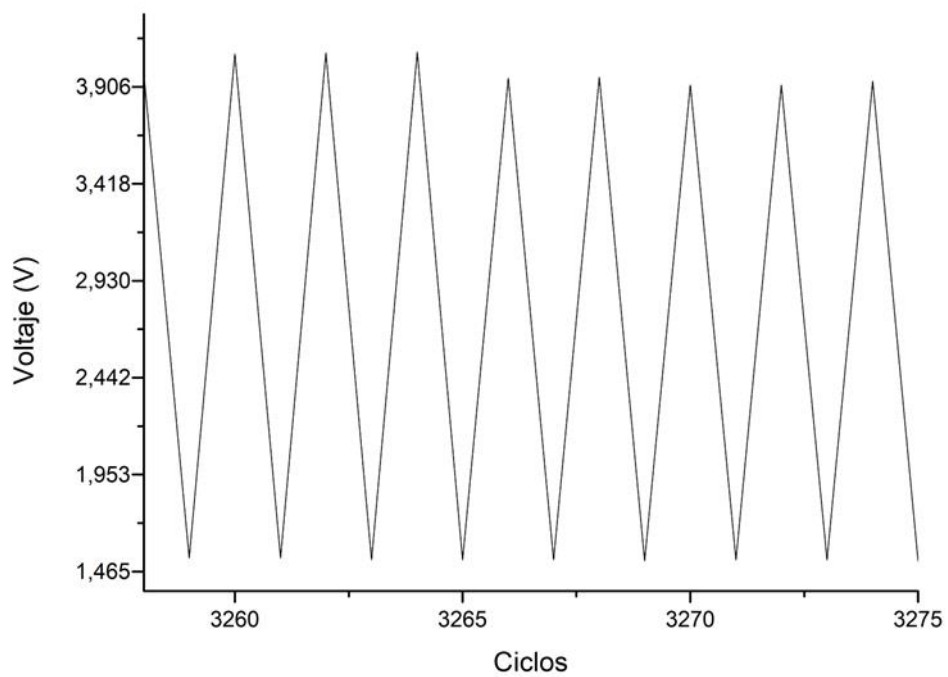


Figura 103.- Ampliación de la sección donde se ve el comportamiento a pequeña escala.

En la Figura 104 se puede observar como la muestra 2 fue sometida a más de 130.000 ciclos aproximadamente flectando de 0° a 100° durante 24 horas. Al igual que en la Figura 102, se observa como la señal oscila (también en la Figura 105 se puede observar una pequeña ampliación de la señal, donde se comprueba como en la deflexión la señal no llega a su origen, siendo esta una cuestión cíclica).

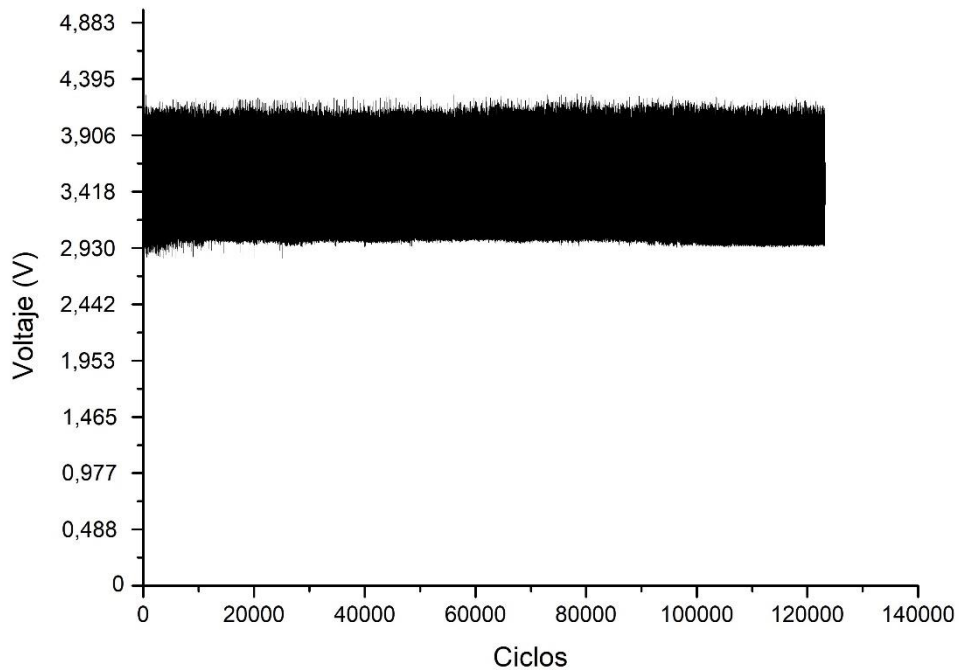


Figura 104.- Ensayo a fatiga de la Muestra 2 durante más de 130.000 ciclos.

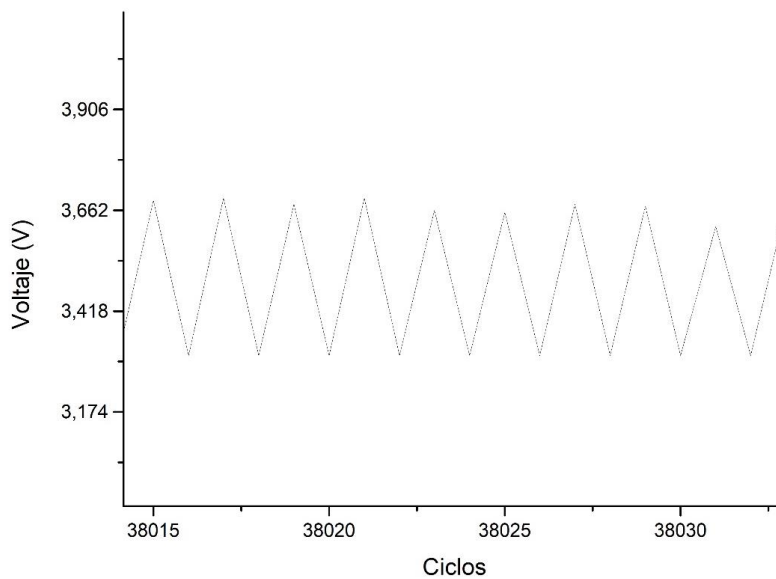


Figura 105.- Ampliación de la sección donde se ve el comportamiento a pequeña escala.

Como se puede ver en la Figura 106, para la primera muestra se realizaron aproximadamente 35.000 ciclos y los datos son:

- En la parte superior de la gráfica la tensión osciló de 4,107 V y 3,897 V, lo que se traduce en una desviación del 5,1%.
- En la parte inferior de la gráfica la tensión osciló entre 1,543 V y 1,431 V, lo que se traduce en una desviación del 7,3%.

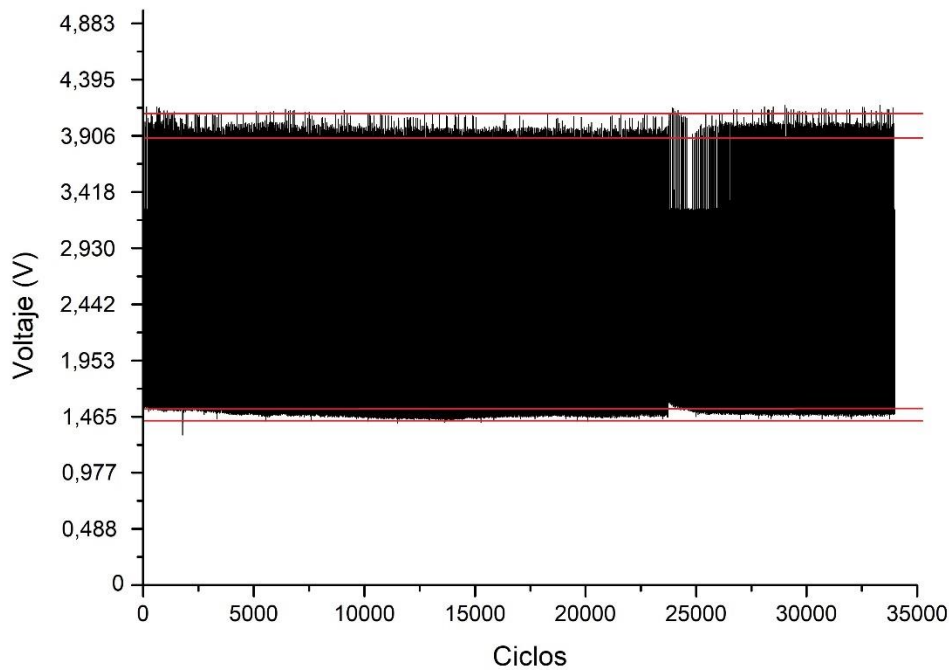


Figura 106.- Oscilación de la señal de la muestra 1 durante el ensayo a fatiga.

Como se puede ver en la Figura 107, para la segunda muestra se realizaron aproximadamente 130.000 ciclos y los datos son:

- En la parte superior de la gráfica la tensión osciló de 4,253 V a 4,077 V, lo que se traduce en una desviación del 4,1%.
- En la parte inferior de la gráfica la tensión osciló de 2,988 V a 2,901 V, lo que se traduce en una desviación del 3,2%.

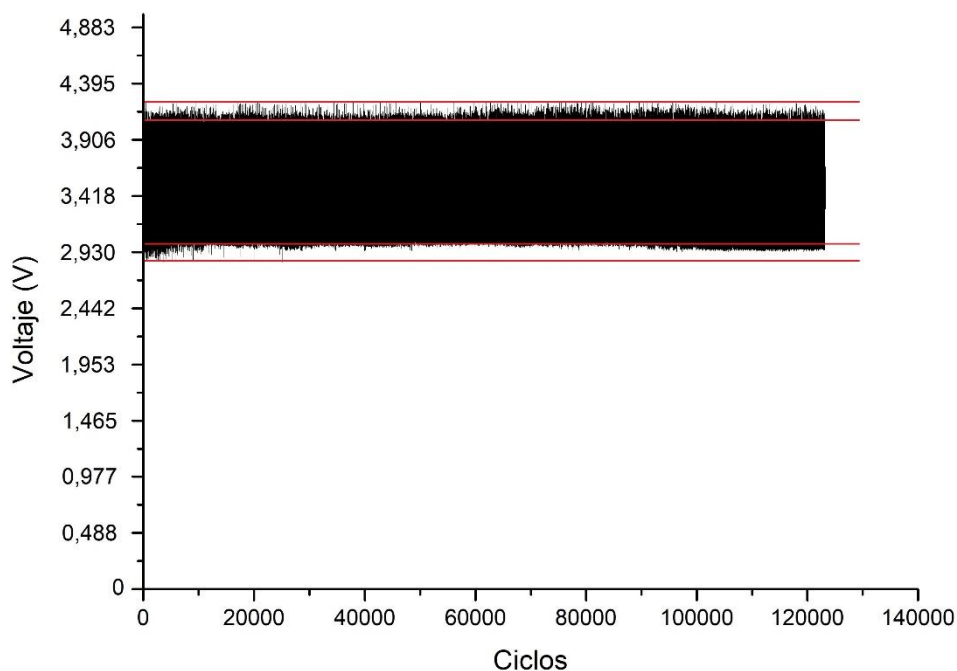


Figura 107.- Oscilación de la señal de la muestra 2 durante el ensayo a fatiga.

En la Tabla 12 se muestran los resultados del cálculo de la desviación de las muestras analizadas para poder determinar la viabilidad de estos frente a una aplicación real. Para facilitar el cálculo, este se realizó con los datos digitales del ensayo, que son directamente proporcionales a la tensión de salida del sensor.

Tabla 12.- Parámetros para el cálculo de la desviación.

	Inicio sup.	Final sup.	Desviación sup. (%)	Inicio inf.	Final inf.	Desviación inf. (%)
Muestra 1	4,107 V	3,897 V	5,1	1,543 V	1,431 V	7,3
Muestra 2	4,253 V	4,077 V	4,1	2,998 V	2,901 V	3,2

Para entender de qué forma afectaría la desviación en este caso, en el contexto de una aplicación a flexión como podría ser por ejemplo la monitorización del dedo índice de la mano de un usuario, este se vería reflejado en los extremos de la flexión, es decir, en la apertura y cierre del de, a medida que la desviación aumenta menor rango de apertura y cierre podría ser representado, lo que en se traduce en una pérdida de grados del dedo.

La explicación que se propone para la diferencia observada en los picos de la gráfica es que esta se debe al estrés al que se ha sometido la muestra. Es posible observar que en 100° el valor se repite, mientras que en 0° no ocurre lo mismo. Esto se debe a que las escamas de grafito no han recuperado su

posición original o no se encuentran en reposo absoluto. Este fenómeno puede deberse a que el sustrato aún continúa deformado, lo que impide la recuperación plástica y quizás no se recupere hasta que llegue un punto donde deje de acumular deformación.

Este tipo de ensayo es fundamental en el desarrollo y evaluación de dispositivos de monitorización de articulaciones, ya que proporciona información crucial sobre la vida útil y la fiabilidad del sensor en condiciones de uso real. Además, permite identificar posibles puntos de falla o desgaste en el sensor, lo que es esencial para garantizar un monitoreo preciso y continuo de las articulaciones en aplicaciones médicas, deportivas o de rehabilitación, entre otras. Con este se puede constatar que el sensor está capacitado para ser integrado, tal y como se muestra en este capítulo, en un sistema MOCAP destinado a la monitorización de los dedos de la mano.

4.10.- Caracterización morfológica

4.10.1.- Caracterización microscópica (FESEM)

4.10.1.1.- Espesor

Bajo la técnica de microscopía FESEM (Field-Emission Scanning Electron Microscopy), se realizaron las mediciones de los espesores obtenidos en las transferencias y también se obtuvieron imágenes de las 9 láminas que fueron analizadas. Esta técnica nos permite realizar un análisis detallado de la morfología y características de la superficie de las láminas.

Como se muestra en la Figura 108 se muestra la sección primera transferencia de la veta madre 1 (1eraT_M1), en ella fueron realizadas 3 mediciones del espesor de la capa de grafito, al igual que en la tercera y quinta transferencia. En la primera transferencia el espesor medio es de $67,01 \pm 5,01 \mu\text{m}$. En la tercera transferencia el espesor medio es de $67,04 \pm 2,45 \mu\text{m}$. En la quinta transferencia el espesor medio es de $68,92 \pm 3,24 \mu\text{m}$. De esta manera se constató que el espesor permanece constante a lo largo de las distintas transferencias realizadas, con un valor medio que se sitúa aproximadamente en $67 \mu\text{m}$.

En la Figura 109 y la Figura 110 se muestra un corte transversal de la 3eraT_M3 y 2nda_M2 respectivamente a 300 X, en ella podemos observar cómo los espesores son constantes.

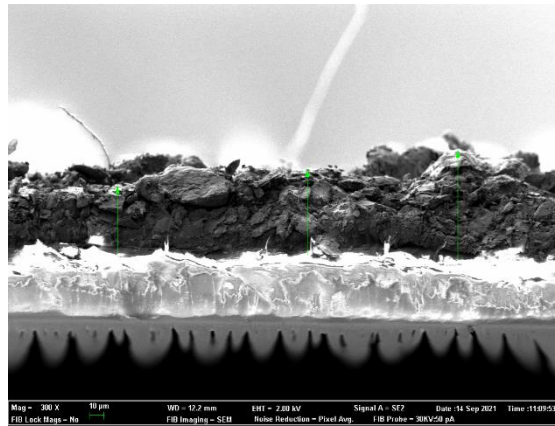


Figura 108.- Medición del espesor de la 1eraT_M1.

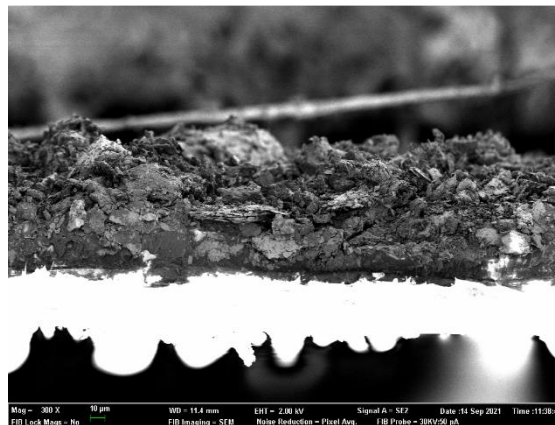


Figura 109.- Corte transversal de la 3eraT_M3.

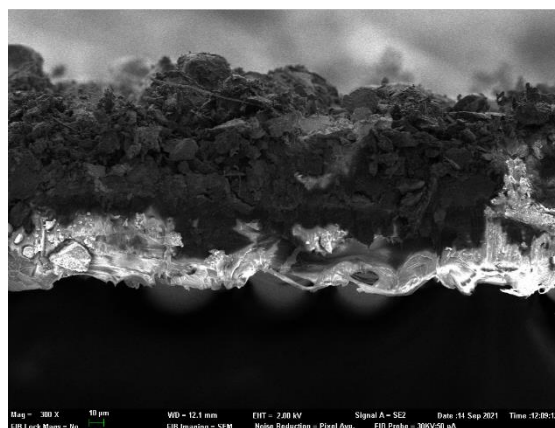


Figura 110.- Corte transversal de la 2nda_M2.

