



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Tesis Doctoral

Estudio, desarrollo e implementación de sensores y actuadores realizados con tintas poliméricas sobre substratos flexibles mediante diferentes técnicas de deposición.

Presentada por:

José Vicente Lidón Roger.

Dirigida por:

Dr. D. Eduardo García Breijo.

Dr. D. Miguel Alcañiz Fillol.

Valencia julio 2022

Dedicatoria:

A Mariángeles por ser mi amor, mi compañera y mi consejera en esta vida, sin ella me hubiera sido muy difícil alcanzar ninguna meta.

A mis hijos Laura María y José Javier, ellos son el futuro.

A mis padres Lola y Pepe, a mis hermanos Salva y Loli, por la ayuda prestada a lo largo de todos estos años.

MUCHAS GRACIAS.

ÍNDICE

Resumen:

Resumen.....	I
--------------	---

Prólogo:

Prólogo	1
---------------	---

Producción Científica:

Producción Científic.....	3
---------------------------	---

Objetivos:

Objetivos.....	5
----------------	---

Capítulo 1:

Tecnologías para sensores impresos sobre sustratos flexibles.....	7
1. De las Artes Gráficas a la Electrónica Impresa.....	7
1.1. Un poco de historia.....	8
1.2. Electrónica Impresa.....	12
1.2.1. Tecnologías de impresión.....	16
1.2.2. Tintas para electrónica impresa.....	19
1.2.3. Sustratos para electrónica impresa.....	21
1.3. “Wearables”	22
1.3.1. “Smart Textile”	25
1.3.1.1. “E-Textile”	27
1.3.1.2. “E-Textile” por integración de componentes.....	28
1.3.2. Sensores textiles.....	33
1.3.2.1. Sensores externos incorporados al textil.....	34
1.3.2.2. “Smart Fabric Sensors”	36
1.4. Electrodo textiles para monitorización electrocardiográfica.....	37
1.4.1. Electrodo con conductores metálicos.....	38

1.4.1.1. Hilos metálicos.....	38
1.4.1.2. Tintas metálicas.....	40
1.4.2. Recubrimientos de carbono.	41
1.4.3. Polímeros conductores.....	42
1.5. Sensores táctiles y gestuales textiles.....	43
1.5.1. Sensores táctiles textiles.....	43
1.5.2. Sensores gestuales textiles.....	44
1.6. Sensores textiles de temperatura y humedad.	46
1.6.1. Sensores textiles de temperatura.	46
1.6.2. Sensores textiles de humedad.	48
2. Referencias.	49

Capítulo 2:

Electrodos concéntricos multipolares sobre sustratos flexibles para el registro del ECG.61

1. Introducción.....	61
1.1. Principios básicos de adquisición del LECG.....	62
1.1.1. Fisiología del corazón humano.....	62
1.1.2. Generación del ECG.....	63
1.1.3. Derivaciones electrocardiográficas.....	64
1.1.4. Potenciales laplacianos.....	65
2. Electrodo concéntricos tripolares sobre sustratos flexibles de film plástico.....	68
2.1. Serigrafía (Screen printing).	70
2.2. Huecograbado (Gravure).	72
2.3. Impresión por inyección de tinta (Inkjet printing technology)	73
2.4. Resultados y comparativas.....	75
2.4.1. Resultados con técnicas serigráficas.	76
2.4.2. Resultados con huecograbado.	77
2.4.3. Resultados con impresión por chorro de tinta.....	79
2.5. Comparativa de Resultados.....	80
2.5.1. Resultados de la adquisición de LECG con TCE.	83
2.6. Conclusiones.....	85

3.	Electrodos concéntricos bipolares sobre sustratos textiles.....	85
3.1.	Introducción.....	85
3.2.	Electrodos bipolares concéntricos sobre textil (BCE): diseño y desarrollo.....	88
3.3.	Caracterización física y eléctrica de los electrodos BCE's.....	93
3.4.	Protocolo de grabación de los ECG's.....	93
3.5.	Análisis de ECG.....	95
3.6.	Características físicas y eléctricas de los BCE.....	96
3.7.	Análisis de los ECG registrados con los BCE's.....	99
3.8.	Discusión de los resultados de los BCE's sobre sustrato textil.....	101
3.9.	Conclusiones sobre la utilización los BCE's sobre sustrato textil.	103
4.	Referencias.....	103

Capítulo 3:

	Sensores hápticos y de gesto en sustratos textiles.....	107
1.	Introducción.....	107
2.	Desarrollo sensor táctil.....	107
2.1.	Diseño capacitivo 1D.....	107
2.1.1.	Introducción al diseño capacitivo en 1 dimensión.	107
2.1.2.	Diseño y fabricación.	110
2.1.3.	Medidas.	111
2.2.	Diseño capacitivo 2D.	112
2.2.1.	Introducción.	112
2.2.2.	Diseño.....	115
2.2.3.	Materiales.....	122
2.2.4.	Fabricación.....	122
2.2.5.	Medidas.....	125
2.2.6.	Prototipos fabricados.....	126
2.2.6.1.	Sensor 2 capas tipo D0.....	126
2.2.6.2.	Sensor 2 capas tipo D1.....	130
2.2.6.3.	Sensor 2 capas tipo D2.	138
2.2.6.4.	Sensor 1 capa tipo D3.....	140

2.2.6.5. Sensor 1 capa tipo D4.....	147
2.2.6.6. Sensor 1 capa tipo D5.	151
2.3. Funcionamiento.....	153
2.4. Conclusiones.....	154
3. Desarrollo sensor 3D.....	160
3.1. Introducción.....	160
3.2. Diseño.....	161
3.3. Materiales.....	163
3.4. Fabricación.....	163
3.5. Medidas.....	165
3.6. Conclusiones.....	179
4. Referencias.....	179

Capítulo 4:

Influencia de los elementos constructivos sobre los sensores hápticos capacitivos en textiles.....	183
1. Introducción.	183
1.1. Desarrollo del estudio.	186
1.2. Diseño y fabricación.	190
1.3. Medidas.	191
1.4. Resultados.....	192
1.4.1. Estudio de las tintas conductoras sobre tejidos.	192
1.4.2. Estudio de las tintas dieléctricas sobre tejidos.....	208
1.4.3. Estudio de las películas de poliuretanos sobre tejidos.....	211
1.4.4. Estudio de las tintas dieléctricas sobre tejidos.	213
2. Conclusiones.	220
3. Referencias.....	221

Capítulo 5:

Sensor de temperatura y humedad con PEDOT-PSS impresos con técnicas serigráficas	227
1. Introducción.....	227

1.1.	PEDOT:PSS como elemento sensible a la temperatura.....	229
1.2.	Antecedentes. Necesidad del uso del PEDOT:PSS.....	229
2.	Fabricación de Sensores basados en PEDOT:PSS.....	230
2.1.	Sensores de temperatura sobre sustratos flexibles.....	234
2.1.1.	Sustrato plástico. Melinex®.....	235
2.1.2.	Sustrato Textil: Poliester.....	237
2.2.	Sustrato rígido. Alúmina.	237
2.2.1.	Sustrato rígido de alúmina con diseño anti-inductivo.	237
2.2.2.	Sustrato rígido de alúmina con diseño rectangular.....	238
3.	Medidas y resultados.....	239
3.1.	Medidas R vs T ^a sobre sensores con diseño anti-inductivo.....	243
3.1.1.	Fórmulas de ajustes de los prototipos.....	247
3.2.	Medidas R y H vs T ^a sobre sensores con diseño anti-inductivo.....	253
3.3.	Circuito de aplicación.....	266
4.	Conclusiones.....	268
5.	Referencias.....	269

Conclusiones:

Conclusiones de la Tesis.....	271
--------------------------------------	------------

1. Conclusiones.....	271
----------------------	-----

Líneas futuras.....	273
----------------------------	------------

1. Líneas futuras.....	273
------------------------	-----

Resumen

En este trabajo se estudiarán y fabricarán electrodos y sensores depositados mediante diferentes técnicas de impresión sobre sustratos flexibles.

En la primera parte se desarrollarán y se comprobará el funcionamiento de electrodos concéntricos tanto bipolares como tripolares para la captación de las señales de la actividad eléctrica del corazón humano. Se probarán tres tipos de deposición de tintas como son el huecograbado, la serigrafía y la inyección de tinta. Las tintas empleadas serán conductoras a base de plata (Ag) y grafito (C) como semiconductoras a base de polímeros orgánicos como el PEDOT-PSS.

En otro capítulo se desarrollará y comprobará el funcionamiento de un “*touch pad*” realizado sobre sustratos textiles, también se desarrollará y comprobará el funcionamiento de un sensor gestual 3D implementado sobre sustrato textiles.

Se analizarán la influencia los diferentes elementos constructivos sobre los sensores hápticos capacitivos implementados sobre sustratos textiles. Se analizarán distintas telas con diferentes tratamientos, midiendo las características eléctricas y su iteración con tintas conductoras (Ag) y tintas con polímeros orgánicos semiconductores y aislantes (dieléctricos).

Finalmente se utilizará una tinta polimérica semiconductor a base de PEDOT-PSS para la realización de sensores resistivos de humedad y temperatura. Dicha tinta se probará en distintos sustratos, tanto flexibles (textiles y film plástico) como rígidos (alúmina).

Abstract

In this work, electrodes and sensors deposited by different printing techniques on flexible substrates will be studied and manufactured.

In the first part, the operation of both bipolar and tripolar concentric electrodes for capturing the signals of the electrical activity of the human heart will be developed and tested. Three types of ink deposition will be tested, such as gravure, screen printing and inkjet. The inks used will be conductive based on silver (Ag) and graphite (C) as semiconductor based on organic polymers such as PEDOT-PSS.

In another chapter, the operation of a touch pad made on textile substrates will be developed and verified, and the operation of a 3D gesture sensor implemented on textile substrates will also be developed and verified.

The influence of the different constructive elements on the capacitive haptic sensors implemented on textile substrates will be analyzed. Different fabrics with different treatments will be analyzed, measuring the electrical characteristics and their iteration with conductive inks (Ag) and inks with semiconductor and insulating organic polymers (dielectric).

Finally, a semiconductor polymeric ink based on PEDOT-PSS will be used for the realization of resistive humidity and temperature sensors. This ink will be tested on different substrates, both flexible (textiles and plastic film) and rigid (alumina).

Resum

En aquest treball s'estudiaran i fabricaran elèctrodes i sensors dipositats mitjançant tècniques d'impressió diferents sobre substrats flexibles.

A la primera part es desenvoluparan i es comprovarà el funcionament d'elèctrodes concèntrics tant bipolars com tripolars per a la captació dels senyals de l'activitat elèctrica del cor humà. Es provaran tres tipus de deposició de tintes com són el gravat al buit, la serigrafia i la injecció de tinta. Les tintes emprades seran conductores a base de plata (Ag) i grafit (C) com a semiconductores a base de polímers orgànics com el PEDOT-PSS.

A un altre capítol es desenvoluparà i comprovarà el funcionament d'un “*touch pad*” realitzat sobre substrats tèxtils, també es desenvoluparà i comprovarà el funcionament d'un sensor gestual 3D implementat sobre substrats tèxtils.

S'analitzaran la influència dels diferents elements constructius sobre els sensors hàptics capacitius implementats sobre substrats tèxtils. S'analitzaran diferents teles amb diferents tractaments, mesurant les característiques elèctriques i la seva iteració amb tintes conductores (Ag) i tintes amb polímers orgànics semiconductors i aïllants (dielèctrics).

Finalment, s'utilitzarà una tinta polimèrica semiconductor a base de PEDOT-PSS per a la realització de sensors resistius d'humitat i temperatura. Aquesta tinta es provarà en diferents substrats, tant flexibles (tèxtils i film plàstic) com a rígids (alúmina).

Prólogo

En los últimos años, el uso de sensores impresos flexibles se ha extendido a un amplio grupo de aplicaciones, entre ellas los sensores “*wearables*” aplicados directamente sobre el cuerpo humano (electrodos, “*tattoos*”, etc.) o en sistemas adheridos al cuerpo humano (pulseras, relojes, camiseta, etc.)

En esta tesis se han diseñado sensores flexibles susceptibles de ser usados en humanos en contacto con el cuerpo tanto directa como indirectamente, para el registro de distintas magnitudes fisiológicas.

Los sensores flexibles desarrollados serán usados como:

- Electrodo para el registro de señales fisiológicas de bajo nivel de tensión.
- Sensores hápticos 2D para ser empleados como “*touchpad*”.
- Sensores para la detección de gestos manuales en 3D.
- Sensores de temperatura y humedad basados en polímeros orgánicos.

En el campo de los electrodos de registro de señales de bajo nivel de tensión el diseño se ha centrado en el desarrollo de electrodos concéntricos de anillos también llamados CRE (“*concentring ring electrodes*”) que han demostrado proporcionar señales mejoradas en términos de robustez a la interferencia fisiológica, como las de ECG (electrocardiograma) y de origen respiratorio, y facilitar la identificación de la actividad de onda lenta intestinal. Estos sensores se han desarrollado utilizando sustratos flexibles plásticos y textiles con tecnologías de impresión serigráfica, de huecograbado e “*inkjet*”.

En el campo de los sensores flexibles hápticos o táctiles el diseño se ha centrado en el desarrollo de sensores tipo “*touchpad*” sobre sustratos textiles con el objetivo de incorporarlos en ropa tanto para las personas como objetos inanimados como camas de hospital, sillas para geriatría, etc. En este campo también se han desarrollado sensores flexibles de reconocimiento gestual que permiten detectar sin contacto gestos realizados con las manos, de tal forma que permite un control sobre elementos externos. Este tipo de sensor también se ha realizado sobre textil como el mismo objetivo que los anteriores.

Por último, con el objetivo de compensar las desviaciones de los anteriores sensores con la humedad y la temperatura, se han desarrollado los sensores flexibles de temperatura y humedad que se puedan adaptar al cuerpo o insertar en prendas

Para el desarrollo de estos tipos de sensores se han utilizado técnicas de impresión tales como serigráfica, huecograbado e “*inkjet*”, empleando tintas conductoras a base de carbono y plata, tintas semiconductoras a base de PEDOT:PSS (Poli(3,4-etilendioxitiofeno)-poli(estireno sulfonato)) y tintas aislantes a base de polímeros dieléctricos.

Así, el entorno tecnológico de esta tesis es la llamada “*printed electronic*” o electrónica impresa que permite utilizar tecnologías de impresión de artes gráficas, usando tintas de características eléctricas en sustratos flexibles.

Producción Científica

Hasta la fecha de la publicación de esta tesis, la producción científica derivada de la misma ha sido la siguiente:

Publicaciones SCI

Ferri, J., Llinares Llopis, R., Moreno, J., Lidon-Roger, J. V., & García-Breijo, E. (2020). An investigation into the fabrication parameters of screen-printed capacitive sensors on e-textiles. *Textile Research Journal*, 90(15-16), 1749-1769.

Ferri, J., Llinares Llopis, R., Martinez, G., Lidon-Roger, J. V., & Garcia-Breijo, E. (2020). Comparison of E-textile techniques and materials for 3D gesture sensor with boosted electrode design. *Sensors*, 20(8), 2369.

Lidón-Roger, J. V., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., García-Casado, J., & García-Breijo, E. (2018). Textile concentric ring electrodes for ECG recording based on screen-printing technology. *Sensors*, 18(1), 300.

Ferri, J., Lidón-Roger, J. V., Moreno, J., Martínez, G., & García-Breijo, E. (2017). A wearable textile 2D touchpad sensor based on screen-printing technology. *Materials*, 10(12), 1450.

Garcia-Breijo, E., Prats-Boluda, G., Lidon-Roger, J. V., Ye-Lin, Y., & García-Casado, J. (2015). A comparative analysis of printing techniques by using an active concentric ring electrode for bioelectrical recording. *Microelectronics International*.

Congresos

Ferri, J., Moreno, J., Martinez, G., Lidón-Roger, J. V., & Garcia-Breijo, E. (2017, September). Printed Textile Touchpad. In *Proceedings of the Eighth International Conference on Sensor Device Technologies and Applications (SensorDevices2017), Rome, Italy* (pp. 10-14).

Ye-Lin, Y., Senent, E., Prats-Boluda, G., Garcia-Breijo, E., Lidon, J. V., & Garcia-Casado, J. (2014). Tripolar flexible concentric ring electrode printed with inkjet technology for ECG recording. In *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013* (pp. 1579-1582). Springer, Cham.

Lidón, J.V., Sánchez-Martínez, E., García, A., Pons, V.R., Aravena, M., Compañ, V; Sanchis, M.J., Díaz, R. & Tárrega, M.A. (2003) Laboratorio de Instrumentación Remota para las Medidas Dieléctricas en un Campus Universitario. In *International Conference on Network Universities and E-learning (MENU 2003)*. (pp. 1-9).

García-Bernabé, A., Pons, V.R., Aravena, M., Lidón, J.V., Sánchez-Martínez, E., & Díaz-Calleja, R. (2002). Estudio de las propiedades viscoelásticas en materiales poliméricos. *IX Seminario Anual de Automática, Electrónica Industrial e Instrumentación (SAAEI 2002)*. (pp. 349-352).

García-Bernabé, A., Pons, V.R., Aravena, M., Lidón, J.V., Sánchez-Martínez, E., & Díaz-Calleja, R. (2002). Medida de propiedades dieléctricas a bajas temperaturas. *IX Seminario Anual de Automática, Electrónica Industrial e Instrumentación (SAAEI 2002)*. (pp. 357-359).

Lidón, J.V., García-Bernabé, A., Pons, V.R., Aravena, M., Sánchez-Martínez, E., & Díaz-Calleja, R. (2002). Sistema de instrumentación remota para medidas dieléctricas a muy bajas temperaturas. *IX Seminario Anual de Automática, Electrónica Industrial e Instrumentación (SAAEI 2002)*. (pp. 303-306).

Mocholí, A.; Sansaloni, T.; Millet, J. & Lidón, J.V.(1995). Compresión de señales biológicas cuasiperiódicas por codificación de su Transformada Wavelet Discreta. *XIII Congreso Anual de la Agrupación Española de Bioingeniería, Barcelona*. (pp. 45-46).

Mocholi, A.; Sansaloni, T., Lidón, J.V. & Millet, J. (1995). Compresión de señales electrocardiográficas mediante la codificación de la transformada wavelet discreta. *XXV Reunión Bienal de la Real Sociedad Española de Física, Santiago de Compostela*. (pp. 453-454).

Objetivos de la Tesis

La presente tesis tiene, entre otros, los siguientes objetivos:

- Usar algunas de las técnicas empleadas en las artes gráficas para implementar electrodos y sensores sobre distintos sustratos, tanto flexibles como rígidos. Las técnicas probadas han sido el huecograbado, la serigrafía y la impresión por chorro de tinta. Cada una de estas técnicas tienen sus ventajas e inconvenientes. La disponibilidad en el laboratorio de estas técnicas ha condicionado el desarrollo de los distintos prototipos.
- Implementar electrodos para la captación de señales electrofisiológicas, especialmente el electrocardiograma humano mediante el uso de electrodos concéntricos ya sean bipolares o tripolares mediante la captación de potenciales laplacianos en la superficie del torso humano.
- Hacer uso de polímeros orgánicos semiconductores como el PEDOT-PSS, aplicados en forma de tinta, para la realización de dispositivos sensibles a la temperatura que puedan servir de base en la fabricación de termómetros y termostatos.
- Hacer uso de polímeros orgánicos semiconductores como el PEDOT-PSS, aplicados en forma de tinta, para la realización de dispositivos sensibles a la humedad en el aire que puedan servir de base en la fabricación de higrómetros y controladores de humedad.
- Realizar paneles táctiles (touch pad) implementados sobre sustratos textiles capaces de detectar gestos en 2 y 3 dimensiones utilizando C.I. (Circuitos Integrados) de propósito específico.
- Fabricación de electrodos y sensores en sustratos flexibles, tanto films plásticos como textiles. Estudiando su viabilidad técnica.

ÍNDICE

Capítulo 1:

Tecnologías para sensores impresos sobre sustratos flexibles7

1.	De las Artes Gráficas a la Electrónica Impresa	7
1.1.	Un poco de historia	8
1.2.	Electrónica Impresa.....	13
1.2.1.	Tecnologías de impresión.....	16
1.2.2.	Tintas para electrónica impresa	19
1.2.3.	Sustratos para electrónica impresa.....	21
1.3.	“Wearables”	22
1.3.1.	“Smart Textile”	25
1.3.1.1.	“E-Textile”	27
1.3.1.2.	“E-Textile” por integración de componentes.....	28
1.3.2.	Sensores textiles.....	33
1.3.2.1.	Sensores externos incorporados al textil	34
1.3.2.2.	“Smart Fabric Sensors”	36
1.4.	Electrodos textiles para monitorización electrocardiográfica	37
1.4.1.	Electrodos con conductores metálicos	38
1.4.1.1.	Hilos metálicos	38
1.4.1.2.	Tintas metálicas.....	40
1.4.2.	Recubrimientos de carbono.	41
1.4.3.	Polímeros conductores.....	42
1.5.	Sensores táctiles y gestuales textiles	43
1.5.1.	Sensores táctiles textiles	43
1.5.2.	Sensores gestuales textiles.....	44
1.6.	Sensores textiles de temperatura y humedad.	46
1.6.1.	Sensores textiles de temperatura.	46
1.6.2.	Sensores textiles de humedad.	48
2.	Referencias.....	49

Capítulo 1

Tecnologías para sensores impresos sobre sustratos flexibles

1. De las Artes Gráficas a la Electrónica Impresa.

Las artes gráficas no se entienden hoy en día sin el soporte de equipos como máquinas de offset, rotativas, impresoras, ordenadores y un largo etcétera. Todos estos equipos contienen sistemas electrónicos que les confieren un alto valor tecnológico, los hacen precisos, rápidos y fiables. Así, en un plano general, el mundo de las artes gráficas está íntimamente ligado a la electrónica y a sus avances. Pero si nos asomamos a estos equipos, los abrimos y miramos en su interior, podemos descubrir un mundo de cables, circuitos y componentes que conforman el sistema electrónico. En este plano, mucho más específico, parece difícil encontrar una relación entre los dos mundos ¿qué relación puede haber entre un chip y una hoja impresa?

Casi la totalidad de los sistemas electrónicos comienzan a fabricarse por un elemento que suele conocerse como circuito impreso (Figura 1); la palabra **impreso** no es casual y hace referencia a como se fabricaban estos circuitos en los orígenes de la tecnología electrónica por años 30 del siglo XX. De estos orígenes surge la curiosa relación que existe entre las artes gráficas y la fabricación de sistemas electrónicos. Si repasamos la historia de la fabricación de dichos circuitos se contempla, con cierto asombro, que las artes gráficas jugaron un papel fundamental en el desarrollo de la electrónica que hoy conocemos.

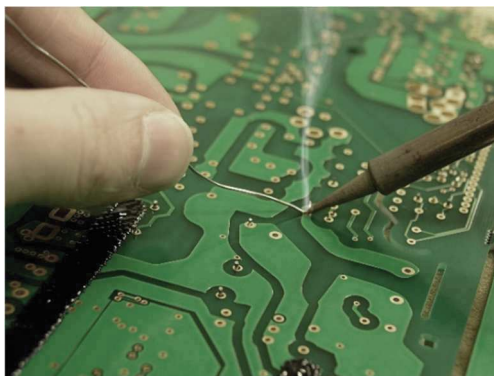


Figura 1.- Placa de Circuito Impreso (PCB). Fuente: Imagen de Justinite en Pixabay.

1.1. Un poco de historia.

Los circuitos impresos o placas de circuito impreso, del inglés “*Printed Circuit Board*” (PCB) comienzan su historia oficialmente en 1936 cuando Paul Eisler patenta el concepto de PCB, aunque hay autores que sugieren que comenzó años antes [1]. En 1915, C. Chisholm patenta un procedimiento para fabricar planchas de impresión litográfica obteniendo una superficie más flexible y resistente mediante la electrodeposición de cobre y níquel; utilizó una combinación de solvente volátil, metal finamente molido y un sustrato poroso que suministraba una superficie adecuada para la deposición del metal. Se podría afirmar que fue el precursor de las tintas conductoras. En 1927, C. Ducas patenta un procedimiento para imprimir tintas conductoras mediante una plantilla (“*stencil*”) sobre una superficie aislada; lo denominó *cableado impreso* (“*printed wiring*”) debido a los procesos empleados.

Gracias al trabajo de Paul Eisler, el ejército de los Estados Unidos desarrolló en 1942, durante la Segunda Guerra Mundial, una radio espoleta de proximidad para bombas antiaéreas [1]; esta espoleta incorporaba, por primera vez, un circuito electrónico en cerámica (*Figura 2*) sobre la que serigrafiaron conductores empleando tintas conductoras y resistencias empleando tintas de base carbono, añadiendo componentes como condensadores y válvulas de vacío.

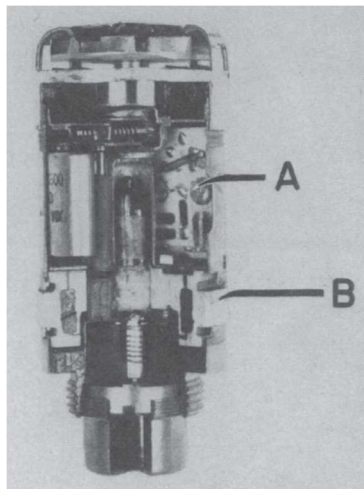


Figura 2.- Radio espoleta de proximidad. A) Circuito electrónico pintado sobre cerámica (esteatita) y B) circuito electrónico embebido dentro de la cerámica. Fuente: [1]

Las tecnologías de procesado de PCB avanzaron rápidamente y en 1948 existían ya 6 técnicas de las cuales 2 estaban relacionadas con las artes gráficas: Estampado (*Figura 3*) y Serigrafía (*Figura 4*).

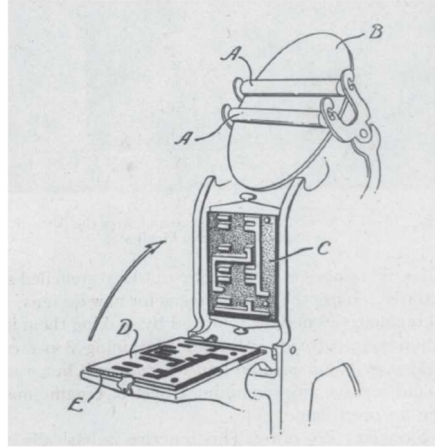


Figura 3.- Proceso de estampado para circuitos electrónicos basado en la patente de C. Ducas. Fuente:[1]

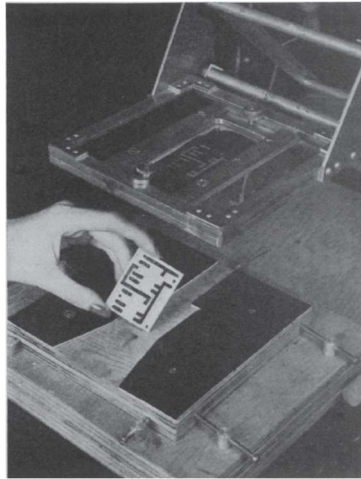


Figura 4.- Proceso de serigrafía, aplicando tinta conductora sobre un sustrato aislante. Fuente:[1]

En esta época ya se trabajaba con distintos tipos de tintas de características eléctricas como conductoras y resistivas. Estas tintas estaban formadas por un elemento activo finamente molido, un solvente, un vehículo serigrafiable y una base aglomerante que podría ser cerámica o vidrio, que se curaba a altas temperaturas entre 600 y 900 °C, o termoplástico, que se curaba entre 25 y 75 °C. Las tintas de curado de alta temperatura obligaban a utilizar sustratos compatibles con estas temperaturas, normalmente cerámicos, por lo que eran rígidos (Figura 5). Las tintas de curado de baja temperatura permitían el uso de los primeros sustratos flexibles (Figura 6).

En 1956 el ejército de los Estado Unidos patenta un proceso de ensamblado de PCB que contemplaba la impresión offset. Este proceso, mejorado, es el que se utiliza hoy en día, pero sin que intervenga ya ninguna técnica que pueda llamarse de artes gráficas. Aun así, la relación entre las artes gráficas y la tecnología electrónica continua.

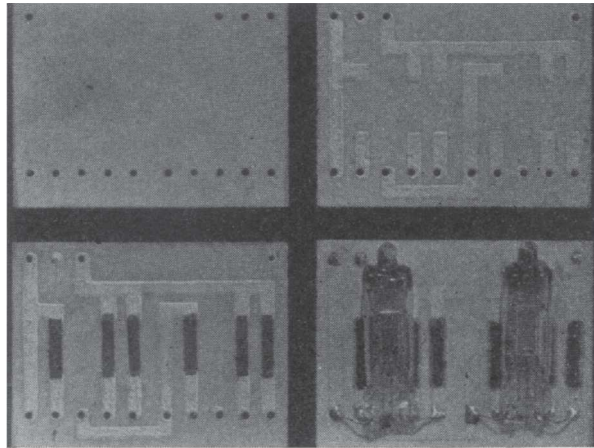


Figura 5.- Circuito sobre base cerámica (esteatita): arriba a la izquierda se muestra la esteatita base, a la derecha se observa los conductores de plata serigrafiados y curados a alta temperatura. Abajo a la izquierda se observan las resistencias de carbón serigrafiados y curados a alta temperatura y a la derecha los tubos de vacío soldados a los conductores. Fuente:[1]

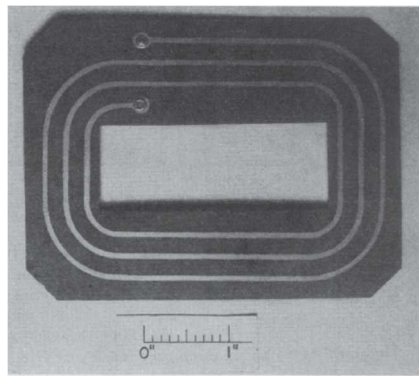


Figura 6.- Antena serigrafiada sobre una hoja de plástico. Fuente:[1]

En 1948, John Bardeen, Walter Houser Brattain y William Shockley patentan el primer transistor, base de la electrónica moderna. El primer circuito integrado, formado por varios transistores y otros componentes, se patenta en 1959 por los científicos Jack Kilby y Robert Noyce. Estos primeros circuitos integrados se llamaron circuitos híbridos (“*Hybrid Circuit*”) al estar compuestos por componentes, fabricados individualmente y posteriormente conectados entre sí, a diferencia de los monolíticos donde todos los componentes y sus conexiones se fabrican a la vez. Los circuitos híbridos también se denominan de capa gruesa (“*Thick-film circuit*”, Figura 7) y se realizan normalmente mediante serigrafía, la cual se utiliza para imprimir las pistas conductoras, las resistencias y dieléctricos, para posteriormente incluir los dispositivos electrónicos (chips) mediante soldadura (Figura 8). El nombre de **capa gruesa** es debido al espesor obtenido al serigrafiar las tintas sobre el sustrato (del orden de micras) a diferencia de la llamada **capa fina** utilizada en circuitos integrados monolíticos e híbridos de capa fina donde el espesor de capa roza los nanómetros. El proceso de fabricación de los circuitos híbridos es prácticamente similar al utilizado para fabricar los PCB más antiguos.

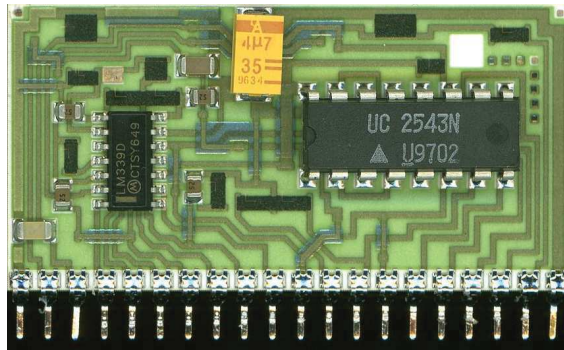


Figura 7.- Circuito Híbrido o de Capa Gruesa. Fuente: GNU Free Documentation License.

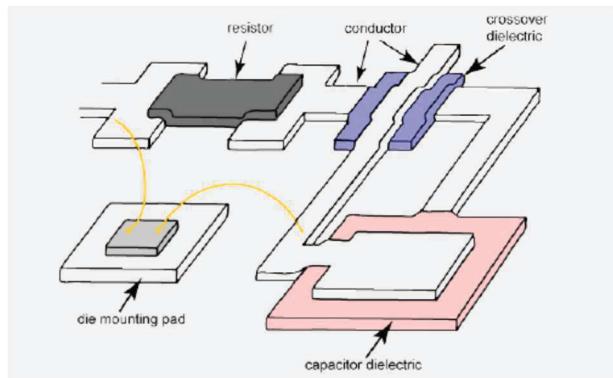


Figura 8.- Esquema de la fabricación de un circuito híbrido. Los conductores, resistencias y dieléctricos son serigrافيados sobre un sustrato normalmente cerámico, mientras que el circuito integrado (chip) se suelda a las pistas. Fuente:[2]

Desde los años 50 hasta aproximadamente el año 2000, la fabricación de circuitos híbridos ha sido la única tecnología electrónica que ha mantenido una relación con las artes gráficas. Como se ha comentado, se basa en la técnica serigráfica, siguiendo un proceso exactamente idéntico al utilizado en artes gráficas con la única diferencia del tipo de tinta utilizado. Mientras que en las artes gráficas prima el color en las tintas, en la tecnología electrónica prima la característica eléctrica de la misma. Las tintas están formadas básicamente por compuestos activos finamente molidos, pero con un tamaño de grano que las hace inviables para la mayoría de las técnicas de artes gráficas. Estos sólidos confieren a las tintas viscosidades que limitan su uso a la serigrafía.

En las últimas décadas del pasado siglo, y principios del presente, se desarrollan técnicas que, por una parte, reducen el tamaño de la partícula activa y, por otra parte, generan las llamadas nanopartículas (Figura 9). Paralelamente se desarrollan nuevos tipos de plásticos (polímeros) que, combinados con las partículas de pequeño tamaño y nanopartículas, permiten obtener un mayor rango de viscosidades y trabajar con bajas temperatura de curado. Estas nuevas tintas han permitido ampliar las técnicas de fabricación de circuitos electrónicos a otras tecnologías de las artes gráficas como el hueco grabado, flexografía, offset, impresión “inkjet” y la ya citada serigrafía.