4.10.1.2.- Análisis superficial

Por otra parte, en las micrografías de la Figura 111 se puede observar el acabado superficial de las tres primeras transferencias de cada una de las

vetas madre analizadas. Aparentemente no se observan diferencias en la dispersión superficial del grafito con cada transferencia o exfoliación realizada, pero con el fin de analizar este suceso con mayor profundidad, los sensores fueron observados también mediante un microscopio óptico.

Sin embargo, es importante destacar que, para nuestro análisis, esta técnica no proporciona conclusiones definitivas debido a algunas limitaciones. Una de ellas es que no se puede determinar la conectividad de los diferentes cúmulos de grafito y escamas que cubren la superficie. Además, no se puede identificar la presencia de "agujeros de aguja" y áreas poco pobladas, lo cual es relevante para comprender el comportamiento del sensor.

Estas limitaciones se deben a la opacidad del fondo que se presenta en las imágenes obtenidas mediante FESEM. A diferencia de lo que se observaría en un análisis óptico, donde la transparencia del fondo permitiría una visualización más clara de estas características particulares, en FESEM la opacidad dificulta su interpretación y dilucidación.

No obstante, se puede realizar algunos análisis sobre el tamaño de los cúmulos presentes en las láminas y determinar su dispersión. Esto nos brinda información valiosa sobre la distribución de las partículas de grafito y cómo se agrupan en diferentes tamaños en la superficie de las láminas, creando esos desniveles que generan variaciones de resistencia no lineales.

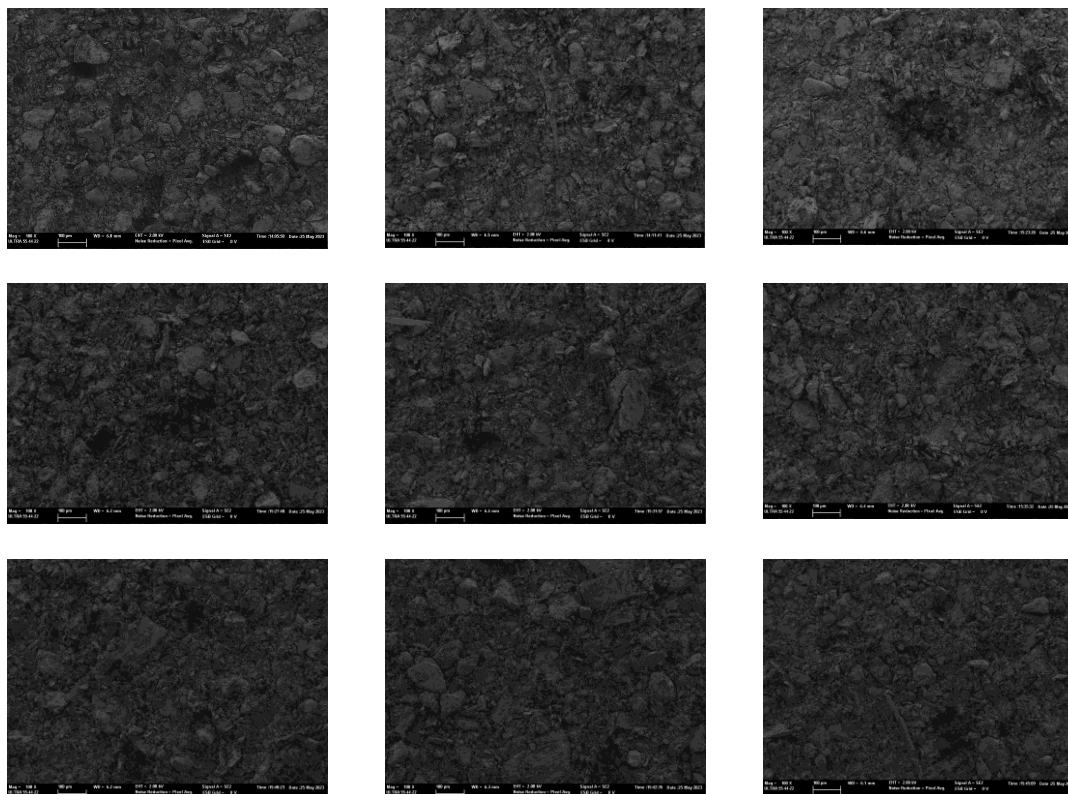


Figura 111.- Micrografías de las 9 muestras analizadas. De arriba abajo, en la primera fila se muestra la 1eraT_M1, 2ndaT_M1 y 3eraT_M1. En la segunda fila la 1eraT_M2, 2ndaT_M2 y 3eraT_M3. Y en la tercera la 1eraT_M3, 2ndaT_M3 y 3eraT_M3.

4.10.2.- Caracterización óptica

En la Figura 112 se exponen las imágenes tomadas con el microscopio óptico a 100 aumentos, de los distintos sensores fabricados, iluminados desde abajo con la luz del propio microscopio, al igual que en la Figura 113 y en la Figura 114. Claramente se puede apreciar como con cada transferencia efectuada aparecen más huecos, y de mayor tamaño, en la dispersión del grafito. De hecho, en la caracterización a presión, se pudo observar un comportamiento un poco distinto del sensor correspondiente a la primera transferencia de la veta madre 2 (Figura 113). Si se observa la imagen del microscopio de este sensor se puede ver que presenta una enorme cantidad de huecos de gran tamaño en la dispersión superficial del grafito. Esto puede ser un método relativamente sencillo para descartar sensores que puedan presentar un comportamiento ligeramente diferente.

4.10.2.1.- Aparición de agujeros de aguja

Los agujeros de aguja son pequeños espacios donde, ya sea por el tipo de deposición del material o por la baja densidad de la zona, al realizar la exfoliación, no hubo transferencia de material y se presentan como pequeños puntos donde atraviesa la luz. Desde un punto de vista algorítmico, en cuanto a su aplicación para linealizar este sensor, primero, la proliferación de agujeros de aguja, segundo la baja densidad de material en la transferencia y tercero, la unión de ambas, está siendo altamente beneficiosa, ya que como se ha podido ver en el ensayo de compresión se obtiene una señal altamente lineal. Bajo este prisma se obtiene una superficie altamente conectada, con baja densidad, ya que se tiene niveles inferiores de tensión con respecto a las otras 2 transferencias y una pendiente muy suave.

4.10.2.2.- Aparición de huecos (calvas)

Estos huecos son el espacio donde se ha generado una gran acumulación de materia, generando escamas que y debido a su compactación se han quedado adheridas a la veta madre. Generan una superficie más dividida, pero con una alta densidad, lo que provoca unos niveles de tensión cercanos al límite y una pendiente muy pronunciada en las lecturas, como se puede ver en las gráficas, estos huecos tan pronunciados están siendo muy críticas para la integridad lineal de la señal, que como se ha comentado es de naturaleza no lineal debido al tipo de deposición (no controlada) y la técnica de exfoliación que genera superficies irregulares (diferentes alturas en la superficie). A continuación, en la Figura 112 se ilustra este concepto.

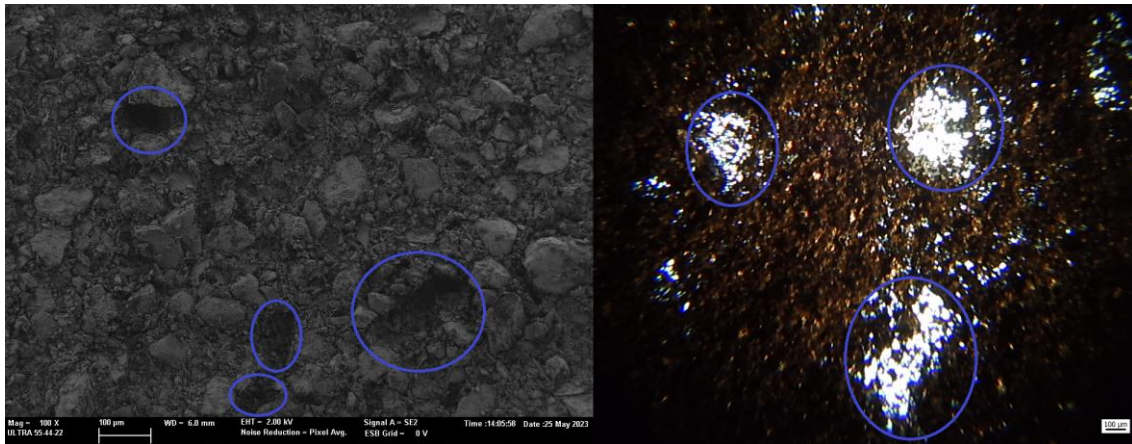


Figura 112.- A la izquierda, microscopía de FESEM a 100 X y a la derecha, microscopía óptica a 100 X donde se han localizado estas características.

4.10.2.3.- Relación con los ensayos

Tal y como se observa en los ensayos y a tenor de las microscopías ópticas, se puede observar que, a medida que se han ido exfoliando se ha ido adentrando en los sedimentos más compactados o densos de la veta madre ya que con cada transferencia se ve un aumento en los límites de tensión y una curva cada vez más pronunciada.

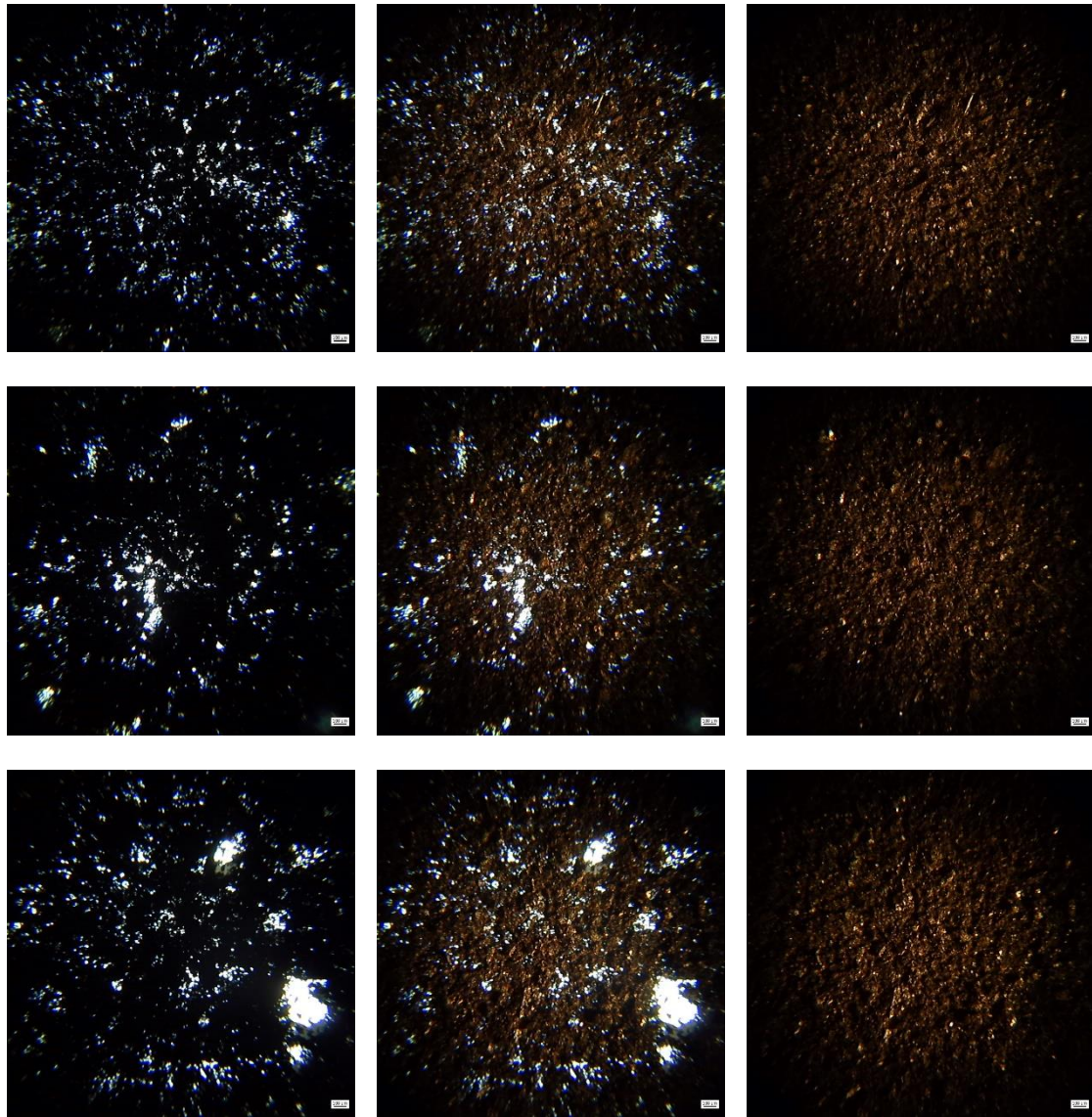


Figura 113.- Microscopías ópticas de la 1eraT_M1, 2ndaT_M1 y 3eraT_M1 a 100 X. De izquierda a derecha se puede observar la muestra atacada por una luz inferior, una luz superior e inferior y, por último, atacada por una luz superior.

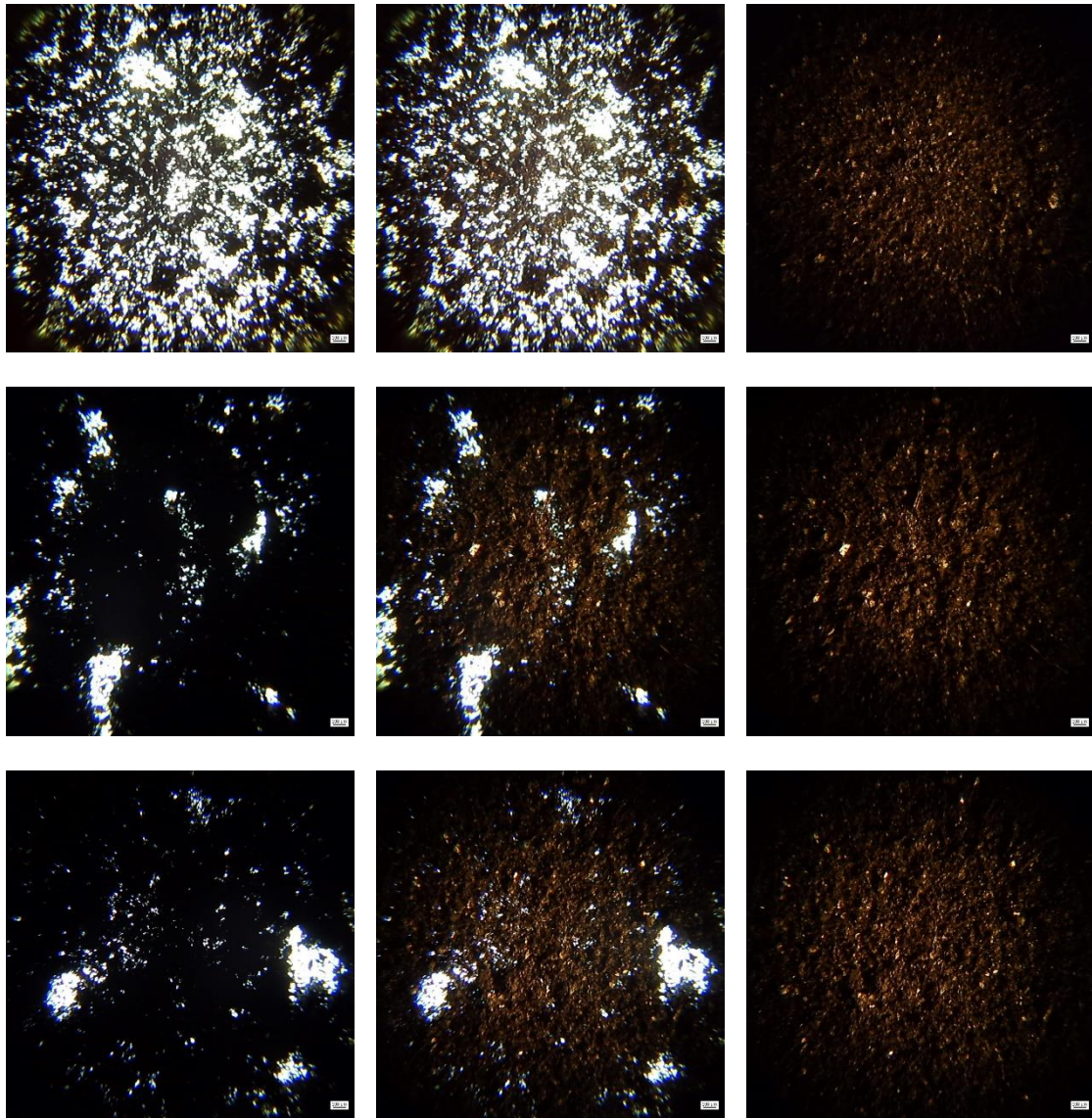


Figura 114.- Microscopías ópticas de la 1eraT_M2, 2ndaT_M2 y 3eraT_M2 a 100 X. De izquierda a derecha se puede observar la muestra atacada por una luz inferior, una luz superior e inferior y por último, atacada por una luz superior.