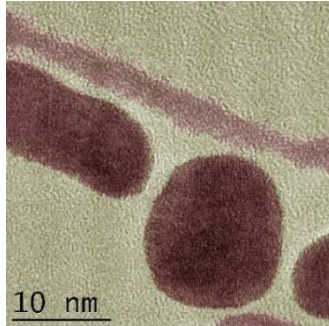


Figura 9.- Nanopartículas de oro. Fuente: Creative Commons Attribution-Share Alike 4.0 International

Por otra parte, en los años 70 tres científicos, el norteamericano Hegger, el neozelandés McMardid y el japonés Shirakawa desarrollan los polímeros conductores también llamados polímeros orgánicos, obteniendo por ello el premio Nobel en el año 2000. Es el nacimiento de la llamada Electrónica Orgánica. Estos nuevos polímeros también permiten trabajar un amplio rango de viscosidades y bajas temperatura de curado.

En este entorno nace el concepto de **Electrónica Impresa** (“*Printed Electronics*”) o **Electrónica Impresa Flexible** (“*Flexible Printed Electronics*”), no hay una fecha establecida para su nacimiento, pero se podría decir que fue por el 2011, cuando unos investigadores del MIT crean una célula solar flexible impresa con “*inkjet*” sobre papel. La denominación de Electrónica Impresa y Electrónica Impresa Flexible suele, a veces, confundirse. En realidad, la Electrónica Impresa sería un concepto general, y la Flexible se podría aplicar solo a cuando el sustrato sobre el que se realiza la impresión es flexible.

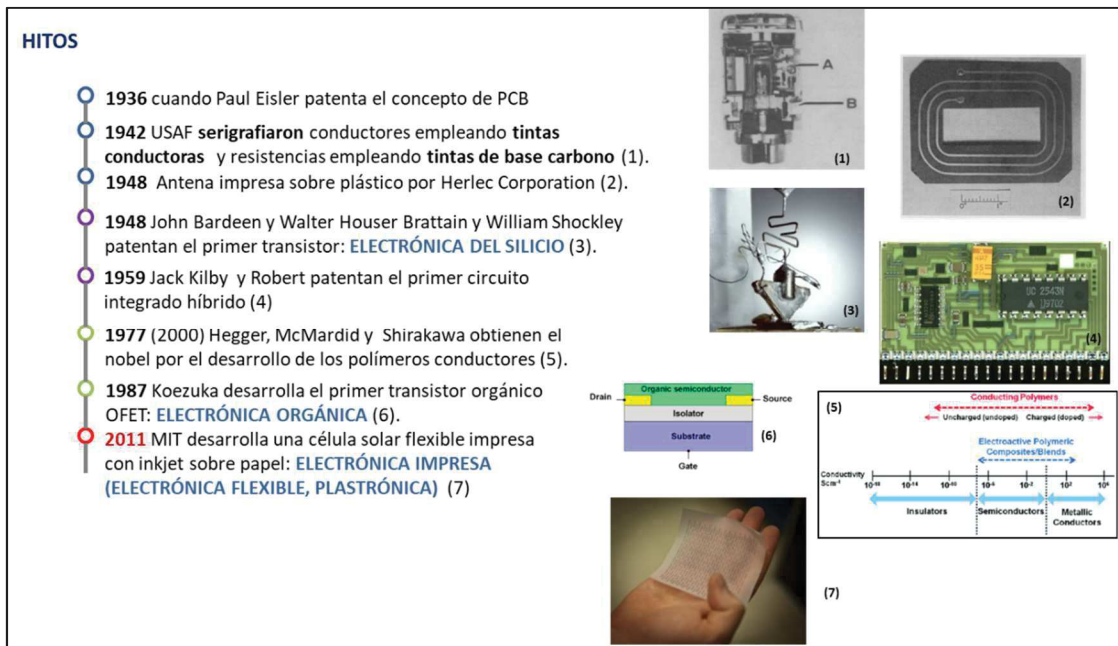


Figura 10.- Resumen gráfico de la historia de la Electrónica Impresa. Fuente: propia.

1.2. Electrónica Impresa.

La electrónica impresa se incluye dentro de un ámbito más genérico que es la impresión convencional, la cual no busca darle ninguna funcionalidad extra al objeto impreso. Si se le quiere dar alguna función añadida se entra en el campo de la impresión funcional, la cual consiste en la fabricación, mediante técnicas de impresión, de productos dotados de funciones: protección UV, protección antibacteriana, conducción de calor, etc. La electrónica impresa estaría incluida en el campo de la impresión funcional al darle un carácter electrónico al objeto impreso. La electrónica impresa flexible sería aquella parte de la electrónica impresa que se basa en los sustratos flexibles.

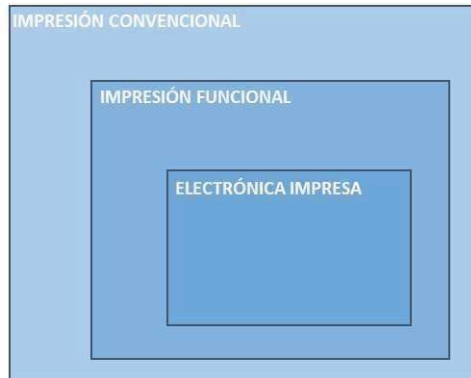


Figura 11.- Entorno de trabajo de la electrónica impresa. Fuente: propia.

La electrónica impresa se puede definir como un área de la tecnología electrónica que trabaja con métodos de impresión de artes gráficas para crear dispositivos electrónicos (Figura 12). Estos métodos son, entre otros, la serigrafía, flexografía, huecograbado, offset e “inkjet”. Frente a la electrónica tradicional o del silicio (Electrónica Inorgánica), este nuevo concepto de electrónica permite reducir sustancialmente los costes debido a los altos volúmenes de fabricación que aportan las artes gráficas. Naturalmente, como cualquier recién nacido, tiene aún muchas limitaciones que lo alejan todavía de los beneficios de la electrónica tradicional[3][4].



Figura 12.- Electrónica Impresa. Fuente: propia.

Las fabricaciones de sistemas electrónicos impresos van a contribuir notablemente en la próxima generación de dispositivos de consumo. Estos dispositivos sufrirán un rápido crecimiento en la próxima década como así lo certifican los distintos estudios de predicción de mercados. Ya en 2017 este mercado movió 17.850 millones de USD y se espera que sea de 40.370 millones de USD para 2023 [5].

Los mercados de la electrónica impresa son múltiples y abarcan la electrónica de consumo, automoción, aeroespacial, salud, telecomunicaciones, ocio, etc. Las aplicaciones (Figura 13) que se han desarrollado hasta la actualidad son: células fotovoltaicas [6]–[11], visualizadores flexibles [12]–[16], pantallas OLED [17]–[22], etiquetas RFID [23]–[27], memorias [28]–[30], sensores [31]–[37], baterías [38]–[42], supercondensadores [43]–[48], textiles inteligentes [49]–[54], tarjetas inteligentes [55], envases inteligentes [56]–[61], etc. La electrónica impresa se sustenta en la utilización de tres elementos indispensables (Figura 14):

- Tecnologías de Impresión.
- Sustratos.
- Tintas.

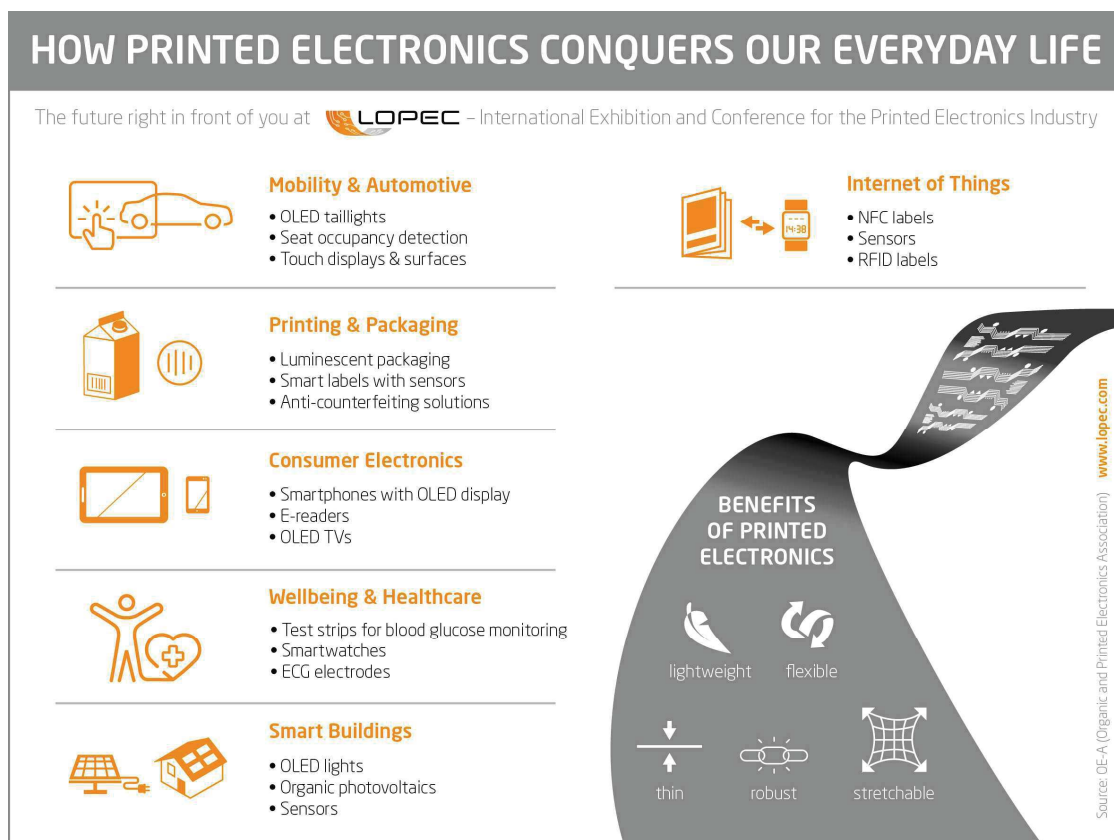


Figura 13.- Aplicaciones de la Electrónica impresa. Fuente: Lopec (Organic and Printed Electronics Association)

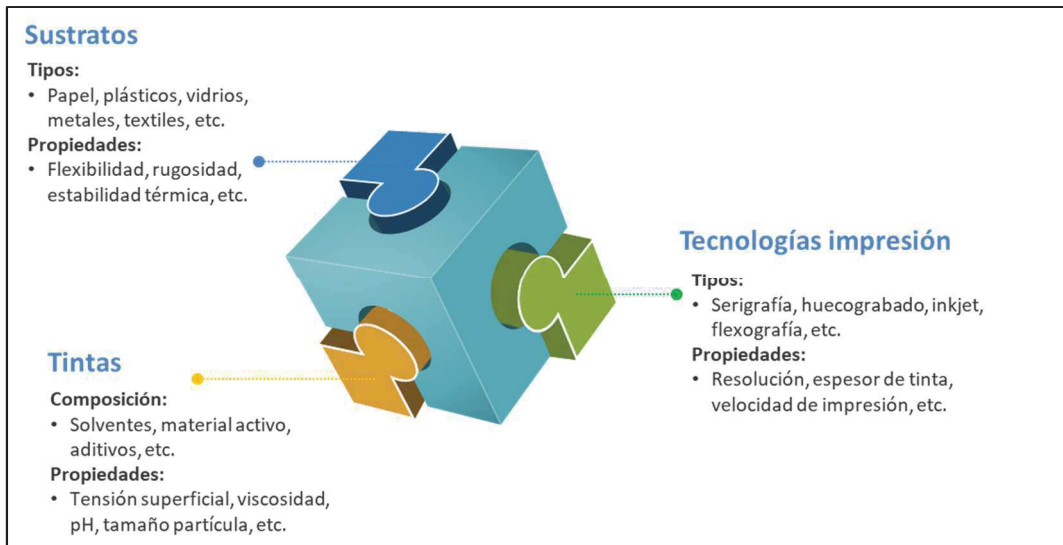


Figura 14.- Los tres pilares de la fabricación de sistemas electrónicos impresos . Fuente: propia.

Como ejemplo, Xu, J. *et al* [31], presentan una revisión del progreso en sensores flexibles y portátiles para el biomonitorio no invasivo utilizando el sudor como biofluido (Figura 15).

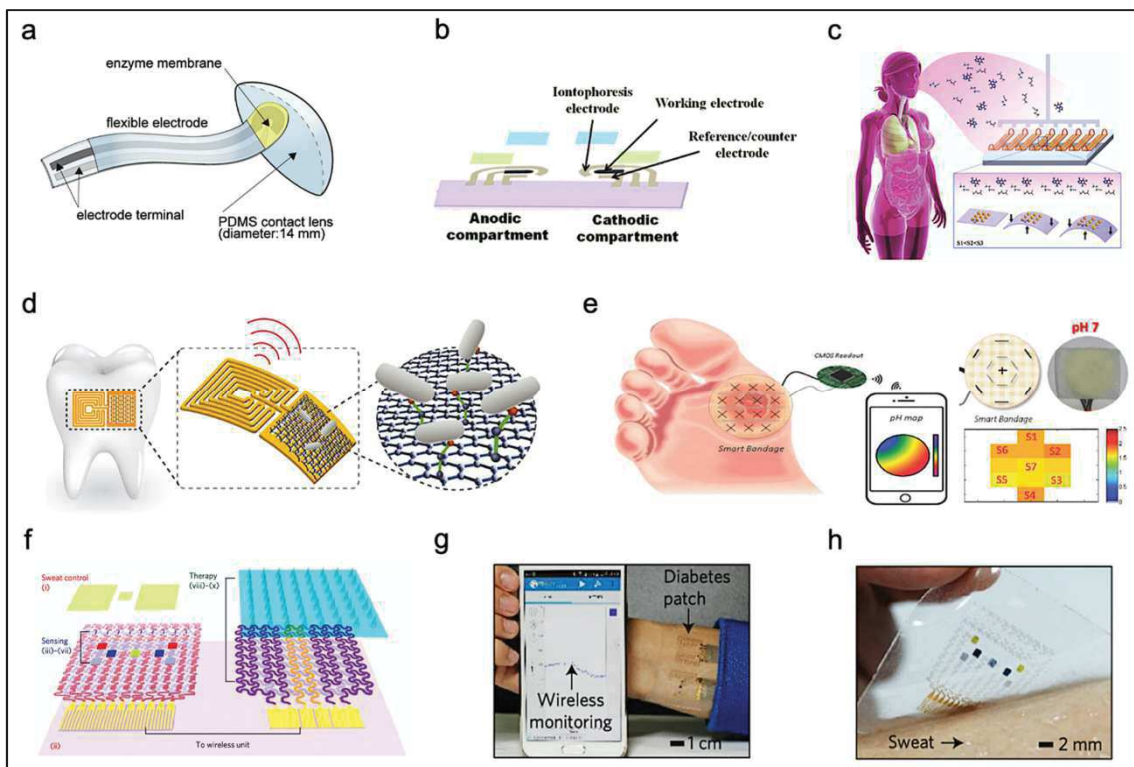


Figura 15.- Sensores portátiles y flexibles para análisis continuo de biofluidos. (a) Lente de contacto blanda PDMS con una tira sensora de glucosa adjunta. (b) Sensor de glucosa ISF basado en tatuajes totalmente impresos. (c) Sensor de respiración dinámico basado en nanopartículas. (d) Detección de bacterias en el esmalte dental con nanosensores basados en grafeno. (e) Vendaje inteligente para la detección química del pH de la herida utilizando hilos sensibles al pH. Se incorporaron la lectura inalámbrica CMOS y el mapeo 2D de los niveles de pH. (f) El parche para la diabetes está compuesto por componentes de control del sudor (i, ii), detección (iii – vii) y terapia (viii – x). (g) Sistema integrado de control y terapia de la diabetes que se puede llevar puesto. (h) El dispositivo electroquímico en la piel humana con transpiración. Fuente:[31].

1.2.1. Tecnologías de impresión.

Las principales características de estas tecnologías de impresión son el uso de técnicas aditivas de tintas, bajas temperaturas de trabajo, sustratos de plástico o papel en hojas o rollos, gran superficie de trabajo (del orden de varios metros cuadrados), impresión de dispositivos pasivos (resistencias, condensadores y bobinas) o activos (diodos, diodos led, transistores, etc.), impresión de las líneas de conectividad entre dispositivos, impresión en superficies no planas y bajo coste.

En general se pueden dividir en tecnologías de contacto y de no contacto (Figura 16). Las tecnologías de contacto son aquellas en que el dispositivo de impresión hace contacto directo sobre el sustrato como serigrafía, flexografía, huecograbado, huecograbado-offset, fotolitografía y nanoimpresión. En cuanto a tecnologías de no contacto son aquellas donde solo el material depositado entra en contacto con el sustrato como grabación directa por láser, impresión por aerosol e impresión “inkjet” (continua o “drop on demand”).

La mayoría de estas tecnologías se engloban en las llamadas tecnologías “roll-to-roll” o R2R que se caracterizan por la utilización de rollos de sustratos y que infieren a la electrónica impresa unas características ventajosas frente a la clásica como son:

- Utilización de tecnología establecida.
 - Maquinaria y conocimientos existentes.
- Alta velocidad de fabricación.
 - Alto volumen de producción.
 - Bajo coste de fabricación.
- Utilización de sustratos flexibles en banda continua.
- Tamaño y forma de sustrato arbitraria.
- Métodos aditivos.
- Reducción de residuos
-

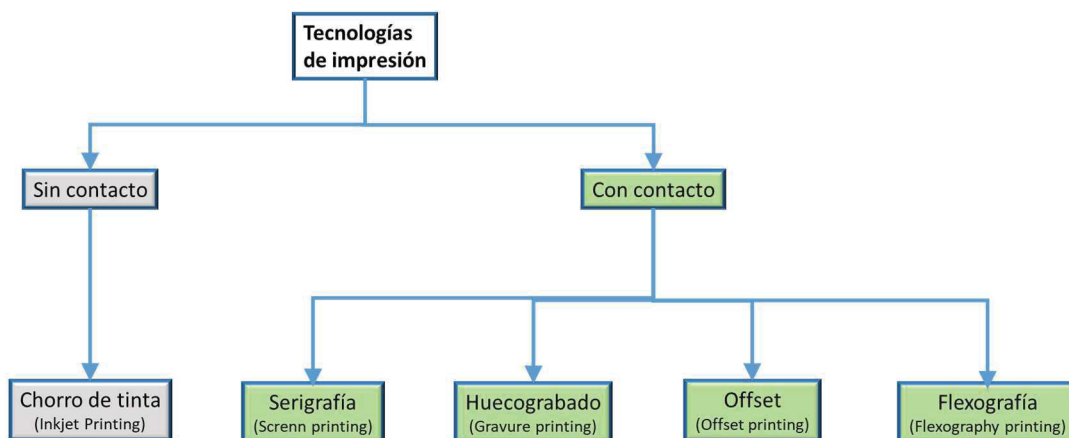


Figura 16.- Principales tecnologías de impresión usadas en dispositivos wearables. Fuente: propia.

Ya que todas estas tecnologías son bien conocidas en el mundo de las artes gráficas, se van a describir solamente algunas características destacadas de las más utilizadas en el campo de la electrónica impresa.

a) Serigrafía

Al ser una tecnología muy madura es una de las primeras que se han utilizado en electrónica impresa. Las primeras tintas con características eléctricas se desarrollaron para ser utilizadas en serigrafía y aun hoy en día hay una gran oferta de este tipo de tintas. Sus ventajas radican en la facilidad de uso, óptima repetitividad, rápido desarrollo, pero sus limitaciones principales son velocidad de fabricación media y una definición de línea pobre; también se podría considerar como limitación un alto espesor de tinta, pero esta circunstancia es muy útil en ciertos circuitos electrónicos.

El proceso de serigrafía consiste en forzar el paso de pastas de diferentes características sobre un sustrato a través de algunas pantallas usando raspadores o espátulas. Los trazos de la pantalla definen el motivo que se va a imprimir sobre el sustrato. El espesor final de las pastas sobre el sustrato se puede ajustar variando el grosor de los hilos de la pantalla (Figura 17).

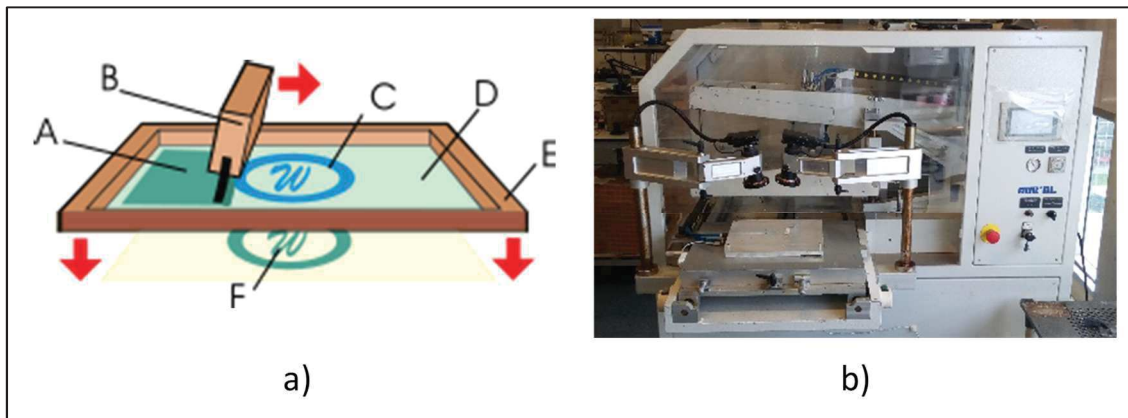


Figura 17.- a) Proceso de serigrafía. Dónde: A. tinta. B. espátula. C. Imagen. D. Emulsión fotosensible. E. Bastidor. F. Imagen impresa. b) Máquina de serigrafía semiautomática AUREL. Fuente: propia.

b) Huecograbado.

Se llama huecograbado al proceso en el que la imagen a imprimir se graba en la placa de huecograbado, y la tinta de impresión se transfiere directamente al sustrato. La superficie de la placa está grabada para formar células (pequeños huecos) que son responsables de la transferencia de la tinta sobre el sustrato. La densidad de las células, la densidad de líneas, profundidad y forma celular se puede variar, lo que permite el control de la cantidad transferida de tinta sobre el sustrato. La técnica del huecograbado se usa ampliamente en el mundo de las artes gráficas, es utilizada para grandes tiradas de impresión. Con esta técnica, la tinta se transfiere desde los huecos del rodillo grabado, o de la placa grabada, al sustrato mediante un rodillo de goma de silicona (Figura 18).

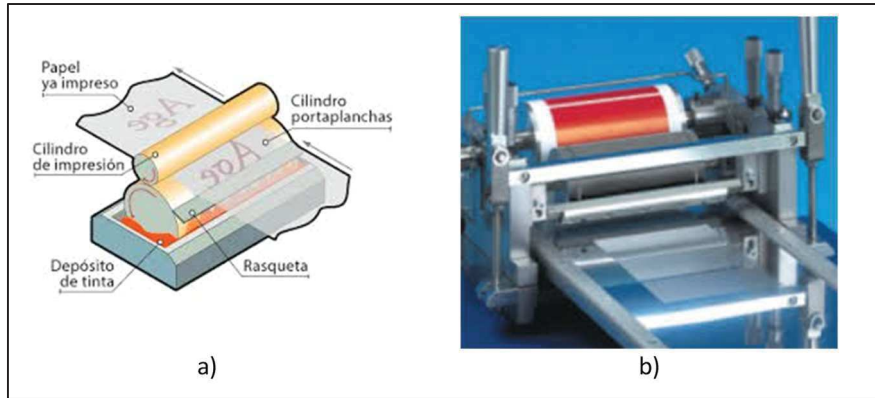


Figura 18.- a) Proceso de huecograbado. b) Máquina de huecograbado. Fuente: RK printcoat Instruments.

c) “Inkjet”.

Tecnología de reciente aparición en el área de la electrónica impresa. Existen básicamente dos tipos: “Drop-on-demand” y “Continuous”. En el caso de “Drop-on-demand” hay dos principales tecnologías: la piezoeléctrica y la térmica. En la piezoeléctrica una tensión modifica la estructura de un piezoelemento empujando una gota al exterior; en el caso de la térmica, se produce un calentamiento de la tinta provocando una burbuja que empuja la tinta al exterior. La impresión en “continuos” consiste en descargar continuamente gotas de tinta cargadas electrostáticamente y que son desviadas por unos electrodos deflectores (Figura 19).

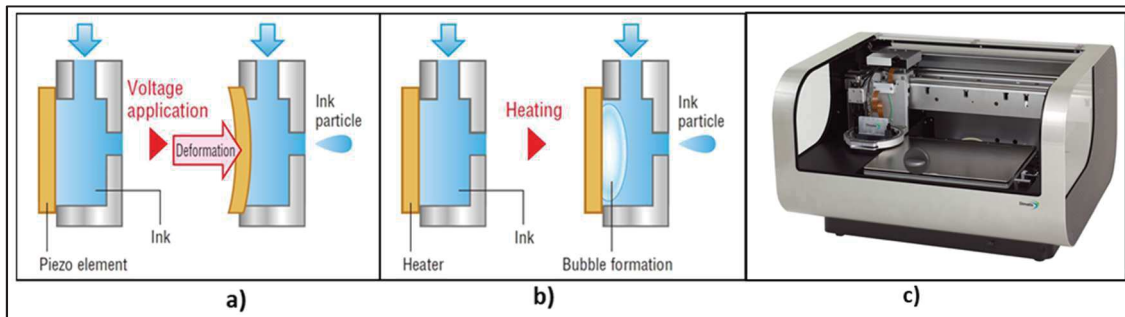


Figura 19.- a) Impresora piezoeléctrica. b) Impresora térmica. c) FujiFilm Dimatix Piezoeléctrica. Fuente:[62].

d) Características generales

Cada una de estas técnicas tiene sus ventajas e inconvenientes, por lo tanto, hay que hacer un estudio que combine la técnica de impresión, con el sustrato, con los materiales de impresión y con la aplicación (Tabla 1).

Tabla 1. Sumario de las características de las principales tecnologías de impresión.

	espesor de capa (µm)	Mínimo ancho de pista (µm)	Viscosidad (mPa·s)	Rendimiento (m ² /s)	Resolución (µm)
Huecograbado	0.02-12	10-50	50-200	60	>10
Serigrafía	1-100	50-100	500-50000	2-3	>25
“Inkjet”	0.01-0.5	10-50	1-30	0.01-05	<10

La Figura 20 muestra la posición de las tecnologías actuales de impresión en relación con la resolución y al rendimiento.

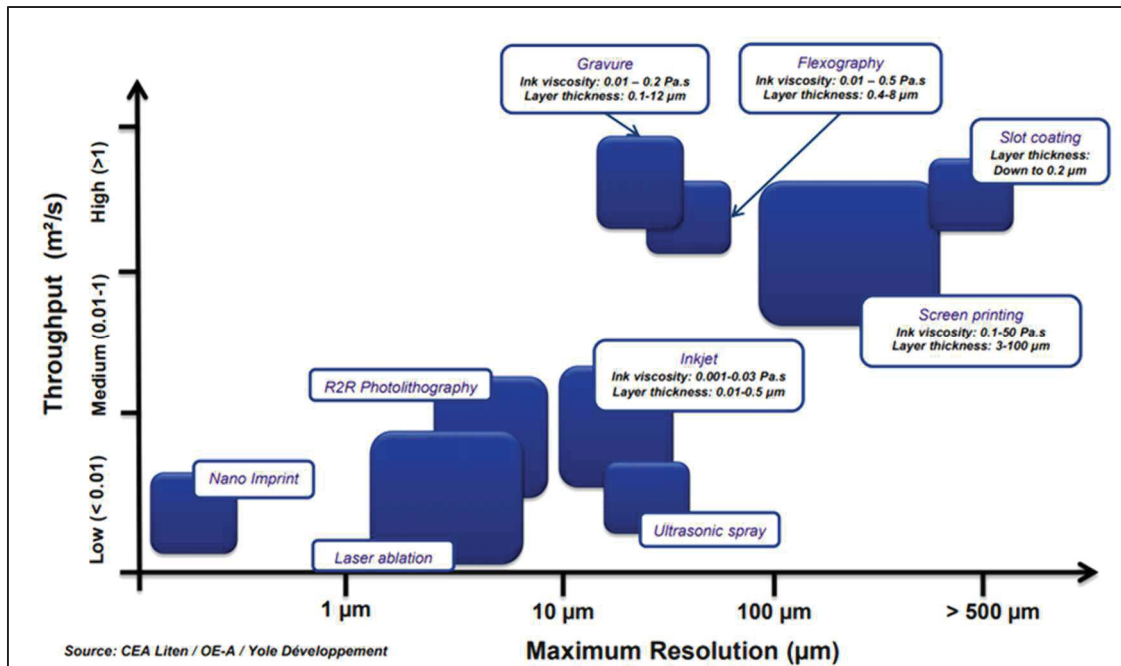


Figura 20.- Principales tecnologías de impresión electrónica. Fuente: CEA Liten/OE-A/Yole Development.

1.2.2. Tintas para electrónica impresa.

Las tintas (Figura 21) que se utilizan para electrónica impresa son, básicamente, de cuatro tipos:

- **Conductoras:** Permiten la circulación de la corriente eléctrica. Normalmente están basadas en partículas metálicas o en nanopartículas de compuestos como la plata, oro, cobre, níquel, etc.,
- **Resistivas:** Presentan resistencia a la circulación de la corriente eléctrica. Normalmente están basadas en partículas metálicas o en nanopartículas grafito o grafeno.
- **Dieléctricas:** Impiden la circulación de la corriente eléctrica. Normalmente basadas en dieléctricos orgánicos o inorgánicos: PET, PMMA, PVP, PS, etc.
- **Semiconductoras:** Tienen una respuesta variable a la corriente eléctrica. Basadas en polímeros conductores: P3HT, PEDOT:PSS, PANI, F8T2, etc.



Figura 21.- Tinta conductora de Dupont. Fuente: Graphage.

Existen otros tipos más particulares de tintas como las tintas Ag/AgCl para electrodos de ECG, tintas para baterías impresas a base de óxido de Estaño y Litio, tintas poliméricas fotoactivas para células fotovoltaicas y tintas para sensores impresos como las tintas piezoresistivas, piezoeléctricas y las magnéticas.

Las tintas estas compuestas por varios componentes (Figura 22):

- Carga o pigmento (“*Filler*” o “*Pigment*”): le da funcionalidad.
- Solvente (“*Solvent*”): actúa sobre la fluidez de la tinta, pueden estar basados en disolventes o en agua.
- Aglutinantes (“*Binder*”): actúa en la imprimibilidad y fijación al sustrato.
- Aditivos (“*Additives*”): ajustan las propiedades. Retardantes de secado, antiespumantes, surfactantes, etc.

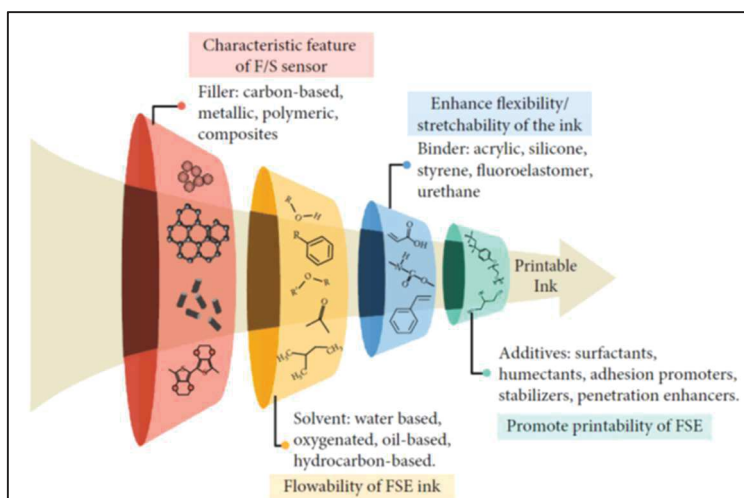


Figura 22.- Composición de las tintas para impresión. Fuente:[63].

En las tintas electrónicas los pigmentos son reemplazados por materiales activos (carga) como conductores, semiconductores o dieléctricos los cuales proporcionan los atributos funcionales a las tintas. Existen de base solvente o base agua, siendo estas últimas las que se están imponiendo por sus ventajas medioambientales.

En electrónica impresa solo se utilizan tintas de baja temperatura (menor de 200 °C). Las tintas de baja temperatura resurgieron sobre los años 80 y vienen de la mano del desarrollo de polímeros o plásticos, por ellos también se conocen como tintas poliméricas. El polímero se polimeriza (endurece), sirviendo de elemento cohesionador, mediante temperatura o radiación ultravioleta. Al tener un procesado a baja temperatura, estas tintas han permitido su utilización sobre un mayor número de sustratos, muchos de ellos flexibles como papel o plástico

Como cualquier tinta destinada a la serigrafía tienen unas características, aparte de las eléctricas, como son las reológicas, tixotrópicas y mecánicas. Tal vez la más importante para la impresión es la viscosidad. También el contenido y tamaño de sólidos (elementos activos) es importante sobre todo en cuanto a tamaño de partículas puesto que influye sensiblemente sobre los parámetros de impresión.

Todas las tintas necesitan un posprocesado consistente en un secado y un sinterizado. El curado es un proceso para la fijación de la tinta al sustrato, no sólo para su permanencia, sino para resistir el uso del material impreso. Pueden utilizarse en general dos procesos: curado térmico y curado por UV. En el proceso térmico se elimina el 35-45% de los solventes o agua, así como resinas poliméricas, pigmentos y aditivos se asientan en el sustrato. En el proceso UV se polimerizan de los monómeros y oligómeros y se forman de cadenas que asientan la tinta en el sustrato.

El sinterizado es un tratamiento para alcanzar la unión óptima de las partículas funcionales mediante la eliminación del máximo de componentes del vehículo de la tinta. Al igual que el curado, los dos principales métodos de sinterizado son el térmico y por UV, aunque en los últimos años se estén introduciendo los sinterizados fotónico y láser.

En la Tabla 2 se muestran las características más importantes de las tintas para serigrafía e “*inkjet*”, las más utilizadas en las tecnologías de impresión.

Tabla 2. Características físicas de las tintas para electrónica impresa. Fuente: Dupont-Sun Chemical.

	Viscosidad (Pa·s)	Espesor de capa (µm)	Mínimo ancho de pista (µm)	Rendimiento (m ² /s)	Resolución (µm)
Serigrafía	0.5-50	0.015-100	20-100	2-3	>25
“ <i>inkjet</i> ”	0.001-0.04	0.05-20	20-50	0.01-05	5-20
Huecograbado	0.1-0.13	1-5	20-100	10-20	20-100

1.2.3. Sustratos para electrónica impresa.

El sustrato es el material base donde se imprimirá la tinta. En electrónica impresa se utilizan sustratos como el plástico, vidrio, papel, metal o textiles. En general se pueden clasificar como:

- Rígidos
- Flexibles (y estirables)

Algunos de los sustratos utilizados son:

- **Papel:** buena imprimibilidad, buena adherencia, los disolventes son absorbidos rápidamente por el papel, secado rápido pero la porosidad del papel puede tener un efecto negativo sobre la conductividad.
- **Metal:** Necesita un recubrimiento para ser imprimibles. Hay dos tipos de recubrimientos básicos, termoplástico y termoestable. Los más efectivos son los termoestables.
- **Vidrio:** Necesita tratamiento superficial para ser imprimible.

Cabe destacar por ser utilizados en esta tesis los siguientes sustratos:

- **Plásticos:** buena imprimibilidad, mayor tiempo de secado y curado, la adherencia puede ser un problema. Sin interferencia del sustrato (sin porosidad). Si el curado y la sinterización son buenos la conductividad es óptima
- **Textil:** Existe una muy diversa variedad de materiales textiles. Por lo que la imprimibilidad puede ser muy variable. Tienen una estructura tridimensional, lo que facilita la impresión de tintas de baja viscosidad, pero tienen una alta

rugosidad lo que dificulta la impresión. Necesitan pretratamiento en la mayoría de los casos.

1.3. “Wearables” .

Los “wearables” se definen como elementos o componentes adecuados para el uso o para poder usarlo, normalmente referido al cuerpo humano y más concretamente a la ropa. Más enfocado a los sistemas funcionalizados, un “wearable” es todo aquel dispositivo (ya sea electrónico, eléctrico, mecánico, óptico o químico) que pueda integrarse en una prenda o complemento o que pueda estar en contacto con el cuerpo humano. Con la complejidad que permiten los sistemas electrónicos, hoy en día un “wearable” puede estar constituido, según la aplicación, por:

- Sensor.
- Procesador de datos.
- Almacenamiento datos.
- Transmisión de datos.
- Aplicación.

Deben tener, según la aplicación, una serie de atributos, mostrados en la Figura 23, que pueden ser físicos o funcionales. Teniendo en cuenta estos atributos, la clasificación de los “wearables” se muestra en la Figura 24.

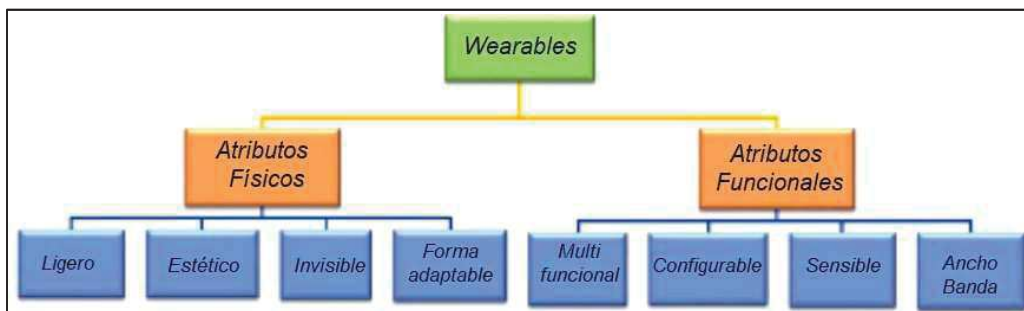


Figura 23.- Principales atributos de los “wearable”. Fuente:[64].

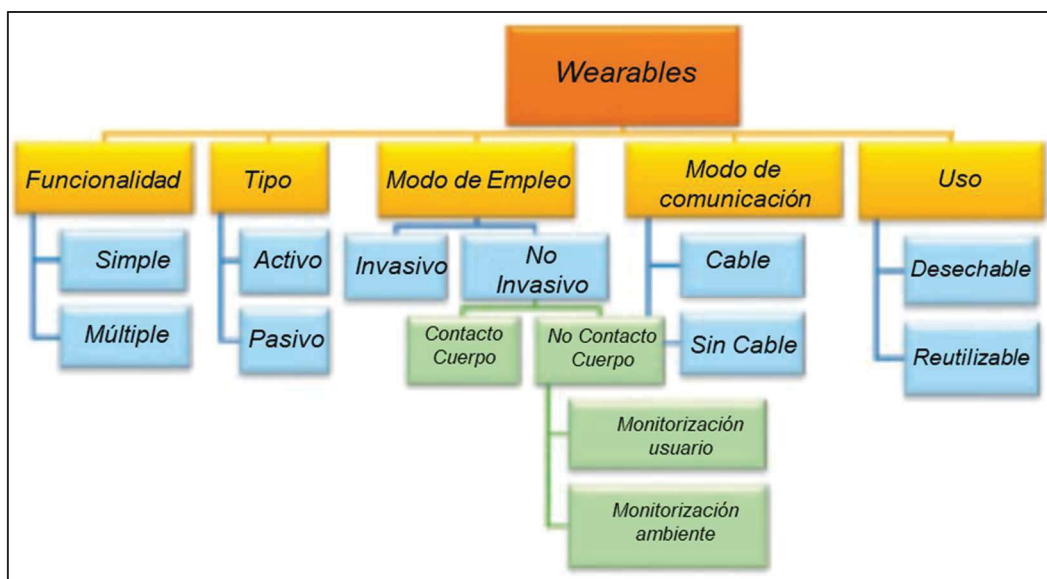


Figura 24.- Clasificación de los “wearable”. Fuente:[64].

El planteamiento y desarrollo de dispositivos “wearables” necesita de otros campos establecidos, como la ciencia de materiales/textiles e ingeniería, electrónica, ingeniería de sistemas y fabricación, informática y comunicaciones, diseño industrial y ciencias sociales [65]. La Figura 25 muestra el enfoque multidisciplinar del desarrollo de “wearables”. En la figura se muestran los principales componentes básicos de los dispositivos “wearables”, es decir, sensores, actuadores, procesadores, fuentes de energía e interconexiones. Los estándares que rigen el diseño y uso de “wearables”, que deben desarrollarse, también se muestran en la figura. Los materiales y métodos de fabricación que son parte integral de la realización de dispositivos “wearables” se muestran en los paneles izquierdo y derecho para indicar su papel clave en unir los bloques de construcción y hacer que el dispositivo portátil sea una realidad. Un cambio en cualquiera de los bloques de construcción afectará a los demás y, a su vez, influirá en el “wearable” que se muestra en el centro de la figura. Por lo tanto, es importante ver esto como un ecosistema unificado más que como una colección de piezas individuales. Por esta razón clave, se debe adoptar el paradigma interdisciplinario para impulsar los avances en el campo de los wearables.

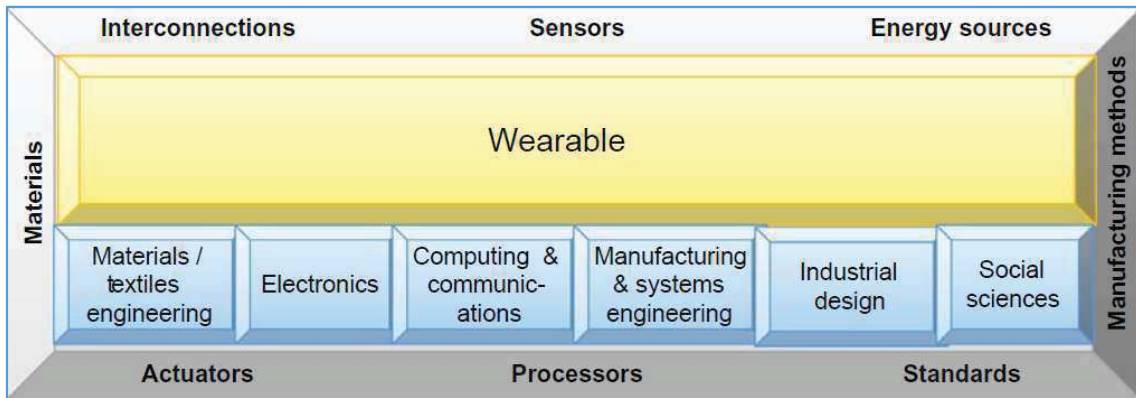


Figura 25.- Modelo interdisciplinario de los “wearable”. Fuente:[65].

El creciente interés de la comunidad científica por estos dispositivos se puede apreciar por el número de publicaciones científicas en el que aparece el término “wearable electronics” (Figura 26).

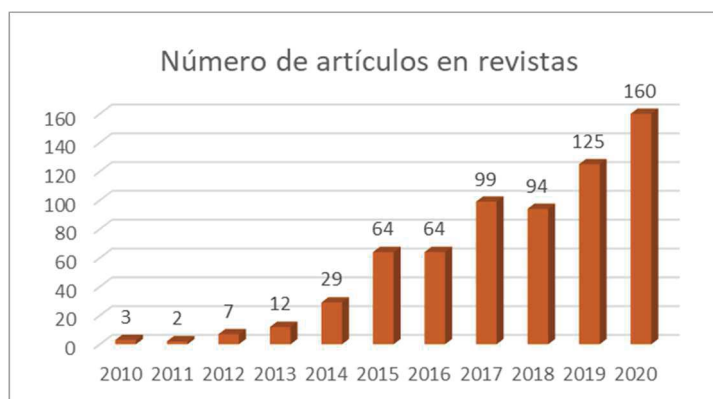


Figura 26.- Número de publicaciones por año en cuyos títulos aparece la frase “wearable electronics”. Fuente: Google Scholar.

Según la agencia de investigación Beechman, las siete principales áreas de aplicación de “wearables” son: Estilo de moda, Comunicación, Estilo de vida, Deporte, Bienestar,

En este estudio se observa que casi el 45 % de los “wearables” están en la ropa, unida o embebida en ella. Este tipo de “wearables” se incluye en un campo particular llamado “Smart Textile”.

Así se puede llegar a una clasificación general de los “wearables”:

- “Wearables” no textiles o accesorios.
- “Wearables” textiles o “Smart Textile”.

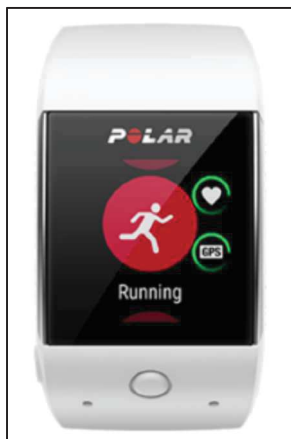


Figura 29.- Ejemplo de “wearables” no textil o accesorio. Fuente: www.iste.co.uk/paret/wearables.zip.

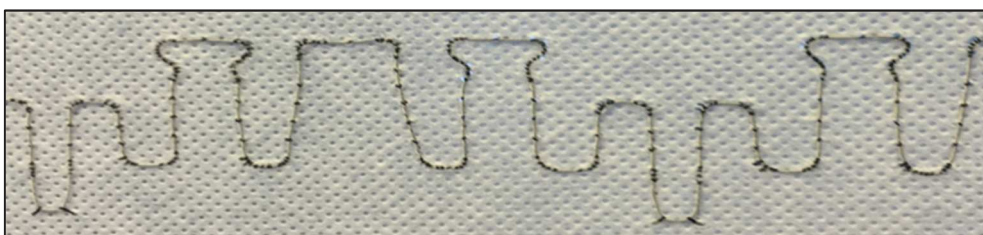


Figura 30.- Ejemplo de “wearables” textil. Fuente: Tibtech document.

1.3.1. “Smart Textile”.

Según la norma “ASTM D8248 - 20 Standard Terminology for Smart Textiles” se distinguen dos nomenclaturas al hablar de textiles inteligentes:

- “**Smart Textile**”: Una fibra, hilo, tela o producto final con una o más propiedades que cambian por diseño en respuesta a estímulos, como los de fuentes mecánicas, térmicas, químicas, eléctricas, magnéticas u otras. (Sinónimos: textil inteligente, sistema textil inteligente, sistema textil inteligente).
- “**E-Textile**”: Una fibra, hilo, tejido o producto final que comprende elementos que dan como resultado un circuito eléctrico o electrónico, con o sin capacidad de procesamiento, o los componentes del mismo. (Sinónimos: textil electromagnético, e-textil).

Por otra parte, la Norma europea “CEN/TC 248/WG 31-Smart textiles: CEN ISO/TR 23383:2020 (sustituye a UNE-CEN/TR 16298:2012 IN): Textiles and textile products - Smart (Intelligent) textiles - Definitions, categorisation, applications and standardization needs”, hace la siguiente clasificación:

- **Material Textil Inteligente:** Material textil funcional que interactúa con su ambiente, es decir, responde o se adapta a cambios en su ambiente.
- **Sistema Textil Inteligente:** El sistema que exhibe una respuesta ideada y aprovechable como una reacción tanto a los cambios en su ambiente/entorno como a una señal (entrada) externa.

El término Textil inteligente puede referirse tanto al **material textil inteligente** como a un **sistema textil inteligente**. Solo en función del contexto se podrá determinar a cuál de los dos es la referencia.

Según esta norma un Sistema Textil Inteligente está compuesto básicamente por (Figura 31):

- Actuadores junto con posibles sensores.
- Dispositivos de gestión de la información.

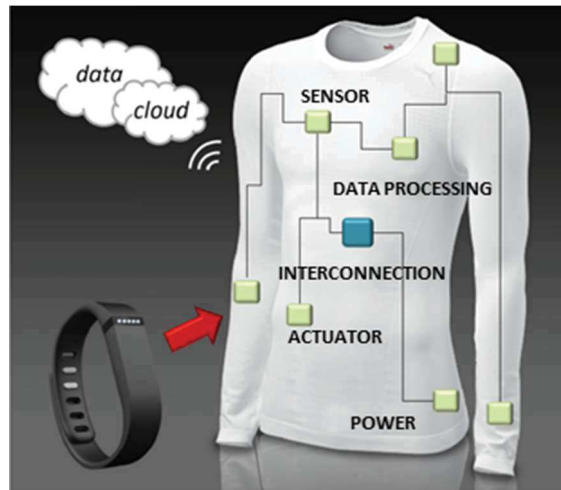


Figura 31.- Componentes básicos de un sistema textil inteligente Fuente: Jakariya Nugraha. Word Press.com.

La información dentro del Sistema Textil Inteligente se puede controlar o gestionar mediante dispositivos electrónicos. A estos sistemas textiles también se les conoce como “*E-textile*”. Algunos autores hacen una clasificación cuando se incorporan sistemas electrónicos realizados con textil y se le conoce como “*Textronics*” [66] (Figura 32).

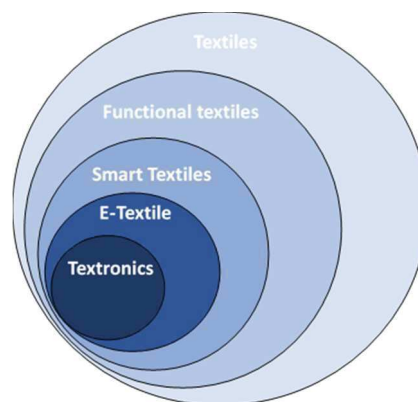


Figura 32.- Jerarquías de sistemas textiles inteligentes. Fuente: propia.

La norma CEN ISO/TR 23383:2020 clasifica a los “*Smart Textiles*” en base a dos funciones: la función energética y la función de comunicación exterior. Dando lugar a 4 tipos (Tabla 3):

Tabla 3. Clasificación de los “*Smart Textiles*”. Fuente: CEN ISO/TR 23383:2020.

	Sin función energética	Con función energética
Sin función de comunicación	NoE-NoCom	E-NoCom
Con función de comunicación	NoE-Com	E-Com

La mayoría de los sistemas textiles inteligentes permitirán realizar al menos uno de estas funciones, como la comunicación (sensores de respiración) o la energía (mochila o bolsillo con baterías fotovoltaicas), o incluso ambas: un detector térmico en chaquetas de bombero que enviarán una señal luminosa.

Una clasificación **no normalizada**, pero ampliamente utilizada es, en base al comportamiento, (Figura 33) la siguiente:

- **Pasivos** (“*Passive Smart Textile*”): Cuando actúan como meros sensores
- **Activos** (“*Active Smart Textile*”): Cuando además de actuar como sensor, actúan sobre un estímulo.
- **Ultra Inteligentes** (“*Ultra Smart Textile*”): Además, de sentir y actuar, son capaces de adaptarse al entorno.

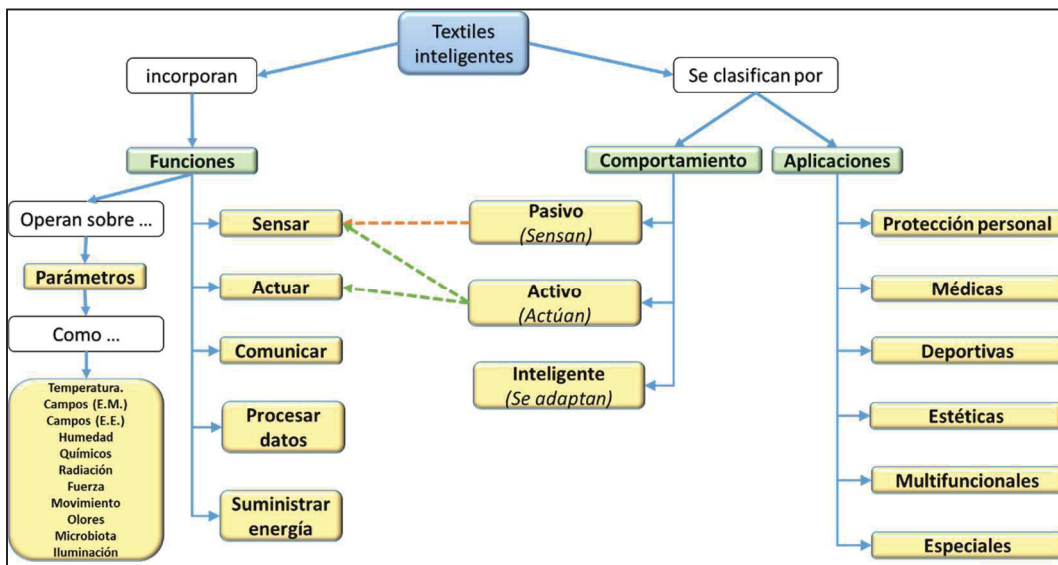


Figura 33.- Clasificación “no normalizada” de textiles inteligentes. Fuente: <http://es.slideshare.com/Carlositx/textiles-inteligentes>

1.3.1.1. “E-Textile”.

Una fibra, hilo, tejido o producto final que comprende elementos que dan como resultado un circuito eléctrico o electrónico, con o sin capacidad de procesamiento, o los componentes del mismo.

Es decir, son textiles que, mediante la incorporación de elementos externos o mediante la modificación de su estructura, actúan como sistema electrónico pudiendo detectar estímulos externos y reaccionar frente a estos.



Figura 34.- “E-Textiles”. Fuente: https://dspace5.zcu.cz/bitstream/11025/37520/1/BP_Martin_Cechura.pdf

En base a la funcionalidad los “E-Textile” podrían clasificarse como:

- **“E-textiles” cuya funcionalidad la confiere un sistema externo:** El textil actúa como un sustento del sistema.
- **“E-textiles” con funcionalidad propia:** El textil es modificado estructuralmente para darle funcionalidad.

Así un textil inteligente puede obtenerse a partir de:

- Fibras con propiedades funcionales o con aditivos que las funcionalizan.
- Hilos o telas a partir del uso de diferentes fibras o capas.
- Acabados superficiales.
- La integración de componentes.

Los desarrollados en esta tesis se pueden incluir en los de integración de componentes.

Las aplicaciones de los “E-Textile” pueden clasificarse en:

- Sensores.
- Calefactores.
- Generadores de energía.
- Almacenamiento de energía.
- Comunicación.

En la presente tesis se han desarrollado sistemas que pueden incluirse en el apartado de **Sensores**.

1.3.1.2. “E-Textile” por integración de componentes.

La naturaleza de los sistemas externos añadidos al textil (o de los elementos que modifican la estructura del material) es, normalmente, de carácter mecatrónico.

- Mecatrónicos: sistemas que abarcan, total o parcialmente, elementos eléctricos, electrónicos, mecánicos, informáticos, telemáticos o de control.

Estos sistemas pueden:

- Tener su propia naturaleza mecatrónica, independiente del textil (ej. microcontrolador, motor).

La norma “CEN/TC 248/WG 31-Smart textiles” ayuda a distinguir entre cuatro niveles de integración de componentes electrónicos que agregan funcionalidad a los textiles (Figura 35).

- **Integración de nivel 1:** El componente electrónico integrado se puede quitar del tejido inteligente sin destruir el producto.
 - La electrónica y el textil son dos elementos independientes unidos por diversos métodos.

- **Integración de nivel 2:** El componente electrónico está unido a la tela de manera que es imposible retírelo sin destruir el producto.
 - La parte electrónica se fija a la tela con un enlace más íntimo y, en principio, se vuelve flexible y lavable como la tela.

- **Integración de nivel 3:** Uno o más componentes son textiles o de acabado textil. Se combinan con componentes electrónicos enlazados, de forma permanente o semipermanente, con una base textil.
 - La parte electrónica está integrada en la tela e incluso en los hilos.

- **Integración de nivel 4:** Todos los componentes del dispositivo electrónico son textiles o de acabado textil (enteramente solución textil).
 - La parte electrónica está hecha de tela.

	Side-by-Side	Hibrido	Integrado	Intrínseco
Denominación CEN WG31	Nivel 1 Integración	Nivel 2 Integración	Nivel 3 Integración	Nivel 4 Integración
	Electrónica aplicada al textil		Electrónica embebida en el textil	
	Retirable	No Retirable	Integrada en el textil	tela/hilo son activos
				

Figura 35.- Cuatro niveles de integración de componentes electrónicos. Fuente: propia.

Los principales métodos de integración son (Figura 36):

- Bordado/cosido (“Embroidery/Stiching”).
- Costura/Punto (“Weaving/Knitting”).
- Impresión (“Patterning”).
- Laminación (“Lamination”).

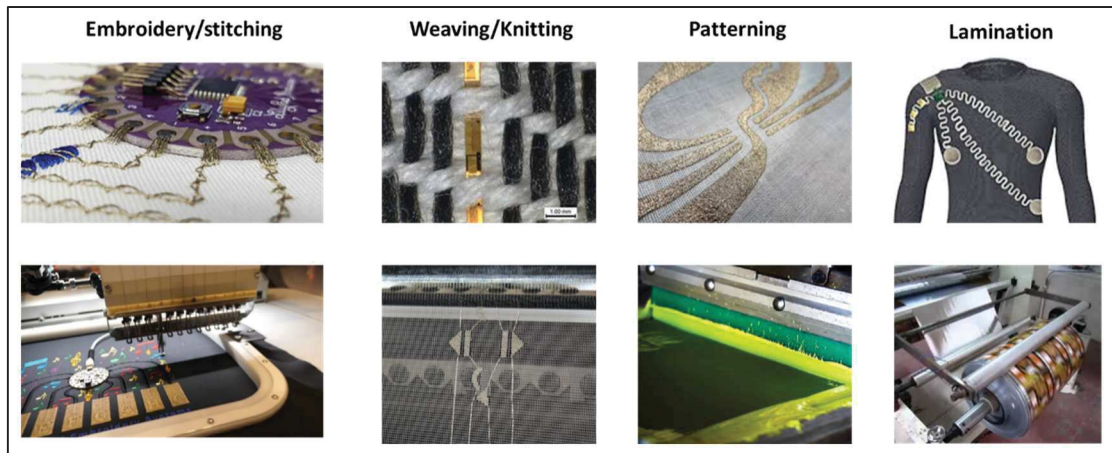


Figura 36.- Principales métodos de integración electrónica en textil. Fuente: propia.

En el **nivel 1 y 2** se incorporan sistemas electrónicos al textil [67]–[78]. El PCB contiene el diseño electrónico y el textil actúa como un **segundo sustrato** con conductores que realizan la conexión con otros componentes. Como ejemplo, Locher, I. *et al* [68] (Figura 37) expone métodos y algoritmos viables para establecer una estructura de enrutamiento en textiles mientras mediante impresión herramientas estándar de “*printed wire board*” (PWB).

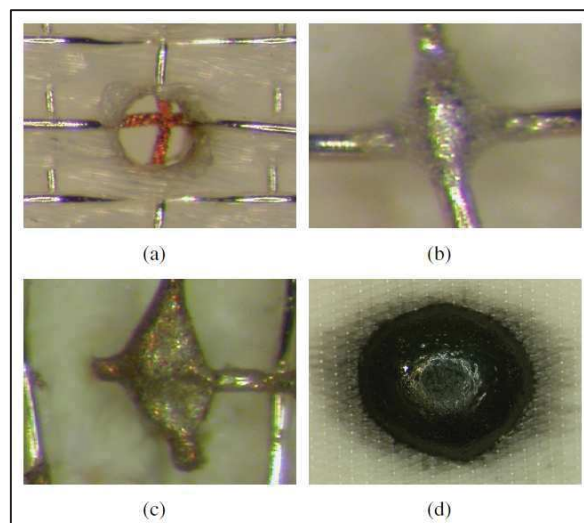


Figura 37.- Proceso de fabricación de una vía textil: (a) desollar, (b) conectar, (c) cortar, (d) puntear. Fuente:[68].

Las fibras e hilos conductores se pueden enrutar (o entrelazar) dentro de una tela textil durante los procesos de formación de la tela, como el tejido (“*weaving*”) [79], [80] (Figura 38) y el tejido de punto (“*knitting*”), [81]–[84] (Figura 39) o se pueden introducir los mismos hilos conductores en la tela después de la formación de la tela mediante bordado (“*embroidery*”) [79],[85]–[90] (Figura 40) o costura (“*stitching*”) [91] (Figura 41). Los conductores también se pueden incorporar a la tela mediante tintas conductoras (“*patterning*”) [68],[92]–[100] (Figura 42) utilizando tecnologías como “*screen-printing*”, “*inkjet*”, etc.

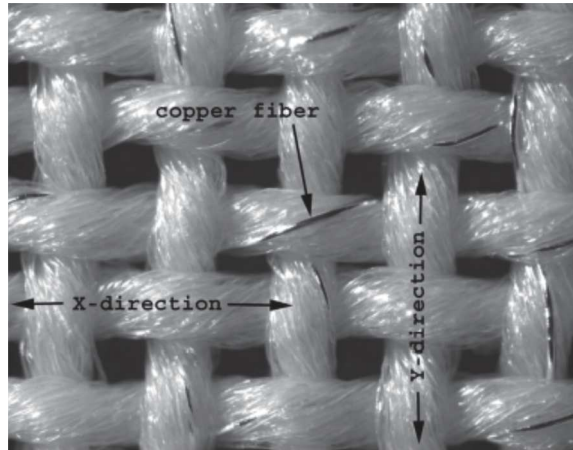


Figura 38.- “Weaving”: Cottet et al, presentan la caracterización de líneas de transmisión realizadas con tela tejida con fibras de cobre. Fuente:[80].



Figura 39.- “Kintting”: Maziz et al, presentan músculos artificiales con fibras electroactivas como una estructura de género de punto para monitorización respiratoria que comprende hilos recubiertos de polímero conductor (hilo negro) tejido junto con hilo normal (blanco). Fuente:[82].

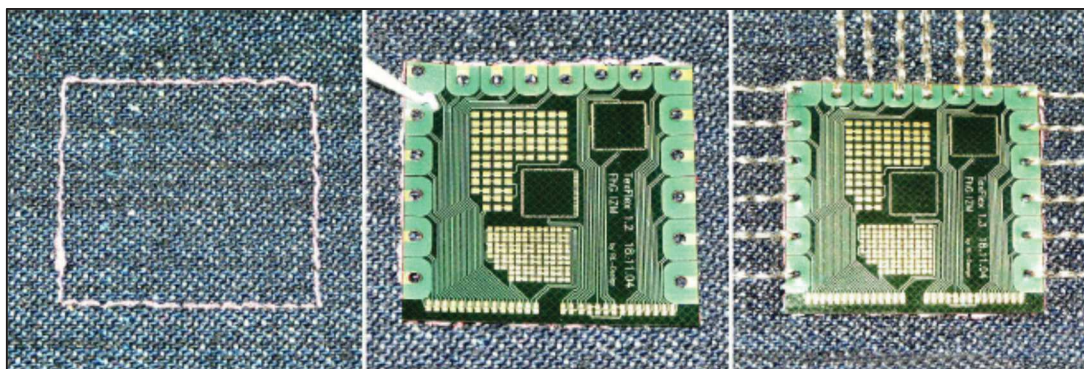


Figura 40.- “Embroidery”: Linz et al, presentan cómo se puede utilizar el bordado común para integrar la electrónica en el entorno textil de una manera liviana y rentable. Marcador bordado (izquierda); colocación del sustrato flexible a lo largo del marcador (centro); sustrato flexible interconectado con hilo conductor que se borda a través de las almohadillas de contacto (derecha). Fuente:[86].

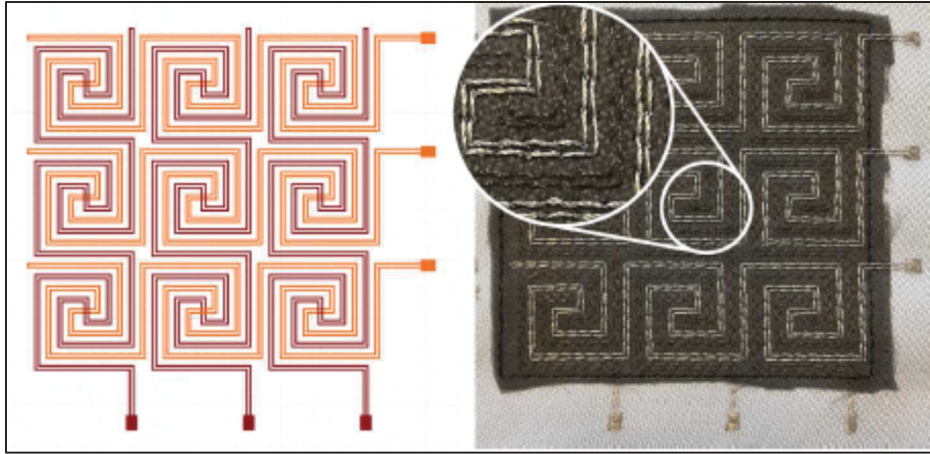


Figura 41.- “Stitching”: Pepler, K. et al, presentan un método novedoso para incrementar en distintas telas el número de sensores de presión basados en textiles utilizando una máquina de bordar lista para usar. La figura muestra un patrón Meander que se puede utilizar para construir matrices de sensores, al igual que cualquier patrón con intersecciones de electrodos. Coser un segundo trazo de respaldo ligeramente desplazado para cada electrodo puede mejorar la durabilidad. Fuente: [91].



Figura 42.- “Patterning”: Ferri et al, presentan un “touchpad” textil basado en una geometría de diamante mediante serigrafía. En la figura (a) prueba de funcionamiento en una superficie curva que toca dos puntos diferentes; y (b) prueba de funcionamiento tocando en el mismo punto, pero sobre una superficie plana y curva, obteniendo el mismo resultado. Fuente:[100].

En el **nivel 2 y 3** se embeben sistemas electrónicos al textil [101]–[112]. El proceso de embeber suele ser crear una estructura fibrilar del material deseado, con esta estructura se crean las fibras que conforman hilos con los que se conforman los textiles tejidos, no tejidos o de punto. Como ejemplo, de Mulatier *et al* [106], presentan cuatro enfoques para la fabricación textil inteligente: circuitos textiles, fibras funcionalizadas, circuitos flexibles y circuitos elásticos híbridos (Figura 43).

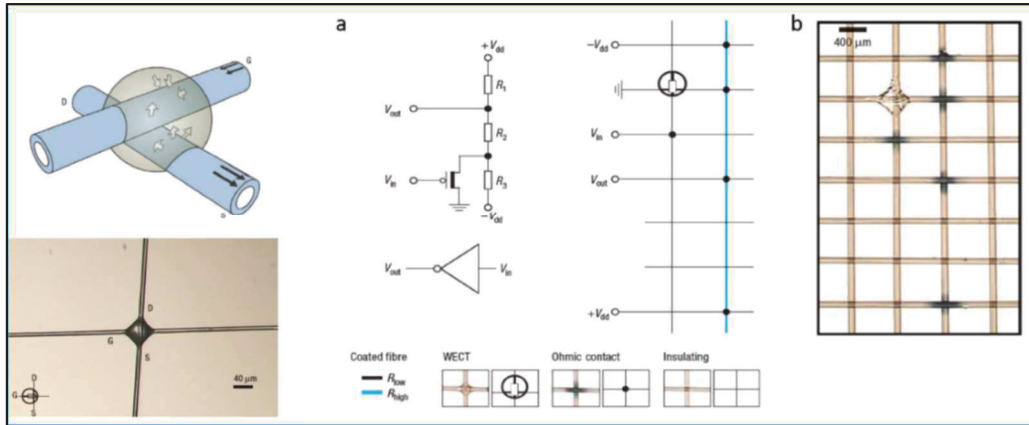


Figura 43.- Imágenes de transistores electroquímicos (ECT) planos y cilíndricos, a) Diseño y construcción de circuitos lógicos, b) Micrografía óptica de una tela/malla construida Fuente: [106].

1.3.2. Sensores textiles.

Se pueden realizar varias clasificaciones de los sensores textiles, pero en la actualidad hay dos grandes grupos de sensores textiles: para detección de parámetros físicos y electroquímicos. Prácticamente la mayoría de los sensores textiles están asociados con la detección de parámetros relacionados con la salud. Por ejemplo, los sensores de tensión y de presión se utilizan para detectar la frecuencia respiratoria, el pulso, las actividades musculares y los gestos del usuario [113] causado por una fuerza mecánica o el estiramiento del cuerpo.

Se puede utilizar un sensor de pH para detectar el cambio en el sudor, [114] mientras que un sensor biomolecular puede detectar cambios en la glucosa o el lactato [115]. La Figura 44 muestra las partes del cuerpo donde se pueden utilizar “wearables” para determinar parámetros relacionados con la salud aunque no todos estos dispositivos son realizables en textil.

Una de las ventajas de los sensores textiles es que no solo son flexibles, sino que también son elásticos. Los materiales utilizados en el diseño de los sensores deben ser flexibles, livianos, delgados y adaptables para facilitar de manera efectiva el control de la salud personal [116]. Con este fin, el textil presenta oportunidades para doblar y estirar circuitos electrónicos y sensores juntos con su entorno.

Además del sustrato, los elementos activos del sensor también deben ser flexibles y/o extensibles porque la compatibilidad de los circuitos electrónicos, con estos sustratos flexibles, es importante para dispositivos completamente funcionales con uso prolongado. Se pueden usar varios materiales extensibles [117], como tintas conductoras [118], láminas de grafeno [119], nanocables [120], nanocintas [116] y películas de nanotubos [121]. Como ejemplo, Seyedin, S. *et al* [81], presenta un sensor de deformación mediante textil de punto utilizando fibras altamente conductoras y estirables de PU/PEDOT (Figura 45).