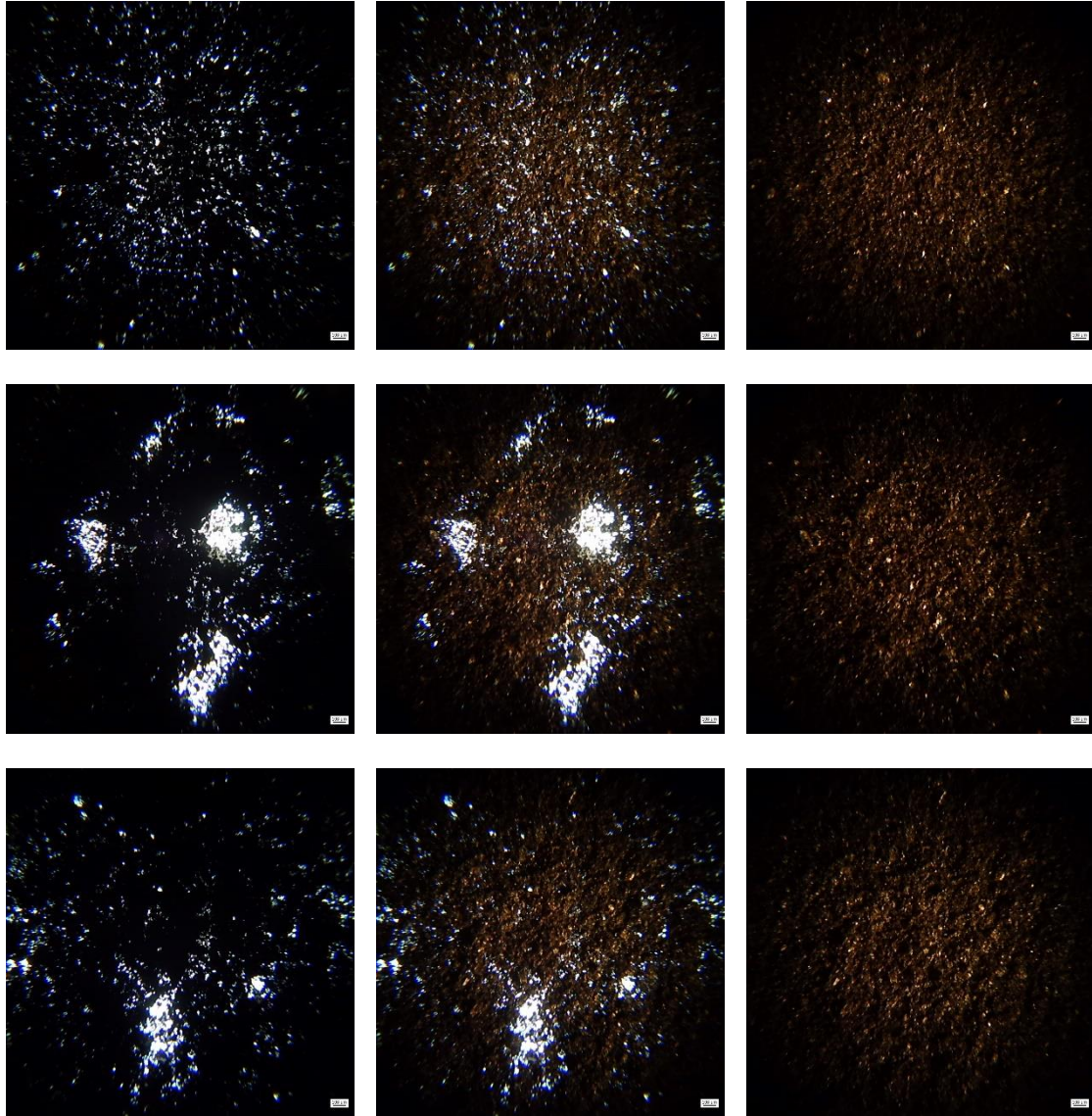


Figura 115.- Microscopías ópticas de la 1eraT_M3, 2ndaT_M3 y 3eraT_M3 a 100 X. De izquierda a derecha se puede observar la muestra atacada por una luz inferior, una luz superior e inferior y por último, atacada por una luz superior.

En cualquier caso, los sensores siguen siendo funcionales, aunque se produzcan estos huecos o grietas, ya que cuando se produce una compresión las capas o superficies de grafito que a priori están separadas se verán forzadas a unirse, viéndose reducida con ello la resistencia eléctrica que ofrecen. Semejante comportamiento fue descrito por los autores Song H. et. al. [11], en su trabajo sobre sensores de deformación imprimibles, superrápidos y de alta sensibilidad. El principio de funcionamiento de su sensor se atribuye a la variación de la resistencia de contacto entre las superficies de fractura conectadas-desconectadas de las grietas. Cuando se ejerce un pequeño estímulo mecánico, el sensor se deforma y las grietas se reconectan. A medida que las superficies de fractura de las grietas se reconectan, los electrones pueden pasar a través de las regiones de la superficie de fractura estrechamente contactadas ahora, lo que desencadena un descenso de la resistencia [18].

4.11.- Sensores para la deformación por flexión

En esta sección, se llevará a cabo un estudio exhaustivo para analizar en detalle los resultados relacionados con la respuesta de los sensores aplicados en diferentes partes del cuerpo. Se ha observado que la fuerza generada sobre los sensores varía según la ubicación donde se apliquen, lo que ha llevado a diferenciar dos aplicaciones principales: la monitorización de las falanges de la mano y la monitorización del codo y la rodilla.

Se espera que los resultados obtenidos en este estudio respalden la viabilidad de los sensores como herramientas efectivas para la monitorización de articulaciones en el cuerpo humano. Esto no sólo contribuirá al avance de la investigación en el campo de la biomecánica, sino que también puede tener implicaciones significativas en áreas como la medicina deportiva, la rehabilitación física y el diseño de prótesis y dispositivos médicos.

En esta sección, se introduce una innovadora tecnología de monitorización de articulaciones del cuerpo humano, la cual se integra en un avatar virtual. Esta tecnología permite controlar de forma remota dicho avatar, lo cual habilita la capacidad de manipular herramientas a distancia.

El objetivo principal de esta tecnología es superar las limitaciones físicas y geográficas, permitiendo a los usuarios interactuar con su entorno de manera virtual. El avatar virtual actúa como una representación digital del usuario, replicando los movimientos y acciones de sus articulaciones en tiempo real.

Esta tecnología ofrece diversas ventajas, como la posibilidad de realizar tareas a distancia que pueden ser peligrosas o inaccesibles para el usuario físicamente. También puede ser utilizada en entornos de entrenamiento, donde los usuarios pueden practicar habilidades y manipulación de herramientas en un entorno virtual seguro y controlado. Los campos más comúnmente relacionados con estas aplicaciones son la telerobótica, la realidad virtual, la medicina (telecirugía) y la rehabilitación.

El funcionamiento de esta tecnología se basa en la captura de datos de las articulaciones mediante los sensores aquí presentados. Estos sensores registran los movimientos y la posición de las articulaciones del usuario y transmiten esa información al avatar virtual en tiempo real.

La monitorización de las articulaciones del cuerpo humano para controlar un avatar virtual no sólo implica un desafío tecnológico, sino también un enfoque multidisciplinario que combina la biomecánica, la informática, la ingeniería y la interacción humano-máquina. Se requiere un procesamiento de datos eficiente y algoritmos avanzados para lograr una representación fluida y realista de los movimientos en el avatar virtual.

4.11.1.- Diseño de sensores para la monitorización de articulaciones

Con el objetivo de evaluar exhaustivamente el comportamiento, rendimiento y eficacia de los sensores de flexión, se plantea la fabricación de prototipos y su implementación como una innovadora tecnología para la captura precisa del movimiento en distintas articulaciones del cuerpo humano.

Este enfoque de investigación busca obtener un profundo entendimiento de cómo estos sensores se comportan y desempeñan en condiciones reales. Mediante la creación de prototipos, se podrán realizar pruebas rigurosas en entornos controlados y en la interacción directa con las articulaciones seleccionadas.

Al utilizar esta tecnología de captura de movimiento, se espera obtener datos detallados y precisos sobre el rango de movimiento, la flexión y la extensión de las articulaciones específicas. Estos datos permitirán realizar un análisis exhaustivo y cuantitativo de los movimientos corporales, lo que contribuirá a mejorar la comprensión de la biomecánica humana y sus aplicaciones en campos como la medicina, la rehabilitación y el diseño ergonómico.

Al llevar a cabo este estudio, se busca validar la viabilidad y la utilidad de los sensores a flexión como una herramienta confiable para la captura de movimiento en el ámbito de las articulaciones del cuerpo humano. Los resultados obtenidos proporcionarán información valiosa para futuras investigaciones y el desarrollo de tecnologías más avanzadas en este campo en constante evolución.

Esta tecnología se encuentra en constante desarrollo y tiene aplicaciones en diversos campos, ya que la telepresencia ha demostrado ser una solución eficaz en numerosas situaciones. En el ámbito médico, la telecirugía permite a los cirujanos realizar procedimientos de manera remota, lo que resulta especialmente útil en áreas rurales o en casos de emergencia donde la presencia física de un especialista es limitada.

En el campo militar, la telepresencia se utiliza para desactivar explosivos o para llevar a cabo misiones de reconocimiento en entornos peligrosos, lo que minimiza los riesgos para el personal. Asimismo, en el sector industrial, esta tecnología permite la manipulación de materiales en ambientes hostiles o peligrosos, como la industria nuclear o la exploración espacial.

En el mundo del ocio, la telepresencia se ha convertido en una parte integral de la industria del cine y los videojuegos. Los actores utilizan trajes y dispositivos de captura de movimiento para dar vida a personajes digitales, lo que resulta en animaciones realistas y expresivas. Además, los dispositivos de realidad virtual, como los guantes de captura de movimiento, ofrecen experiencias inmersivas en los videojuegos y se utilizan cada vez más en aplicaciones educativas para simular situaciones del mundo real.

La evolución de la telepresencia y la tecnología de monitorización de articulaciones ha abierto un amplio abanico de posibilidades en diversos campos, transformando la forma en que se interactúa y se comunica. A

medida que continúa el avance tecnológico, es probable que se vean más aplicaciones innovadoras y un crecimiento significativo en su adopción en diferentes industrias y sectores.

4.11.2.- Monitorización de las falanges de la mano

4.11.2.1.- Introducción

En el capítulo introductorio de esta tesis, se ha abordado tanto el análisis de sensores como las tecnologías existentes, así como sus diversos campos de aplicación. Con este contexto en mente, se adentra ahora en la presentación de las aplicaciones propuestas.

La primera aplicación desarrollada es la monitorización de las falanges de los dedos de las manos y presenta una serie de ventajas significativas. Por un lado, permite la manipulación precisa de objetos y herramientas a distancia, lo cual tiene aplicaciones en diversos campos. Por ejemplo, en entornos médicos, esta tecnología podría utilizarse en cirugías remotas, donde los cirujanos podrían realizar procedimientos con precisión desde ubicaciones separadas.

Además, en la industria y la manufactura, la monitorización de las falanges de los dedos puede facilitar la manipulación de maquinaria y objetos en ambientes peligrosos o inaccesibles para los trabajadores. Esto no solo aumenta la seguridad, sino que también mejora la eficiencia y la productividad.

En el ámbito de la realidad virtual y los videojuegos, la monitorización de las falanges de los dedos permite una interacción más inmersiva y realista. Los usuarios pueden controlar y manipular objetos virtuales con mayor precisión y naturalidad, lo que amplía las posibilidades de experiencias interactivas.

4.11.2.2.- Diseño y fabricación de los sensores

En el capítulo "Experimental" se ha detallado la composición de los sensores, que consisten en varias capas dispuestas en un arreglo similar a un "sándwich". A continuación, se describen en detalle las diferentes capas que componen estos sensores:

- Capa de electrodos: Esta capa se fabrica utilizando una pasta conductora de plata depositada sobre un sustrato de acetato. Los electrodos desempeñan un papel crucial en la detección y transmisión de señales eléctricas generadas por la interacción con las articulaciones del cuerpo humano.
- Capa sensitiva: Esta lámina se obtiene mediante un proceso de exfoliación de la veta madre sobre una lámina de polietileno de baja

densidad (PE-LD). La capa sensitiva es la encargada de captar los cambios de presión y deformación que ocurren en la articulación, convirtiéndolos en señales eléctricas que pueden ser interpretadas y analizadas.

- Separador adhesivo: Esta capa actúa como un separador entre el electrodo y el material sensible, generando un espacio que permite el correcto funcionamiento del sensor. Este separador garantiza una distancia y aislamiento adecuados para evitar interferencias y asegurar la precisión de las mediciones. No se usa siempre, en el caso que se aborda en este punto, se prescindió de él.
- Capa de EVA (Etileno Vinil Acetato): Se utiliza como un primer encapsulado protector para la capa sensitiva. El EVA brinda protección física y aislamiento a la capa sensible, preservando su integridad y prolongando la vida útil del sensor.
- Capa de silicona: La silicona actúa como una matriz que envuelve y protege todas las capas anteriores del sensor. Además de proporcionar un aislamiento adicional, la silicona ofrece flexibilidad y resistencia, lo que permite al sensor adaptarse a los movimientos y contornos del cuerpo humano.

Como se puede ver en la Figura 116, estas diversas capas se combinan de manera precisa y cuidadosa para formar el sensor completo. Cada capa cumple un papel específico en el funcionamiento y la protección del sensor, permitiendo una monitorización precisa y confiable de las articulaciones del cuerpo humano.

Es importante destacar que la composición y las características de las capas pueden variar según el diseño específico del sensor y los requisitos de la aplicación, en la Figura 117 se muestra una ilustración con los espesores para el prototipo realizado. La elección de los materiales y la configuración de las capas se realiza teniendo en cuenta factores como la sensibilidad, la durabilidad y la compatibilidad con la piel humana.

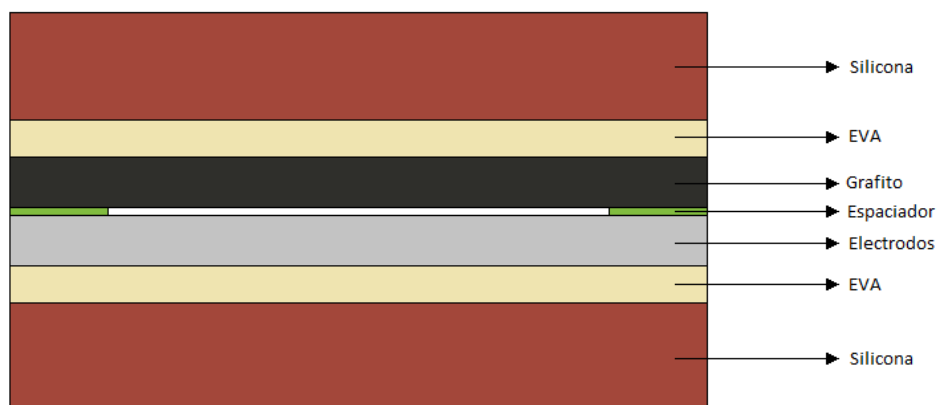


Figura 116.- Distribución de los materiales que conforman el sensor a flexión.

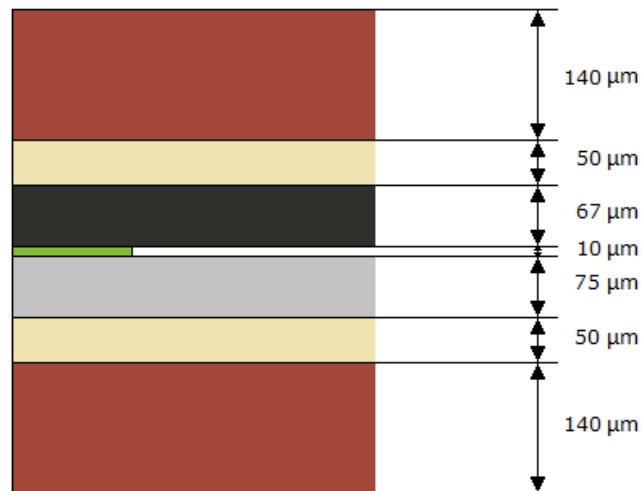


Figura 117.- Espesores aproximados de los materiales que conforman el sensor a flexión.

4.11.2.3.- Integración en textiles

Con el propósito de monitorizar ciertas articulaciones del cuerpo humano, especialmente aquellas que tienen un grado de libertad como los dedos, codos y rodillas, se decidió integrar sensores en prendas textiles como guantes, coderas y rodilleras deportivas (Figura 118). La elección de prendas deportivas se debe al acolchado que poseen, lo cual permite que los sensores se apoyen en una superficie plana y eviten mediciones incorrectas.

El objetivo principal es utilizar estos sensores como sistemas de captura de movimiento (MOCAP) para aplicaciones en teleoperación y en diversos campos, como la monitorización en tiempo real en sistemas de rehabilitación o la creación de avatares en entornos de realidad virtual.

La integración de estos sensores en prendas textiles es de gran importancia, ya que permite su incorporación en prendas de uso cotidiano, sin depender de soportes especializados costosos que dificulten su utilización diaria por parte del usuario.



Figura 118.- Diferentes formas de integrar el sensor en un tejido.

4.11.2.4.- Caracterización y modelización a flexión

En este ensayo se tiene en cuenta que el sensor no se encuentra en reposo, presenta esta peculiaridad ya al querer estudiar el comportamiento a flexión la muestra debe estar sujeta de sus extremos o estar integrada en un tejido u otra matriz, pero ambos casos ejercen presión desde el inicio. En este caso se encuentra integrado en un tejido, el cual provoca presiones previas al movimiento de la articulación donde se realizará dicho ensayo que, desde el punto de vista eléctrico y algorítmico se podría considerar como una "precarga". Se debe tener en cuenta que las caracterizaciones mecánicas de flexión y compresión se reducen a una cuestión de compresión, con la salvedad del mecanismo que las activa. En el caso de un ensayo a flexión, la muestra se somete a una deformación combinada de flexión y compresión. En la zona de compresión, las capas de grafito se comprimen y se acercan entre sí, lo que aumenta la resistencia eléctrica del material. Por otro lado, en la zona de tensión (la cara donde no se comprimen las capas, la parte de superior del sensor), las capas se separan y la resistencia eléctrica disminuye.

Este ensayo puede dar buena cuenta de la aplicación objetivo de estos sensores en cuanto a una aplicación a flexión se refiere. Más adelante se presentarán algunos prototipos diseñados y ajustados basándose en esta caracterización. Para que el sensor pueda ser totalmente eficaz se debe ajustar bien al usuario tal y como se ha comentado al inicio del punto.

Partiendo de la premisa de la querer monitorizar determinadas partes del cuerpo, a saber, dedos, codos, rodillas, etc., en general articulaciones consideradas o aquellas que su análisis y modelización sean de un grado de libertad, se planteó el ensayo considerando las siguientes condiciones:

- Ninguna articulación del cuerpo humano supera los 100°.
- La unidireccionalidad de estas.
- Y la velocidad de respuesta de las articulaciones.

Siendo que la velocidad de movimiento de estas articulaciones en condiciones normales, en cuanto a una actividad deportiva no profesional, una actividad laboral típica o un movimiento elemental como puede ser acercar un vaso de agua a la boca, etc., considerando también a mujeres y hombres, tanto jóvenes como adultos, teniendo en cuenta que la velocidad media de acortamiento en los músculos catalogados como lentos sería de 15 mm/seg, velocidad que se presupone que alcanzarían cualquiera de los sujetos anteriormente expuestos, mientras que la de los músculos rápidos sería 40-45 mm/seg) [97], y tomando todas estas velocidades como referencia, el servomotor propuesto para los ensayos cumplió con creces la condición de musculo lento. Además, como se desprende de los ensayos realizados, estos sensores sirven para monitorizar los 100° propuestos.

Para esta aplicación se desarrolló un sistema de caracterización ad hoc, como ya se ha comentado en el capítulo "Caracterizaciones". Con este sistema se pretende obtener la tensión correspondiente a cada grado, de manera general, para así determinar que algoritmos aplicar para poder linealizar la muestra.

A todas las láminas se le han aplicado recorridos de 100° y todas las láminas han conseguido completar todo el recorrido, con una mayor o menor resolución. Por lo que todas ellas se consideran aptas.

Como se observa en la Figura 119 con la precarga se consigue reducir el impacto no lineal de la primera zona de la curva, con lo que se obtiene una segunda zona muy suave y en algunos casos la tercera zona se verá prácticamente anulada, por lo que se hará uso de las muestras que presenten estos casos.

Estas han sido la tercera exfoliación de cada muestra. Como se puede ver en la Figura 119 el comportamiento es similar en las 3.

Para esto se ha realizado la regresión lineal de las tres muestras por separado y se ha obtenido una desviación media de R2 que será la aplicada en la ecuación del algoritmo.

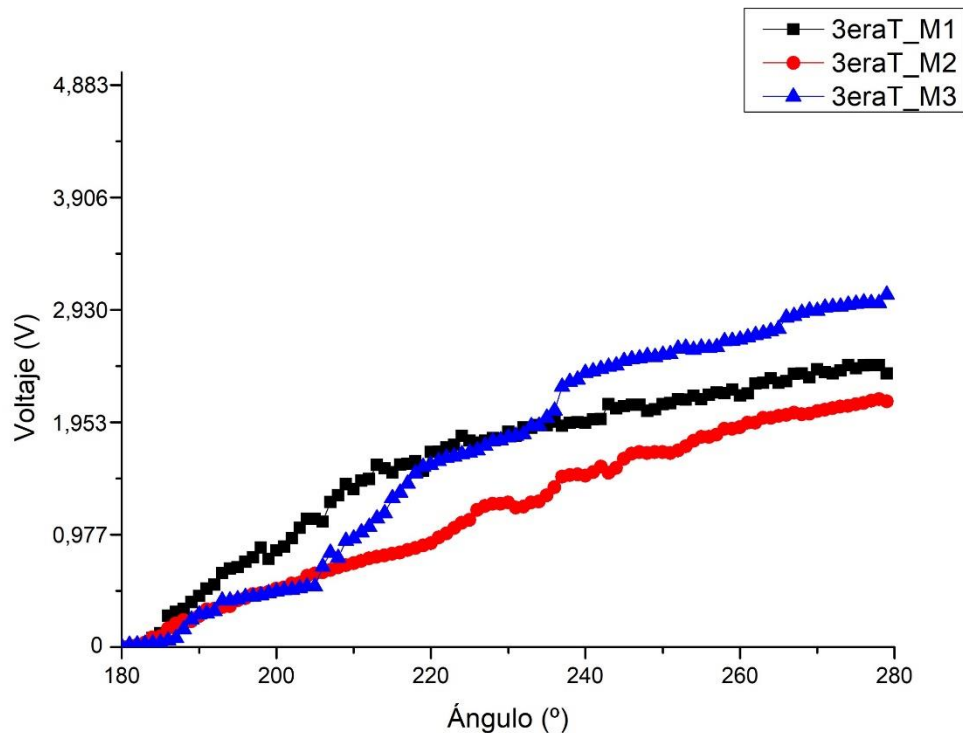


Figura 119.- Resultado del ensayo a flexión para 100 con el sensor integrado en un guante y precargado.

4.11.2.5.- Linealización mediante regresión lineal

La regresión lineal es un método matemático ampliamente utilizado para linealizar un sensor de manera rápida, sencilla, eficaz y fácil de implementar algorítmicamente. Este método se utiliza para ajustar una línea recta que mejor se ajuste a los datos experimentales obtenidos del sensor, lo que permite analizar la relación lineal entre las variables involucradas.

Al aplicar el ajuste de regresión lineal, uno de los indicadores utilizados para evaluar la calidad del ajuste es el coeficiente de determinación, comúnmente representado como R^2 . Este valor varía entre 0 y 1 y proporciona información sobre qué tan bien se ajusta la línea recta a los datos. Un valor de R^2 cercano a 1 indica que la línea recta ajustada explica la mayor parte de la variabilidad de los datos, lo que sugiere una buena correspondencia entre la relación lineal y los valores observados.

Cuando se obtiene un valor de R^2 bajo, cercano a 0, indica que la línea recta ajustada no explica de manera adecuada la variabilidad de los datos. Esto puede deberse a una falta de linealidad en la relación entre las variables, a la presencia de errores aleatorios o a la presencia de otros factores que influyen en los datos y que no están siendo considerados en el modelo de regresión lineal.

El coeficiente de determinación R^2 se interpreta como la proporción de la variabilidad total de los datos que puede explicarse por la línea recta ajustada. Por ejemplo, un valor de R^2 de 0,9 significa que el 90% de la variabilidad de los datos se explica por la relación lineal establecida mediante la regresión lineal.

En el caso específico de la regresión lineal aplicada a la linealización de un sensor, se busca demostrar la funcionalidad de todas las láminas exfoliadas observando valores de R^2 cercanos a 1, generalmente entre 0,9 y 0,99. Esto indicaría que el ajuste lineal es adecuado para describir la relación entre las variables del sensor y que la linealización ha sido exitosa.

En la Tabla 13 se puede observar el resultado de la R^2 para los tres casos estudiados, todos ellos cercanos al 1, por lo que, de cara a realizar un algoritmo basado en una regresión lineal, una función muy sencilla de implementar, para que controle los datos, estos parecen la mejor opción. Y gráficamente se puede ver en la Figura 120, Figura 121 y Figura 122.

Tabla 13.- Parámetros para el cálculo de la desviación.

	2ndaT_M1	3eraT_M2	1eraT_M3	Media muestras
R^2	0,96285	0,98859	0,95424	0,96856

Como ya se ha mencionado con anterioridad, autores como JC Ramos [93] para evitar la no linealidad de sus sensores, al igual que en esta investigación, habla de realizar una precarga.

Como se ha comentado en el punto anterior con la precarga se suaviza la primera zona de la curva de saturación, por lo que para el caso a estudio, y viendo los resultados del ensayo, se optó por discriminar las muestras menos lineales y realizar una regresión lineal para aquellas que mostraron un comportamiento estable, y para fabricar con estas un prototipo funcional.

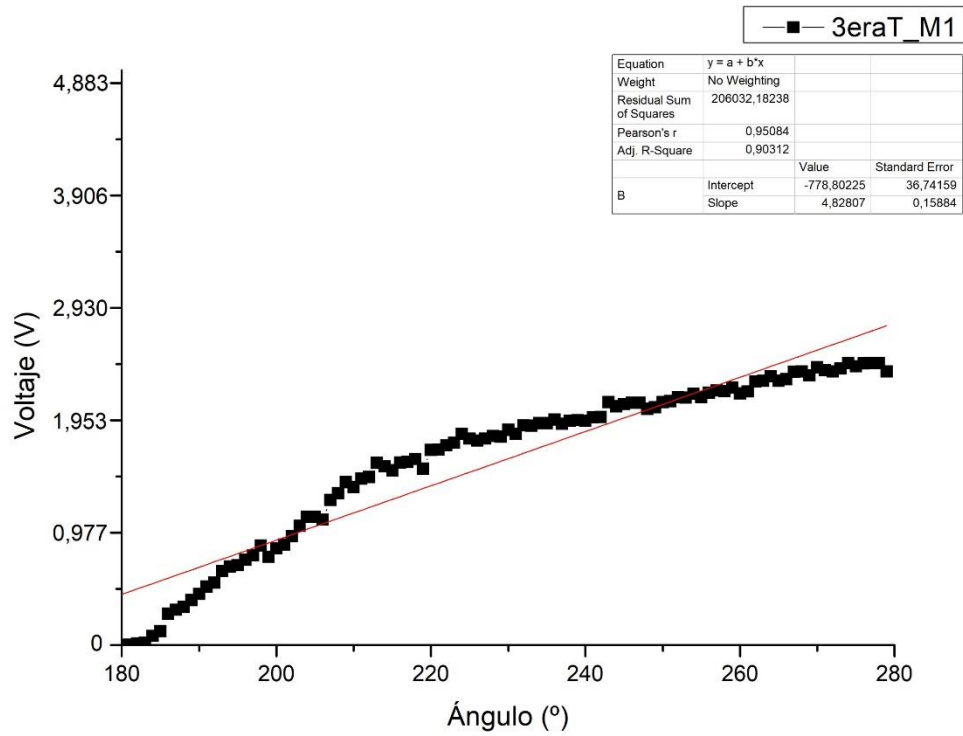


Figura 120.- Regresión lineal aplicada al ensayo de flexión de la 3eraT_M1.

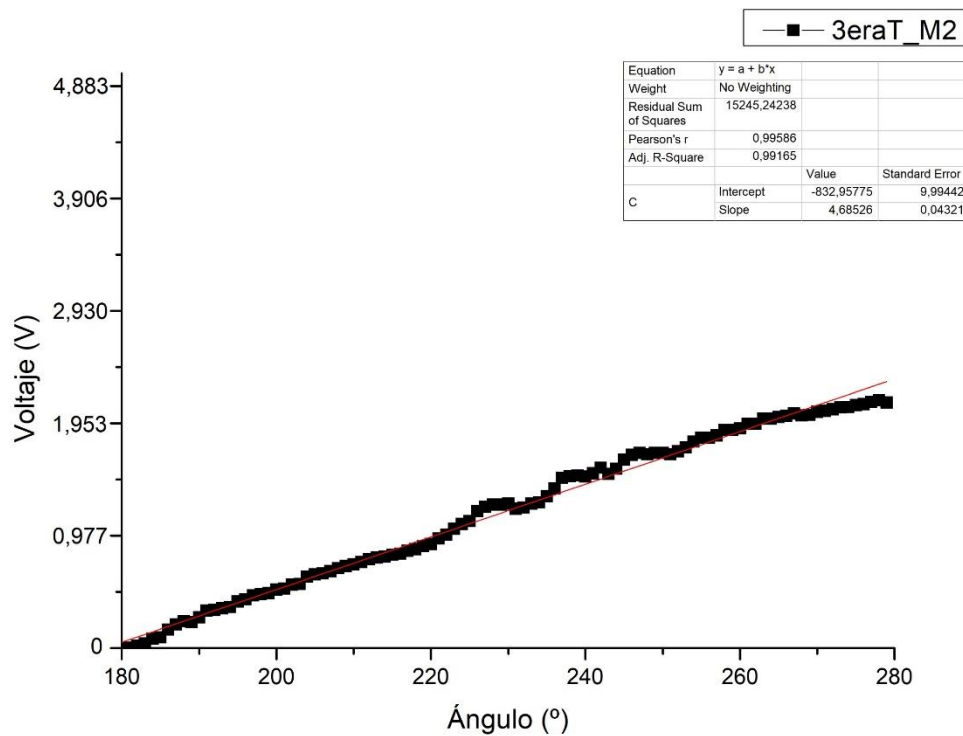


Figura 121.- Regresión lineal aplicada al ensayo de flexión de la 3eraT_M2.

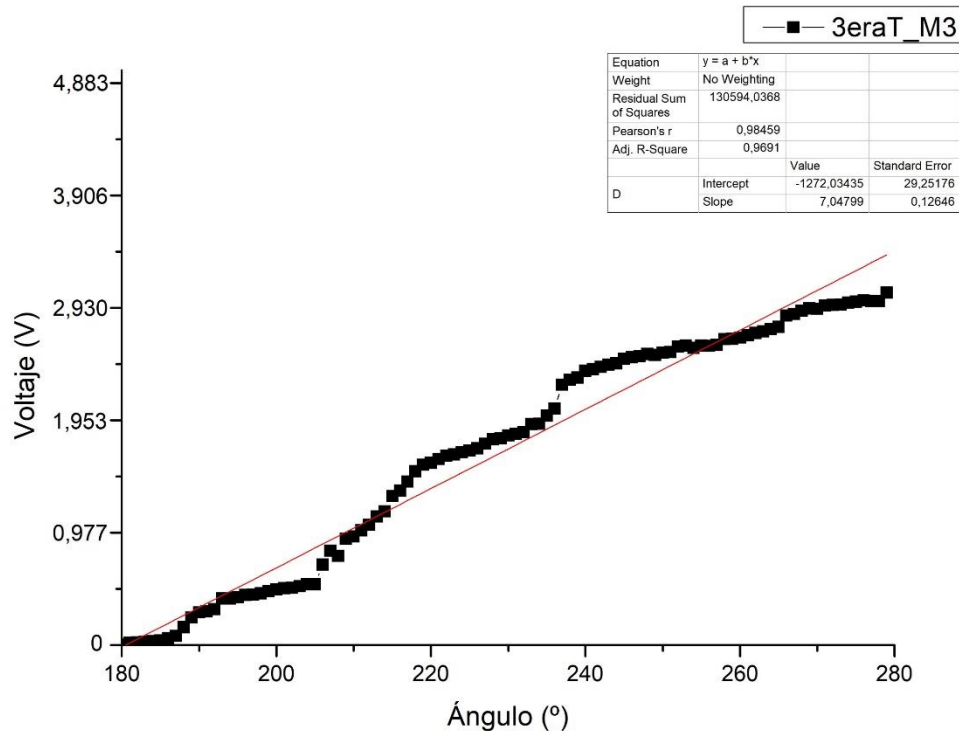


Figura 122.- Regresión lineal aplicada al ensayo de flexión de la 3eraT_M3.