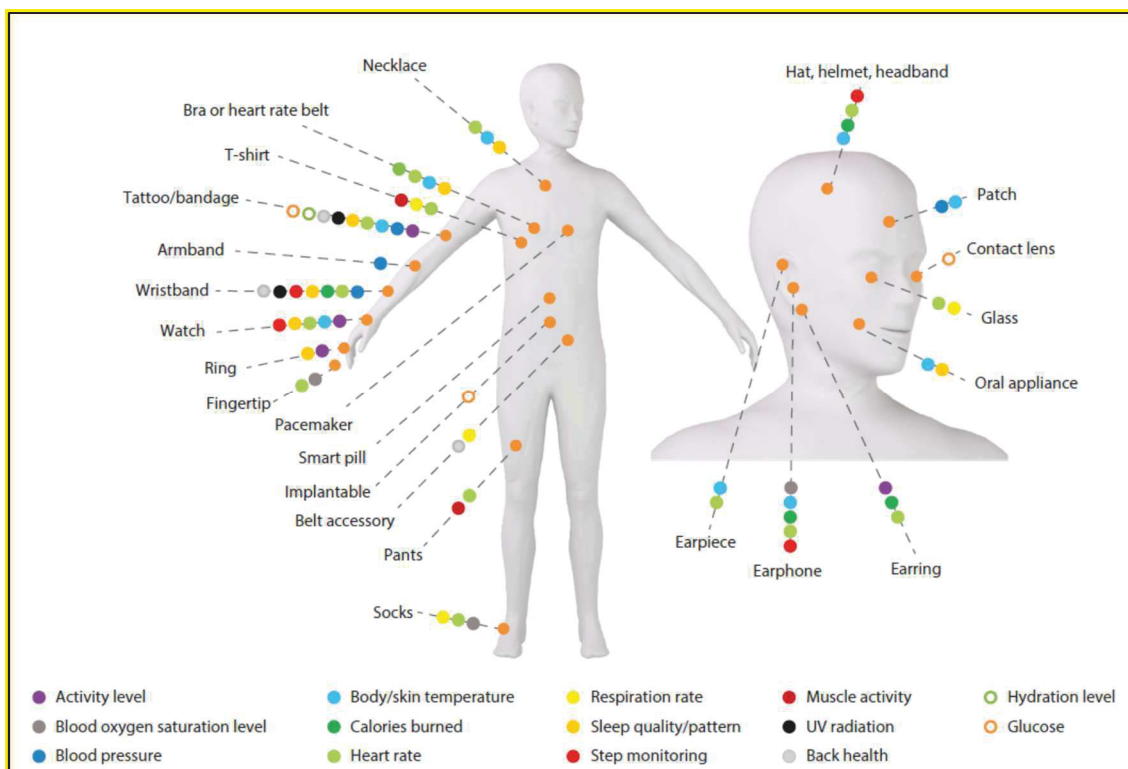


Figura 44.- Dispositivos portátiles que se usan en varias partes del cuerpo y los parámetros que pueden monitorear. Fuente:[122].

Los sensores en el textil se pueden dividir en dos grupos específicos:

- **Sensores externos incorporados al textil con diferentes técnicas.** El textil actúa solo de soporte.
- **Textiles en los que la propia estructura textil actúa como sensor.** Son los llamados “*Smart Fabric Sensors*”.

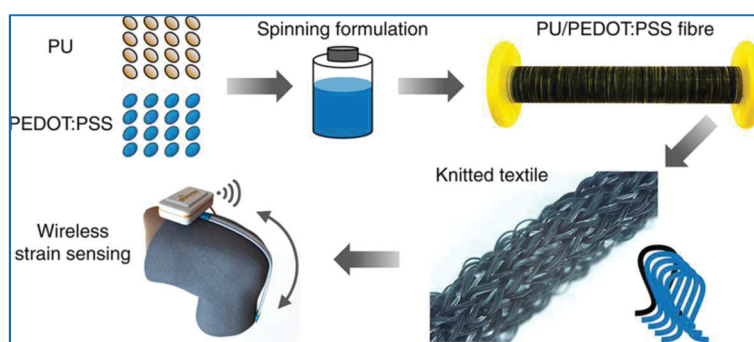


Figura 45.- Tejidos con sensor de deformación de fibras totalmente poliméricas altamente conductoras. Fuente:[81].

1.3.2.1. Sensores externos incorporados al textil.

La integración de la electrónica en los textiles se puede realizar de dos formas (Figura 46):

- Incrustándolas en la tela: soldadura, adhesivos conductores, bordado, crimpado, interconexión forzada o por tejeduría.
- Integrándolas en las fibras textiles: empotrar.



Figura 46.- Métodos de incorporación de textiles externos al textil. Fuente: propia.

Wicaksono, I. *et al* [123], presentan un traje adaptable para realizar sensores fisiológicos multimodales a gran escala (temperatura, frecuencia cardíaca y respiración) in vivo, realizando la electrónica en sustrato flexible de poliamida para posteriormente integrarla entre dos capas del textil (Figura 47). Satharasinghe, A. *et al* [124], presenta un novedoso hilo con fotodiodos incrustados, que ofrece nuevas posibilidades para aplicaciones que incluyen la monitorización de los signos vitales corporales, incluida la frecuencia cardíaca, el oxígeno en sangre y la temperatura de la piel, y las condiciones ambientales como luz, humedad y radiación ultravioleta (Figura 48).

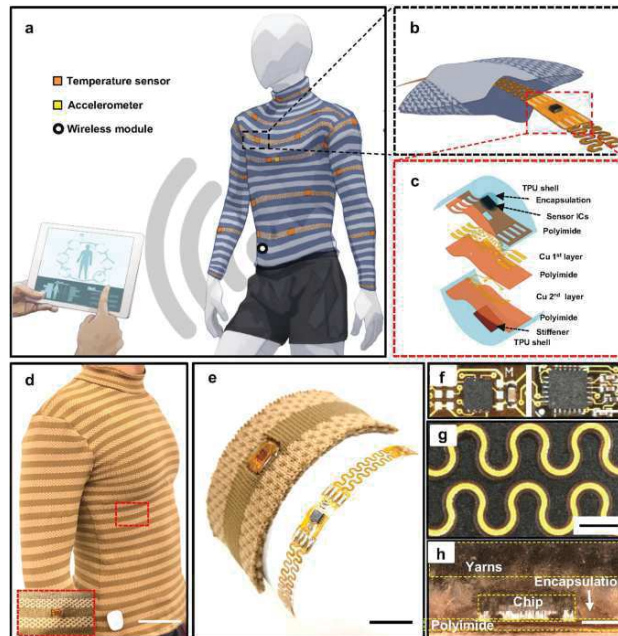


Figura 47.- (a) Posicionamiento del sensor con temperatura y acelerómetro (latido del corazón y respiración), (b) canal textil para incrustar tiras electrónicas flexibles y extensibles, y (c) vista en despiece de circuito flexible con sensores. (d) Una fotografía del prototipo final de E-TeCS que muestra su adaptabilidad al usuario, (e) tira electrónica elástica flexible desnuda (derecha) y tira electrónica tejida en un tejido de punto (izquierda). (f) Imagen de microscopía del sensor de temperatura (izquierda), acelerómetro (derecha,) y (g) módulos de interconexión y (h) vista en sección transversal de un E-TeCS módulo incrustado en una capa de polidimetilsiloxano (PDMS). Fuente:[123].

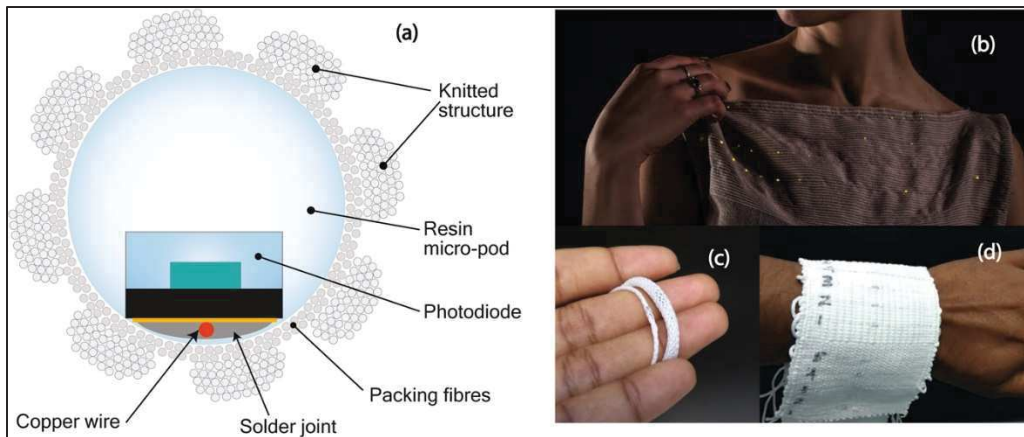


Figura 48.- Hilos electrónicos y textiles electrónicos resultantes. (a) Un esquema de la vista en sección transversal del hilo incrustado con fotodiodo. (b) Tejido electrónico con hilos LED incrustados de desarrollos anteriores. (c) Hilos incrustados con fotodiodos. (d) Tejido confeccionado con hilos incrustados con fotodiodos para pruebas de lavado. Fuente: [124].

1.3.2.2. “Smart Fabric Sensors”.

Los tejidos que están desarrollados específicamente con propiedades de detección se denominan sensores de tejido inteligente (“Smart Fabric Sensors”); estos son sensibles a múltiples estímulos físicos y químicos como cambios de temperatura, presión, fuerza, corriente eléctrica, entre otros.

Los elementos sensores se pueden incorporar a los tejidos a cualquier nivel, dependiendo del elemento estructural del tejido que se esté modificando o sensibilizando (Figura 49).

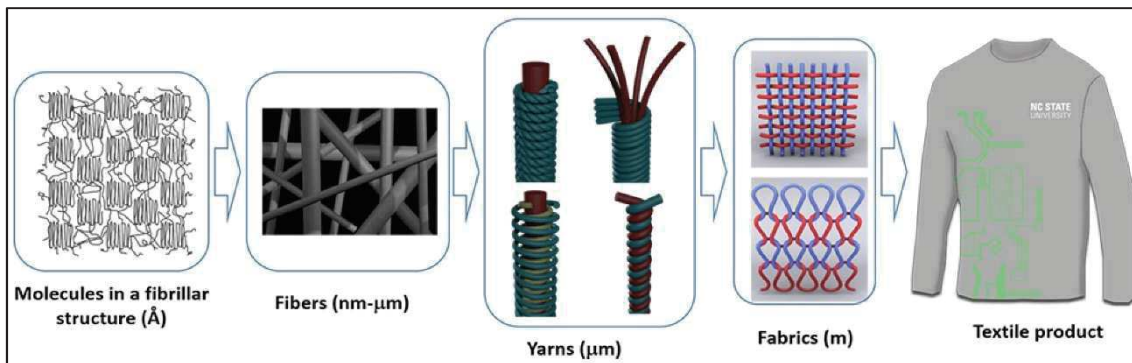


Figura 49.- Jerarquía y escala de las estructuras textiles. Fuente:[125].

Wu, R. *et al* [102], presentan un sensor de presión de tela con un sistema de monitoreo inalámbrico sin batería, donde una tela con penetración 3D intercalada entre dos electrodos de tela altamente conductores actúa como una capa dieléctrica (Figura 50).

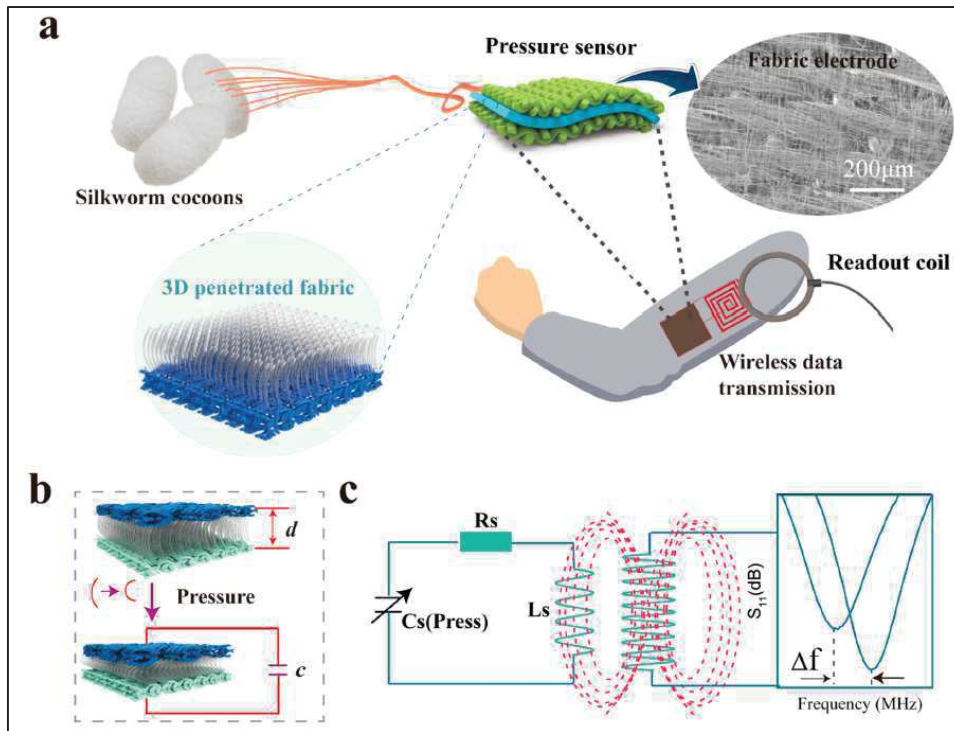


Figura 50.- Fabricación del sensor de presión textil LC inalámbrico. (a) Esquema del sensor que combina un sensor de prensado de tejido flexible que contiene electrodos de tejido conductor y tejido penetrado en 3D con un sistema de detección inalámbrico LC basado en la bobina inductora de fibra. (b) Esquema de la tela penetrada en 3D como capa dieléctrica para el sensor de capacitancia durante el cambio bajo presión. (c) Esquema del sistema de monitoreo inalámbrico para el sensor de capacitancia. Fuente: [102].

1.4. Electrodo textiles para monitorización electrocardiográfica.

La detección temprana de trastornos cardíacos antes de que ocurra una afección grave es vital, por lo que se deben utilizar medidas y controles continuos y a largo plazo de señales fisiológicas como la electrocardiografía (ECG).

En la actualidad los sensores de ECG son flexibles, individuales y desechables basados fundamentalmente el sustratos plásticos y electrodos de Ag/AgCl. Las nuevas líneas de investigación están tendiendo a crear electrodos textiles que permiten convertir el textil en sí mismo en un electrodo sensor capaz de monitorear la señal de ECG cuando el paciente necesita un monitoreo cardíaco a largo plazo.

La práctica totalidad de los textiles son intrínsecamente no conductores de la electricidad y, por lo tanto, no se pueden usar directamente para aplicaciones de biodetección. La detección o transmisión de las señales por el tejido requiere que este sea conductor o incorpore elementos conductores. Actualmente los tejidos permiten la detección o la transmisión de señales integrando metales, materiales de carbono o polímeros conductores en la estructura textil a través de varias técnicas [126]–[132]. La conductividad eléctrica debe ser suficientemente alta [133], [134] para detectar las señales electrofisiológicas del corazón de muy pequeñas amplitud, teniendo así una alta calidad de señal [135]. Como resultado de esta alta conductividad se obtiene una menor impedancia de los electrodos de la piel, parámetro fundamental para la medición y adquisición del ECG.

Por otra parte, el textil debe permitir el lavado, planchado y almacenado de los sensores. También deber ser ligeros, confortables, sin obstaculizar el movimiento y la actividad diaria del paciente [136].

Los sensores textiles pueden incorporar, además de los electrodos de captación (pasivos), sistemas electrónicos de medida y transmisión de señales (activos) [137]–[141]. Esto implica que se deban incorporar al textil conductores eléctricos para unir los distintos elementos del sensor.

En general los electrodos ECG de textil suelen ser de tipo seco [142]–[145], pero pueden incorporar geles conductores [146]–[149]. Se pueden clasificar en:

- **Electrodos de contacto:** el acoplamiento físico directo se establece entre la piel y el electrodo [150], [151] permitiendo una detección de señal robusta y con poco ruido [135]. Deben ser biocompatibles al estar en contacto con el paciente.
- **Electrodos sin contacto:** no hay contacto físico con la piel y los electrodos, separados por material dieléctrico [152] y a una distancia fija. Se basan en el principio de detección del campo eléctrico creado por las corrientes de desplazamiento en el cuerpo a través del acoplamiento de cargas entre la piel del paciente y el electrodo. Se denominan electrodos acoplados capacitivamente [153], [154].

Los electrodos de contacto son los más utilizados habitualmente al proporcionar una mejor calidad de señal. Para desarrollar estos electrodos se utilizan actualmente varias tecnologías, empleando:

- **Conductores metálicos.**
- **Recubrimientos de carbono.**
- **Polímeros conductores.**

1.4.1. Electrodos con conductores metálicos.

1.4.1.1. Hilos metálicos.

Se fabrican integrando hilos metálicos en los textiles. Los hilos metálicos consisten en fibras o filamentos metálicos que se procesan como fibras textiles estándar para crear un hilo. Los hilos metálicos pueden ser una aleación de varios metales, que pueden incluir plata, acero, grafito, cobre, estaño y níquel. Se pueden desarrollar electrodos de tela metálica integrando hilos metálicos compuestos de estas fibras metálicas, durante la etapa de fabricación (Figura 51).

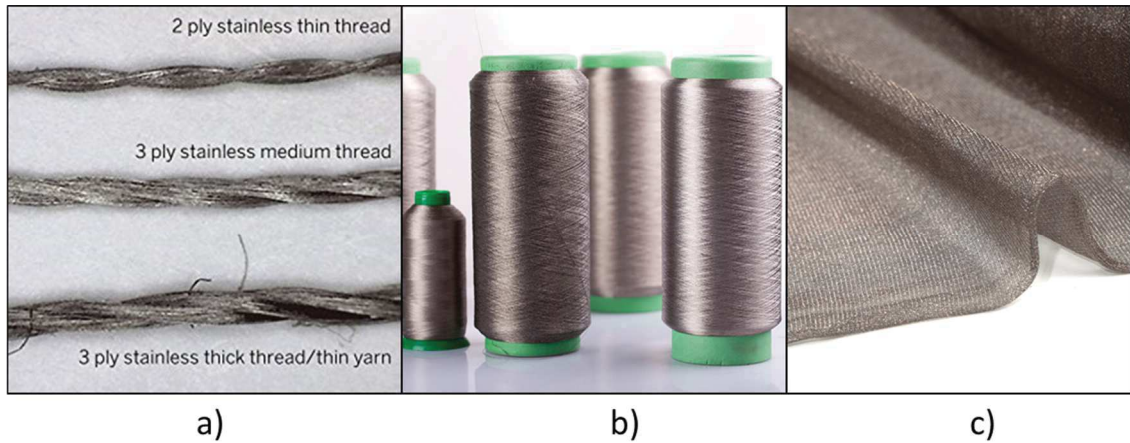


Figura 51.- a) Tipos de hilo de aceros inoxidables de 2 y 3 capas (Fuente: Elmwood Electronics), b) hilo conductor de plata (Fuente: madeira), c) tela de tejida con hilos de plata (Fuente: Statex).

- **Electrodos de contacto.**

En estos electrodos es fundamental el contacto entre la piel y el electrodo. La presión de los electrodos afecta la impedancia piel-electrodo, que a su vez afecta directamente la calidad de la señal del ECG medida. El aumento de la presión aplicada provoca una disminución de la impedancia de los electrodos de la piel y del ruido por efecto del movimiento [155], [156]. Otro aspecto importante es el tamaño de los electrodos, en este caso la impedancia piel-electrodo disminuye a medida que aumenta el tamaño del electrodo debido a un aumento en el área de contacto [147], [157], [158]. Como ejemplo, Di Rienzo *et al* [159], presentan un chaleco de tela en el que se incorporan dos electrodos, tejidos de fibra conductora situados alrededor del tórax. El contacto entre el electrodo y la piel del cuerpo se garantizaba ya que el chaleco es elástico, compuesto de algodón y lycra (Figura 52).

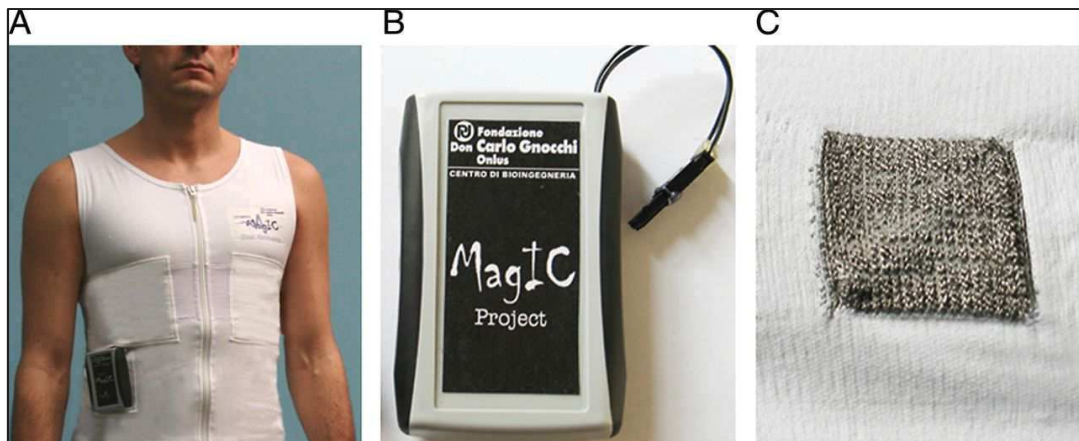


Figura 52.- (A) Sistema MagIC utilizado para el estudio. (B) Módulo electrónico portátil. (C) Electrodo de ECG tejido. Fuente:[159].

A pesar de la buena conductividad de los hilos metálicos, que facilita el registro de la actividad cardíaca, tienen ciertas limitaciones, como son el peso del metal, flexibilidad limitada, son abrasivos y desagradables cuando entran en contacto con la piel y no suelen ser lavables [160], [161]. Por otra parte, deben ser biocompatibles, lo que hace que la mayoría de los metales no sean adecuados.

- **Electrodos sin contacto.**

Algunos de los inconvenientes de los electrodos de contacto son, entre otros, su abrasión, ser desagradables cuando entran en contacto con la piel y no ser biocompatibles, se solucionan con los electrodos sin contacto. El problema de estos electrodos radica en el cambio dieléctrico debido a su contacto indirecto y el desajuste capacitivo causado por el movimiento del paciente y la respiración [162], [163]. Para mejorar este inconveniente se utiliza el mismo método que con los electrodos de contacto: la presión sobre el electrodo (Figura 53) [164].



Figura 53.- Componentes del sistema de monitorización integrado textil por electrodo acoplado capacitivamente. Fuente: [164].

1.4.1.2. Tintas metálicas.

Se han desarrollado en los últimos años una gran variedad de tintas tal como se ha comentado en los puntos 1.2.1. Las tintas conductoras pueden ser de partículas metálicas como la plata, cobre, platino, oro, níquel o aluminio. Recientemente se han desarrollados tintas con nanopartículas, fundamentalmente, de oro y plata. La deposición se realiza con distintas tecnologías, serigrafía, etc. ya comentadas en el punto 1.2.2. Tienen tan buena conductividad como sus semejantes en hilos y también sus mismos inconvenientes, aunque alguno de ellos como la abrasión, corrosión, etc. son resueltos con el uso de nanopartículas o nanotubos [95], [165]–[168].

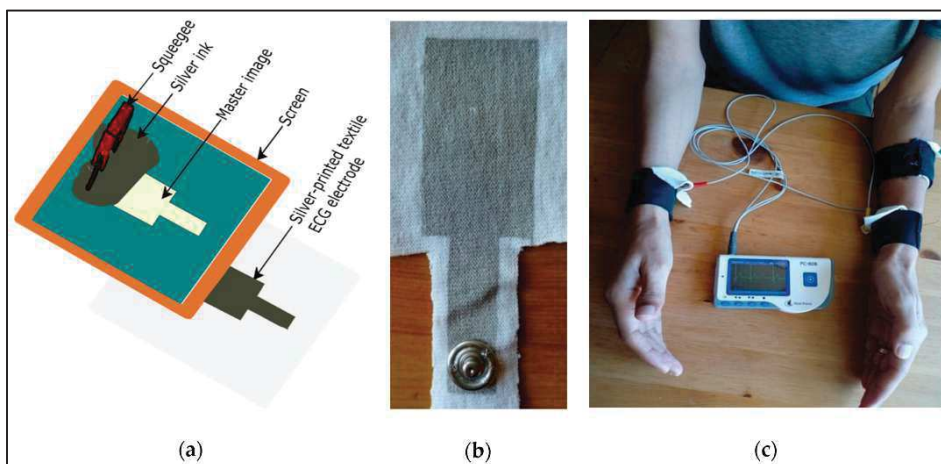


Figura 54.- (a) Diagrama de bloques para el proceso de serigrafía; (b) Vista frontal del electrodo desarrollado; (c) Configuración de colocación de componentes para la medición de ECG. Fuente:[165].

Como ejemplo, Niguse, A.B. *et al* [165], presenta desarrollos de electrodos textiles impresos en plata a partir de tejido de algodón y poliéster para la monitorización del ECG; la tinta de plata es de Metalon con un 75% de contenido de sólidos y un tamaño de partícula de 1.5 μm serigrafiada sobre un tejido de algodón y otro de poliéster (Figura 54).

1.4.2. Recubrimientos de carbono.

Las nuevas tendencias incluyen el uso de materiales derivados de nanoestructuras del carbono, como pueden ser el grafeno (capa individual de átomos de carbono), nanotubos de carbono (versión enrollada del grafeno) y fibras de carbono. El grafeno proporciona una serie de ventajas como son una buena flexibilidad (10 veces más que silicio), bajo coste, resistencia a la corrosión, alta elasticidad, alta resistencia y buena conductividad eléctrica [169], [170]. Estas ventajas se han aprovechado para la monitorización de biopotenciales [128], [150], [151], [171]. La conductividad eléctrica de los materiales basados en carbono es muy baja en comparación con la de los metales y, por lo tanto, para compensarlo se exige un aumento de la cantidad de material de carbono, pero esto perjudica las propiedades mecánicas del textil. Los estudios sobre biocompatibilidad muestran que también existen propiedades toxicológicas en los nanotubos de carbono [172]. Como ejemplo Yapici, M.K. *et al* [150], presenta un electrodo propuesto sumergiendo tejido de nailon en una solución de óxido de grafeno reducido (rGO) seguido de un tratamiento térmico posterior para permitir el recubrimiento conformado de las capas conductoras de grafeno alrededor de la tela, logrando una excelente conformidad y correlación cruzada del 97% entre las señales medidas con los nuevos electrodos textiles revestidos de grafeno y los electrodos convencionales (Figura 55).

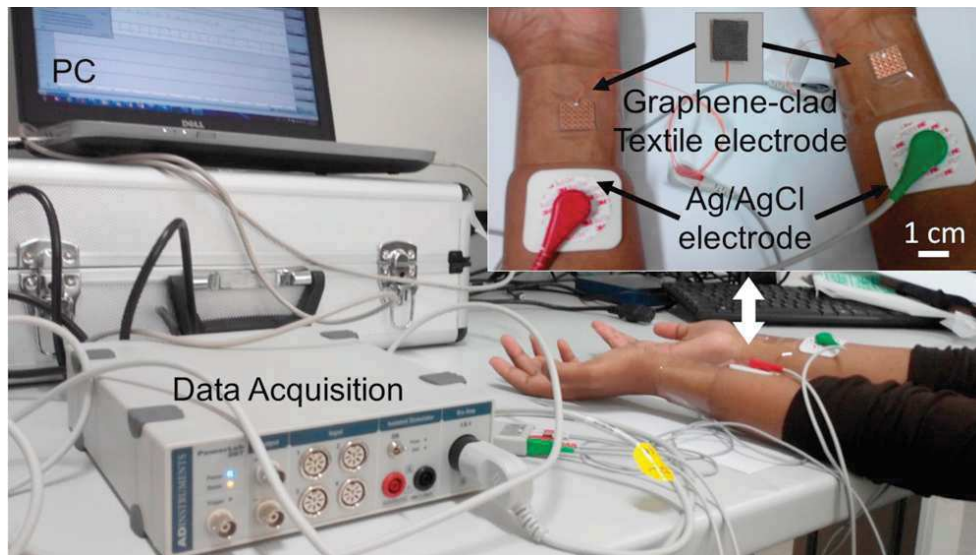


Figura 55.- Configuración de medición de ECG que muestra el electrodo de tela y el electrodo comercial de Ag/AgCl. Fuente:[150].

1.4.3. Polímeros conductores.

El desarrollo de los polímeros orgánicos conductores ha permitido el desarrollo de las fibras poliméricas intrínsecamente conductoras (ICPs) en el mundo textil. Se emplean polímeros conductores que se definen generalmente como polímeros orgánicos capaces de conducir electricidad, exhibiendo un comportamiento conductor o semiconductor. Los principales polímeros conductores son polímeros conjugados, polímeros que contienen ciclos aromáticos y polímeros conjugados que contienen ciclos aromáticos. Entre los polímeros conductores destacan el polipirrol (PPy) [173], polianilina (PANI) [174] y poli-3,4-etilendioxitiofeno dopado con poli(estireno-sulfonato) (PEDOT: PSS) [175].

Los polímeros conductores para textil, se pueden obtener polimerizando directamente el polímero sobre el textil a partir de un monómero o revistiendo un polímero ya polimerizado sobre el textil. El revestimiento polimérico del textil puede ser muy fino (por debajo de la micra) y homogéneo, dependiendo del tiempo de síntesis y de las concentraciones de reactivo. El control de este espesor es fundamental ya que afecta a la conductividad final del hilo [132], [176].

Por otra parte, también se obtienen hilos conductores generando fibras directamente de polímeros conductores sin ser necesaria la inclusión de un material textil [177], [178].

Con diferencia, el mayor número de electrodos de ECG en textil se realizan con PEDOT:PSS, con una buena calidad de la señal de ECG a pesar de que tener una alta impedancia de contacto piel-electrodo, en general [143], [168], [179]–[182]. Como ejemplo, Shiyi Xu *et al* [183], presentan electrodos de PEDOT: hidrogel PSS con apósito, gasa, toallitas higiénicas esponja y papel de filtro detectando en todos los casos las señales ECG (Figura 56).

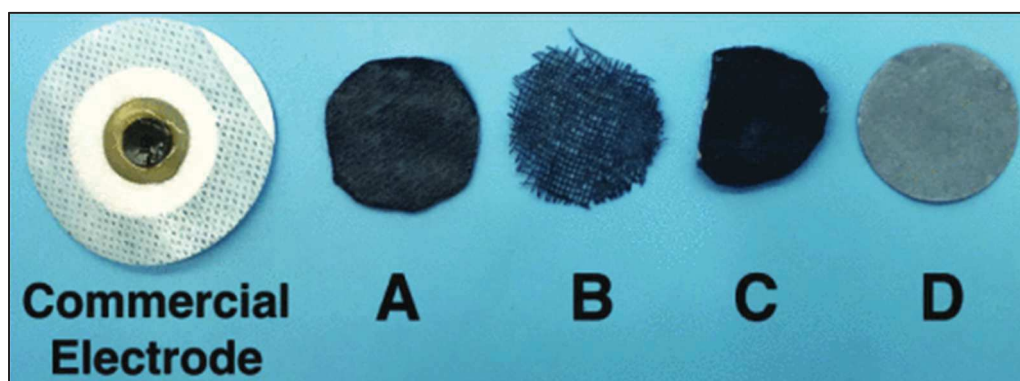


Figura 56.- Electrodos fabricados con diferentes materiales (de izquierda a derecha: electrodo comercial Ag/AgCl, A: electrodo de apósito para heridas, B: electrodo de vendaje de gasa, C: electrodo de esponja para compresas sanitarias, D: electrodo de papel de filtro, y sus diámetros eran todos $\phi 33$ mm.). Fuente:[183].

Las principales limitaciones de la utilización de polímeros conductores es que son inestables en el aire, conductividad eléctrica relativamente baja y malas propiedades mecánicas [132]. Otra limitación, ésta común a la mayoría de los electrodos comentados, es el efecto del movimiento corporal sobre la calidad de la señal del ECG y la estabilidad a largo plazo [147], [180], [184], [185].

1.5. Sensores táctiles y gestuales textiles.

Los sensores táctiles y gestuales textiles pertenecen a un grupo mayor de sensores táctiles flexibles y estirables donde se encuentran todos aquellos sensores que pueden medir presión, cizallamiento, tensión mecánica, curvatura y pulso eléctrico (Figura 57).

1.5.1. Sensores táctiles textiles.

Los sensores táctiles pueden medir la distribución de presión ejercida sobre dicho sensor. En general se pueden clasificar en tres tipos:

- **Resistivos:** se basan en la deformación geométrica del material la cual provoca un aumento lineal de la resistividad del conductor.
- **Piezorresistivos:** basados en aleaciones de Ni o Pt, la deformación geométrica del material la cual provoca un aumento no lineal de la resistividad del conductor.
- **Capacitivos:** se basan en la deformación del dieléctrico de un elemento capacitivo. La fuerza aplicada cambia el espesor del dieléctrico lo que provoca un cambio en el campo eléctrico y por lo tanto la capacidad del sensor.

Al igual que sucede con los sensores de ECG (punto 1.4), las tecnologías de fabricación son el bordado [90], [186]–[188], costura [189]–[196], punto [197]–[200] e impresión [201], [202] y al igual que los sensores ECG, se utilizan distintos tipos de materiales (puntos 1.4.1, 1.4.2 y 1.4.3). como son los conductores metálicos [203]–[207], conductores derivados del carbón [110], [208]–[211] y polímeros conductores [212]–[216].