Buscando otros métodos para conseguir la linealización, JC Ramos [93] donde también expone, al igual que en esta investigación, de un cambio en el espesor del sensor. En el caso que aquí se expone, se ve que esta superficie tan irregular que resulta de la exfoliación y de la deposición no controlada genera esos saltos que provocan ese carácter no lineal (caótico) en la variación de resistencia. En uno de los casos investigados por JC Ramos [93] éste aparece como consecuencia de la diferencia de altura existente entre los electrodos interno y externo, donde dan unas directrices para regular o eliminar dicho umbral, como modificando el espesor del sustrato, o modificando la geometría del táctel. Análogamente en el caso que aquí se expone se recurriría a una deposición más controlada y a una exfoliación menos agresiva para evitar esa superficie tan agresiva.

Con lo que se puede responder afirmativamente a la cuestión de estos sensores nos sirven para monitorizar los 100° propuestos.

4.11.2.6.- Entorno de aplicación

Una vez que los sensores se integraron en las prendas, se procedió al desarrollo tanto del hardware como del software necesario para su funcionamiento. En línea con la premisa fundamental de esta tesis, que es lograr un bajo costo, se seleccionó la plataforma Arduino como el hardware utilizado.

Arduino es una plataforma de prototipado electrónico de código abierto que facilita la creación de proyectos de hardware. Con esta plataforma, resulta muy sencillo desarrollar el hardware necesario y aplicar el algoritmo requerido, en este caso, una regresión lineal, para capturar los datos recibidos por los sensores.

Posteriormente, se desarrolló el software utilizando Unity 3D, un motor gráfico ampliamente utilizado en el desarrollo de videojuegos y aplicaciones interactivas. Unity 3D cuenta con una versión gratuita que permite crear programas de manera eficiente y con funcionalidades avanzadas.

Unity 3D es una herramienta de desarrollo que permite crear entornos interactivos en 2D y 3D. En este caso, se utilizó para recibir los datos de los sensores a través de una conexión USB (Figura 123). Estos datos son procesados por el programa y aplicados a un objeto 3D, lo cual permite visualizar y representar los movimientos capturados por los sensores.

La respuesta del sensor, como se ha mencionado en secciones anteriores, es lo suficientemente rápida como para poder monitorizar las articulaciones en tiempo real. Esto significa que los movimientos capturados por los sensores se aplican al avatar o personaje virtual de manera prácticamente instantánea, lo que brinda una experiencia inmersiva y natural al usuario.

Con todos estos avances y desarrollos, se logró establecer un sistema de captura de movimiento, conocido como MOCAP, que puede aplicarse en diversas aplicaciones, como teleoperación, rehabilitación y realidad virtual. Este sistema permite controlar y manipular avatares virtuales en tiempo real, lo cual tiene un gran potencial en áreas como la medicina, la robótica y el entretenimiento interactivo.



Figura 123.- Entorno desarrollado con Unity 3D conectado al guante.

4.11.2.7.- Monitorización de articulaciones: Codo y rodilla

Bajo las mismas premisas se desarrollaron prototipos para el codo y las rodillas. Con la salvedad de que, para estos, los sensores fueron integrados en una superficie rígida (el acolchado de las prendas), ya que debido a la fuerza que generan dichas articulaciones se temía por la integridad del sensor y que este no recuperara la forma inicial, y para ello el acolchado ayuda a recuperarla (Figura 124 y Figura 125).



Figura 124.- Codera y rodillera respectivamente donde se ha integrado el sensor.



Figura 125.- Prototipo aplicado de la monitorización de codo y rodilla.

4.12.- Sensores para la deformación por presión

En este apartado, se llevará a cabo un estudio exhaustivo de los resultados relacionados con la respuesta de los sensores utilizados como dispositivos planos de entrada. Se han identificado dos aplicaciones principales para esta investigación: la monitorización de la planta del pie y la concepción de una matriz de sensores de entrada dispuestos como una piel sintética.

El objetivo de este estudio es proporcionar una comprensión profunda de cómo los sensores planos pueden utilizarse de manera efectiva en estas dos aplicaciones específicas. Se considera este apartado como una serie de experiencias previas que sentarán las bases para investigaciones posteriores.

Se espera que los resultados obtenidos en este estudio permitan dirimir y validar los sensores como dispositivos factibles para su aplicación como ayuda o apoyo a los seres humanos. Esto implica su integración en dispositivos como prótesis inteligentes, lo cual puede proporcionar a las personas la capacidad de recuperar el sentido del tacto en extremidades amputadas. Además, los sensores planos también pueden aplicarse en la interacción de robots con el entorno, dotándolos de una piel sintética que les permita una interacción más profunda y precisa con objetos y seres humanos.

El potencial de los sensores planos como dispositivos de entrada es significativo, ya que tienen la capacidad de detectar y medir diferentes tipos de estímulos, como presión, temperatura y movimiento. Estos sensores pueden proporcionar información detallada sobre las fuerzas ejercidas sobre la planta del pie, lo que es relevante para aplicaciones en el ámbito de la medicina deportiva, la rehabilitación y la ergonomía.

Asimismo, la concepción de una matriz de sensores de entrada como una piel sintética abre nuevas posibilidades en el campo de la robótica y la interacción humano-robot. Al dotar a los robots de una piel táctil, pueden mejorar su capacidad de comprender y responder a estímulos del entorno, lo que es fundamental para tareas como el agarre y manipulación de objetos con mayor precisión y seguridad.

4.12.1.- Diseño de una piel electrónica

La piel humana es el órgano más grande del cuerpo y tiene una gran cantidad de receptores sensoriales que nos permiten sentir una variedad de estímulos, como la temperatura, la presión, la vibración y el dolor. Los discos de Merkel son un tipo de receptor táctil que se encuentra en la piel y que nos ayuda a detectar el tacto y la presión ligera. Otros tipos de receptores incluyen los corpúsculos de Meissner, los corpúsculos de Pacini y los terminales nerviosos libres.

Los sensores utilizados en este estudio están compuestos por varias capas ensambladas en una estructura similar a un "sándwich". Cada capa desempeña un papel fundamental en el funcionamiento y la protección del

sensor. A continuación, se describen en detalle las diferentes capas que componen estos sensores, estableciendo una analogía con las capas de la piel:

- Capa de electrodos: Esta capa está fabricada con una pasta conductora de plata que se deposita sobre un sustrato de acetato. Los electrodos desempeñan un papel similar a la epidermis de la piel, ya que están en contacto directo con el entorno y capturan las señales eléctricas generadas por la interacción con las articulaciones del cuerpo humano.
- Separador adhesivo: Esta capa actúa como un separador entre el electrodo y el material sensitivo, generando un espacio que permite el correcto funcionamiento del sensor. No se usa siempre, en el caso que se aborda en este punto si se usó, para fijar la lámina a la matriz. Estaría asociado a la funcionalidad de la capa de electrodos.
- Capa sensitiva: Esta capa se obtiene mediante un proceso de exfoliación de la veta madre sobre una lámina de polietileno de baja densidad (PE-LD). Es comparable a la dermis de la piel, ya que es la capa sensible que registra los cambios de presión y deformación que ocurren en la articulación.
- Capa de EVA (Etileno Vinil Acetato): Se utiliza como primer encapsulado para proteger la capa sensitiva. Cumple una función similar a la hipodermis de la piel, brindando protección física y aislamiento para preservar la integridad de la capa sensitiva.
- Capa de silicona: Al igual que la piel en sí misma, la silicona actúa como una matriz que envuelve y protege todas las capas anteriores del sensor. Proporciona flexibilidad, resistencia y aislamiento, permitiendo que el sensor se adapte a los movimientos y contornos del cuerpo humano. Puede ser asociada al estrato corneo.

La analogía entre las capas del sensor y las capas de la piel nos ayuda a comprender mejor la funcionalidad y la importancia de cada componente (Figura 126). Al igual que la piel humana, las capas del sensor trabajan en conjunto para detectar, procesar y transmitir información sobre los estímulos externos.

Es importante destacar que esta analogía es conceptual y que las propiedades y características de las capas del sensor pueden diferir en algunos aspectos de las capas de la piel. Sin embargo, la comparación ayuda a visualizar cómo estas capas se combinan para formar un sensor funcional y protegido.

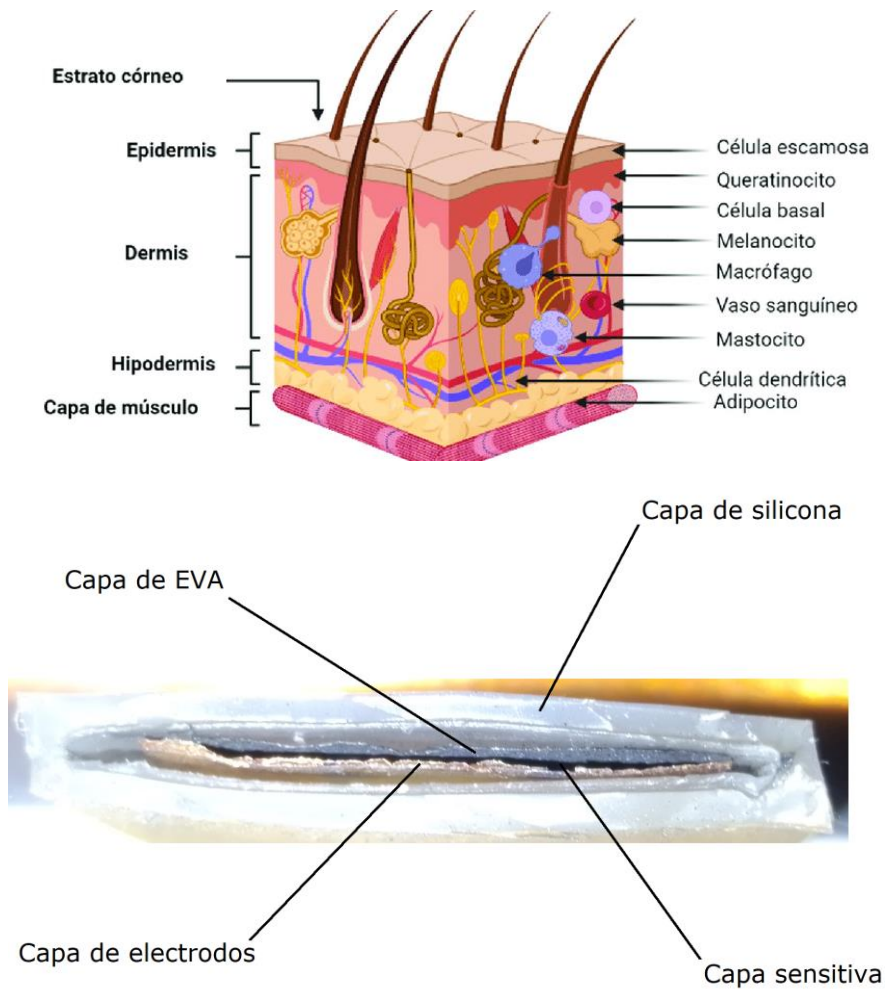


Figura 126.- En la parte superior, capas de la piel [98], en la parte inferior su análogo fabricado.

4.12.2.- Diseño y desarrollo hardware

Además, se ha diseñado una placa de prototipo electrónico utilizando el software gratuito KiCad (Figura 127). Esta placa de circuito impreso (PCB) de doble cara ha sido especialmente desarrollada para albergar la matriz de sensores de 6 x 6 electrodos.

Dado que el sensor conduce sólo por una cara se realizó un diseño con el que la matriz fuese funcional, una PCB de doble cara, nada fuera de lo usual y fácilmente reproducible. La PCB está diseñada de manera precisa y eficiente, permitiendo una conexión adecuada y segura de los componentes electrónicos (Figura 128).

Para esta aplicación se prescindió de las capas de EVA y silicona ya que se quería realizar un análisis de la lámina en crudo actuando en una matriz.

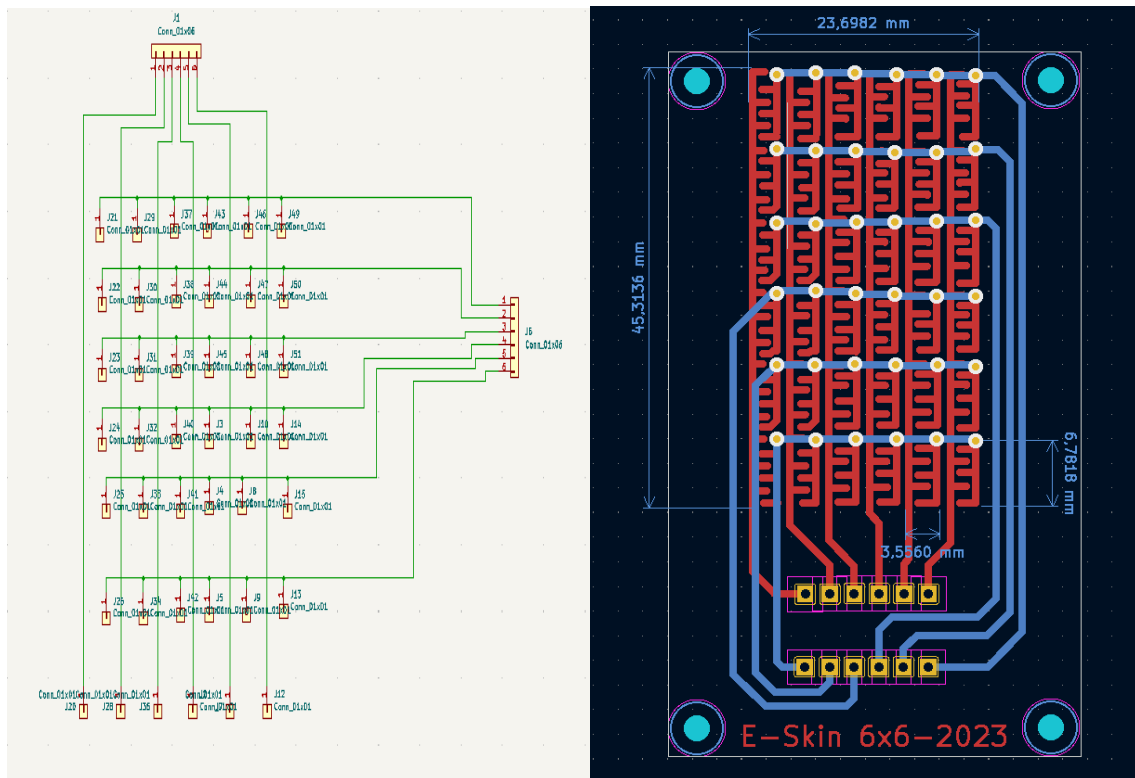


Figura 127.- A la izquierda, el esquema eléctrico de la matriz. A la derecha, el diseño de la pcb dispuesta para su fabricación.

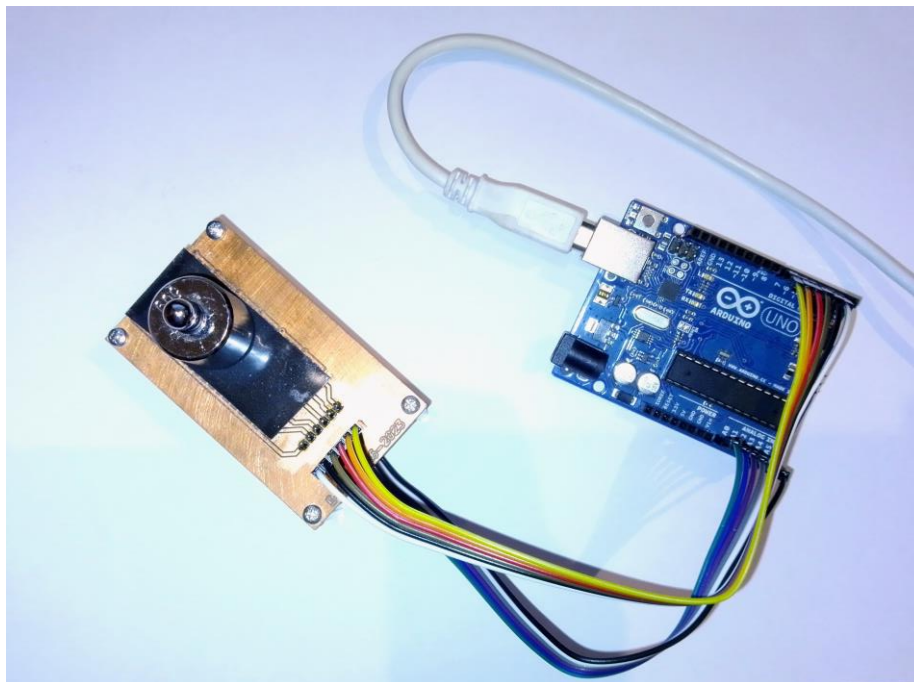


Figura 128.- Prototipo de piel electrónica (e-skin) basada en una matriz de 6 x 6 electrodos conectada a una placa Arduino UNO.