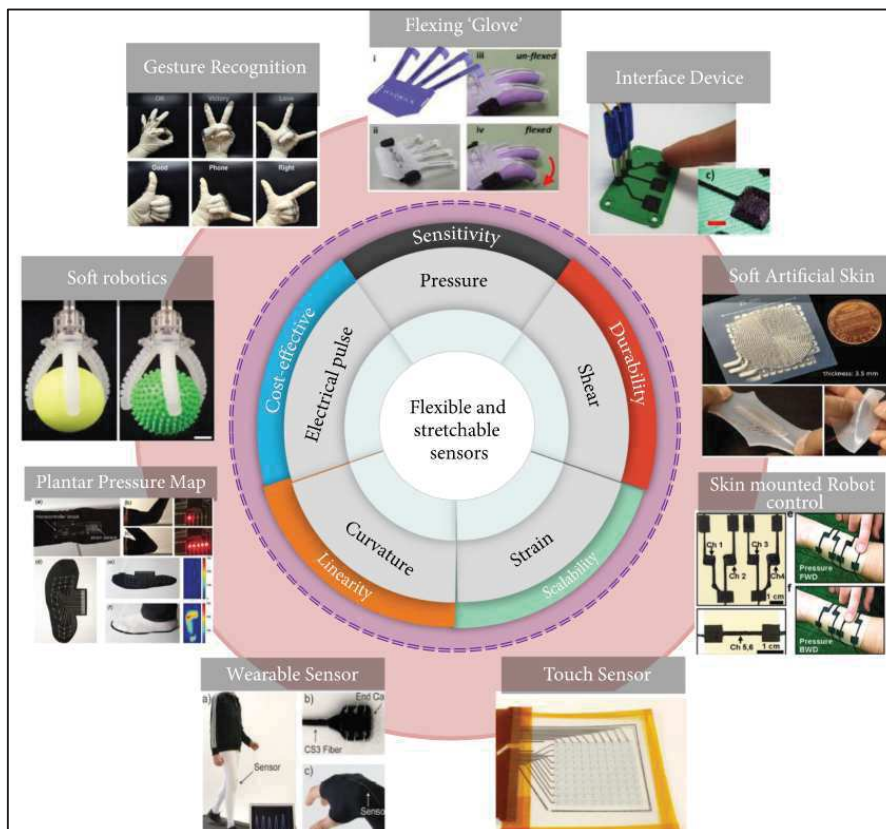


Figura 57.- Clasificación por tipo de sensado de los sensores táctiles flexibles y estirables. Fuente: [63].

Meyer, J. *et al* [186] , presentan un sensor de presión capacitivo textil que consta de una estructura básica de tres capas que forma una capacitancia con un dieléctrico no conductor, los conductores se han bordado con hilo recubierto de plata para formar una serie de electrodos conectados individualmente (Figura 58).

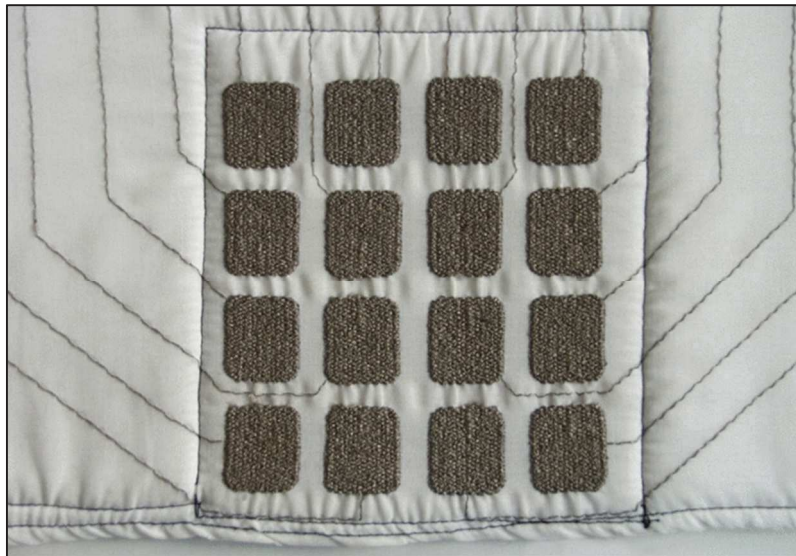


Figura 58.- Sensor de presión textil con 16 elementos sensores bordados con hilo conductor. Fuente: [186].

Yi, L. *et al* [201], presentan un condensador flexible para aplicaciones portátiles que se ha impreso completamente con inyección de tinta en un tejido de algodón poliéster 65/35 estándar utilizando un nuevo material dieléctrico de poli (4-vinilfenol) (PVP).

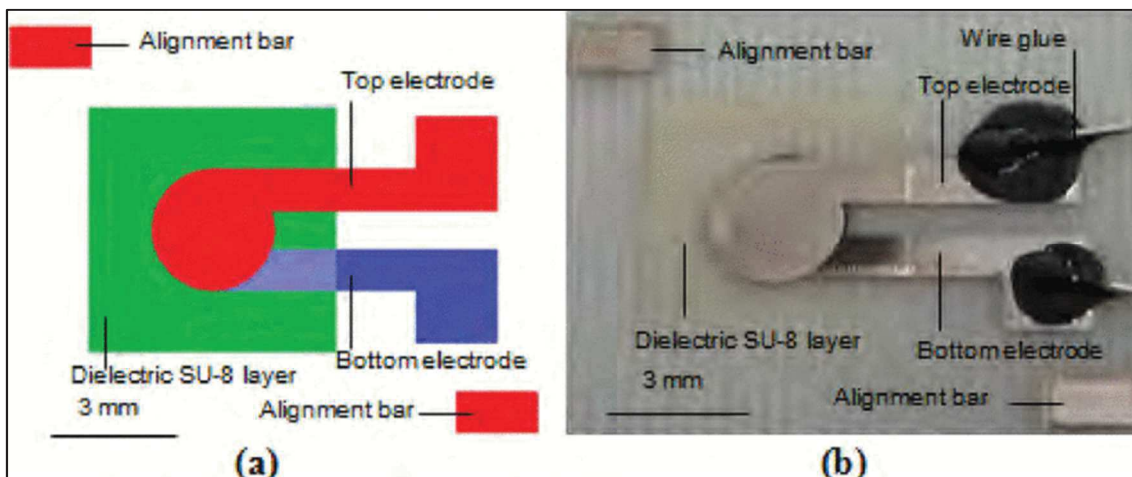


Figura 59.- Vistas superiores de (a) el diseño L-Edit para el condensador impreso por inyección de tinta y (b) del condensador totalmente impreso por inyección de tinta con cables conectados. Fuente: [201].

1.5.2. Sensores gestuales textiles.

Los gestos son un método habitual de comunicación. Gestos con las manos, posturas corporales o movimientos de cabeza, son métodos de comunicación efectivos. En general, los gestos se pueden clasificar en tres tipos según la zona del cuerpo que se utilice:

- Corporales: acciones o movimientos de todo el cuerpo.

- Manos y brazos: poses de brazos, gestos con las manos.
- Cabeza y cara: asentir o negar con la cabeza, guiñar los ojos, mover los labios.

Los gestos realizados con la mano, como una de las formas para que el ser humano transmita información y exprese una intención intuitiva, tiene las ventajas de un alto grado de diferenciación, una gran flexibilidad y una alta eficiencia de transmisión de información [217].

Hay dos tecnologías fundamentales en el sensado de gestos [218], [219]:

- Basados en imágenes.
- No basados en imágenes: guantes, bandas en brazos, ultrasonidos.

En cuanto a los sensores gestuales textiles, existen distintas aproximaciones. Algunos de ellos se centran en sensores de flexión suave basados en materiales específicos para adaptarse a la naturaleza flexible y deformable del cuerpo humano [220]. Las soluciones de correas conductoras elásticas [221] o los tejidos altamente flexibles [222] han despertado cierto interés. Estas soluciones se utilizan normalmente como pequeñas piezas de material adheridas a la ropa en una posición específica. Otros grupos de soluciones están incrustados en la tela. Estos sensores combinan diferentes capas de tejidos conductores y no conductores, como fundas inteligentes. Estas fundas inteligentes con tejidos deformables permiten la detección de una amplia gama de gestos deformables [223]. Otros enfoques presentan sensores de microfibras mediante el uso de fibras, como fibras conductoras de doble núcleo que funcionan como un sensor de deformación capacitivo, que se puede coser en un vendaje o guantes [50], o materiales más complejos como piezoeléctricos [224], [225]. o materiales triboeléctricos [226], [227] para crear sensores de deformación de fibra que pueden detectar deformaciones por flexión y torsión. También existen soluciones basadas en hilos conductores extensibles que miden las variaciones de resistencia utilizando materiales como el óxido de grafeno reducido [228] o PEDOT [229] entre otros.

Todas estas soluciones previas deben estar unidas a la ropa o los guantes para ubicar los sensores en posiciones específicas para detectar movimientos de flexión que en ocasiones pueden resultar molestos.

Como soluciones alternativas, algunos autores colocan el sensor en otras superficies externas, obteniendo sensores textiles sin contacto que se utilizan como entrada al control ambiental para personas con problemas de movilidad en las extremidades superiores [230] o sensores capacitivos multielectrodo que detectan gestos de control simples [231]–[233] mediante detección sin contacto.

Nelson, A. *et al* [232], presentan un sistema de reconocimiento de gestos de proximidad sin contacto que utiliza sensores portátiles construidos a partir de matrices de sensores capacitivos textiles y un acelerómetro de muñeca. Los sensores capacitivos están construidos con fibras metálicas (Figura 60).

Sing, G. *et al* [233], presentan el Inviz, un sistema de reconocimiento de gestos de bajo costo para pacientes con parálisis que utiliza matrices de sensores capacitivos textiles flexibles para la detección de movimiento. El sistema utiliza matrices capacitivas textiles flexibles como sensores de proximidad que son mínimamente molestos y se pueden

incorporar a la ropa para la detección de movimientos y gestos en pacientes con movimiento corporal limitado (Figura 61).

1.6. Sensores textiles de temperatura y humedad.

1.6.1. Sensores textiles de temperatura.

Estos sensores entran en el rango de los sensores de temperatura flexibles. En comparación con los sensores rígidos convencionales, ofrecen robustez mecánica, multifuncionalidad, comodidad y biocompatibilidad. Los sensores de temperatura flexibles se han desarrollado hacia tendencias portátiles, altamente sensibles, de gran área, precisas y en tiempo real. Para aplicaciones como puede ser la logística de alimentos en un sistema de cadena de frío [234], [235], robótica [236], monitoreo de parámetros fisiológicos [237]–[240].

Este tipo de sensores realiza el monitoreo en tiempo real de la temperatura utilizando principalmente el cambio de señal eléctrica del material termosensible debido al cambio de temperatura.

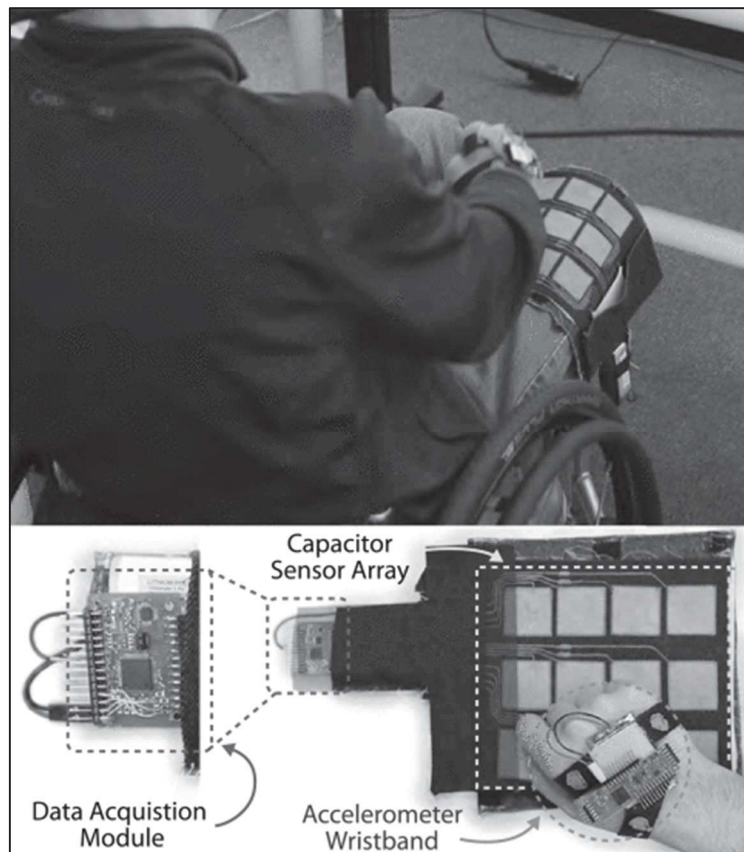


Figura 60.- La foto superior muestra nuestro sistema prototipo usado por una persona con una lesión en la médula espinal. La figura inferior muestra una matriz de sensores capacitivos de 4×3 cosidos en la tela de mezclilla utilizando cables conductores. También muestra la pulsera del acelerómetro que se usa para encontrar la orientación de la matriz de sensores del capacitor con respecto a la mano. Fuente:[232].

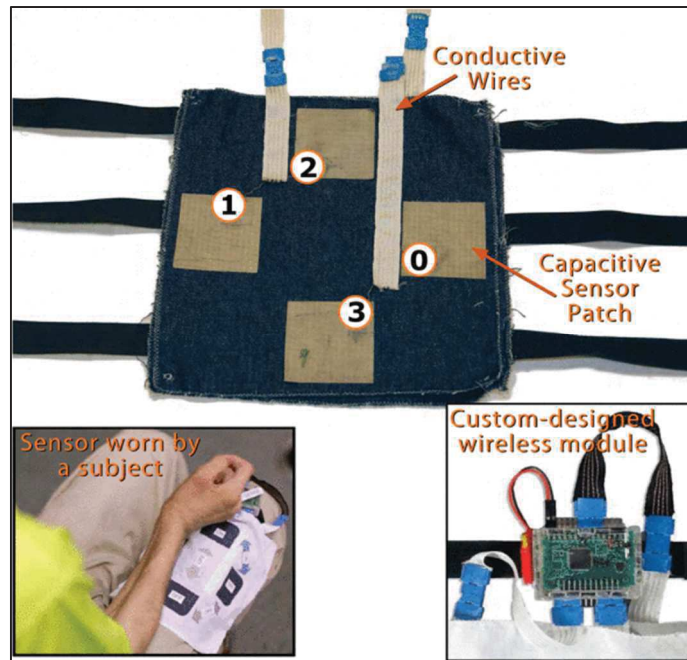


Figura 61.- La figura muestra un prototipo de sistema inviz usado por un paciente con una lesión en la médula espinal. La figura superior muestra la matriz de sensores capacitivos cosidos en la tela de mezclilla utilizando cables conductores. Fuente:[233].

Debido a la gran cantidad de sensores de temperatura flexibles encontrados en la bibliografía (más de 12.000 publicaciones en 2019), el estudio se centrará en los sensores textiles [229], [241]–[245]. La Figura 62 muestra un resumen gráfico de los diferentes tipos de sensores de temperatura flexibles y sus clasificaciones.

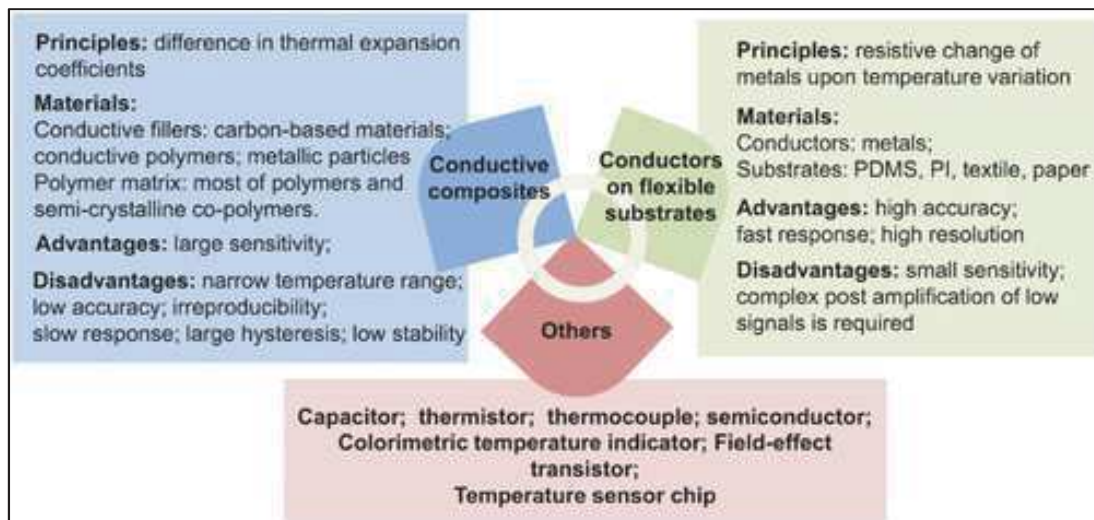


Figura 62.- Diferentes tipos de sensores de temperatura flexibles. Fuente: [246].

En los sensores de temperatura textiles, los materiales sensores se pueden depositar sobre los sustratos textiles utilizando fibras o tintas basadas en metales, en carbono o en polímeros conductores, con técnicas de deposición, impresión o métodos tradicionales de la industria textil (bordado, tejeduría, etc.). Las tintas, fibras, sustratos y tecnologías de fabricación ya se han revisado con profundidad en distintos apartados de esta introducción, puntos 1.2.1, 1.2.2, 1.4.1, 1.4.2 y 1.4.3.

Jung, M. *et al* [247], presentan un sensor de temperatura autoamplificado basado en textiles altamente estirable y portátil fabricado con tintas termoeléctricas comerciales usando (PEDOT: PSS), nanopartículas de plata (AgNP) y tintas de grafeno. El sensor optimizado genera una salida de voltaje termoeléctrico de 1.1 mV para una diferencia de temperatura de 100 K (Figura 63).

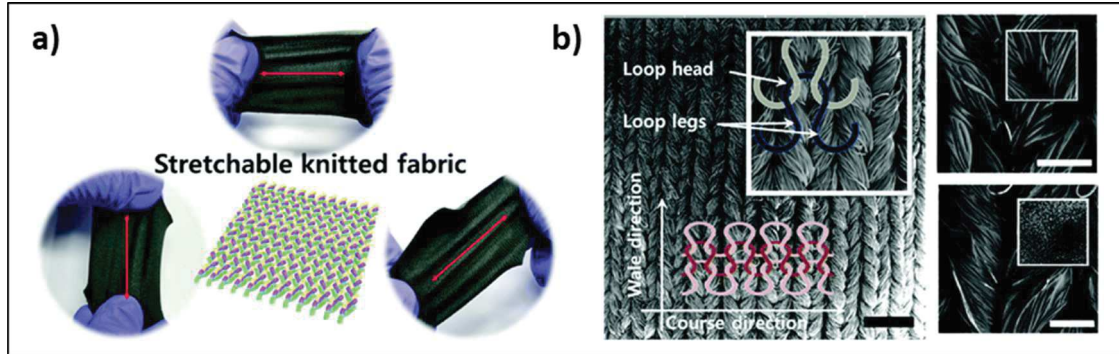


Figura 63.- (b) Imágenes del tejido de punto elástico multieje. (c) Imágenes SEM de un tejido de punto prístino ilustrado con la configuración de estructura de punto de una cabeza de bucle y dos patas de bucle (izquierda). Imágenes SEM adicionales muestran una superficie ampliada con el compuesto de PEDOT: PSS dopado con DMSO (arriba a la derecha) y nanopartículas de plata (AgNPs) (abajo a la derecha) en tejido de punto. Fuente: [247].

Loguda, P. *et al* [248], presentan la incorporación de sensores de temperatura flexibles RTD (Resistance Temperature Resistor) dentro de los hilos textiles. Los RTD flexibles se integraron con éxito dentro de los hilos textiles utilizando tres técnicas comunes de fabricación de hilos, específicamente, trenzado de punto, trenzado y doble recubrimiento. Las sensibilidades de los RTD permanecieron lineales después de que se incorporaron a los hilos textiles (Figura 64)

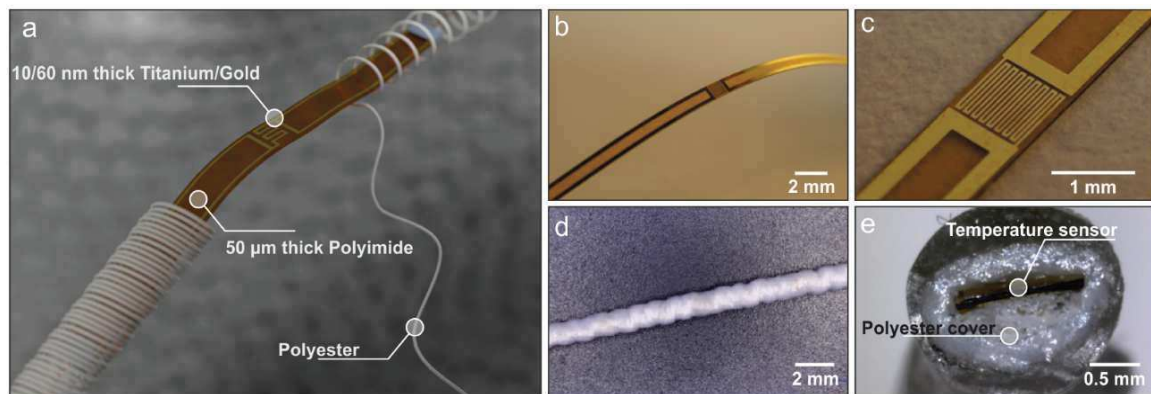


Figura 64.- a) Concepto del sensor de temperatura flexible incrustado dentro de las fibras de un hilo textil. (b) Doblado de los detectores de temperatura de resistencia flexible descubiertos (RTD). (c) Primer plano del área de detección del RTD. (d) RTD incrustado dentro de un hilo de poliéster trenzado. (e) Sección transversal del hilo trenzado sensor de temperatura (se utilizó resina epoxi para endurecer el hilo con el fin de producir un corte limpio). Fuente: [248] .

1.6.2. Sensores textiles de humedad.

Los sensores de humedad flexibles se realizan generalmente con películas de polímero donde se depositan electrodos interdigitales recubiertos con un adsorbente higroscópico. La variación de la constante dieléctrica por adsorción de moléculas de agua polares se mide mediante la medida de la impedancia.

Un primer enfoque de los sensores de humedad textiles ha sido por variación resistiva empleando metales, polímeros conductores y nanotubos de carbono [249]–[257]. La variación resistiva para la medida de la humedad presenta problemas, ya que la deformación mecánica influye en el valor de la resistencia eléctrica; por otra parte, dependen fuertemente de la temperatura, lo que hace necesaria una compensación de temperatura.

Los sensores capacitivos son más robustos y confiables. El dieléctrico es el elemento higroscópico. En el estado del arte hay pocos sensores de humedad textiles reportados [258], [259]. Como ejemplo, Coyle, S. *et al* [211], presentan un multisensor para monitorear parámetros fisiológicos, utilizando para detección de sudor un sensor de humedad (Figura 65), basado en un desarrollo anterior de Slavo, P. *et al* [260].

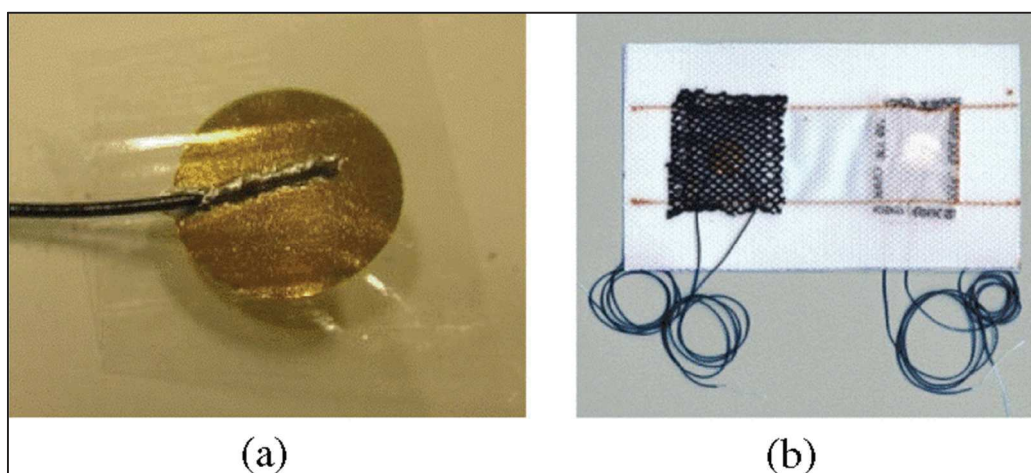


Figura 65.- (a) Sensor de humedad portátil. (b) Disposición textil para medir valores de baja tasa de sudoración. Fuente: [211].

2. Referencias.

- [1] C. Brunetti and R. W. Curtis, "Printed-Circuit Techniques," *Proc. IRE*, vol. 36, no. 1, 1948.
- [2] "<http://www.ami.ac.uk/courses/topics/>," 29-Jul-2021. .
- [3] "<https://www.elinvernaderoactivo.com/la-historia-de-la-serigrafia/>," 29-Jul-2021. .
- [4] "<https://www.infopl.net/plus-plus/tecnologia/item/106522-la-automocion-impulsa-la-innovacion-en-plastronica/>," 29-Jul-2021. .
- [5] "<https://www.electronics.ca/>," 29-Jul-2021. .
- [6] A. Satharasinghe, T. Hughes-Riley, and T. Dias, "A review of solar energy harvesting electronic textiles," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 20, 2020.
- [7] C. K. Cho, W. J. Hwang, K. Eun, S. H. Choa, S. I. Na, and H. K. Kim, "Mechanical flexibility of transparent PEDOT:PSS electrodes prepared by gravure printing for flexible organic solar cells," *Sol. Energy Mater. Sol. Cells*, vol. 95, no. 12, pp. 3269–3275, 2011.
- [8] N. Ikeda, T. Koganezawa, D. Kajiya, and K. I. Saitow, "Performance of Si/PEDOT:PSS Hybrid Solar Cell Controlled by PEDOT:PSS Film Nanostructure," *J. Phys. Chem. C*, vol. 120, no. 34, pp. 19043–19048, 2016.
- [9] X. Fan, J. Wang, H. Wang, X. Liu, and H. Wang, "Bendable ITO-free Organic Solar Cells with Highly Conductive and Flexible PEDOT:PSS Electrodes on Plastic Substrates," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 7, no. 30, pp. 16287–16295, 2015.
- [10] L. Hu, J. Song, X. Yin, Z. Su, and Z. Li, "Research progress on polymer solar cells based on PEDOT:PSS electrodes," *Polymers (Basel)*, vol. 12, no. 1, 2020.
- [11] L. V. Kayser and D. J. Lipomi, "Stretchable Conductive Polymers and Composites Based on PEDOT and PEDOT:PSS," *Adv. Mater.*, vol. 31, no. 10, 2019.

- [12] P. Yang, P. Sun, and W. Mai, "Electrochromic energy storage devices," *Materials Today*, vol. 19, no. 7, 2016.
- [13] J. Park *et al.*, "Highly Customizable All Solution-Processed Polymer Light Emitting Diodes with Inkjet Printed Ag and Transfer Printed Conductive Polymer Electrodes," *Adv. Funct. Mater.*, vol. 1902412, 2019.
- [14] M. Mizukami *et al.*, "Flexible Organic Light-Emitting Diode Displays Driven by Inkjet-Printed High-Mobility Organic Thin-Film Transistors," *IEEE Electron Device Lett.*, vol. 39, no. 1, pp. 39–42, 2018.
- [15] J. Lee *et al.*, "Reliable and uniform thin-film transistor arrays based on inkjet-printed polymer semiconductors for full color reflective displays," *Adv. Mater.*, vol. 25, no. 41, pp. 5886–5892, 2013.
- [16] M. Ryu, J. Kim, S. Lee, J. Kim, and T. Song, "Stretchable and Transparent Paper Based on PDMS–CNC Composite for Direct Printing," *Adv. Mater. Technol.*, vol. 6, no. 7, 2021.
- [17] W. Kim *et al.*, "Reliable Actual Fabric-Based Organic Light-Emitting Diodes: Toward a Wearable Display," *Adv. Electron. Mater.*, vol. 2, no. 11, 2016.
- [18] D. H. Cho *et al.*, "Flexible integrated OLED substrates prepared by printing and plating process," *Org. Electron.*, vol. 50, pp. 170–176, 2017.
- [19] D. Zhao *et al.*, "5.5 inch full screen flexible high-resolution OLED display fabricated by ink jet printing method," *Dig. Tech. Pap. - SID Int. Symp.*, vol. 50, no. Book 2, pp. 945–948, 2019.
- [20] L. Zhou *et al.*, "Screen-Printed Poly(3,4-Ethylenedioxythiophene):Poly(Styrenesulfonate) Grids as ITO-Free Anodes for Flexible Organic Light-Emitting Diodes," *Adv. Funct. Mater.*, vol. 28, no. 11, pp. 1–7, 2018.
- [21] J. B. Preinfalk *et al.*, "Large-Area Screen-Printed Internal Extraction Layers for Organic Light-Emitting Diodes," *ACS Photonics*, vol. 4, no. 4, pp. 928–933, 2017.
- [22] D. Han, Y. Khan, K. Gopalan, A. Pierre, and A. C. Arias, "Emission Area Patterning of Organic Light-Emitting Diodes (OLEDs) via Printed Dielectrics," *Adv. Funct. Mater.*, vol. 28, no. 37, pp. 1–8, 2018.
- [23] J. Zhang, G. Y. Tian, A. M. J. Marindra, A. I. Sunny, and A. B. Zhao, "A review of passive RFID tag antenna-based sensors and systems for structural health monitoring applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 2, 2017.
- [24] Y. Wang *et al.*, "Flexible RFID Tag Metal Antenna on Paper-Based Substrate by Inkjet Printing Technology," *Adv. Funct. Mater.*, vol. 29, no. 29, pp. 1–11, 2019.
- [25] R. Singh, E. Singh, and H. S. Nalwa, "Inkjet printed nanomaterial based flexible radio frequency identification (RFID) tag sensors for the internet of nano things," *RSC Adv.*, vol. 7, no. 77, pp. 48597–48630, 2017.
- [26] C. L. Baumbauer *et al.*, "Printed, flexible, compact UHF-RFID sensor tags enabled by hybrid electronics," *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–12, 2020.
- [27] B. Zhang, X. Tang, J. Zhang, C. Liu, D. He, and Z. P. Wu, "Long read range and flexible UHF RFID tag antenna made of high conductivity graphene-based film," *Int. J. RF Microw. Comput. Eng.*, vol. 30, no. 1, pp. 1–8, 2020.
- [28] K. Rajan, E. Garofalo, and A. Chiolerio, "Wearable intrinsically soft, stretchable, flexible devices for memories and computing," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 2, pp. 1–16, 2018.
- [29] G. Casula *et al.*, "A flexible organic memory device with a clearly disclosed resistive switching mechanism," *Org. Electron.*, vol. 64, no. July 2018, pp. 209–215, 2019.
- [30] X. Chen, X. Han, and Q. D. Shen, "PVDF-Based Ferroelectric Polymers in Modern Flexible Electronics," *Adv. Electron. Mater.*, vol. 3, no. 5, 2017.
- [31] J. Xu, Y. Fang, and J. Chen, "Wearable Biosensors for Non-Invasive Sweat Diagnostics," *Biosens. 2021, Vol. 11, Page 245*, vol. 11, no. 8, p. 245, Jul. 2021.
- [32] G. Vavasour, O. M. Giggins, J. Doyle, and D. Kelly, "How wearable sensors have been utilised to evaluate frailty in older adults: a systematic review," *J. NeuroEngineering Rehabil. 2021 181*, vol. 18, no. 1, pp. 1–20, Jul. 2021.
- [33] M. Surya, S. Singh, R. Gorade, M. Mhatre, and S. Naik, "Review Paper on Smart Health Safety Device," *Int. J. Adv. Res. Sci. Commun. Technol.*, vol. 6, no. 1, 2021.
- [34] S. Khan, S. Ali, and A. Bermak, "Recent developments in printing flexible and wearable sensing electronics for healthcare applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 5, 2019.
- [35] A. Hatamie *et al.*, "Review – Textile Based Chemical and Physical Sensors for Healthcare Monitoring," *J. Electrochem. Soc.*, vol. 167, no. 3, p. 037546, Jan. 2020.
- [36] M. Ha, S. Lim, and H. Ko, "Wearable and flexible sensors for user-interactive health-monitoring

- devices," *Journal of Materials Chemistry B*, vol. 6, no. 24. 2018.
- [37] C. Cano-Raya, Z. Z. Denchev, S. F. Cruz, and J. C. Viana, "Chemistry of solid metal-based inks and pastes for printed electronics – A review," *Applied Materials Today*, vol. 15. 2019.
- [38] W. Raza *et al.*, "Recent advancements in supercapacitor technology," *Nano Energy*, vol. 52. 2018.
- [39] Z. Gao, Y. Zhang, N. Song, and X. Li, "Towards flexible lithium-sulfur battery from natural cotton textile," *Electrochim. Acta*, vol. 246, pp. 507–516, 2017.
- [40] L. Yin *et al.*, "High Performance Printed AgO-Zn Rechargeable Battery for Flexible Electronics," *Joule*, vol. 5, no. 1, pp. 228–248, 2021.
- [41] Z. Guo, Y. Ma, X. Dong, J. Huang, Y. Wang, and Y. Xia, "An Environmentally Friendly and Flexible Aqueous Zinc Battery Using an Organic Cathode," *Angew. Chemie*, vol. 130, no. 36, pp. 11911–11915, 2018.
- [42] J. Chen *et al.*, "A vertical graphene enhanced Zn-MnO₂ flexible battery towards wearable electronic devices," *J. Mater. Chem. A*, vol. 9, no. 1, pp. 575–584, 2021.
- [43] M. Stoppa and A. Chiolerio, *Wearable electronics and smart textiles: A critical review*, vol. 14, no. 7. MDPI AG, 2014, pp. 11957–11992.
- [44] C. Cheng, J. Xu, W. Gao, S. Jiang, and R. Guo, "Preparation of flexible supercapacitor with RGO/Ni-MOF film on Ni-coated polyester fabric," *Electrochim. Acta*, vol. 318, pp. 23–31, 2019.
- [45] N. Wang *et al.*, "Integrated flexible supercapacitor based on poly (3, 4-ethylene dioxythiophene) deposited on Au/porous polypropylene film/Au," *J. Power Sources*, vol. 395, no. November 2017, pp. 228–236, 2018.
- [46] M. Areir, Y. Xu, D. Harrison, and J. Fyson, "3D printing of highly flexible supercapacitor designed for wearable energy storage," *Mater. Sci. Eng. B Solid-State Mater. Adv. Technol.*, vol. 226, no. August, pp. 29–38, 2017.
- [47] V. Rajendran, A. M. V. Mohan, M. Jayaraman, and T. Nakagawa, "All-printed, interdigitated, freestanding serpentine interconnects based flexible solid state supercapacitor for self powered wearable electronics," *Nano Energy*, vol. 65, no. June, p. 104055, 2019.
- [48] Y. Ko, M. Kwon, W. K. Bae, B. Lee, S. W. Lee, and J. Cho, "Flexible supercapacitor electrodes based on real metal-like cellulose papers/639/4077/4079/4105/639/301/299/1013 article," *Nat. Commun.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–10, 2017.
- [49] T. M. Fernandez-Carames and P. Fraga-Lamas, "A Review on Human-Centered IoT-Connected Smart Labels for the Industry 4.0," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 25939–25957, 2018.
- [50] L. Yu, Y. Feng, L. Yao, R. H. Soon, J. C. Yeo, and C. T. Lim, "Dual-Core Capacitive Microfiber Sensor for Smart Textile Applications," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 11, no. 36, pp. 33347–33355, Sep. 2019.
- [51] X. Li, K. H. Koh, M. Farhan, and K. W. C. Lai, "An ultraflexible polyurethane yarn-based wearable strain sensor with a polydimethylsiloxane infiltrated multilayer sheath for smart textiles," *Nanoscale*, vol. 12, no. 6, pp. 4110–4118, 2020.
- [52] D. Maity, K. Rajavel, and R. T. Rajendra Kumar, "MWCNT enabled smart textiles based flexible and wearable sensor for human motion and humidity monitoring," *Cellulose*, vol. 28, no. 4, pp. 2505–2520, 2021.
- [53] Y. Koyama, "Monitoring test for bed care motion using smart textiles embedding a hetero-core optical fiber sensor," *2020 IEEE 9th Glob. Conf. Consum. Electron. GCCE 2020*, pp. 553–554, 2020.
- [54] S. Seipel, J. Yu, A. P. Periyasamy, M. Viková, M. Vik, and V. A. Nierstrasz, "Characterization and optimization of an inkjet-printed smart textile UV-sensor cured with UV-LED light," *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 254, no. 7, pp. 8–11, 2017.
- [55] K. B. Biji, C. N. Ravishankar, C. O. Mohan, and T. K. Srinivasa Gopal, "Smart packaging systems for food applications: a review," *Journal of Food Science and Technology*, vol. 52, no. 10. 2015.
- [56] R. Kumar, J. Shin, L. Yin, J. M. You, Y. S. Meng, and J. Wang, "All-Printed, Stretchable Zn-Ag₂O Rechargeable Battery via Hyperelastic Binder for Self-Powering Wearable Electronics," *Adv. Energy Mater.*, vol. 7, no. 8, 2017.
- [57] A. A. Tyuftin and J. P. Kerry, "Review of surface treatment methods for polyamide films for potential application as smart packaging materials: surface structure, antimicrobial and spectral properties," *Food Packag. Shelf Life*, vol. 24, no. January, p. 100475, 2020.
- [58] F. Mustafa and S. Andreescu, "Chemical and biological sensors for food-quality monitoring and smart packaging," *Foods*, vol. 7, no. 10, 2018.
- [59] I. Ahmed *et al.*, "An overview of smart packaging technologies for monitoring safety and quality of meat and meat products," *Packag. Technol. Sci.*, vol. 31, no. 7, pp. 449–471, 2018.