4.12.3.- Entorno de aplicación

Se ha llevado a cabo el desarrollo de una aplicación para PC utilizando el software informático "Processing". Esta aplicación permite visualizar las regiones de la matriz de sensores y el peso que se les aplica, mostrando esta información en forma de un mapa de calor. Esta herramienta proporciona una representación gráfica intuitiva y fácil de interpretar de los datos capturados por los sensores.

En este sistema, el control de la matriz de sensores es realizado por un microcontrolador Arduino. Este microcontrolador, programado específicamente para esta aplicación, se encarga de gestionar la lectura de los datos de los sensores, así como de enviarlos a la aplicación de PC para su visualización en tiempo real.

La combinación de la aplicación de PC y la placa de prototipo electrónico con el microcontrolador Arduino proporciona una solución integral para la captura y análisis de datos de la matriz de sensores. Este sistema permite monitorizar y visualizar de manera precisa y en tiempo real las diferentes regiones de la matriz, junto con la información del peso aplicado en cada punto (Figura 129).

Esta matriz a parte de los 6 x 6 puntos consta de una lámina fijada que cubre por entero. El tamaño de los electrodos es de 6 mm x 3, 5 mm, atendiendo y tal como se expuso en el apartado "Sensibilidad del área", para evitar errores en las medidas se diseñaron, en este caso, unos electrodos, que cupiesen dentro del área de acción del actuador (la punta del dedo). Para este desarrollo no se tuvieron en cuenta muchos factores asociados al trabajo con matrices, como la dispersión del táctel. Es decir, la activación de los electrodos colindantes, algo que requiere un análisis mucho más concienzudo de la superficie y no es el objeto de esta investigación. En la Figura 130 se presentan los mapas de calor de una batería de pesos, 1 g, 10 g, 100 g, 1000 g y 1500 g, también se puede observar la pequeña dispersión alrededor de donde se aplicó la carga.

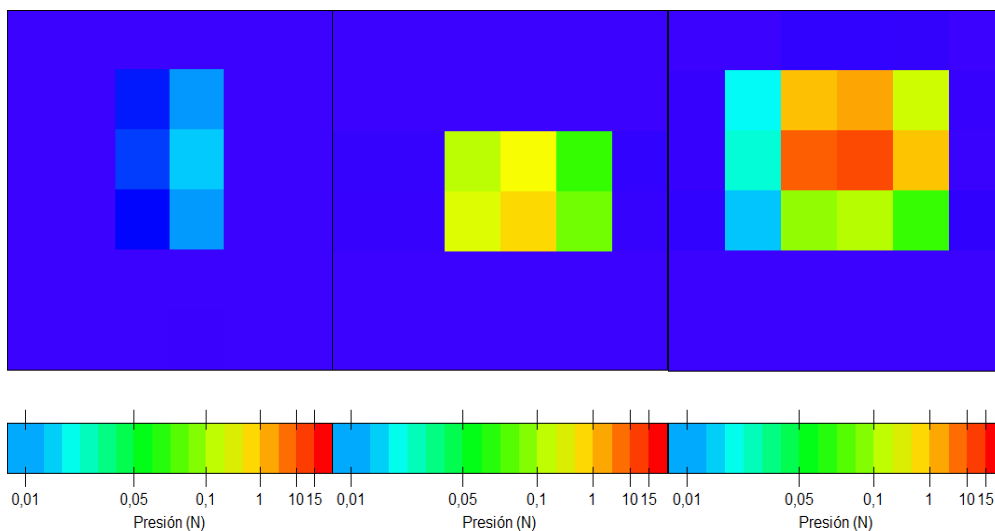


Figura 129. – Diferentes cargas aplicadas para evaluar la respuesta de la matriz.

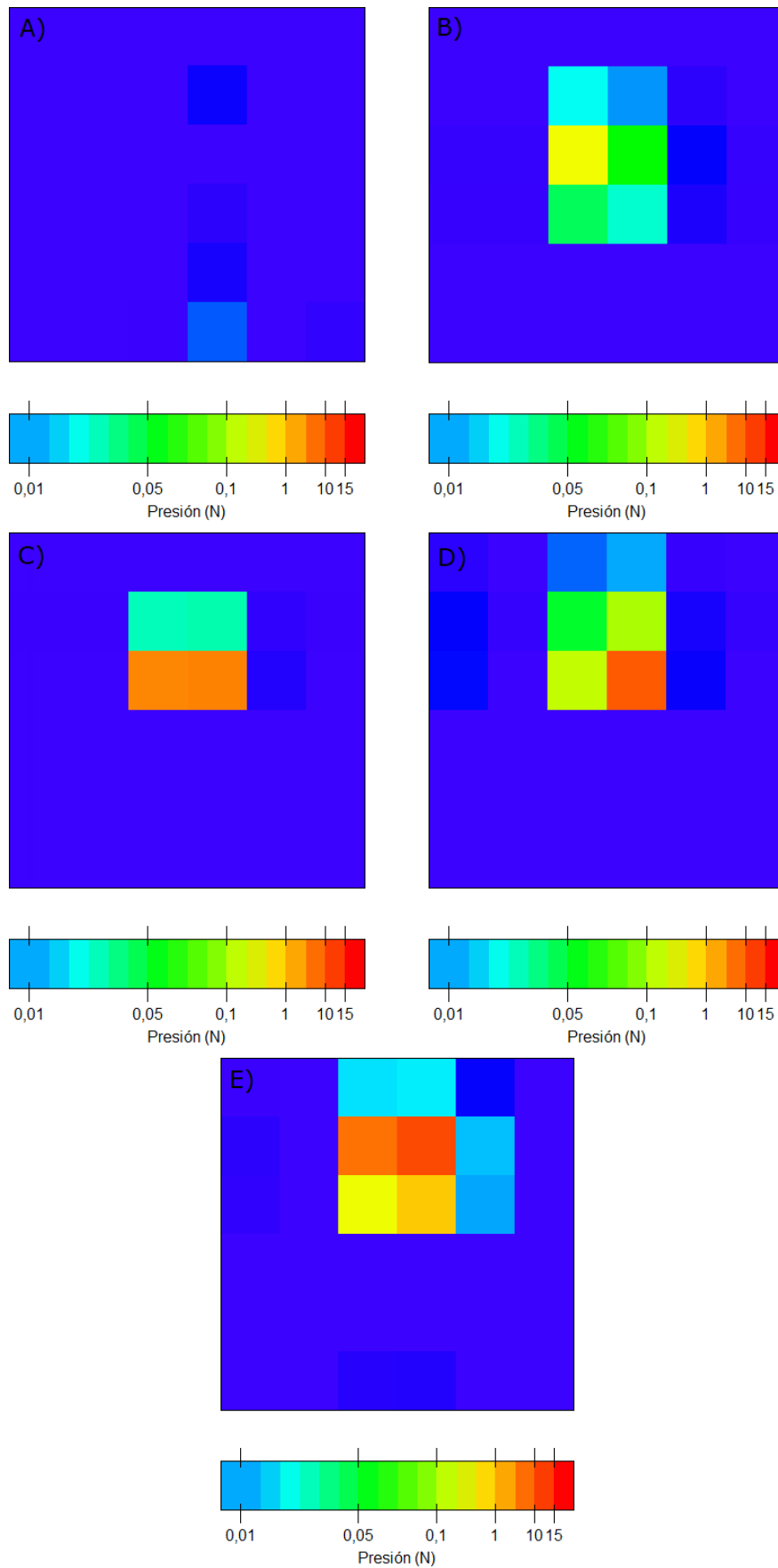


Figura 130.- Se muestran las diferentes capturas del funcionamiento de la matriz al aplicar: A) 1 g. B) 10 g. C) 100 g. D) 1000 g. E) 1500 g.

V.- CONCLUSIONES

En el presente trabajo se ha estudiado el desarrollo y la determinación de un proceso de fabricación de bajo coste de sensores basados en grafito para su aplicación en la captura del movimiento del cuerpo humano, siendo integrados en prendas textiles, y el diseño de una piel electrónica que pueda simular el sentido del tacto, centrándose de manera primordial en dos aspectos cruciales: la accesibilidad y la aplicabilidad de la tecnología. Por ello se ha priorizado el uso de componentes de fácil adquisición y materiales biocompatibles en todas las etapas del proceso.

Tras la realización de los ensayos, se evidenció que el sensor exhibía un comportamiento característico de una curva de saturación. En consecuencia, se planteó una hipótesis dentro de este paradigma con el fin de explicar el funcionamiento del sensor, lo que permitió comprender mejor cómo podría comportarse, junto con los prototipos desarrollados, en su aplicación en servicio.

Mediante distintos ensayos, se ha validado una característica sumamente destacada del sensor, a saber, su alta sensibilidad, que ha sido ratificada con el cálculo de su factor de galga, de 1,99. Aunque es importante destacar que los experimentos se han limitado a un intervalo de 0 N a 30 N, el cual se considera estándar con relación al umbral de fuerza que puede realizar una persona en una actividad cotidiana, se reconoce que es posible ampliar este rango para incluir cargas de mayor magnitud.

Por otra parte, la desviación de la señal, o deriva, es un error común en diversos tipos de sensores, desde giroscopios y acelerómetros hasta sensores de temperatura o humedad. Sin embargo, la gravedad de este error puede variar en función del contexto. En el caso que se presenta, se ha registrado una desviación inferior al 5%, la cual puede considerarse como un error no crítico para las aplicaciones expuestas.

En cuanto al error de histéresis calculado, este se encuentra dentro de un parámetro estándar que, aunque ligeramente elevado, se considera no crítico. Esto se debe a la naturaleza no lineal del sensor, pero gracias a su constante ciclicidad y repetibilidad, como se pudo observar en el ensayo de fatiga de flexión, se encuentra la posibilidad de corregir este error mediante soluciones tanto a nivel de software como de hardware, lográndose así mitigar el problema que, junto a la respuesta en frecuencia de 778 Hz, son factores más que suficientes para que el sensor presente una adecuada respuesta en tiempo real.

Por su parte la sensibilidad de área implica una respuesta que se asemeja a la de una resistencia variable, lo que abre la posibilidad de explorar y optimizar el sensor para aplicaciones novedosas. Sin embargo, este comportamiento en ocasiones puede imponer restricciones y deberá plantearse minuciosamente el proceso de diseño.

La prueba de fatiga a flexión ha demostrado que el sensor cuenta con una durabilidad que supera los 100.000 ciclos de trabajo, logrando una desviación notablemente reducida, en el rango de aproximadamente un 5% al 7% después de 24 horas de funcionamiento continuo. Estos resultados posicionan

a los sensores de manera altamente favorable para su posible integración en un sistema de captura de movimiento (MOCAP), pudiéndose garantizar un rendimiento confiable.

La utilización de la microscopia óptica y FESEM ha desempeñado un papel fundamental en la confirmación y fortalecimiento de la hipótesis de funcionamiento. Estas técnicas han permitido contrastar los efectos de las deficiencias en el proceso de deposición, lo que a su vez ha proporcionado la base para proponer mejoras en la calidad de dicho proceso. Esto resulta crucial si se busca alcanzar niveles superiores de sensibilidad y linealidad en el sensor.

Como conclusión final en cuanto a las caracterizaciones, después de llevar a cabo todo el proceso de análisis y desarrollo de prototipos, es posible ratificar la estabilidad del proceso de producción, dejando patente que la fabricación de una veta madre puede ser muy interesante también de cara a la conservación de material, otorgando la posibilidad de acceder a ella para la exfoliación de láminas funcionales en cualquier momento, pudiéndose obtener láminas con espesores constantes. Además, se plantea la suposición de que el proceso de exfoliación podría ser optimizado, siempre con el horizonte de lograr un proceso industrializado.

En lo que respecta al desarrollo de los prototipos, estos respaldan los resultados positivos de la presente investigación. Si bien es cierto que generalmente se recomienda realizar una linealización de las curvas basada en una función logarítmica, en este estudio se ha explorado una vía más expedita a través de la evaluación gráfica de los resultados de los ensayos. Se ha observado que algunas curvas se prestan a una linealización más sencilla mediante técnicas como la regresión lineal, y se han adoptado tales enfoques, obteniendo resultados satisfactorios en el contexto del sistema MOCAP. Las integraciones, aunque rudimentarias, corroboran que el sensor puede incorporarse de manera eficiente.

En cuanto al diseño de la piel electrónica, el proceso ha sido más complejo debido a su integración en una matriz. Los electrodos han sido fabricados, como ya se mencionó, en placa de doble cara, nada fuera de lo común dentro de la industria electrónica, siendo que al igual que en la integración en el guante, el resultado ha sido exitoso. La dispersión de la señal en el táctel (la lámina sobre toda la matriz) se hace presente de forma muy débil, lo cual es positivo, pero, requiere su pertinente tratamiento al igual que su linealización, ya que la integración ha sido mediante los datos en crudo. Aun así, como se ha mencionado, el resultado ha sido altamente satisfactorio.

En definitiva, en el presente trabajo de investigación se ha logrado diseñar y desarrollar mediante un proceso de fabricación *low cost* un sensor flexible, de alta sensibilidad, estable, de fácil integración en diversos sistemas y con múltiples campos de aplicación, como en sistemas de captura del movimiento del cuerpo humano, prótesis inteligentes e incluso como piel sintética para robots humanoides.

VI.- REFERENCIAS

-
- [1] R.P. Areny, *Sensores y acondicionadores de señal*, Marcombo 2004.
- [2] M.A. Borrell Tomás, M.J.C.M.d.r. Salvador Moya, *MATERIALES DE CARBONO. DEL GRAFITO AL GRAFENO*, (2015).
- [3] J.M. Díez Tascón, *Materiales de carbono: estructuras y formas*, (2007).
- [4] A.R.J.U.C. Villalón, *Grafeno: Síntesis, propiedades y aplicaciones biomédicas*, (2016).
- [5] D. Gräbner, M. Tintelott, G. Dumstorff, W. Lang, Low-cost thin and flexible screen-printed pressure sensor, *Proceedings, MDPI*, 2017, p. 616.
- [6] T.D. Nguyen, H.S. Han, H.-Y. Shin, C.T. Nguyen, H. Phung, H. Van Hoang, H.R.J.S. Choi, A.A. Physical, Highly sensitive flexible proximity tactile array sensor by using carbon micro coils, 266 (2017) 166-177.
- [7] Y. Li, Y.A. Samad, K.J.J.o.M.C.A. Liao, From cotton to wearable pressure sensor, 3(5) (2015) 2181-2187.
- [8] Z. Hughes, R. Rahimi, M. Ochoa, B. Ziaie, Rapid prototyping of piezoresistive MEMS sensors via a single-step laser carbonization and micromachining process, 2015 Transducers-2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS), IEEE, 2015, pp. 1287-1290.
- [9] R. Rahimi, M. Ochoa, T. Parupudi, X. Zhao, I.K. Yazdi, M.R. Dokmeci, A. Tamayol, A. Khademhosseini, B.J.S. Ziaie, A.B. Chemical, A low-cost flexible pH sensor array for wound assessment, 229 (2016) 609-617.
- [10] R. Rahimi, M. Ochoa, W. Yu, B. Ziaie, Flexible supercapacitor based on MnO₂ coated laser carbonized electrodes, *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, 2015, p. 012044.
- [11] H. Song, J. Zhang, D. Chen, K. Wang, S. Niu, Z. Han, L.J.N. Ren, Superfast and high-sensitivity printable strain sensors with bioinspired micron-scale cracks, 9(3) (2017) 1166-1173.
- [12] S. Cinti, V. Mazzaracchio, I. Cacciotti, D. Moscone, F.J.S. Arduini, Carbon black-modified electrodes screen-printed onto paper towel, waxed paper, and parafilm M®, 17(10) (2017) 2267.
- [13] N. Lu, C. Lu, S. Yang, J.J.A.F.M. Rogers, Highly sensitive skin-mountable strain gauges based entirely on elastomers, 22(19) (2012) 4044-4050.
- [14] C. Mattmann, F. Clemens, G.J.S. Tröster, Sensor for measuring strain in textile, 8(6) (2008) 3719-3732.

- [15] H. Mei, C. Zhang, R. Wang, J. Feng, T.J.S. Zhang, A.A. Physical, Impedance characteristics of surface pressure-sensitive carbon black/silicone rubber composites, 233 (2015) 118-124.
- [16] S. Kanaparthi, S.J.N. Badhulika, Eco-friendly all-carbon paper electronics fabricated by a solvent-free drawing method, 27(9) (2016) 095206.
- [17] B. Thompson, H.-S. Yoon, Aerosol printed carbon nanotube strain sensor, Smart Sensor Phenomena, Technology, Networks, and Systems Integration 2012, SPIE, 2012, pp. 303-309.
- [18] M.O.F. Emon, J.-W.J.S. Choi, Flexible piezoresistive sensors embedded in 3D printed tires, 17(3) (2017) 656.
- [19] R. Rahimi, M. Ochoa, W. Yu, B.J.A.a.m. Ziaie, interfaces, Highly stretchable and sensitive unidirectional strain sensor via laser carbonization, 7(8) (2015) 4463-4470.
- [20] D.J. Cohen, D. Mitra, K. Peterson, M.M.J.N.I. Maharbiz, A highly elastic, capacitive strain gauge based on percolating nanotube networks, 12(4) (2012) 1821-1825.
- [21] T. Yamada, Y. Hayamizu, Y. Yamamoto, Y. Yomogida, A. Izadi-Najafabadi, D.N. Futaba, K.J.N.n. Hata, A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection, 6(5) (2011) 296-301.
- [22] A. Sepúlveda, R.G. De Villoria, J. Viana, A. Pontes, B. Wardle, L.A.J.P.E. Rocha, Flexible pressure sensors: Modeling and experimental characterization, 47 (2012) 1177-1180.
- [23] L. Cai, L. Song, P. Luan, Q. Zhang, N. Zhang, G. Qingqing, D. Zhao, X. Zhang, M. Tu, F. Yang, W. Zhou, Q. Fan, J. Luo, W. Zhou, P. Ajayan, S. Xie, Super-stretchable, Transparent Carbon Nanotube-Based Capacitive Strain Sensors for Human Motion Detection, Scientific reports 3 (2013) 3048.
- [24] H.-M. So, J.W. Sim, J. Kwon, J. Yun, S. Baik, W.S.J.M.R.B. Chang, Carbon nanotube based pressure sensor for flexible electronics, 48(12) (2013) 5036-5039.
- [25] M. Amjadi, Y.J. Yoon, I.J.N. Park, Ultra-stretchable and skin-mountable strain sensors using carbon nanotubes–Ecoflex nanocomposites, 26(37) (2015) 375501.

- [26] Y. Tai, M. Mulle, I.A. Ventura, G.J.N. Lubineau, A highly sensitive, low-cost, wearable pressure sensor based on conductive hydrogel spheres, 7(35) (2015) 14766-14773.
- [27] Y. Gao, G. Yu, J. Tan, F.J.S. Xuan, A.A. Physical, Sandpaper-molded wearable pressure sensor for electronic skins, 280 (2018) 205-209.
- [28] D.J. Lipomi, M. Vosgueritchian, B.C. Tee, S.L. Hellstrom, J.A. Lee, C.H. Fox, Z.J.N.n. Bao, Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes, 6(12) (2011) 788-792.
- [29] H. Kim, J.-H.J.C. Ahn, Graphene for flexible and wearable device applications, 120 (2017) 244-257.
- [30] Y.A. Samad, K. Komatsu, D. Yamashita, Y. Li, L. Zheng, S.M. Alhassan, Y. Nakano, K.J.S. Liao, A.B. Chemical, From sewing thread to sensor: Nylon® fiber strain and pressure sensors, 240 (2017) 1083-1090.
- [31] Y. Luo, Q. Xiao, B.J.S. Li, A stretchable pressure-sensitive array based on polymer matrix, 17(7) (2017) 1571.
- [32] S. Tadakaluru, W. Thongsuwan, P.J.S. Singjai, Stretchable and flexible high-strain sensors made using carbon nanotubes and graphite films on natural rubber, 14(1) (2014) 868-876.
- [33] A.L. Silva, M.M. Corrêa, G.C. de Oliveira, P.P. Florez-Rodriguez, C.A.R. Costa, F.S. Semaan, E.A.J.J.o.a. Ponzio, compounds, Development of graphite/silicone composites for use as flexible electrode materials, 691 (2017) 220-229.
- [34] L. Chen, G. Chen, L.J.A.F.M. Lu, Piezoresistive behavior study on finger-sensing silicone rubber/graphite nanosheet nanocomposites, 17(6) (2007) 898-904.
- [35] G.I. Hay, D.J. Southee, P.S. Evans, D.J. Harrison, G. Simpson, B.J.J.S. Ramsey, A.A. Physical, Examination of silver-graphite lithographically printed resistive strain sensors, 135(2) (2007) 534-546.
- [36] S.-J. Park, D.W. Kim, S.W. Jang, M.L. Jin, S.J. Kim, J.M. Ok, J.-S. Kim, H.-T.J.C. Jung, Fabrication of graphite grids via stencil lithography for highly sensitive motion sensors, 96 (2016) 491-496.
- [37] A. Bessonov, M. Kirikova, S. Haque, I. Gartsev, M.J.J.S. Bailey, A.A. Physical, Highly reproducible printable graphite strain gauges for flexible devices, 206 (2014) 75-80.

- [38] D. Zymelka, T. Yamashita, S. Takamatsu, T. Itoh, T.J.S. Kobayashi, A.A. Physical, Thin-film flexible sensor for omnidirectional strain measurements, 263 (2017) 391-397.
- [39] M. Amjadi, M. Turan, C.P. Clementson, M.J.A.a.m. Sitti, interfaces, Parallel microcracks-based ultrasensitive and highly stretchable strain sensors, 8(8) (2016) 5618-5626.
- [40] T. Akter, J. Joseph, W.S.J.I.e.d.l. Kim, Fabrication of sensitivity tunable flexible force sensor via spray coating of graphite ink, 33(6) (2012) 902-904.
- [41] Y. Wu, I. Karakurt, L. Beker, Y. Kubota, R. Xu, K.Y. Ho, S. Zhao, J. Zhong, M. Zhang, X.J.S. Wang, A.A. Physical, Piezoresistive stretchable strain sensors with human machine interface demonstrations, 279 (2018) 46-52.
- [42] J. Cai, K. Cizek, B. Long, K. McAferty, C.G. Campbell, D.R. Allee, B.D. Vogt, J. La Belle, J.J.S. Wang, A.B. Chemical, Flexible thick-film electrochemical sensors: Impact of mechanical bending and stress on the electrochemical behavior, 137(1) (2009) 379-385.
- [43] C. Gray, J. Wang, G. Duthaler, A. Ritenour, P.S. Drzaic, Screen printed organic thin film transistors (OTFTs) on a flexible substrate, Organic Field Effect Transistors, SPIE, 2001, pp. 89-94.
- [44] S. Kanaparthi, S.J.S. Badhulika, A.B. Chemical, Low cost, flexible and biodegradable touch sensor fabricated by solvent-free processing of graphite on cellulose paper, 242 (2017) 857-864.
- [45] C.-W. Lin, Z. Zhao, J. Kim, J.J.S.r. Huang, Pencil drawn strain gauges and chemiresistors on paper, 4(1) (2014) 3812.
- [46] N. Dossi, R. Toniolo, F. Terzi, F. Impellizzieri, G.J.E.A. Bontempelli, Pencil leads doped with electrochemically deposited Ag and AgCl for drawing reference electrodes on paper-based electrochemical devices, 146 (2014) 518-524.
- [47] S. Mandal, A. Pal, R.K. Arun, N.J.J.o.E.C. Chanda, Gold nanoparticle embedded paper with mechanically exfoliated graphite as flexible supercapacitor electrodes, 755 (2015) 22-26.
- [48] P. Mandal, R. Dey, S.J.L.o.a.C. Chakraborty, Electrokinetics with "paper-and-pencil" devices, 12(20) (2012) 4026-4028.
- [49] H.-P. Phan, T. Dinh, T.-K. Nguyen, A. Vatani, A.R. Md Faisal, A. Qamar, A.R. Kermany, D.V. Dao, N.-T.J.A.P.L. Nguyen, Self-sensing paper-based

actuators employing ferromagnetic nanoparticles and graphite, 110(14) (2017).

[50] T. Dinh, H.-P. Phan, D.V. Dao, P. Woodfield, A. Qamar, N.-T.J.J.o.M.C.C. Nguyen, Graphite on paper as material for sensitive thermoresistive sensors, 3(34) (2015) 8776-8779.

[51] S. Kanaparthi, S.J.G.C. Badhulika, Solvent-free fabrication of a biodegradable all-carbon paper based field effect transistor for human motion detection through strain sensing, 18(12) (2016) 3640-3646.

[52] Z. Li, H. Liu, C. Ouyang, W. Hong Wee, X. Cui, T. Jian Lu, B. Pinguan-Murphy, F. Li, F.J.A.F.M. Xu, Recent Advances in Pen-Based Writing Electronics and their Emerging Applications, 26(2) (2016) 165-180.

[53] X. Liu, M. Mwangi, X. Li, M. O'Brien, G.M.J.L.o.a.C. Whitesides, based piezoresistive MEMS sensors, 11(13) (2011) 2189-2196.

[54] X. Liu, M. O'Brien, M. Mwangi, X. Li, G. Whitesides, based piezoresistive MEMS force sensors, 2011 IEEE 24th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, IEEE, 2011, pp. 133-136.

[55] D. Tobjörk, R.J.A.m. Österbacka, Paper electronics, 23(17) (2011) 1935-1961.

[56] P.O.J.N.S. Jason, Graphite gets pencilled in for super-fast chips, 197(2638) (2008) 24-24.

[57] N. Kurra, D. Dutta, G.U.J.P.C.C.P. Kulkarni, Field effect transistors and RC filters from pencil-trace on paper, 15(21) (2013) 8367-8372.

[58] J. Keskinen, E. Sivonen, S. Jussila, M. Bergelin, M. Johansson, A. Vaari, M.J.E.A. Smolander, Printed supercapacitors on paperboard substrate, 85 (2012) 302-306.

[59] A. Russo, B.Y. Ahn, J.J. Adams, E.B. Duoss, J.T. Bernhard, J.A. Lewis, Pen-on-Paper Flexible Electronics, 23(30) (2011) 3426-3430.

[60] H.-P. Phan, D.V. Dao, T. Dinh, H. Brooke, A. Qamar, N.-T. Nguyen, Y. Zhu, Graphite-on-paper based tactile sensors using plastic laminating technique, 2015 28th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), IEEE, 2015, pp. 825-828.

[61] X. Liao, Z. Zhang, Q. Liao, Q. Liang, Y. Ou, M. Xu, M. Li, G. Zhang, Y.J.N. Zhang, Flexible and printable paper-based strain sensors for wearable and large-area green electronics, 8(26) (2016) 13025-13032.

- [62] T.-L. Ren, H. Tian, D. Xie, Y.J.S. Yang, Flexible graphite-on-paper piezoresistive sensors, 12(5) (2012) 6685-6694.
- [63] T.-K.J.A.P.L. Kang, Tunable piezoresistive sensors based on pencil-on-paper, 104(7) (2014).
- [64] F. Güder, A. Ainla, J. Redston, B. Mosadegh, A. Glavan, T. Martin, G.M.J.A.C.I.E. Whitesides, Paper-based electrical respiration sensor, 55(19) (2016) 5727-5732.
- [65] X. Liao, Q. Liao, X. Yan, Q. Liang, H. Si, M. Li, H. Wu, S. Cao, Y.J.A.F.M. Zhang, Flexible and highly sensitive strain sensors fabricated by pencil drawn for wearable monitor, 25(16) (2015) 2395-2401.
- [66] J. Liu, C. Yang, H. Wu, Z. Lin, Z. Zhang, R. Wang, B. Li, F. Kang, L. Shi, C.P. Wong, Future paper based printed circuit boards for green electronics: fabrication and life cycle assessment, Energy & Environmental Science 7(11) (2014) 3674-3682.
- [67] M.J.C.S.R. Irimia-Vladu, "Green" electronics: biodegradable and biocompatible materials and devices for sustainable future, 43(2) (2014) 588-610.
- [68] S. Wei, C. Wan, Y.J.G.C. Wu, Recent advances in wood-based electrode materials for supercapacitors, (2023).
- [69] A. Suresh Khurd, B. Kandasubramanian, A systematic review of cellulosic material for green electronics devices, Carbohydrate Polymer Technologies and Applications 4 (2022) 100234.
- [70] L. Yuan, X. Xiao, T. Ding, J. Zhong, X. Zhang, Y. Shen, B. Hu, Y. Huang, J. Zhou, Z.L.J.A.C.I.E. Wang, Paper-based supercapacitors for self-powered nanosystems, 51(20) (2012) 4934-4938.
- [71] S. Spasojević, T.V. Ilić, S. Milanović, V. Potkonjak, A. Rodić, J.J.M.o.i.i.m. Santos-Victor, Combined vision and wearable sensors-based system for movement analysis in rehabilitation, 56(02) (2017) 95-111.
- [72] T.Q. Trung, N.E.J.A.m. Lee, Flexible and stretchable physical sensor integrated platforms for wearable human-activity monitoring and personal healthcare, 28(22) (2016) 4338-4372.
- [73] A. Tognetti, F. Lorussi, G.D. Mura, N. Carbonaro, M. Pacelli, R. Paradiso, D.D.J.J.o.n. Rossi, rehabilitation, New generation of wearable goniometers for motion capture systems, 11(1) (2014) 1-17.

- [74] Z. Zhu, T. Liu, G. Li, T. Li, Y.J.S. Inoue, Wearable sensor systems for infants, 15(2) (2015) 3721-3749.
- [75] K.D. Nguyen, I.-M. Chen, Z. Luo, S.H. Yeo, H.B.-L.J.I.A.T.o.m. Duh, A wearable sensing system for tracking and monitoring of functional arm movement, 16(2) (2010) 213-220.
- [76] A. Mazzoldi, D. De Rossi, F. Lorussi, E. Scilingo, R.J.A.R.J. Paradiso, Smart textiles for wearable motion capture systems, 2(4) (2002) 199-203.
- [77] M.I. Mokhlespour Esfahani, O. Zobeiri, B. Moshiri, R. Narimani, M. Mehravar, E. Rashedi, M.J.S. Parnianpour, Trunk motion system (TMS) using printed body worn sensor (BWS) via data fusion approach, 17(1) (2017) 112.
- [78] Y. Fujimori, Y. Ohmura, T. Harada, Y. Kuniyoshi, Wearable motion capture suit with full-body tactile sensors, 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation, IEEE, 2009, pp. 3186-3193.
- [79] T. Arnold, M.J.S.r. Scheutz, The tactile ethics of soft robotics: Designing wisely for human-robot interaction, 4(2) (2017) 81-87.
- [80] G. Canavese, S. Stassi, C. Fallauto, S. Corbellini, V. Cauda, V. Camarchia, M. Pirola, C.F.J.S. Pirri, A.A. Physical, Piezoresistive flexible composite for robotic tactile applications, 208 (2014) 1-9.
- [81] F. Vidal-Verduú, M.J. Barquero, J. Serón, A. García-Cerezo, Large area smart tactile sensor for rescue robot, 2009 IEEE International Workshop on Robotic and Sensors Environments, IEEE, 2009, pp. 6-10.
- [82] D. Silvera-Tawil, D. Rye, M.J.R. Velonaki, A. Systems, Artificial skin and tactile sensing for socially interactive robots: A review, 63 (2015) 230-243.
- [83] N. Yogeswaran, W. Dang, W.T. Navaraj, D. Shakthivel, S. Khan, E.O. Polat, S. Gupta, H. Heidari, M. Kaboli, L.J.A.R. Lorenzelli, New materials and advances in making electronic skin for interactive robots, 29(21) (2015) 1359-1373.
- [84] D.-H. Kim, N. Lu, R. Ma, Y.-S. Kim, R.-H. Kim, S. Wang, J. Wu, S.M. Won, H. Tao, A.J.s. Islam, Epidermal electronics, 333(6044) (2011) 838-843.
- [85] D.-H. Kim, R. Ghaffari, N. Lu, J.A.J.A.r.o.b.e. Rogers, Flexible and stretchable electronics for biointegrated devices, 14 (2012) 113-128.
- [86] Y. Hattori, L. Falgout, W. Lee, S.Y. Jung, E. Poon, J.W. Lee, I. Na, A. Geisler, D. Sadhwani, Y.J.A.h.m. Zhang, Multifunctional skin-like electronics for quantitative, clinical monitoring of cutaneous wound healing, 3(10) (2014) 1597-1607.