- [60] G. Wang *et al.*, “Verifiable smart packaging with passive RFID,” *IEEE Trans. Mob. Comput.*, vol. 18, no. 5, pp. 1217–1230, 2019.
- [61] S. Chen, S. Brahma, J. Mackay, C. Cao, and B. Aliakbarian, “The role of smart packaging system in food supply chain,” *J. Food Sci.*, vol. 85, no. 3, pp. 517–525, 2020.
- [62] “<https://www.largeformatreview.com/blog/bashing-heads-the-complex-ways-of-head-technology-26/07/2021/>,” 29-Jul-2021. .
- [63] K. Senthil Kumar, P.-Y. Chen, and H. Ren, “A Review of Printable Flexible and Stretchable Tactile Sensors,” *Research*, vol. 2019, pp. 1–32, 2019.
- [64] D. Paret and P. Crégo, *Wearables, Smart Textiles and Smart Apparel: Smart Textiles and Smart Apparel*. Elsevier, 2018.
- [65] S. J. S. Park, S. Jayaraman, P. Kiekens, S. Park, and S. Jayaraman, *The Engineering Design of Intelligent Protective Textiles and Clothing*. 2012.
- [66] N. A. Choudhry, L. Arnold, A. Rasheed, I. A. Khan, and L. Wang, “Textronics-A Review of Textile-Based Wearable Electronics,” 2021.
- [67] D. Marculescu *et al.*, “Electronic textiles: A platform for pervasive computing,” *Proc. IEEE*, vol. 91, no. 12, pp. 1995–2016, 2003.
- [68] I. Locher, T. Kirstein, and G. Tröster, “Routing Methods Adapted to e-Textiles,” *Proc. 37th Int. Symp. Microelectron. (IMAPS 2004)*, 2004.
- [69] T. Dias and A. Ratnayake, *Integration of micro-electronics with yarns for smart textiles*. Elsevier Ltd., 2015.
- [70] A. Komolafe *et al.*, “Integrating Flexible Filament Circuits for E-Textile Applications,” *Adv. Mater. Technol.*, vol. 4, no. 7, 2019.
- [71] I. Locher and G. Tröster, “Fundamental building blocks for circuits on textiles,” *IEEE Trans. Adv. Packag.*, vol. 30, no. 3, pp. 541–550, 2007.
- [72] H. Kim, Y. Kim, B. Kim, and H. J. Yoo, “A wearable fabric computer by planar-fashionable circuit board technique,” *Proc. - 2009 6th Int. Work. Wearable Implant. Body Sens. Networks, BSN 2009*, pp. 282–285, 2009.
- [73] L. Buechley and M. Eisenberg, “Fabric PCBs, electronic sequins, and socket buttons: Techniques for e-textile craft,” *Pers. Ubiquitous Comput.*, vol. 13, no. 2, pp. 133–150, 2009.
- [74] E. P. Simon, C. Kallmayer, M. Schneider-Ramelow, and K. D. Lang, “Development of a multi-terminal crimp package for smart textile integration,” *2012 4th Electron. Syst. Technol. Conf. ESTC 2012*, 2012.
- [75] J. Vanfleteren, “Stretchable Electronics for Smart Textiles,” p. 98, 2012.
- [76] F. Bossuyt, T. Vervust, and J. Vanfleteren, “Stretchable electronics technology for large area applications: Fabrication and mechanical characterization,” *IEEE Trans. Components, Packag. Manuf. Technol.*, vol. 3, no. 2, pp. 229–235, 2013.
- [77] L. M. Castano and A. B. Flatau, “Smart fabric sensors and e-textile technologies: A review,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 23, no. 5, 2014.
- [78] M. Varga and G. Tröster, “Designing an interface between the textile and electronics using e-textile composites,” *Proc. - Int. Symp. Wearable Comput. ISWC*, pp. 255–260, 2014.
- [79] P. R. Russo and N. Gershenfeld, “E-broidery: Design and fabrication of textile-based computing,” vol. 39, 2000.
- [80] D. Cottet, J. Grzyb, T. Kirstein, and G. Tröster, “Electrical Characterization of Textile Transmission Lines,” *IEEE Trans. Adv. Packag.*, vol. 26, no. 2, pp. 182–190, 2003.
- [81] S. Seyedin, J. M. Razal, P. C. Innis, A. Jeiranikhameneh, S. Beirne, and G. G. Wallace, “Knitted Strain Sensor Textiles of Highly Conductive All-Polymeric Fibers,” *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 7, no. 38, pp. 21150–21158, 2015.
- [82] A. Maziz, A. Concas, A. Khaldi, J. Stålhand, N. K. Persson, and E. W. H. Jager, “Knitting and weaving artificial muscles,” *Sci. Adv.*, vol. 3, no. 1, pp. 1–12, 2017.
- [83] J. Ou, D. Oran, D. D. Haddad, J. Paradiso, and H. Ishii, “SensorKnit: Architecting Textile Sensors with Machine Knitting,” *3D Print. Addit. Manuf.*, vol. 6, no. 1, pp. 1–11, 2019.
- [84] W. Fan *et al.*, “Machine-knitted washable sensor array textile for precise epidermal physiological signal monitoring,” *Sci. Adv.*, vol. 6, no. 11, pp. 1–11, 2020.
- [85] G. F. Eichinger, K. Baumann, T. Martin, and M. Jones, “Using a PCB layout tool to create embroidered circuits,” *Proc. - Int. Symp. Wearable Comput. ISWC*, pp. 105–106, 2007.
- [86] T. Linz, C. Kallmayer, R. Aschenbrenner, and H. Reichl, “Embroidering electrical interconnects with conductive yarn for the integration of flexible electronic modules into fabric,” *Proc. - Int.*

- Symp. Wearable Comput. ISWC*, vol. 2005, no. March 2014, pp. 86–89, 2005.
- [87] C. Zeagler, S. Gilliland, H. Profita, and T. Starner, “Textile interfaces: Embroidered jog-wheel, beaded tilt sensor, twisted pair ribbon, and sound sequins,” *Proc. - Int. Symp. Wearable Comput. ISWC*, pp. 60–63, 2012.
- [88] M. Hasani, A. Vena, L. Sydanheimo, L. Ukkonen, and M. M. Tentzeris, “Implementation of a dual-interrogation-mode embroidered RFID-Enabled strain sensor,” *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 12, pp. 1272–1275, 2013.
- [89] V. Mecnika, M. Hoerr, I. Krievins, S. Jockenhoevel, and T. Gries, “Technical Embroidery for Smart Textiles: Review,” *Mater. Sci. Text. Cloth. Technol.*, vol. 9, no. November, p. 56, Mar. 2015.
- [90] R. Aigner, A. Pointner, T. Preindl, P. Parzer, and M. Haller, “Embroidered Resistive Pressure Sensors: A Novel Approach for Textile Interfaces,” *Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - Proc.*, 2020.
- [91] K. Pepler and D. Glosson, “Stitching Circuits: Learning About Circuitry Through E-textile Materials,” *J. Sci. Educ. Technol.*, vol. 22, no. 5, pp. 751–763, 2013.
- [92] T. Koshi, K. I. Nomura, and M. Yoshida, “Electronic component mounting for durable e-textiles: Direct soldering of components onto textile-based deeply permeated conductive patterns,” *Micromachines*, vol. 11, no. 2, pp. 19–21, 2020.
- [93] S. Shin, B. Kim, Y. K. Son, J. E. Kim, and I. Y. Cho, “A flexible textile wristwatch using Transfer Printed Textile Circuit technique,” *Dig. Tech. Pap. - IEEE Int. Conf. Consum. Electron.*, pp. 21–22, 2012.
- [94] Y. L. Zheng *et al.*, “Unobtrusive Sensing and Wearable Devices for Health Informatics,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 5, pp. 1538–1554, 2014.
- [95] E. Garcia-Breijo, G. Prats-Boluda, J. V. Lidon-Roger, Y. Ye-Lin, and J. Garcia-Casado, “A comparative analysis of printing techniques by using an active concentric ring electrode for bioelectrical recording,” *Microelectron. Int.*, vol. 32, no. 2, pp. 103–107, 2015.
- [96] D. A. Hardy *et al.*, “Automated insertion of package dies onto wire and into a textile yarn sheath,” *Microsyst. Technol.*, vol. 0123456789, 2019.
- [97] K. Klamka, R. Dachsel, and J. Steimle, “Demonstrating rapid iron-on user interfaces: Hands-on fabrication of interactive textile prototypes,” *Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - Proc.*, pp. 1–14, 2020.
- [98] B. Mohamadzade, R. M. Hashmi, R. B. V. B. Simorangkir, R. Gharaei, S. U. Rehman, and Q. H. Abbasi, “Recent advances in fabrication methods for flexible antennas in wearable devices: State of the art,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 10, 2019.
- [99] S. Micus, M. Haupt, and G. T. Gresser, “Soldering electronics to smart textiles by pulsed Nd:YAG laser,” *Materials (Basel)*, vol. 13, no. 11, 2020.
- [100] J. Ferri, J. V. Lidón-Roger, J. Moreno, G. Martinez, and E. Garcia-Breijo, “A wearable textile 2D touchpad sensor based on screen-printing technology,” *Materials (Basel)*, vol. 10, no. 12, 2017.
- [101] V. Sanchez, C. J. Walsh, and R. J. Wood, “Textile Technology for Soft Robotic and Autonomous Garments,” *Adv. Funct. Mater.*, vol. 31, no. 6, pp. 1–55, 2021.
- [102] R. Wu *et al.*, “All-Textile Electronic Skin Enabled by Highly Elastic Spacer Fabric and Conductive Fibers,” *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 11, no. 36, pp. 33336–33346, 2019.
- [103] F. W. Zeng, X. X. Liu, D. Diamond, and K. T. Lau, “Humidity sensors based on polyaniline nanofibres,” *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 143, no. 2, pp. 530–534, 2010.
- [104] J. W. Han, B. Kim, J. Li, and M. Meyyappan, “A carbon nanotube based ammonia sensor on cotton textile,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 102, no. 19, 2013.
- [105] M. Hamedi, R. Forchheimer, and O. Inganäs, “Towards woven logic from organic electronic fibres,” *Nat. Mater.*, vol. 6, no. 5, pp. 357–362, 2007.
- [106] S. de Mulatier, M. Nasreldin, R. Delattre, M. Ramuz, and T. Djenizian, “Electronic Circuits Integration in Textiles for Data Processing in Wearable Technologies,” *Adv. Mater. Technol.*, vol. 3, no. 10, pp. 1–26, 2018.
- [107] Y. J. Yun, W. G. Hong, N. J. Choi, B. H. Kim, Y. Jun, and H. K. Lee, “Ultrasensitive and highly selective graphene-based single yarn for use in wearable gas sensor,” *Sci. Rep.*, vol. 5, pp. 1–7, 2015.
- [108] O. Atalay, “Textile-based, interdigital, capacitive, soft-strain sensor for wearable applications,” *Materials (Basel)*, vol. 11, no. 5, May 2018.
- [109] J. Lee *et al.*, “Highly Sensitive Multifilament Fiber Strain Sensors with Ultrabroad Sensing Range for Textile Electronics,” *ACS Nano*, vol. 12, no. 5, pp. 4259–4268, 2018.
- [110] K. Qi *et al.*, “Core-sheath nanofiber yarn for textile pressure sensor with high pressure sensitivity and spatial tactile acuity,” *J. Colloid Interface Sci.*, vol. 561, pp. 93–103, Mar. 2020.

- [111] T. Q. Trung, H. S. Le, T. M. L. Dang, S. Ju, S. Y. Park, and N. E. Lee, "Freestanding, Fiber-Based, Wearable Temperature Sensor with Tunable Thermal Index for Healthcare Monitoring," *Adv. Healthc. Mater.*, vol. 7, no. 12, pp. 1–9, 2018.
- [112] R. E. Oweyung, M. J. Panzer, and S. R. Sonkusale, "Colorimetric Gas Sensing Washable Threads for Smart Textiles," *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–8, 2019.
- [113] L. VAN LANGENHOVE, *Advances in Smart Medical Textiles*. Elsevier, Woodhead Publishing, 2016.
- [114] N. Promphet *et al.*, "Non-invasive textile based colorimetric sensor for the simultaneous detection of sweat pH and lactate," *Talanta*, vol. 192, pp. 424–430, Jan. 2019.
- [115] X. Liu and P. B. Lillehoj, "From chip-in-a-lab to lab-on-a-chip: towards a single handheld electronic system for multiple application-specific lab-on-a-chip (ASLOC)," vol. 16, p. 2093, 2014.
- [116] D. H. Kim and J. A. Rogers, "Stretchable electronics: Materials strategies and devices," *Adv. Mater.*, vol. 20, no. 24, pp. 4887–4892, 2008.
- [117] C. Fei Guo, T. Sun, Q. Liu, Z. Suo, and Z. Ren, "ARTICLE Highly stretchable and transparent nanomesh electrodes made by grain boundary lithography," *Nat. Commun.*, 2014.
- [118] DUPONT, "Printed wearables: electronic inks for the wearable world," 2014. [Online]. Available: <http://www.dupont.com/content/dam/dupont/products-and-services/electronic-and-electrical-materials/documents/prodlib/DuPont-Electronic-Inks-for-the-Wearable-World.pdf>.
- [119] K. S. K. S. Kim *et al.*, "Large-scale pattern growth of graphene films for stretchable transparent electrodes," *Nature*, vol. 457, 2009.
- [120] A. R. Rathmell, S. M. Bergin, Y. L. Hua, Z. Y. Li, and B. J. Wiley, "The growth mechanism of copper nanowires and their properties in flexible, transparent conducting films," *Adv. Mater.*, vol. 22, no. 32, 2010.
- [121] D. S. Hecht, L. Hu, and G. Irvin, *Emerging transparent electrodes based on thin films of carbon nanotubes, graphene, and metallic nanostructures*, vol. 23, no. 13. 2011, pp. 1482–1513.
- [122] H. C. Koydemir and A. Ozcan, "Wearable and Implantable Sensors for Biomedical Applications," *Annual Review of Analytical Chemistry*, vol. 11. 2018.
- [123] I. Wicaksono *et al.*, "A tailored, electronic textile conformable suit for large-scale spatiotemporal physiological sensing in vivo," *npj Flex. Electron.*, vol. 4, no. 1, 2020.
- [124] A. Satharasinghe, T. Hughes-Riley, and T. Dias, "Photodiodes embedded within electronic textiles," *Sci. Rep.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–13, 2018.
- [125] T. Agcayazi, K. Chatterjee, A. Bozkurt, and T. K. Ghosh, "Flexible Interconnects for Electronic Textiles," *Adv. Mater. Technol.*, vol. 3, no. 10, pp. 1–32, 2018.
- [126] Y. Liu, X. Li, and J. C. Lü, "Electrically conductive poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-polystyrene sulfonic acid/polyacrylonitrile composite fibers prepared by wet spinning," *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 130, no. 1, pp. 370–374, Oct. 2013.
- [127] H. Y. Song *et al.*, "Textile electrodes of jacquard woven fabrics for biosignal measurement," *J. Text. Inst.*, vol. 101, no. 8, pp. 758–770, Aug. 2010.
- [128] A. Pragma, H. Singh, B. Kumar, H. Gupta, and P. Shankar, "Designing and investigation of braided-cum-woven structure for wearable heating textile," *Eng. Res. Express*, vol. 2, no. 1, Mar. 2020.
- [129] Y. Liu, X. Zhao, and X. Tuo, "Preparation of polypyrrole coated cotton conductive fabrics," *J. Text. Inst.*, vol. 108, no. 5, pp. 829–834, May 2017.
- [130] I. Kazani, C. Hertleer, G. de Mey, A. Schwarz, G. Guxho, and L. van Langenhove, "Electrical conductive textiles obtained by screen printing," *Fibres Text. East. Eur.*, vol. 90, no. 1, pp. 57–63, 2012.
- [131] M. Shateri-Khalilabad, M. E. Yazdanshenas, and A. Etemadifar, "Fabricating multifunctional silver nanoparticles-coated cotton fabric," *Arab. J. Chem.*, vol. 10, pp. S2355–S2362, May 2017.
- [132] G. B. Tseghai, D. A. Mengistie, B. Malengier, K. A. Fante, and L. Van Langenhove, "PEDOT:PSS-based conductive textiles and their applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 7, Apr. 2020.
- [133] D. Pani, A. Achilli, and A. Bonfiglio, "Survey on Textile Electrode Technologies for Electrocardiographic (ECG) Monitoring, from Metal Wires to Polymers," *Adv. Mater. Technol.*, vol. 3, no. 10, Oct. 2018.
- [134] L. Vojtech, R. Bortel, M. Neruda, and M. Kozak, "Wearable textile electrodes for ECG measurement," *Adv. Electr. Electron. Eng.*, vol. 11, no. 5, pp. 410–414, 2013.
- [135] P. S. Das, J. W. Kim, and J. Y. Park, "Fashionable wrist band using highly conductive fabric for electrocardiogram signal monitoring," *J. Ind. Text.*, vol. 49, no. 2, pp. 243–261, Aug. 2019.
- [136] A. Pantelopoulos and N. G. Bourbakis, "A survey on wearable sensor-based systems for health

- monitoring and prognosis," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C Appl. Rev.*, vol. 40, no. 1, pp. 1–12, 2010.
- [137] W. Wu, S. Pirbhulal, A. K. Sangaiah, S. C. Mukhopadhyay, and G. Li, "Optimization of signal quality over comfortability of textile electrodes for ECG monitoring in fog computing based medical applications," *Futur. Gener. Comput. Syst.*, vol. 86, pp. 515–526, 2018.
- [138] M. Li, W. Xiong, and Y. Li, "Wearable measurement of ECG signals based on smart clothing," *Int. J. Telemed. Appl.*, vol. 2020, 2020.
- [139] T. Takeshita, M. Yoshida, Y. Takei, A. Ouchi, and T. Kobayashi, "Cubic Flocked Electrode Embedding Amplifier Circuit for Smart ECG Textile Application," *2019 20th Int. Conf. Solid-State Sensors, Actuators Microsystems Eurosensors XXXIII, TRANSDUCERS 2019 EUROSENSORS XXXIII*, no. June, pp. 2189–2192, 2019.
- [140] M. Dai, X. Xiao, X. Chen, H. Lin, W. Wu, and S. Chen, "A low-power and miniaturized electrocardiograph data collection system with smart textile electrodes for monitoring of cardiac function," *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 39, no. 4, pp. 1029–1040, 2016.
- [141] A. Boehm, X. Yu, W. Neu, S. Leonhardt, and D. Teichmann, "A novel 12-lead ECG T-shirt with active electrodes," *Electron.*, vol. 5, no. 4, Dec. 2016.
- [142] P. L. Fink, A. S. Muhammad Sayem, S. H. Teay, F. Ahmad, H. Shahariar, and A. Albarbar, "Development and wearer trial of ECG-garment with textile-based dry electrodes," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 328, p. 112784, 2021.
- [143] D. Pani, A. Dessi, J. F. Saenz-Cogollo, G. Barabino, B. Fraboni, and A. Bonfiglio, "Fully Textile, PEDOT:PSS Based Electrodes for Wearable ECG Monitoring Systems," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 3, pp. 540–549, Mar. 2016.
- [144] R. R. Rajanna, N. Sriraam, P. R. Vittal, and U. Arun, "Performance Evaluation of Woven Conductive Dry Textile Electrodes for Continuous ECG Signals Acquisition," *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 3, pp. 1573–1581, 2020.
- [145] Y. T. Tsukada *et al.*, "Validation of wearable textile electrodes for ECG monitoring," *Heart Vessels*, vol. 34, no. 7, pp. 1203–1211, 2019.
- [146] N. Lokare, L. Gonzalez, and E. Lobaton, "Comparing wearable devices with wet and textile electrodes for activity recognition," *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2016, pp. 3539–3542, 2016.
- [147] X. An and G. K. Stylios, "A hybrid textile electrode for electrocardiogram (ECG) measurement and motion tracking," *Materials (Basel)*, vol. 11, no. 10, Oct. 2018.
- [148] H. F. Posada-Quintero, N. Reljin, C. Eaton-Robb, Y. Noh, J. Riistama, and K. H. Chon, "Analysis of consistency of transthoracic bioimpedance measurements acquired with dry carbon black PDMS electrodes, adhesive electrodes, and wet textile electrodes," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 6, pp. 1–15, 2018.
- [149] Y. Tang, R. Chang, L. Zhang, F. Yan, H. Ma, and X. Bu, "Electrode humidification design for artifact reduction in capacitive ECG measurements," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 12, pp. 1–17, 2020.
- [150] M. K. Yapici and T. E. Alkhidir, "Intelligent medical garments with graphene-functionalized smart-cloth ECG sensors," *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 4, Apr. 2017.
- [151] M. K. Yapici, T. Alkhidir, Y. A. Samad, and K. Liao, "Graphene-clad textile electrodes for electrocardiogram monitoring," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 221, pp. 1469–1474, Dec. 2015.
- [152] Y. Sun and X. B. Yu, "Capacitive Biopotential Measurement for Electrophysiological Signal Acquisition: A Review," *IEEE Sens. J.*, vol. 16, no. 9, pp. 2832–2853, May 2016.
- [153] S. Ramasamy and A. Balan, "Wearable sensors for ECG measurement: a review," *Sens. Rev.*, vol. 38, no. 4, pp. 412–419, Jul. 2018.
- [154] B. Chamadiya, K. Mankodiya, M. Wagner, and U. G. Hofmann, "Textile-based, contactless ECG monitoring for non-ICU clinical settings," *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, vol. 4, no. 6, pp. 791–800, Dec. 2013.
- [155] B. Taji, A. D. C. Chan, and S. Shirmohammadi, "Effect of Pressure on Skin-Electrode Impedance in Wearable Biomedical Measurement Devices," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 67, no. 8, pp. 1900–1912, Aug. 2018.
- [156] T. Takeshita *et al.*, "Relationship between Contact Pressure and Motion Artifacts in ECG Measurement with Electrostatic Flocked Electrodes Fabricated on Textile," *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, Dec. 2019.
- [157] H. J. Lee, S. H. Hwang, H. N. Yoon, W. K. Lee, and K. S. Park, "Heart rate variability monitoring

- during sleep based on capacitively coupled textile electrodes on a bed," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 5, pp. 11295–11311, May 2015.
- [158] X. An, O. Tangsirinaruenart, and G. K. Stylios, "Investigating the performance of dry textile electrodes for wearable end-uses," *J. Text. Inst.*, vol. 110, no. 1, pp. 151–158, Jan. 2019.
- [159] M. Di Rienzo *et al.*, "Evaluation of a textile-based wearable system for the electrocardiogram monitoring in cardiac patients," *Europace*, vol. 15, no. 4, pp. 607–612, Apr. 2013.
- [160] Z. Liu and X. Liu, "Progress on Fabric Electrodes Used in ECG Signals Monitoring," *J. Text. Sci. Technol.*, vol. 01, no. 03, pp. 110–117, 2015.
- [161] M. Inoue, Y. Tada, H. Muta, Y. Hayashi, and T. Tokumaru, "Development of highly conductive inks for smart textiles," *14th Int. Conf. Electron. Mater. Packag. EMAP 2012*, 2012.
- [162] M. Abu-Saude and B. I. Morshed, "Characterization of a novel polypyrrole (PPy) conductive polymer coated patterned vertical CNT (pvCNT) dry ECG electrode," *Chemosensors*, vol. 6, no. 3, Sep. 2018.
- [163] N. Meziane, S. Yang, M. Shokouejinejad, J. G. Webster, M. Attari, and H. Eren, "Simultaneous comparison of 1 gel with 4 dry electrode types for electrocardiography," *Physiol. Meas.*, vol. 36, no. 3, pp. 513–529, Mar. 2015.
- [164] J. S. Lee, J. Heo, W. K. Lee, Y. G. Lim, Y. H. Kim, and K. S. Park, "Flexible capacitive electrodes for minimizing motion artifacts in ambulatory electrocardiograms," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 8, pp. 14732–14743, Aug. 2014.
- [165] A. B. Nigusse, B. Malengier, D. A. Mengistie, G. B. Tseghai, L. Van Langenhove, and L. Van Langenhove, "Development of washable silver printed textile electrodes for long-term ECG monitoring," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 21, pp. 1–16, Sep. 2020.
- [166] J. Vicente Lidón-Roger, G. Prats-Boluda, Y. Ye-Lin, J. Garcia-Casado, and E. Garcia-Breijo, "Textile Concentric Ring Electrodes for ECG Recording Based on Screen-Printing Technology."
- [167] A. B. Nigusse, B. Malengier, D. A. Mengistie, and L. Van Langenhove, "Evaluation of silver-coated textile electrodes for ECG recording; Evaluation of silver-coated textile electrodes for ECG recording," *2021 IEEE Int. Conf. Flex. Printable Sensors Syst.*, 2021.
- [168] E. Bihar *et al.*, "Fully Printed Electrodes on Stretchable Textiles for Long-Term Electrophysiology," 2017.
- [169] X. Huang, B. Dai, Y. Ren, J. Xu, and P. Zhu, "Preparation and study of electromagnetic interference shielding materials comprised of Ni-Co coated on web-like biocarbon nanofibers via electrodeless deposition," *J. Nanomater.*, vol. 2015, 2015.
- [170] S. J. P. Gamage *et al.*, "MWCNT coated free-standing carbon fiber fabric for enhanced performance in EMI shielding with a higher absolute EMI SE," *Materials (Basel)*, vol. 10, no. 12, Nov. 2017.
- [171] J. W. Lee and K. S. Yun, "ECG monitoring garment using conductive carbon paste for reduced motion artifacts," *Polymers (Basel)*, vol. 9, no. 9, Sep. 2017.
- [172] A. A. Chlaihawi, B. B. Narakathu, S. Emamian, B. J. Bazuin, and M. Z. Atashbar, "Development of printed and flexible dry ECG electrodes," *Sens. Bio-Sensing Res.*, vol. 20, pp. 9–15, Sep. 2018.
- [173] S. Wattal, S. K. Spear, M. H. Imtiaz, and E. Sazonov, *A polypyrrole-coated textile electrode and connector for wearable ECG monitoring; A polypyrrole-coated textile electrode and connector for wearable ECG monitoring*. 2018.
- [174] M. Penhaker, J. Polomik, J. Kubicek, and V. Kasik, "Biopotential conducting polymer electrodes design and realization for ECG measurement," *BIODEVICES 2017 - 10th Int. Conf. Biomed. Electron. Devices, Proceedings; Part 10th Int. Jt. Conf. Biomed. Eng. Syst. Technol. BIOSTEC 2017*, vol. 2017-Janua, no. Biostec, pp. 134–141, 2017.
- [175] S. Takamatsu, T. Lonjaret, D. Crisp, J. M. Badier, G. G. Malliaras, and E. Ismailova, "Direct patterning of organic conductors on knitted textiles for long-term electrocardiography," *Sci. Rep.*, vol. 5, Oct. 2015.
- [176] A. Ankhili, X. Tao, C. Cochrane, D. Coulon, and V. Koncar, "Washable and reliable textile electrodes embedded into underwear fabric for electrocardiography (ECG) monitoring," *Materials (Basel)*, vol. 11, no. 2, Feb. 2018.
- [177] I. Karbownik, O. Rac-Rumijowska, M. Fiedot-Toboła, T. Rybicki, and H. Teterycz, "materials The Preparation and Characterization of Polyacrylonitrile-Polyaniline (PAN/PANI) Fibers," 2019.
- [178] J. Foroughi, G. M. Spinks, G. G. Wallace, and P. G. Whitten, "Production of polypyrrole fibres by wet spinning," *Synth. Met.*, vol. 158, no. 3–4, pp. 104–107, Feb. 2008.
- [179] A. Ankhili, X. Tao, C. Cochrane, V. Koncar, D. Coulon, and J. M. Tarlet, "Ambulatory evaluation of ECG signals obtained using washable textile-based electrodes made with chemically modified

- PEDOT:PSS," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 2, Jan. 2019.
- [180] R. Castrillón, J. J. Pérez, and H. Andrade-Caicedo, "Electrical performance of PEDOT: PSS-based textile electrodes for wearable ECG monitoring: A comparative study," *Biomed. Eng. Online*, vol. 17, no. 1, Apr. 2018.
- [181] A. Achilli, D. Pani, and A. Bonfiglio, "Characterization of screen-printed textile electrodes based on conductive polymer for ECG acquisition," *Comput. Cardiol. (2010)*, vol. 44, pp. 1–4, 2017.
- [182] S. K. Sinha *et al.*, "Screen-Printed PEDOT:PSS Electrodes on Commercial Finished Textiles for Electrocardiography," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 9, no. 43, pp. 37524–37528, Nov. 2017.
- [183] S. Xu, T. Li, H. Ren, X. Mao, X. Ye, and B. Liang, *PEDOT: PSS Hydrogel based Flexible Electrodes for Wearable ECG Monitoring; PEDOT: PSS Hydrogel based Flexible Electrodes for Wearable ECG Monitoring*. 2020.
- [184] E. Nemati, M. J. Deen, and T. Mondal, "A wireless wearable ECG sensor for long-term applications," *IEEE Commun. Mag.*, vol. 50, no. 1, pp. 36–43, Jan. 2012.
- [185] A. Achilli, A. Bonfiglio, and D. Pani, "Design and characterization of screen-printed textile electrodes for ECG monitoring," *IEEE Sens. J.*, vol. 18, no. 10, pp. 4097–4107, May 2018.
- [186] J. Meyer, B. Arnrich, J. Schumm, G. Tröster, and S. Member, "Design and Modeling of a Textile Pressure Sensor for Sitting Posture Classification," *IEEE Sens. J.*, vol. 10, no. 8, 2010.
- [187] C. diNatales, "Sensors And Microsystems, Proceedings Of The 7th Italian Conference - Google Libros." [Online]. Available: https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=bLvUCgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR9&dq=Sensors+and+Microsystems:+Proceedings+of+the+7th+Italian+Conference+2002&ots=GyDhN1aAcS&sig=6XfsLgX3WSdh-Wdptyg5c_1B5ow#v=onepage&q=Sensors+and+Microsystems%3A+Proceedings+of+the+7th+Italian+Conference+2002&f=false. [Accessed: 16-Sep-2021].
- [188] J.-S. Roh, "Conductive Yarn Embroidered Circuits for System on Textiles," *Wearable Technol.*, 2018.
- [189] M. Rothmaier, M. P. Luong, and F. Clemens, "Textile Pressure Sensor Made of Flexible Plastic Optical Fibers," *Sensors*, vol. 8, pp. 4318–4329, 2008.
- [190] G. Kim, C. C. Vu, and J. Kim, "Single-Layer Pressure Textile Sensors with Woven Conductive Yarn Circuit."
- [191] S. Takamatsu, T. Kobayashi, N. Shibayama, K. Miyake, and T. Itoh, "Fabric pressure sensor array fabricated with die-coating and weaving techniques," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 184, pp. 57–63, Sep. 2012.
- [192] F. Pizarro, P. Villavicencio, D. Yunge Id, M. R. Id, G. Hermosilla, and A. Leiva, "Easy-to-Build Textile Pressure Sensor."
- [193] J. Cheng, M. Sundholm, B. Zhou, M. Hirsch, and P. Lukowicz, "Smart-surface: Large scale textile pressure sensors arrays for activity recognition," *Pervasive Mob. Comput.*, vol. 30, pp. 97–112, Aug. 2016.
- [194] L. Viry *et al.*, "Flexible Three-Axial Force Sensor for Soft and Highly Sensitive Artificial Touch," *Adv. Mater.*, vol. 26, pp. 2659–2664, 2014.
- [195] Y. Zhou *et al.*, "Highly sensitive, self-powered and wearable electronic skin based on pressure-sensitive nanofiber woven fabric sensor OPEN."
- [196] M. Abdullah al Rumon and H. Shahariar, "Fabrication of interdigitated capacitor on fabric as tactile sensor," *Sensors Int.*, vol. 2, p. 100086, Jan. 2021.
- [197] N. Baribina, A. Oks, I. Baltina, and P. Eizentals, "Comparative analysis of knitted pressure sensors," *Eng. Rural Dev.*, vol. 17, no. June, pp. 1599–1604, 2018.
- [198] J. Xie, Y. Jia, and M. Miao, "High sensitivity knitted fabric bi-directional pressure sensor based on conductive blended yarn," 2019.
- [199] Y. Li, X. Miao, L. Niu, G. Jiang, and P. Ma, "Human Motion Recognition of Knitted Flexible Sensor in Walking Cycle," 2019.
- [200] L. Capineri, "Resistive Sensors with Smart Textiles for Wearable Technology: From Fabrication Processes to Integration with Electronics," *Procedia Eng.*, vol. 87, pp. 724–727, Jan. 2014.
- [201] Y. Li, R. Torah, S. Beeby, and J. Tudor, *An all-inkjet printed flexible capacitor on a textile using a new poly(4-vinylphenol) dielectric ink for wearable applications*. 2012.
- [202] R. Cao *et al.*, "Screen-Printed Washable Electronic Textiles as Self-Powered Touch/Gesture Tribo-Sensors for Intelligent Human-Machine Interaction," *ACS Nano*, vol. 12, no. 6, 2018.
- [203] P. Parzer *et al.*, "RESi: A Highly Flexible, Pressure-Sensitive, Imperceptible Textile Interface Based on Resistive Yarns."
- [204] S. Kumar Kirthika, G. Ponraj, and H. Ren, "Fabrication and Comparative Study on Sensing