- [87] R.S. Dahiya, M. Valle, Robotic tactile sensing: technologies and system, (2013).
- [88] ADS1115: conversor analógico-digital para Arduino, 2023. <https://www.hwlibre.com/ads1115/>.
- [89] Propiedades de las redes covalentes: estructuras del diamante y del grafito, 2012. <https://www.quimitube.com/videos/propiedades-de-las-redes-covalentes-estructuras-del-diamante-y-del-grafito/>.
- [90] T. Regueira, M. Andresen, Manipulación del transporte y consumo de oxígeno en la sepsis, Revista Medica De Chile - REV MED CHILE 138 (2010).
- [91] Á.F. Valencia-Otero, M.F. Maradei-Garcia, F.J.R.d.S.P. Espinel-Correal, Estudio sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo, 18 (2016) 935-945.
- [92] J.A. Rojas, L.d.C.U. Vázquez, G.V. Sánchez, S.D. Banik, J.J.R.c.d.n. Argáez, Dinamometría de manos en estudiantes de Merida, México, 39(3) (2012) 45-51.
- [93] J. Castellanos-Ramos, Caracterización, Modelado y Diseño de Sensores Táctiles Piezorresistivos, (2016).
- [94] E.L. Zwerus, N.W. Willigenburg, V.A. Scholtes, M.P. Somford, D. Eygendaal, M.P.J.S. van den Bekerom, elbow, Normative values and affecting factors for the elbow range of motion, 11(3) (2019) 215-224.
- [95] W.-d. Chen, J.-h. Zhang, J.-c. Zhang, Y. Li, Y. Qi, Y. Su, B. Wu, S.-m. Zhang, J.-h. Dai, X.-x.J.J.o.Z.U.S.C. Zheng, A P300 based online brain-computer interface system for virtual hand control, 11(8) (2010) 587-597.
- [96] D. Stojiljković, M. Milošević, D. Ristić-Durrant, V. Nikolić, N.T. Pavlović, I. Ćirić, N.J.A.S. Ivačko, Simulation, Analysis, and Experimentation of the Compliant Finger as a Part of Hand-Compliant Mechanism Development, 13(4) (2023) 2490.
- [97] M.J.J.O.c.w.U.d.C.I.h.o.u.e.c.-d.-l.-s.f.-h.-.-g.m.-d.-c. Noriega Borge, Fisiología Humana (2011)-G367.
- [98] N. Amaya Zambrano, A. Zaragoza-Rodríguez, NUEVA ERA COSMETOLÓGICA: MICROORGANISMOS Y SUS METABOLITOS EN LA FORMULACIÓN DE FOTOPROTECTORES Y ACLARADORES, 8 (2022) 178-191.

VII.- APÉNDICES

7.1.- Listado de abreviaturas y acrónimos

Å	Ångström
A/D	Analógico/Digital
Ag/AgCl	Cloruro de plata
C	Carbono
CB/SR	Silicona/negro de carbono
CC	Carbon cottons
CMC	Microbobinas de carbono
CNC	Cristales de nanocelulosa
CNF	Nanofibras de celulosa
CNT	Nanotubos de carbono
CVD	Chemical Vapor Deposition - Deposición Química de Vapor
EVA	Etilvinilacetato
FESEM	Microscopio electrónico de barrido de emisión de campo
GoF	Graphite on paper
Hz	Hercio
KV	kilovoltio
LDPE	Polietileno de baja densidad
LDVT	Transductor de desplazamiento lineal variable
LVT	Transductor lineal de velocidad
MEMS	Microelectromechanical systems
mmHg	Milímetro de mercurio
MnO ₂	Dióxido de manganeso
MOCAP	Motion capture,
MPa	megapascal
MΩ	Megaohmios
N	Newton
PANI	Polianilina
PCB	Printed Circuit Board (placa de circuito impreso)
PDMS	Polidimetilsiloxano
PE	Polietileno
PLA	Ácido poliláctico
RC	Resistencia - condensador
RCF	Películas de celulosa regenerada
rGO	Grafeno reducido
RV	Realidad virtual
SWCNT	Nanotubos de carbono de pared simple
T (°C)	Temperatura
TIC	Tecnologías de la Información y la Comunicación
TPE	Elastómeros termoplásticos

VACNTs	Nanotubos de carbono alineados verticalmente
VRS	Velocidad de respuesta
ZnO	Óxido de Zinc
ε	Deformación

7.2.- Índice de figuras

Figura 1.- Detalle de la matriz y aplicaciones presentadas en [6].	10
Figura 2.- Proceso de fabricación y aplicaciones presentadas en [10].	11
Figura 3.- A) Sistema MOCAP propuesto en [13] laminado en la piel. B) Sistema MOCAP propuesta en [14] integrado en una prenda textil.	12
Figura 4.- Transistor de efecto campo basado en nanotubos de carbono [24].	14
Figura 5.- Sensor de presión piezorresistivo portátil [26].	14
Figura 6.- Matriz 6x6 de un sensor de presión flexible basado en una espuma de grafeno [31].	15
Figura 7.- Sensores flexibles y estirables de alta deformación basados en nanotubos de carbono multicapa [32].	17
Figura 8.- Proceso de pulverización, una de las técnicas que actualmente se utilizan para sistemas de bajo coste en la fabricación de sensores piezorresistivos [40].	18
Figura 9.- Sensor de flexión basado en la técnica GoP (Graphite on paper) piezorresistivo portátil [52].	19
Figura 10.- Filtro RC (Resistencia-condensador), para el control del tiempo de cargar y descarga del condensador, fabricado con la técnica GoP [57].	19
Figura 11.- Conjunto de electrodos implantado en la superficie del cerebro de un gato y la respuesta evocada promedio de cada sensor individual [67].	21
Figura 12.- Supercondensadores basados en papel [70].	22
Figura 13.- Goniómetro de bajo coste en un sistema MOCAP para rehabilitación asistida [73].	23
Figura 14.- Sistema MOCAP completo [78].	24
Figura 15.- El sentido del tacto, crucial para una exitosa interacción hombre-maquina, sensor de presión integrado en la mano de un robot [83].	25
Figura 16.- Diagrama de la planificación.	31
Figura 17.- Diferentes tipos de grafito comercial.	35
Figura 18.- Micrografía mediante FESEM.	36
Figura 19.- Distribución de los diferentes tamaños dispuestos en polvo de grafito suministrado por Sigma Aldrich.	36
Figura 20.- Secreción resinosa del insecto "Laccifer lacca".	37
Figura 21.- Insecto "Laccifer lacca".	38
Figura 22.- Papel de acetato comercial.	39
Figura 23.- Polietileno de baja densidad en granza.	40
Figura 24.- Cobre adhesivo comercial.	41
Figura 25.- Electrodo paralelo de cobre.	42
Figura 26.- Electrodo interdigitado fabricado por AIMPLAS.	42
Figura 27.- Encapsulado de etileno-vinil-acetato (EVA).	43
Figura 28.- Sustrato y lamina introducidas en el encapsulado de EVA.	43
Figura 29.- Sustrato, lamina y encapsulado de EVA dentro de la matriz de silicona.	44
Figura 30.- Etapas para la obtención de las láminas.	45
Figura 31.- De izquierda a derecha, grafito, acetona y goma laca.	47
Figura 32.- Material utilizado para la mezcla.	48

Figura 33.- Material utilizado para la deposición, rasqueta y stencils.	48
Figura 34.- Stencil fijado.	49
Figura 35.- Secado de la veta madre.	49
Figura 36.- Veta madre.	50
Figura 37.- Residuos en el sustrato de acetato tras la transferencia de la veta madre al nuevo sustrato de LDPE.	51
Figura 38.- Plastificadora comercial.	51
Figura 39.- Lámina exfoliada.	52
Figura 40.- Diseños de electrodos paralelos.	53
Figura 41.- Diseños de electrodos interdigitados, 6 dedos.	55
Figura 42.- Diseños de electrodos interdigitados, 7 dedos.	55
Figura 43.- Diseños de electrodos interdigitados, 19 dedos.....	56
Figura 44.- Circuito asociado al sensor, donde R1 corresponde al sensor.	57
Figura 45.- Microcontrolador Arduino UNO.	57
Figura 46.- Conversión Analógico-Digital. Fuente [88]	58
Figura 47.- Microscopía lamina exfoliada (100 X).....	61
Figura 48.- Protocolo de ensayo a flexión	62
Figura 49.- Ensayo a flexión.	62
Figura 50.- Dinamómetro AFTI de Mecmesin.	63
Figura 51.- Carcasa impresa en PLA para la sujeción de la célula de carga.	64
Figura 52.- Embolo roscado.....	65
Figura 53.- Protocolo de ensayo a presión	65
Figura 54.- Cilindro impreso en PLA.	66
Figura 55.- Compresor Mobilboy modelo 185 OF E de Aircraft.	67
Figura 56.- Cilindro de la empresa LAIZE, modelo MAL 16x100.	67
Figura 57.- Sistema embebido "MyRIO" de National Instruments.....	68
Figura 58.- Pentágono irregular impreso en PLA.	69
Figura 59.- Multímetro Hewllet Packard 34401.	69
Figura 60.- Ilustración de la estructura hexagonal planar del grafito. Fuente [89].....	74
Figura 61.- Ilustración de la deformación de la estructura hexagonal planar del grafito y con ello el aumento del contacto entre capas. Fuente [89] y editada por el autor.	75
Figura 62.- Corte transversal de la superficie depositada. Zonas delimitadas por las líneas azules.	76
Figura 63.- Distribución de las zonas localizadas en la superficie.	77
Figura 64.- Curva de saturación resultante del ensayo de compresión a la segunda transferencia de la muestra 2.	78
Figura 65.- Imagen ejemplificadora de una curva de saturación. Fuente [90]	78
Figura 66.- Relación de la superficie con el comportamiento de la señal..	80
Figura 67.- Ensayo de compresión realizado a la tres primeras exfoliaciones de la M1.	83
Figura 68.- Ensayo de compresión realizado a la tres primeras exfoliaciones de la M2.	83
Figura 69.- Ensayo de compresión realizado a la tres primeras exfoliaciones de la M3.	84

Figura 70.- Comparativa de las 1eraT de las tres muestras.....	86
Figura 71.- Comparativa de las 2ndaT de las tres muestras.....	86
Figura 72.- Comparativa de las 3eraT de las tres muestras.....	87
Figura 73.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M1 bajo una carga de 10 g durante aproximadamente 25 minutos.	88
Figura 74.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M2 bajo una carga de 10 g durante aproximadamente 25 minutos.	88
Figura 75.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M3 bajo una carga de 10 g durante aproximadamente 25 minutos.	89
Figura 76.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las primeras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 10 g.	90
Figura 77.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las segundas exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 10 g.....	90
Figura 78.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las terceras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 10 g.	91
Figura 79.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M1 bajo una carga de 1 kg durante aproximadamente 25 minutos.	92
Figura 80.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M2 bajo una carga de 1 kg durante aproximadamente 25 minutos.	92
Figura 81.- Respuesta en el tiempo de las tres primeras transferencias de la muestra M3 bajo una carga de 1 kg durante aproximadamente 25 minutos.	93
Figura 82.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las primeras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 1 kg.....	94
Figura 83.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las segundas exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 1 kg.....	94
Figura 84.- Comparativa de la respuesta con el tiempo del sensor de las terceras exfoliaciones de la M1, M2 y la M3 para el peso de 1 kg.	95
Figura 85.- Comparativa del ciclo de carga y descarga de 30 N durante 15 segundos aplicado a la 1eraT de las tres muestras.....	98
Figura 86.- Comparativa del ciclo de carga y descarga de 30 N durante 15 segundos aplicado a la 2ndaT de las tres muestras.	98
Figura 87.- Comparativa del ciclo de carga y descarga de 30 N durante 15 segundos aplicado a la 3eraT de las tres muestras.....	99
Figura 88.- Interfaz de usuario para controlar el tiempo carga y descarga	100
Figura 89.- Programación mediante bloques del software LabVIEW.....	101
Figura 90.- Comparativa de la ciclicidad de la 1eraT de las tres muestras.	102
Figura 91.- Comparativa de la ciclicidad de la 2ndaT de las tres muestras.	102
Figura 92.- Comparativa de la ciclicidad de la 3eraT de las tres muestras.	103

Figura 93.- Comparativa de la 1eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 15 N durante 15 segundos.	104
Figura 94.- Comparativa de la 2ndaT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 15 N durante 15 segundos.	105
Figura 95.- Comparativa de la 3eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 15 N durante 15 segundos.	106
Figura 96.- Comparativa de la 1eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 30 N durante 15 segundos.	107
Figura 97.- Comparativa de la 2ndaT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 30 N durante 15 segundos.	108
Figura 98.- Comparativa de la 3eraT de las tres muestras y su respuesta a una carga y descarga de 30 N durante 15 segundos.	109
Figura 99.- Determinación de la sensibilidad de área para la M1. En cada paso sucesivo, el objeto cubre 1/3 más del área total que el paso anterior.	111
Figura 100.- Determinación de la sensibilidad de área para la M2. En cada paso sucesivo, el objeto cubre 1/3 más del área total que el paso anterior.	111
Figura 101.- Determinación de la sensibilidad de área para la M3. En cada paso sucesivo, el objeto cubre 1/3 más del área total que el paso anterior.	112
Figura 102.- Ensayo a fatiga de la Muestra 1 durante más de 30.000 ciclos.	115
Figura 103.- Ampliación de la sección donde se ve el comportamiento a pequeña escala.	115
Figura 104.- Ensayo a fatiga de la Muestra 2 durante más de 130.000 ciclos.	116
Figura 105.- Ampliación de la sección donde se ve el comportamiento a pequeña escala.	116
Figura 106.- Oscilación de la señal de la muestra 1 durante el ensayo a fatiga.	117
Figura 107.- Oscilación de la señal de la muestra 2 durante el ensayo a fatiga.	118
Figura 108.- Medición del espesor de la 1eraT_M1.	120
Figura 109.- Corte transversal de la 3eraT_M3.	120
Figura 110.- Corte transversal de la 2nda_M2.	120
Figura 111.- Micrográficas de las 9 muestras analizadas. De arriba abajo, en la primera fila se muestra la 1eraT_M1, 2ndaT_M1 y 3eraT_M1. En la segunda fila la 1eraT_M2, 2ndaT_M2 y 3eraT_M3. Y en la tercera la 1eraT_M3, 2ndaT_M3 y 3eraT_M3.	121
Figura 112.- A la izquierda, microscopía de FESEM a 100 X y a la derecha, microscopía óptica a 100 X donde se han localizado estas características.	123
Figura 113.- Microscopías ópticas de la 1eraT_M1, 2ndaT_M1 y 3eraT_M1 a 100 X. De izquierda a derecha se puede observar la muestra atacada por una luz inferior, una luz superior e inferior y, por último, atacada por una luz superior.	124

Figura 114.- Microscopías ópticas de la 1eraT_M2, 2ndaT_M2 y 3eraT_M2 a 100 X. De izquierda a derecha se puede observar la muestra atacada por una luz inferior, una luz superior e inferior y por último, atacada por una luz superior.....	125
Figura 115.- Microscopías ópticas de la 1eraT_M3, 2ndaT_M3 y 3eraT_M3 a 100 X. De izquierda a derecha se puede observar la muestra atacada por una luz inferior, una luz superior e inferior y por último, atacada por una luz superior.....	126
Figura 116.- Distribución de los materiales que conforman el sensor a flexión.....	130
Figura 117.- Espesores aproximados de los materiales que conforman el sensor a flexión.	131
Figura 118.- Diferentes formas de integrar el sensor en un tejido.....	132
Figura 119.- Resultado del ensayo a flexión para 100 con el sensor integrado en un guante y precargado.	134
Figura 120.- Regresión lineal aplicada al ensayo de flexión de la 3eraT_M1.	136
Figura 121.- Regresión lineal aplicada al ensayo de flexión de la 3eraT_M2.	136
Figura 122.- Regresión lineal aplicada al ensayo de flexión de la 3eraT_M3.	137
Figura 123.- Entorno desarrollado con Unity 3D conectado al guante. ..	138
Figura 124.- Codera y rodillera respectivamente donde se ha integrado el sensor.....	139
Figura 125.- Prototipo aplicado de la monitorización de codo y rodilla. .	139
Figura 126.- En la parte superior, capas de la piel [98], en la parte inferior su análogo fabricado.....	142
Figura 127.- A la izquierda, el esquema eléctrico de la matriz. A la derecha, el diseño de la pcb dispuesta para su fabricación.....	143
Figura 128.- Prototipo de piel electrónica (e-skin) basada en una matriz de 6 x 6 electrodos conectada a una placa Arduino UNO.	143
Figura 129.- – Diferentes cargas aplicadas para evaluar la respuesta de la matriz.	144
Figura 130.- Se muestran las diferentes capturas del funcionamiento de la matriz al aplicar: A) 1 g. B) 10 g. C) 100 g. D) 1000 g. E) 1500 g.....	145

7.3.- Índice de tablas

Tabla 1.- Identificación de las láminas caracterizadas.	52
Tabla 2.- Cálculo de la desviación.	95
Tabla 3.- Cálculo de error de histéresis para una carga de 30 N en un ciclo de 15 segundos.	100
Tabla 4.- Respuesta de la 1eraT de las tres muestras.....	104
Tabla 5.- Respuesta de la 2ndaT de las tres muestras.	105
Tabla 6.- Respuesta de la 3eraT de las tres muestras.....	105
Tabla 7.- Media y desviación entre todas las transferencias.....	106
Tabla 8.- Respuesta de la 1eraT de las tres muestras.....	107
Tabla 9.- Respuesta de la 2ndaT de las tres muestras.	108
Tabla 10.- Respuesta de la 3eraT de las tres muestras.....	108
Tabla 11.- Media y desviación entre todas las transferencias.....	109
Tabla 12.- Parámetros para el cálculo de la desviación.	118
Tabla 13.- Parámetros para el cálculo de la desviación.	135