- Characteristics of Soft Textile-Layered Tactile Sensors,” vol. 1, no. 3, 2017.
- [205] M. Baima and T. L. Andrew, “Fluoropolymer-Wrapped Conductive Threads for Textile Touch Sensors Operating via the Triboelectric Effect,” 2018.
- [206] Y. Zhang, Z. Lin, X. Huang, X. You, J. Ye, and H. Wu, “A Large-Area, Stretchable, Textile-Based Tactile Sensor,” 2020.
- [207] H. Wang, M. Totaro, and L. Beccai, *Development of Fully Shielded Soft Inductive Tactile Sensors*. .
- [208] P. S. Das, M. F. Hossain, and J. Y. Park, “Chemically reduced graphene oxide-based dry electrodes as touch sensor for electrocardiograph measurement,” *Microelectron. Eng.*, vol. 180, pp. 45–51, Aug. 2017.
- [209] H. J. Yang, J. Y. Lee, and W.-R. Yu, “Carbon nanotube fiber assemblies with braided insulation layers for washable capacitive textile touch sensors,” 2020.
- [210] F. Alaimo, H. R. Nejad, A. Sadeqi, D. Demarchi, and S. Sonkusale, *Wearable Flexible Touch Interface Using Smart Threads; Wearable Flexible Touch Interface Using Smart Threads*. 2018.
- [211] S. Y. Kim, E. Jee, J. S. Kim, and D. H. Kim, “Conformable and ionic textiles using sheath-core carbon nanotube microyarns for highly sensitive and reliable pressure sensors †,” 2017.
- [212] P. S. Das and J. Y. Park, “A flexible touch sensor based on conductive elastomer for biopotential monitoring applications,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 33, pp. 72–82, Mar. 2017.
- [213] S. Ghosh *et al.*, “A Multifunctional Smart Textile Derived from Merino Wool/Nylon Polymer Nanocomposites as Next Generation Microwave Absorber and Soft Touch Sensor,” *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 12, no. 15, pp. 17988–18001, Apr. 2020.
- [214] J. Tan, Z. Bai, L. Ge, L. Shao, and A. Chen, “Design and fabrication of touch-sensitive polymeric optical fibre (POF) fabric,” <https://doi.org/10.1080/00405000.2019.1606379>, vol. 110, no. 11, pp. 1529–1537, Nov. 2019.
- [215] M. Tessarolo *et al.*, “Adaptable pressure textile sensors based on a conductive polymer,” *Flex. Print. Electron.*, vol. 3, no. 3, p. 034001, Jul. 2018.
- [216] L. Sun, S. Jiang, Y. Xiao, and W. Zhang, “Realization of flexible pressure sensor based on conductive polymer composite via using electrical impedance tomography,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 29, no. 5, p. 055004, Mar. 2020.
- [217] L. Guo, Z. Lu, and L. Yao, “Human-Machine Interaction Sensing Technology Based on Hand Gesture Recognition: A Review,” *IEEE Trans. HUMAN-MACHINE Syst.*, vol. 51, no. 4, 2021.
- [218] H. Liu and L. Wang, “Gesture recognition for human-robot collaboration: A review,” *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 68, pp. 355–367, Nov. 2018.
- [219] J. Galván-Ruiz, C. M. Travieso-González, A. Tejera-Fetmilch, A. Pinan-Roescher, L. Esteban-Hernández, and L. Domínguez-Quintana, “Perspective and Evolution of Gesture Recognition for Sign Language: A Review.”
- [220] Z. Shen *et al.*, “A soft stretchable bending sensor and data glove applications,” *Robot. Biomimetics*, vol. 3, no. 1, Dec. 2016.
- [221] T. W. Shyr, J. W. Shie, C. H. Jiang, and J. J. Li, “A textile-based wearable sensing device designed for monitoring the flexion angle of elbow and knee movements,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 3, pp. 4050–4059, Feb. 2014.
- [222] Y. Huang, L. Gao, Y. Zhao, X. Guo, C. Liu, and P. Liu, “Highly flexible fabric strain sensor based on graphene nanoplatelet–polyaniline nanocomposites for human gesture recognition,” *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 134, no. 39, Oct. 2017.
- [223] P. Parzer, A. Sharma, A. Vogl, J. Steimle, A. Olwal, and M. Haller, “SmartSleeve: Realtime sensing of surface and deformation gestures on flexible, interactive textiles, using a hybrid gesture detection pipeline,” *UIST 2017 - Proc. 30th Annu. ACM Symp. User Interface Softw. Technol.*, pp. 565–577, Oct. 2017.
- [224] S. Chen, Z. Lou, D. Chen, K. Jiang, and G. Shen, “Polymer-Enhanced Highly Stretchable Conductive Fiber Strain Sensor Used for Electronic Data Gloves,” *Adv. Mater. Technol.*, vol. 1, no. 7, Oct. 2016.
- [225] Y. Q. Li, P. Huang, W. Bin Zhu, S. Y. Fu, N. Hu, and K. Liao, “Flexible wire-shaped strain sensor from cotton thread for human health and motion detection,” *Sci. Rep.*, vol. 7, Mar. 2017.
- [226] Y. Guo *et al.*, “All-fiber hybrid piezoelectric-enhanced triboelectric nanogenerator for wearable gesture monitoring,” *Nano Energy*, vol. 48, pp. 152–160, Jun. 2018.
- [227] R. I. Haque, P. A. Farine, and D. Briand, “Soft triboelectric generators by use of cost-effective elastomers and simple casting process,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 271, pp. 88–95, Mar. 2018.
- [228] an Huang *et al.*, “Tracing the Motion of Finger Joints for Gesture Recognition via Sewing RGO-

- Coated Fibers Onto a Textile Glove," *IEEE Sens. J.*, vol. 19, no. 20, 2019.
- [229] J. Eom *et al.*, "Highly Sensitive Textile Strain Sensors and Wireless User-Interface Devices Using All-Polymeric Conducting Fibers," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 9, no. 11, pp. 10190–10197, Mar. 2017.
- [230] A. Nelson, S. McCombe Waller, R. Robucci, C. Patel, and N. Banerjee, "Evaluating touchless capacitive gesture recognition as an assistive device for upper extremity mobility impairment," *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.*, vol. 5, p. 205566831876206, Jan. 2018.
- [231] J. Cheng, D. Bannach, and P. Lukowicz, "On body capacitive sensing for a simple touchless user interface," *Proc. 5th Int. Work. Wearable Implant. Body Sens. Networks, BSN2008, conjunction with 5th Int. Summer Sch. Symp. Med. Devices Biosensors, ISSS-MDBS 2008*, pp. 113–116, 2008.
- [232] A. Nelson, G. Singh, R. Robucci, C. Patel, and N. Banerjee, "Adaptive and Personalized Gesture Recognition Using Textile Capacitive Sensor Arrays; Adaptive and Personalized Gesture Recognition Using Textile Capacitive Sensor Arrays," *IEEE Trans. Multi-Scale Comput. Syst.*, vol. 1, 2015.
- [233] G. Singh, A. Nelson, R. Robucci, C. Patel, and N. Banerjee, *Inviz: Low-power personalized gesture recognition using wearable textile capacitive sensor arrays; Inviz: Low-power personalized gesture recognition using wearable textile capacitive sensor arrays*. 2015.
- [234] B. B. Maskey *et al.*, "Proving the robustness of a PEDOT:PSS-based thermistor: Via functionalized graphene oxide-poly(vinylidene fluoride) composite encapsulation for food logistics," *RSC Adv.*, vol. 10, no. 21, pp. 12407–12414, Mar. 2020.
- [235] F. Vivaldi *et al.*, "A temperature-sensitive RFID tag for the identification of cold chain failures," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 313, Oct. 2020.
- [236] K. Konishi *et al.*, "Anti-Myelin Oligodendrocyte Glycoprotein Antibody-Positive Optic Neuritis In A Girl With Ulcerative Colitis," *J. Pediatr. Gastroenterol. Nutr.*, p. 1, Jan. 2019.
- [237] W. Wu, "Stretchable electronics: functional materials, fabrication strategies and applications," *Sci. Technol. Adv. Mater.*, vol. 20, no. 1, pp. 187–224, Jan. 2019.
- [238] J. Heikenfeld *et al.*, "Wearable sensors: Modalities, challenges, and prospects," *Lab Chip*, vol. 18, no. 2, pp. 217–248, Jan. 2018.
- [239] R. Polanský *et al.*, "A novel large-area embroidered temperature sensor based on an innovative hybrid resistive thread," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 265, pp. 111–119, Oct. 2017.
- [240] I. Burgess - *et al.*, "Physiological parameters monitoring of fire-fighters by means of a wearable wireless sensor system Related content Fire resistance of framed buildings Recent citations Flexible temperature sensors: A review Burcu Arman Kuzubasoglu and Senem Physiological parameters monitoring of fire-fighters by means of a wearable wireless sensor system."
- [241] K. Cherenack, C. Zysset, T. Kinkeldei, N. Münzenrieder, and G. Tröster, "Woven electronic fibers with sensing and display functions for smart textiles," *Adv. Mater.*, vol. 22, no. 45, 2010.
- [242] D. H. Kim *et al.*, "Thin, flexible sensors and actuators as 'instrumented' surgical sutures for targeted wound monitoring and therapy," *Small*, vol. 8, no. 21, 2012.
- [243] K. K. Sadasivuni, A. Kafy, H. C. Kim, H. U. Ko, S. Mun, and J. Kim, "Reduced graphene oxide filled cellulose films for flexible temperature sensor application," *Synth. Met.*, vol. 206, pp. 154–161, Jun. 2015.
- [244] X. Ren *et al.*, "A Low-Operating-Power and Flexible Active-Matrix Organic-Transistor Temperature-Sensor Array," *Adv. Mater.*, vol. 28, no. 24, 2016.
- [245] C. Bali, A. Brandlmaier, A. Ganster, O. Raab, J. Zapf, and A. Hübler, "Fully Inkjet-Printed Flexible Temperature Sensors Based on Carbon and PEDOT: PSS," *Mater. Today Proc.*, vol. 3, no. 3, pp. 739–745, 2016.
- [246] Q. Li, L.-N. N. Zhang, X.-M. M. Tao, and X. Ding, "Review of Flexible Temperature Sensing Networks for Wearable Physiological Monitoring," *Adv. Healthc. Mater.*, vol. 6, no. 12, Jun. 2017.
- [247] M. Jung, S. Jeon, and J. Bae, "Scalable and facile synthesis of stretchable thermoelectric fabric for wearable self-powered temperature sensors †," 2018.
- [248] P. Lugoda *et al.*, "Flexible temperature sensor integration into e-textiles using different industrial yarn fabrication processes," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 1, 2020.
- [249] C. Atamana *et al.*, "Humidity and temperature sensors on plastic foil for textile integration," *Procedia Eng.*, vol. 25, pp. 136–139, 2011.
- [250] G. Mattana *et al.*, "Woven Temperature and Humidity Sensors on Flexible Plastic Substrates for E-Textile Applications," *IEEE Sens. J.*, vol. 13, no. 10, p. 3901, 2013.
- [251] T. Kinkeldei, C. Zysset, K. H. Cherenack, and G. Troster, *A TEXTILE INTEGRATED SENSOR*

- SYSTEM FOR MONITORING HUMIDITY AND TEMPERATURE. 2011.
- [252] T. Pereira, P. Silva, H. Carvalho, and M. Carvalho, "Textile moisture sensor matrix for monitoring of disabled and bed-rest patients," 2011.
 - [253] M. Panapoy, W. Singsang, and B. Ksapabutr, "Electrically conductive poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-poly(styrene sulfonate)/polyacrylonitrile fabrics for humidity sensors," *Phys. Scr. T*, vol. T139, 2010.
 - [254] W. A. Daoud, J. H. Xin, and Y. S. Szeto, "Polyethylenedioxythiophene coatings for humidity, temperature and strain sensing polyamide fibers," *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 109, no. 2, pp. 329–333, Sep. 2005.
 - [255] E. Devaux, C. Aubry, C. Campagne, M. Rochery, and F. Ensait, "PLA/Carbon Nanotubes Multifilament Yarns for Relative Humidity Textile Sensor."
 - [256] Q. Lin, Y. Li, and M. Yang, "Investigations on the sensing mechanism of humidity sensors based on electrospun polymer nanofibers," *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 171–172, pp. 309–314, Aug. 2012.
 - [257] J. Weremczuk, G. Tarapata, and R. Jachowicz, "Humidity sensor printed on textile with use of ink-jet Technology," *Procedia Eng.*, vol. 47, pp. 1366–1369, 2012.
 - [258] S. Coyle *et al.*, "BIOTEX-Biosensing Textiles for Personalised Healthcare Management Index Terms-Biomedical equipment, biomedical monitoring, intelligent materials, multisensor systems," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 2, 2010.
 - [259] T. Grethe, S. Borczyk, K. Plenkmann, M. Normann, M. Rabe, and A. Schwarz-Pfeiffer, "Textile humidity sensors," *Symp. Des. Test, Integr. Packag. MEMS/MOEMS, DTIP 2018*, pp. 1–3, Jun. 2018.
 - [260] P. Salvo *et al.*, "A wearable sensor for measuring sweat rate," *IEEE Sens. J.*, vol. 10, no. 10, pp. 1557–1558, 2010.

ÍNDICE

Capítulo 2:

Electrodos concéntricos multipolares sobre sustratos flexibles para el registro del ECG61

1.	Introducción	61
1.1.	Principios básicos de adquisición del LECG	62
1.1.1.	Fisiología del corazón humano	62
1.1.2.	Generación del ECG.....	63
1.1.3.	Derivaciones electrocardiográficas	64
1.1.4.	Potenciales laplacianos	65
2.	Electrodos concéntricos tripolares sobre sustratos flexibles de film plástico	68
2.1.	Serigrafía (Screen printing).....	70
2.2.	Huecograbado (Gravure).....	72
2.3.	Impresión por inyección de tinta (Inkjet printing technology)	73
2.4.	Resultados y comparativas.....	75
2.4.1.	Resultados con técnicas serigráficas.	76
2.4.2.	Resultados con huecograbado.	77
2.4.3.	Resultados con impresión por chorro de tinta.....	79
2.5.	Comparativa de Resultados.....	80
2.5.1.	Resultados de la adquisición de LECG con TCE.	83
2.6.	Conclusiones.....	85
3.	Electrodos concéntricos bipolares sobre sustratos textiles	85
3.1.	Introducción	85
3.2.	Electrodos bipolares concéntricos sobre textil (BCE): diseño y desarrollo	88
3.3.	Caracterización física y eléctrica de los electrodos BCE's	93
3.4.	Protocolo de grabación de los ECG's	93
3.5.	Análisis de ECG	95
3.6.	Características físicas y eléctricas de los BCE	96
3.7.	Análisis de los ECG registrados con los BCE's.....	99
3.8.	Discusión de los resultados de los BCE's sobre sustrato textil	101
3.9.	Conclusiones sobre la utilización los BCE's sobre sustrato textil.....	103
4.	Referencias.....	103

Capítulo 2

Electrodos concéntricos multipolares sobre sustratos flexibles para el registro del ECG

1. Introducción

El registro de señales electrofisiológicas en su forma más simple, es decir, a través de electrodos de contacto unidos a la piel, está sujeto a continuos estudios tanto para optimizar estos registros como en la búsqueda de nuevas tecnologías que mejoren el proceso de medición. Hoy en día, el diagnóstico, la terapia y la monitorización del estado de salud se basan en gran medida en la medición de las señales del cerebro, el corazón y los músculos. Aun así, la mayoría de los sistemas de grabación de estas señales continúan teniendo un enfoque tradicional, utilizando electrodos de disco monopolar (principalmente Ag o AgCl) con geles conductores o en seco.

En los últimos años, muchos grupos de investigación han hecho grandes esfuerzos por buscar geometrías alternativas y nuevas tecnologías para la fabricación de electrodos de contacto que permitan obtener señales de mejor calidad y/o información más precisa.

Además, se está imponiendo el uso de sistemas con electrodos múltiples que permiten la grabación de varias señales simultáneamente. Por último, se busca la integración de electrodos en la ropa, lo que conduciría al control médico más allá del entorno clínico de trabajo.

En el presente capítulo, se estudiarán tres técnicas de impresión (serigrafía, huecogrado e inyección de tinta), mencionadas en el capítulo anterior, para la realización de electrodos concéntricos multipolares, el número de estos electrodos puede ser variado, los hay bipolares, tripolares, tetrapolares, pentapolares, etc., dependiendo de la aplicación.

A continuación, se hará un estudio con electrodos concéntricos tripolares (TCE) sobre film plástico flexible y con electrodos concéntricos bipolares (BCE) sobre sustrato textil que se usarán para el registro de potenciales laplacianos de la actividad eléctrica del

corazón humano con objeto de registrar su electrocardiograma (ECG) a estas señales las llamaremos LECG (ECG laplaciano).

Para la realización de los electrodos necesitamos materiales de conductividad relativamente alta. El estudio se centrará en las tintas a base de plata (Ag), de carbono (C) en forma de grafito y tintas basadas en polímeros semiconductores (PEDOT:PSS), aunque estas últimas tienen una conductividad más baja, pero presentan una buena biocompatibilidad y por ello se han usado en esta tesis.

1.1. Principios básicos de adquisición del LECG

1.1.1. Fisiología del corazón humano

El corazón es un órgano del aparato circulatorio humano. El aparato circulatorio se encarga de mantener la sangre en circulación por el organismo, aportando a cada célula el oxígeno y nutrientes que necesita y llevándose el CO₂ y los productos de desecho del metabolismo celular.

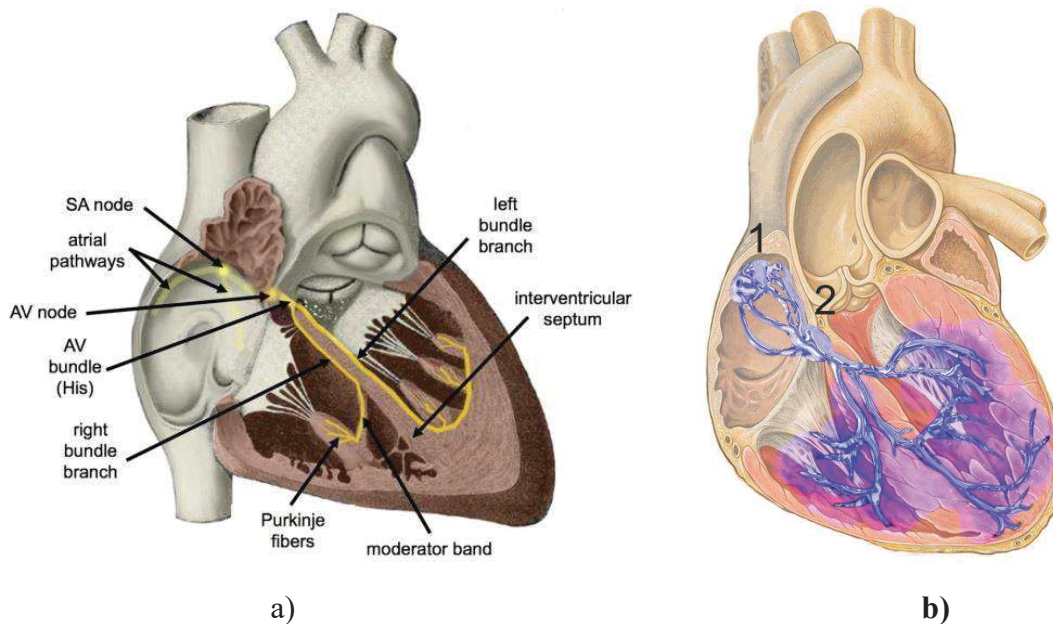


Figura 1. a) Esquema neuroconductorio del corazón humano (wikimedia 2019). b) detalle de las fibras y centros nerviosos, 1 es el nodo sinoauricular y 2 el nodo auricoventricular. Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Nodo_atrivoentricular.

El corazón actúa en este aparato como una bomba pulsátil que se encarga de mantener el flujo de sangre a través del organismo. Es un músculo hueco del tamaño de un puño cerrado, el de un adulto mide 12 cm de largo y 8-9 cm de ancho, su volumen es de unos 750 cm³, con un peso de unos 300 gramos, su pared está formada por un tejido muscular especial llamado miocardio. La estructura puede verse en la Figura 1.

El corazón consta de 4 cavidades: 2 superiores llamadas aurículas y 2 inferiores llamados ventrículos. El corazón recoge la sangre que llega a las aurículas por las venas y las impulsa a las arterias desde los ventrículos. Las aurículas y los ventrículos de cada lado se comunican entre sí mediante unos orificios aurico-ventriculares donde se encuentran unas válvulas para su cierre y apertura. Estas válvulas son unidireccionales.

1.1.2. Generación del ECG

El corazón es un músculo que late continuamente de modo automático. El nodo sinoauricular, situado en la pared posterior de la aurícula derecha inicia el impulso eléctrico que da comienzo al latido cardiaco. Este impulso se extiende como una onda y estimula ambas aurículas. La propagación del estímulo a partir del nodo sinoauricular se hace en las aurículas radialmente en todas las direcciones, produciendo la llamada **despolarización auricular**. Esta actividad se puede observar en el ECG (Figura 2) y se denomina onda P. La onda P representa la actividad eléctrica de las aurículas, despolarización y contracción de las mismas.

Cuando el impulso eléctrico alcanza el nodo auriculo-ventricular (AV), se produce una pausa de 100 ms antes de que el nodo sea estimulado; esta pausa permite que la sangre pase de las aurículas a los ventrículos a través de las válvulas auriculo-ventriculares, de esta forma se vacían las aurículas y se llenan los ventrículos de sangre. Cuando el nodo AV se estimula, se inicia un impulso eléctrico que se dirige a la zona inferior del corazón por el haz de Hiss y sus ramas, iniciando la despolarización ventricular. El haz de Hiss, formado por tejido nervioso, nace en el nodo AV y se divide en 2 ramas (derecha e izquierda) dentro del tabique interventricular.

El complejo QRS representa el impulso eléctrico que se aleja del nodo AV y pasa al sistema de conducción ventricular mediante las fibras de Purkinje a las células del miocardio. Así pues, el complejo QRS representa la actividad eléctrica de la estimulación de los ventrículos (inicio de la contracción ventricular).

El sistema de conducción neuromuscular de los ventrículos se compone de un tejido nervioso especializado que transmite el impulso eléctrico del nodo AV. Este sistema se compone del propio nodo AV, el haz de Hiss y las fibras de Purkinje. Los impulsos eléctricos viajan mucho más rápidamente por este tejido nervioso modificado que por las células del miocardio. Las fibras de Purkinje transmiten el impulso eléctrico a las células del miocardio produciendo la despolarización ventricular y la contracción simultánea de los ventrículos.

Si se observa el ECG, la onda Q es la primera deflexión hacia abajo del complejo QRS; va seguida de la onda R hacia arriba. En algunos registros no aparece, o es muy difícil de observar, la onda Q. Cualquier onda hacia abajo después de la onda R se le llama onda S.

Tras el complejo QRS aparece una pausa (segmento ST) que es la línea basal entre los complejos QRS y la onda T. La onda T representa la repolarización de los ventrículos, la repolarización es necesaria para poder volver a iniciar el ciclo. Las aurículas también tienen una onda de repolarización, es muy pequeña comparada con la de los ventrículos y en general, se enmascara con el complejo QRS.

El ciclo cardiaco completo de un individuo sano comprende las fases de sístole (contracción) auricular, sístole ventricular y fase de reposo (diástole) entre latidos.

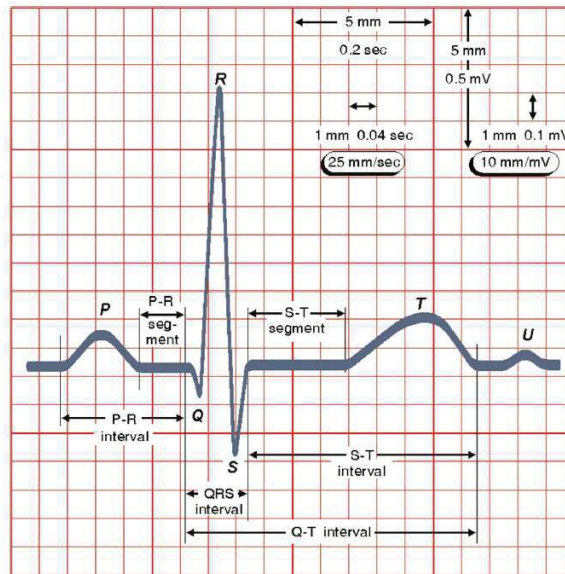


Figura 2. ECG humano normalizado. Fuente: [1].

1.1.3. Derivaciones electrocardiográficas

El ECG ordinario consta de 12 derivaciones cardiacas distintas, las derivaciones son el registro de los potenciales eléctricos entre dos puntos, ya sea entre dos electrodos (bipolar) o entre un punto virtual y un electrodo (monopolares), las ordinarias son 6 de miembros y 6 precordiales tal y como se muestra en la Figura 3. Además, es posible obtener de varios puntos del cuerpo humano otras derivaciones que no se consideran ordinarias.

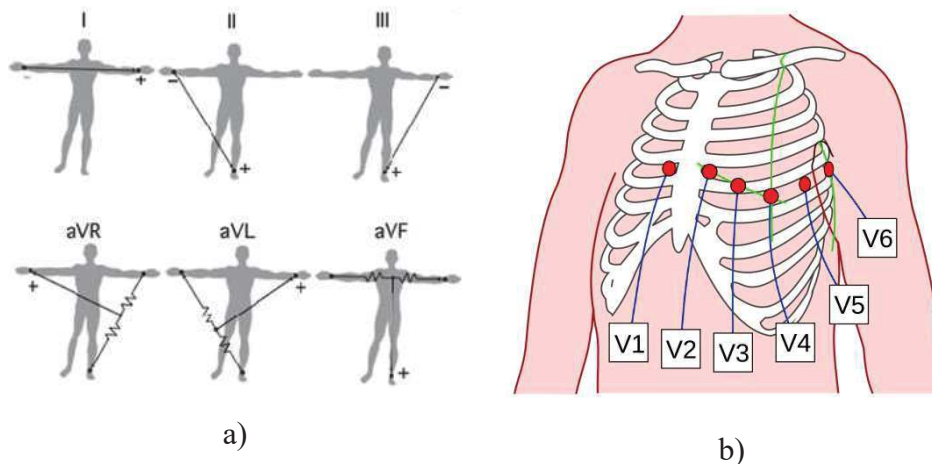


Figura 3. Derivaciones ordinarias. a) 6 derivaciones de miembros. b) 6 derivaciones precordiales (Hut 2010).

Para obtener las derivaciones de miembros standard, se ponen electrodos en los brazos (a la altura de la muñeca) y en la pierna izquierda (a la altura del tobillo), formando un triángulo, el famoso triángulo de Einthoven [2]. En la pierna derecha se pone un electrodo a masa.

Cada lado del triángulo formado por los tres electrodos representa una derivación llamadas I, II y III.

También son derivaciones de miembros las derivaciones aumentadas. Se denominan así porque requieren mayor amplificación que las anteriores. Estas se denominan AVR (señal entre el brazo derecho y el punto intermedio entre brazo izquierdo y pierna izquierda), AVL (señal entre el brazo izquierdo y el punto intermedio entre brazo derecho y pierna izquierda) y AVF (señal entre la pierna izquierda y el punto intermedio entre ambos brazos).

Cada derivación muestra un aspecto diferente de la misma actividad cardiaca; la observación de distintas derivaciones suministra una mayor información de la actividad eléctrica del corazón.

Las 6 derivaciones precordiales se obtienen colocando un electrodo en 6 posiciones distintas del tórax. Se enumeran de V1 a V6 en orden progresivo de derecha a izquierda y cubren la imagen anatómica del corazón sobre la pared torácica en un plano horizontal. Los electrodos para las V1 y V2 están a la derecha del corazón, los de las V3 y V4 están sobre el tabique intraventricular y los de las V5 y V6 están frente al lado izquierdo.

1.1.4. Potenciales laplacianos

Tal y como se ha descrito en el apartado anterior, el corazón es un músculo que se activa rítmicamente dando como resultado el bombeo de la sangre. Este bombeo rítmico es producido por unos impulsos eléctricos que estimulan de forma sincronizada ciertas partes del miocardio, produciendo efectos de despolarización de las células (contracción) y repolarización (estado de reposo). Este proceso cuasi cíclico de despolarización-repolarización tiene un efecto eléctrico macroscópico, de forma que el corazón se comporta como un dipolo eléctrico variable en el tiempo que está dentro del cuerpo humano al cual podemos considerar como un cuerpo conductor, en la Figura 4 se muestra la variación del potencial en el miocardio.

Esta variación de potencial del dipolo interno formado por el corazón, hace que en la superficie del cuerpo aparezcan potenciales eléctricos que pueden ser medidos y registrados. En el caso del ECG estos potenciales están comprendidos entre 1 y 10 mV y la mayoría de la potencia estaría en el espectro comprendido entre 0.05 Hz y 100 Hz en un individuo sano.

Los potenciales en la superficie del cuerpo se pueden medir de varias maneras, tradicionalmente se usan electrodos bipolares para registrar la actividad eléctrica del corazón, pero estos registros no ofrecen la suficiente resolución espacial, por lo que recientemente se han incorporado técnicas que consisten en registrar los potenciales laplacianos ocasionados por la actividad eléctrica del miocardio [3]–[6].

Los potenciales laplacianos se pueden registrar o bien de forma indirecta o de forma directa. La forma indirecta fue utilizada por Hjorth [7] se usó por primera vez para la estimación del laplaciano de registros electroencefalográficos (EEG) usando la técnica de 5 puntos utilizando 5 electrodos equiespaciados (Figura 5).

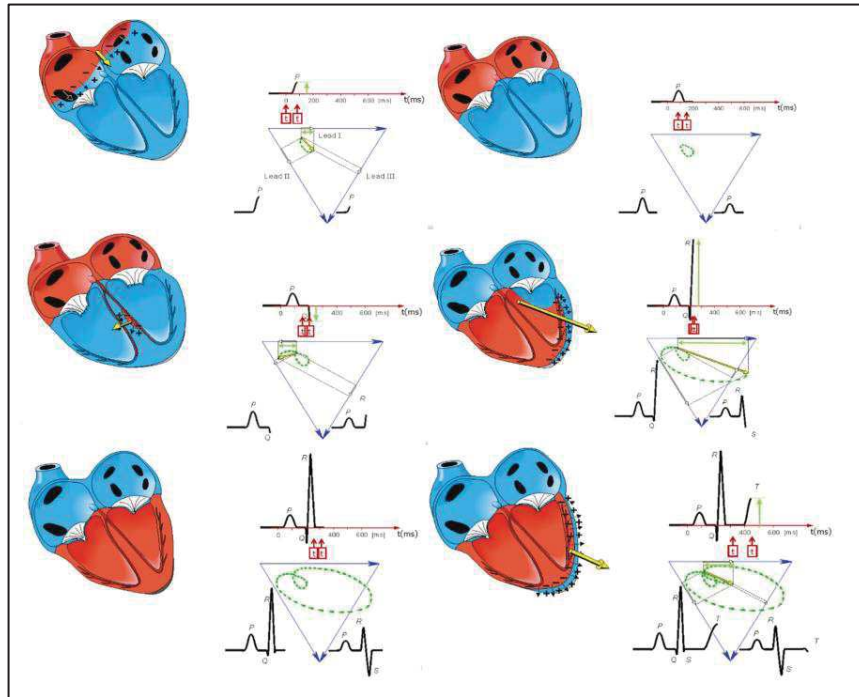


Figura 4. Esquema del corazón en el que se observa la polaridad de cada parte durante un latido completo. El color azul es potencial + y el rojo -. Fuente:[1].

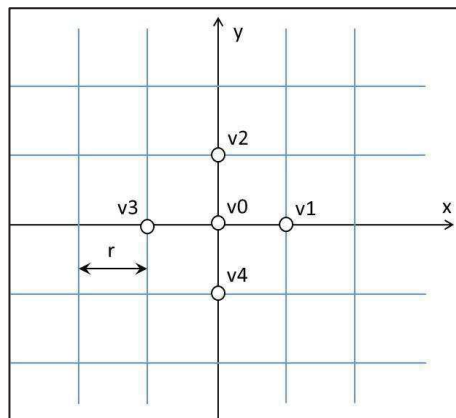


Figura 5. Técnica de 5 puntos. Fuente:[7].

Según la técnica de los 5 puntos, el laplaciano del potencial en el punto central puede expresarse como la Ecuación 1.

$$L_0 = \frac{1}{r^2} \left(\sum_{i=1}^4 v_i - 4v_0 \right) + \theta(r)^2 \tag{Ecuación 1}$$

Donde v_i es el potencial de los electrodos v_{1-4} y v_0 es el potencial del electrodo central, y r es el radio de la circunferencia y $\theta(r)^2$ es el error truncado.

La técnica de estimación de 5 puntos se modificó por He [8] para estimar el potencial laplaciano en una configuración circular. Esta técnica establece que el laplaciano del

potencial en el punto central se puede estimar a partir de electrodos monopolares colocados en una circunferencia alrededor del electrodo central (Figura 6).

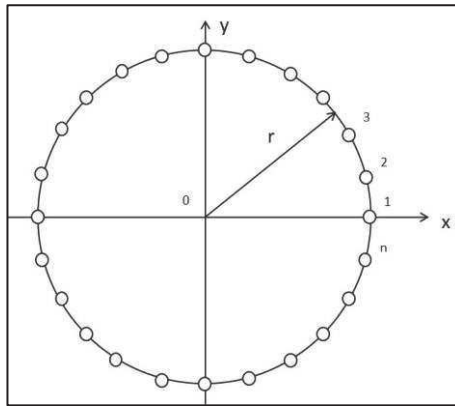


Figura 6. Técnica de estimación del laplaciano circular. Fuente:[8].

Según esta técnica de los electrodos en circunferencia, el laplaciano del potencial en el punto central puede expresarse como la Ecuación 2.

$$L_0 = \frac{4}{r^2} \left(v_0 - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i \right) \quad \text{Ecuación 2}$$

Donde v_i es el potencial de los electrodos, v_0 es el potencial del electrodo central y r es el radio de la circunferencia.

Las 2 técnicas anteriores son técnicas para estimar indirectamente el laplaciano del potencial de superficie, se necesita un elevado número de electrodos monopolares y un tratamiento de las señales adquiridas mediante un algoritmo.

Las técnicas directas se basan en la adquisición de las señales directamente mediante un electrodo concéntrico. El nivel de la señal será proporcional al laplaciano del potencial. Esta técnica se conoce como técnica directa local porque la señal que se obtiene del electrodo es directamente proporcional al laplaciano y es local porque es referida al electrodo central. La resolución espacial es mayor que la proporcionada por los electrodos de disco.

Para la captación de señales del ECG, un parámetro a considerar es la resolución espacial (determinar el punto y camino de la señal), cuanto más pequeño sea el electrodo, más resolución espacial tendrá y más electrodos podremos poner en un determinado paciente, por el contrario, cuanto más pequeño sea el electrodo, la señal captada tendrá menos nivel y estará más afectada por el ruido. Hay que encontrar una solución de compromiso entre el tamaño del electrodo y el nivel de la señal adquirida.

En el presente capítulo se estudiarán estos electrodos concéntricos a los que llamaremos electrodos laplacianos. Estos electrodos pueden ser o bien bipolares (BCE's) o bien tripolares (TCE's).

2. Electrodo concéntricos tripolares sobre sustratos flexibles de film plástico

El objetivo es la fabricación y caracterización de TCE's sobre sustratos flexibles usando las técnicas de impresión mencionadas en el capítulo anterior serigrafía, huecograbado e inyección de tinta (Tabla 1) [9]. En experimentos previos [10], se desarrollaron y probaron electrodos realizados sobre sustratos rígidos (fibra de vidrio, resinas de poliuretano). Los resultados no fueron satisfactorios puesto que los electrodos no se adaptaban al contorno curvo del cuerpo humano, eran difíciles de sujetar e incómodos.

Tabla 1. Resumen de las características de las técnicas de impresión empleadas.

Técnica de impresión	Espesor capa (μm)	Mínima anchura de pista (μm)	Viscosidad tinta ($\text{mPa}\cdot\text{s}$)	Productividad (m^2/s)	Precisión (μm)
Huecograbado	0.02-12	10-50	50-200	60	>10
Serigrafía	1-100	50-100	500-50000	2-3	>25
Inyección	0.01-0.5	10-50	1-30	0.01-05	<10

Los TCE's constan de 3 partes, 1 electrodo circular central y 2 electrodos en forma de corona circular abierta (trapezio circular en forma de gancho). Se puede observar en la Figura 7. Al usar una sola cara del sustrato para depositar la tinta, no es necesario el implementar vías de interconexión entre ambas caras, esto facilita enormemente el diseño y fabricación. La implementación en una sola capa hace que los anillos periféricos no estén completos, en términos geométricos, en vez de tener una corona circular (tal como se usa en el estudio teórico) se tiene un trapezio circular (una cuasi-corona). El potencial captado no es propiamente el laplaciano, aunque se aproxima mucho. A estos anillos los llamaremos anillos abiertos.

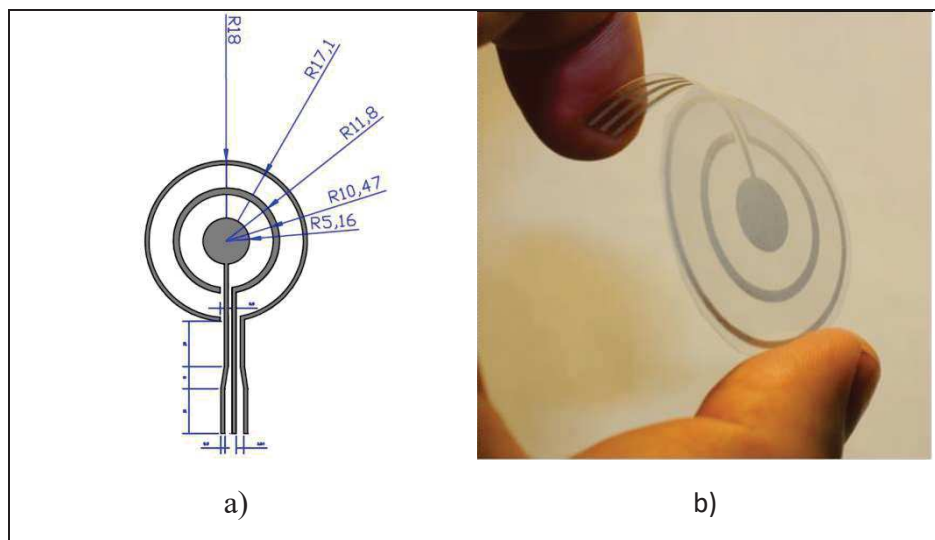


Figura 7. a) Dimensiones de los anillos del TCE implementado. b) fotografía de un TCE con pistas de Ag en un sustrato flexible (Melinex ST 506). Fuente: propia.

El anillo externo del TCE tiene un radio de 18 mm, con estas dimensiones se han realizado varios estudios [10] que han validado el diseño de este tipo de electrodos, dan una buena relación entre tamaño y calidad de la señal adquirida.

Las áreas del círculo central y de los trapecios circulares de los electrodos central y externo, deben ser iguales. En el caso del presente estudio $S = r \cdot l^2 \cdot \pi = 83.64 \text{ mm}^2$. Al

tener los 3 electrodos la misma superficie, la impedancia electrodo-piel es la misma. Otra de las características que hay que tener en cuenta para la estimación del potencial tripolar Laplaciano, es que la distancia entre los electrodos debe ser la misma. Además, para que la adquisición de la señal sea adecuada (maximizar la relación señal-ruido) la mínima superficie de los electrodos en contacto con la piel debe ser de unas 50 mm² y la mínima anchura del electrodo debe ser de 0.6 mm (con los materiales y equipos disponibles, hacer líneas por debajo de esa anchura presenta grandes problemas). En los electrodos estudiados, estas dimensiones mínimas se cumplen con cierta holgura, puesto que la superficie de los electrodos es de 83.6 mm² y la anchura del electrodo exterior (el más fino) es de 0.9 mm.

Para la realización de los TCE se requiere un material flexible, ya que se trata de adquirir señales bioeléctricas en la superficie del cuerpo humano, sobre la piel, concretamente el LECG (Laplacian electrocardiograma) que se localiza en el tórax. Es necesario un material que se adapte al cuerpo y que el contacto con la piel sea confortable para el usuario.

Existen trabajos previos [10] de adquisiciones de ECG usando electrodos de estas dimensiones sobre varios tipos de sustratos (Valox™ FR-1, Polyester Melinex® ST 506 y Ultem® R16SG00) los 2 primeros son flexibles y el último rígido. En estos trabajos, con el sustrato que se obtuvo mejores resultados fue el Melinex® ST 506. Para determinar cuál era el mejor se tuvieron en cuenta factores como la flexibilidad, la adherencia de las tintas (conductoras y dieléctricas) y la baja resistencia en la interfase electrodo-piel.

El Melinex® ST 506 de DuPont Teijin Films tal como se expone en su hoja de características técnicas (Tabla 2), es un film de poliéster estabilizado térmicamente, transparente, cristalino, de alto brillo y con un espesor de 175 μm (700 mill). Está tratado superficialmente por ambas caras para una mejor adherencia de tintas y sus disolventes.

Tabla 2. Parámetros del sustrato.

Propiedad	Melinex ST506
Coeficiente de expansion higroscópica [m/m/%RH]	6x10 ⁻⁶
Coeficiente de expansion térmica [m/m/°C]	18x10 ⁻⁶
Punto de fusión (Pico) [° C]	265
Contracción MD (150° C) [%]	0.15
Contracción TD (150° C) [%]	0.15
Resistividad superficial [Ω/□]	10x10 ¹³
Resistividad volumétrica [Ω·m]	10x10 ¹⁵
Constante dieléctrica a 50 Hz	2.9

Sobre este sustrato se han realizado pruebas de impresión para la implementación de electrodos usando las tres técnicas descritas. Como resumen de resultados se tendrán en consideración para su comparación parámetros como el espesor de la capa conductora, la resistencia eléctrica de uno de los anillos y la resistividad del anillo.

El grosor de las pistas conductoras se midió usando un micrómetro digital 190-00 HITEC. La resistividad laminar se calculó mediante la norma ASTM F1896-10 con la resistencia medida con un multímetro digital Hewlett-Packard HP34401 y ponderando los resultados a un espesor normalizado de 25 μm. La resistencia del anillo se midió usando un multímetro digital Keithley 2000.

Este apartado consta de 2 partes, en la primera se hará un estudio de las distintas técnicas de impresión y en la segunda parte se estudiará el uso de los TCE's para la adquisición de LECG.

En la primera parte de este apartado se estudiarán las 3 técnicas de impresión que hoy en día son las más usadas en el desarrollo de dispositivos sobre sustratos flexibles de film plástico. Con objeto de no ser muy exhaustivos a la hora de probar técnicas de impresión con distintas tintas y con varios sustratos, se ha limitado el estudio a un solo sustrato el Melinex® ST 506 de DuPont Teijin Films y a 2 tipos de tinta, un tipo basado en carbono y el otro tipo basado en plata. Por supuesto, para cada técnica de impresión las tintas deben ser diferentes, tanto los disolventes, como la carga activa, como la viscosidad, con objeto de adaptarse a la tecnología elegida.

2.1. Serigrafía (Screen printing).

Para esta técnica se usa una pantalla de poliéster (Figura 8). El bastidor es de aluminio y sobre él se colocó una pantalla textil de poliéster de 230 mesh PET 1500 90/230-48W (Sefar AG, Switzerland). Los principales parámetros de esta tela es que tiene una apertura de malla (mesh-opening) de 55 μm , un área libre del 24.6 % y un grosor de 70 μm . El film fotosensible usado es POLYCOL UNO (Kiwo GmbH, Deutschland) que presenta un espesor de 6 μm después del curado. La máscara fue expuesta a una lámpara de rayos U.V. de 5000 W durante 2 s.

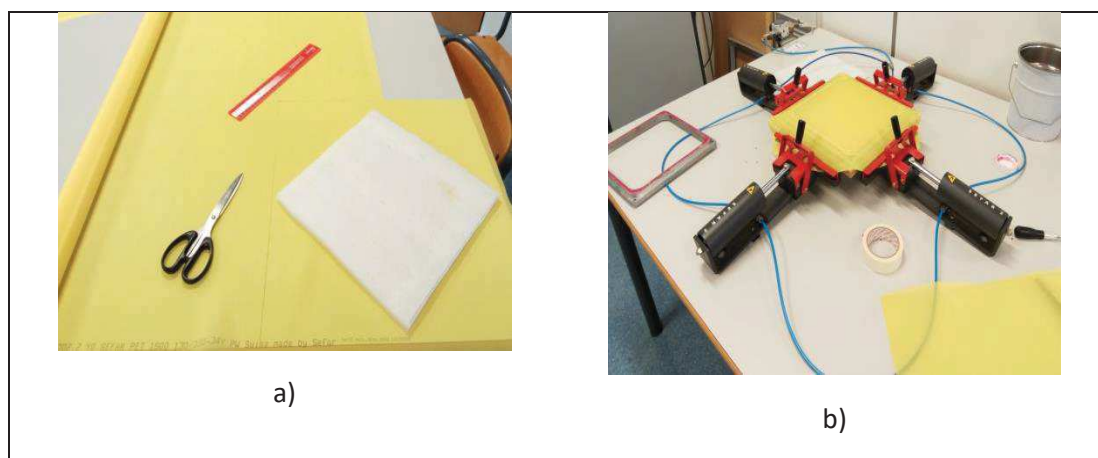


Figura 8. Proceso de preparación de la pantalla. a) Recorte de la tela. b) Tensado y pegado de la tela sobre el bastidor de aluminio usando tensores neumáticos. Fuente: propia.

Se usaron 3 tipos de tintas: Tinta de partículas de Ag C2020522D1 (Gwent, UK), Tinta de nanopartículas de Ag DGP-OS (Advanced Nano Product, Korea) y Tinta de C (grafito) C2030519P4 (Gwent, UK). Sus características principales se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Principales parámetros de las tintas usadas en serigrafía proporcionados por el fabricante.

PROPIEDAD	Ag/C2020522D1	Ag/DGP-OS	C/C2030519P4
Contenido en sólidos	77~79%	70~80%	39~43%
Viscosidad [Pa.s]	18~20	100~300	3.1~4.8
Condiciones de curado	120° C/6 min	120 °C/30 min	60 ° C/30 min
Resistividad específica	No declarado	10 μΩ·cm	No declarado
Resistividad laminar (25 μm)	2.3x10 ⁻⁵ mΩ/□	No declarado	50 Ω/□

Estas tintas se aplicaron usando una máquina de serigrafía semiautomática AUREL 900 (Aurel, Italy). Los parámetros que se usaron fueron: rasqueta de goma de 60° (shore squeegee), velocidad de desplazamiento de 10 mm/s y presión de 2 kg/cm².

Para comprobar la precisión de las pistas de los electrodos después de la impresión, se midieron el ancho de las pistas, tanto en la máscara fotosensible, como en la línea impresa en el sustrato. La línea del electrodo externo medía 880 μm en la máscara y 900 μm en la impresión del electrodo en el sustrato. El error absoluto fue de 20 μm y el relativo de tan sólo un 2.3 %.

Además del grosor de las pistas, es necesario conocer el espesor de las mismas. Los espesores de los conductores antes del secado se pueden calcular mediante la Ecuación 3.

$$T_{bd} = (T_s \cdot A_s) + T_f = (78 \mu\text{m} \cdot 0.24) + 6 \mu\text{m} = 24.72 \mu\text{m} \quad \text{Ecuación 3}$$

Dónde: T_{bd} es el espesor del conductor antes del secado, A_s es el porcentaje de apertura de la maya T_f es el espesor del film fotosensible.

El T_{bd} puede reducirse hasta en un 60 % (dependiendo del contenido de sólidos de la tinta) después del secado, por lo tanto, el espesor final puede ser en nuestro caso de 14.8 μm según la fórmula. Al medir el espesor una vez efectuado el curado de las tintas a las temperaturas y tiempos recomendados por el fabricante (Tabla 3), se comprueba que las tintas C2020522D1 (Ag) y C2030519P4 (grafito) tienen un espesor de 14 μm, cercano al calculado en la ecuación 2.1, pero la DGP-OS (nanopartículas de Ag) tiene un espesor de 8 μm, muy por debajo de lo calculado. Esto puede ser debido a que las nanopartículas de Ag tienen unos comportamientos rehológicos y tixotrópicos atípicos.

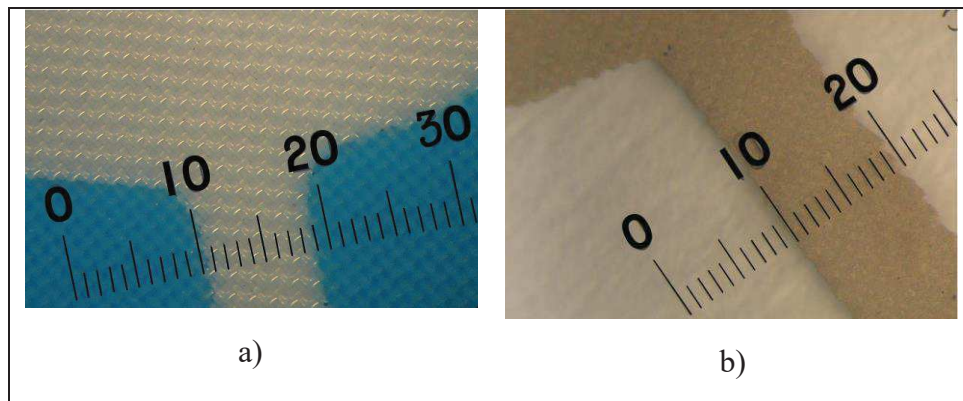


Figura 9. a) Detalle de la pantalla de serigrafía, línea de 880 μm de ancho en una mesh-opening de 55 μm. b) Línea de 900 μm de ancho con tinta de Ag realizada con técnicas serigráficas. Fuente: propia.

En la Figura 9.a muestra un detalle de la pantalla, concretamente el conductor del círculo central, la línea de la máscara fotosensible fue diseñada para tener 0.88 mm y la anchura de la pantalla es aproximadamente 0.88 mm. La anchura de la pista conductora obtenida después de hacer la serigrafía fue de 0.95 mm como se muestra en la Figura 9.b.

2.2. Huecograbado (Gravure).

Para la realización de electrodos con esta técnica, es necesario grabar el diseño de los electrodos en una plancha metálica. El dibujo se hace por **punteo**, es decir, mediante la sucesión de unos pequeños orificios en la plancha. La plancha utilizada en nuestro estudio estaba grabada mediante un rayo LASER y tenía 20 μm de profundidad y una densidad lineal de 12 puntos por milímetro, esto da una resolución aproximada de 300 dpi (puntos por pulgada) similar a la resolución de impresoras comerciales LASER o de chorro de tinta.

Las tintas conductoras utilizadas fueron dos: Tinta de Ag para flexografía C2080815P1 (Gwent, UK) y Tinta de C (grafito) para flexografía C2080529D7 (Gwent, UK). Las principales características de estas tintas se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4. Parámetros de tintas para huecograbado.

PROPIEDAD	Ag/C2080815P1	C/ C2080529D7
Contenido en sólidos	67%	32%
Viscosidad [Pa.s]	0.8~1.0	0.2~0.5
Condiciones de curado	150° C/30 min	60° C/30 min
Resistividad específica	$6.5 \times 10^{-13} \Omega \cdot \text{cm}$	$1.09 \times 10^{-2} \Omega \cdot \text{cm}$
Resistividad laminar (25 μm)	25~30 $\text{m}\Omega/\square$	350~400 Ω/\square

Las tintas conductoras se depositan en la parte superior del sustrato PET utilizando una máquina de huecograbado a escala de laboratorio modelo K-Printing Proofer (Testing Machines Inc., EE.UU.). La cuchilla (Doctor Blade) se utilizó con un ángulo de 45°. La velocidad de la cuchilla en la placa era de unos 8 m/min para permitir que la tinta tuviera la suficiente presión. Se utilizó un cilindro Shore a 65°. En la Figura 10 se puede apreciar el cilindro y la placa grabada.

La prueba impresión por huecograbado se hizo sobre el sustrato de PET de MELINEX ST506 (DuPont Teijin Films) de 175 micras de espesor.

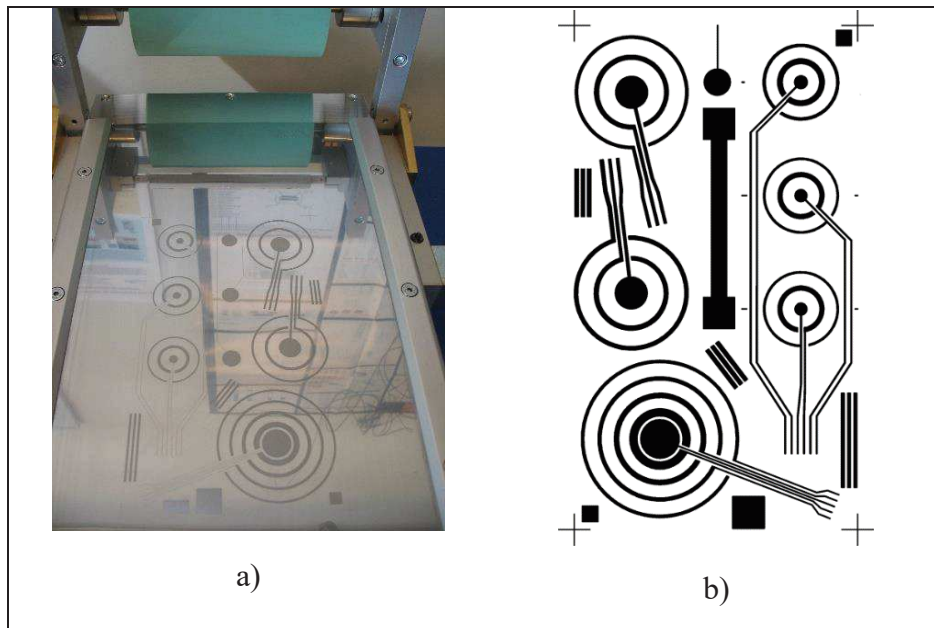


Figura 10. a) Máquina de huecograbado. b) Dibujo grabado en la placa. Fuente: propia.

La Figura 11.a. muestra un detalle de la placa grabada, la línea en el patrón fue diseñada con 0.88 mm de anchura y la anchura de la línea obtenida en la placa después de la fabricación fue de 1.1 mm. La anchura de la pista conductora obtenida después de hacer el huecograbado era 1.1 mm como se muestra la Figura 11.b.

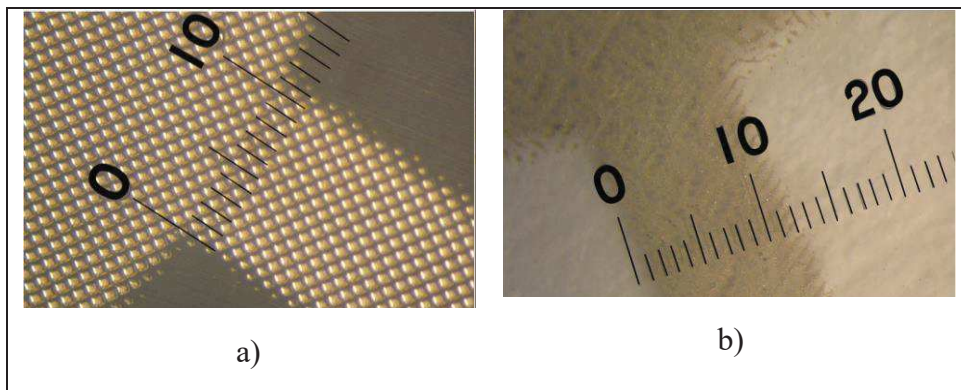


Figura 11. a) Detalle de la placa grabada: ancho de línea de 1.1 mm con 12 puntos por mm lineal y 100% de densidad de células. b) Línea de Ag de 1.1 mm de ancho realizada por huecograbado sobre sustrato flexible. Fuente: propia.

En la impresión de huecograbado, es difícil calcular el espesor final del conductor ya que depende de muchos factores, tales como la profundidad de células, viscosidad de la tinta, velocidad de grabado, tipo de sustrato, etc.

2.3. Impresión por inyección de tinta (Inkjet printing technology)

Las impresoras de inyección de tinta funcionan rociando tinta a través de múltiples orificios en el cabezal de impresión colocando las gotas de tinta en el lugar adecuado y en la cantidad deseada. Si la tinta es conductora y las gotas se solapan, se pueden crear pistas conductoras de la anchura necesaria para hacer los electrodos.

Las tintas conductoras utilizadas fueron tres: Tinta de nanopartículas de Ag EMD5603 (SunChemical, UK) y Tinta de nanopartículas de Ag DGP40LT-15C (Advanced Nano Product, Korea). Las principales características de estas tintas son las que se muestran en la Tabla 5:

Tabla 5. Características de las tintas usadas en huecograbado.

Propiedad	Ag/ EMD5603	Ag/ DGP40LT-15C
Contenido sólido	20%	30~35%
Viscosidad [cPs]	10~13	10~17
Condiciones de curado	200° C/30 min	120~150° C
Tensión superficial (dina/cm)	27~31	35~38
Resistividad específica	5~10 $\mu\Omega\cdot\text{cm}$	11 $\mu\Omega\cdot\text{cm}$

Se utilizó una impresora modelo Dimatix Materiales DMP-2800 (FUJIFILM, EE.UU.), basada en la tecnología piezoeléctrica de chorro para imprimir los electrodos, Figura 12. Esta impresora se basa en un sistema de cartuchos como cabezal de impresión. La tinta se inyecta en el depósito de tinta, a continuación, el depósito de tinta se monta en el módulo de inyección para formar un cartucho sellado. El cabezal de impresión de inyección de tinta en sí, consiste en un chip de silicio con dieciséis jets seleccionables individualmente que están separados 254 μm de distancia (esto nos da una resolución de impresión de 100 ppp (puntos por pulgada) en una sola pasada, un poco bajo si lo comparamos con una impresora de oficina sobre papel es de 300 a 1200 ppp). El diámetro eficaz de la boquilla es de 21,5 μm , que proporcionan pequeñas gotas con un volumen de 10 pl. La forma del impulso de onda eléctrica que controla los inyectoros (amplitud, slewrate, duración, frecuencia y voltaje) se optimizaron para cada tinta de forma independiente. Las condiciones de funcionamiento se optimizaron después de muchas pruebas. Las diferencias fueron que para la EMD5603 se usó para los inyectoros una frecuencia de 8 kHz y de 5 kHz para la DGP40LT-15. Para la EMD5603 se usaron 4 boquillas inyectoras y 8 boquillas inyectoras para la DGP40LT-15.

La EMD5603 es una tinta a base de disolvente, por lo que se utilizó una temperatura baja para el cabezal (28 °C), pero la DGP40LT-15 es una tinta de base acuosa lo que se utilizó una temperatura alta (40 °C).



Figura 12. a) Impresora Dimatix DMP-2800, vista general. b) Detalle del cabezal de impresión. Fuente: propia.

El electrodo se dibujó y fue transferido al programa de ordenador que controla a la impresora, el dibujo era en ByN con 600 ppp de resolución en formato bitmap (extensión

bpm). La impresión de inyección de tinta se realizó horizontalmente en varias pasadas, utilizando un cabezal de impresión DMC-11610.

Para comprobar la precisión de la impresión, se midió la pista impresa y se la comparó con el diseño original. La anchura de la pista conductora obtenida mediante esta impresora ha sido de 1.2 mm tal como se muestra en la Figura 13 y fue diseñada para tener 0.88 mm, esto nos da un error de un 26.6 % en el ancho de la pista.

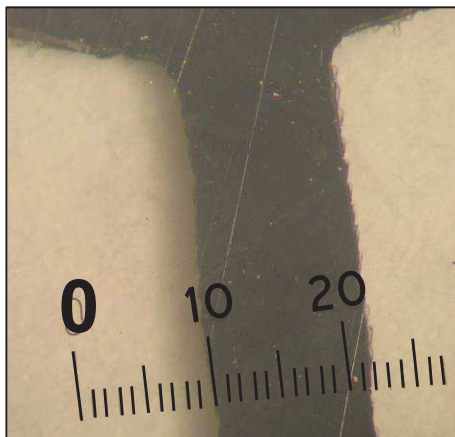


Figura 13. Línea impresa de 1.2 mm del electrodo central. Fuente: propia.

Con la tecnología de chorro de tinta es difícil predecir cuál será el espesor de la pista conductora, puesto que depende de varios factores como la viscosidad de la tinta, la adherencia al sustrato, el secado de la tinta, la temperatura de secado de la tinta, etc.

2.4. Resultados y comparativas

Un estudio comparativo de estas técnicas nos dirá cuál es la mejor para el propósito que se quiere conseguir, el registro de LECG's en humanos. Para ello se deberá tener en cuenta varios factores, uno es la adherencia y resistencia al desprendimiento de la tinta sobre el sustrato (debemos asegurar que con el roce electrodo–piel, el electrodo no se desprende del sustrato y no se adhiere a la piel), esto lo podemos observar indirectamente midiendo el grosor de la pista impresa y observando con un microscopio como se ha adherido la tinta al sustrato.

Se van a comparar las distintas tintas y entre las variables estudiadas está la modificación de la resistividad con la temperatura de curado de las tintas. En el proceso de curado, se evaporan los disolventes de las tintas y quedan sobre el sustrato las partículas conductoras (en nuestro caso C (grafito) y Ag). Cuanto mayor sea la temperatura de curado, más fina será la capa conductora, esto implica una mayor densidad de partículas conductoras y por lo tanto mayor conductividad de las pistas impresas. Por otra parte, una mayor temperatura de curado hace que el sustrato se deforme y pierda propiedades mecánicas (se hace más rígido y quebradizo).

2.4.1. Resultados con técnicas serigráficas.

Como se observa en la Tabla 6, cada una de las tintas tiene una temperatura de curado y un tiempo de curado distinto, en una primera aproximación cuanto menor es la temperatura de curado, más tiempo necesita la tinta en curarse (evaporar disolventes y adquirir sus prestaciones finales). En la Figura 14 observamos cómo se relaciona el espesor de las pistas de los electrodos con relación a la temperatura de curado.

Tabla 6. Tintas serigráficas. Temperaturas y tiempo de curado nominales.

Denominación comercial	Material conductor	Temperatura-	tiempo curado
C2020522D1	Ag (partículas)	120 °C	360 s
DGP-OS	Ag (nanopartículas)	150 °C	1800 s
C2030519P4	C (grafito)	60 °C	1800 s

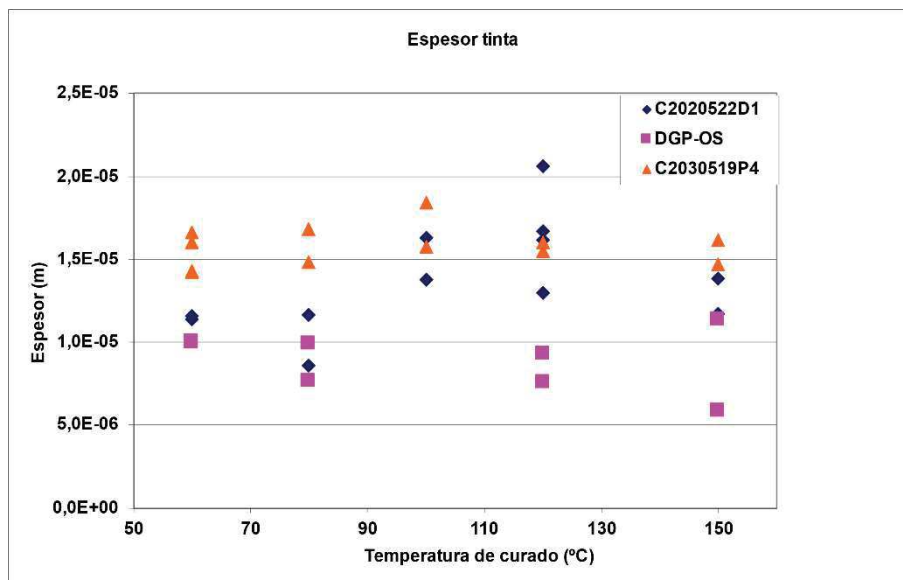


Figura 14. Espesores tinta serigrafía Fuente: propia.

En la Figura 14 se pueden observar que los espesores de las pistas de las tintas C2020522D1 y C2030519P4 están dentro del valor calculado de 15 μm , pero la DGP-OS está claramente por debajo. Los valores medidos de la resistencia del electrodo que forma el anillo exterior (el más largo y fino) se muestran en la Figura 15.

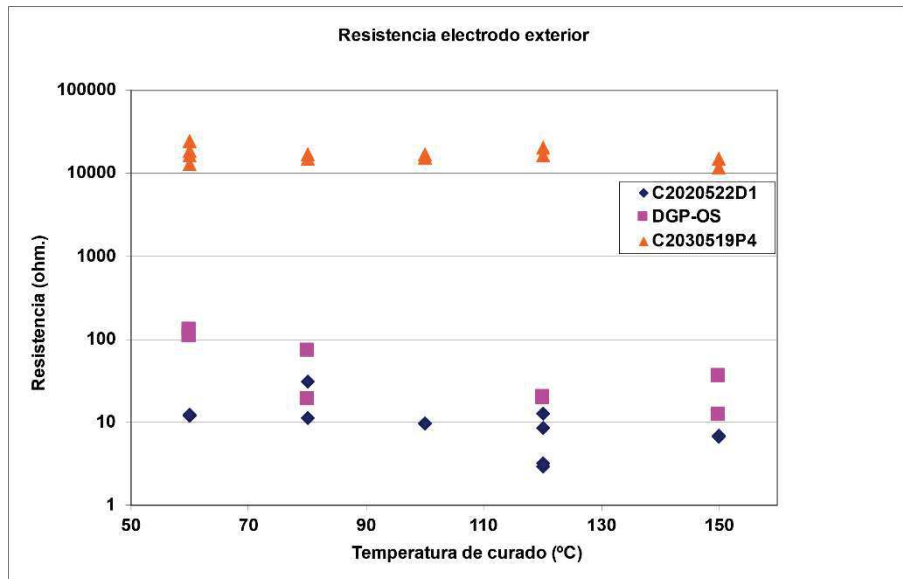


Figura 15. Resistencia eléctrica del electrodo del anillo exterior tinta serigrafía. Fuente: propia.

En la Figura 15 se observa que sólo las tintas con Ag presentan resistencias por debajo de los 100 Ω , que sería el límite para la aplicación de adquisición del LECG, también se observa que la tinta C2020522D1 (tinta de partículas de Ag) es la que presenta una menor resistencia óhmica y por tanto sería la más idónea si solo tuviésemos en consideración el aspecto del valor óhmico.

La Figura 16 es una fotografía de un electrodo implementado con esta técnica, se pueden observar que el dibujo está formado por una serie de puntos, visibles a simple vista en los bordes del electrodo, dentro de la pista, estos puntos están unidos por el efecto de la tensión superficial de la tinta húmeda.

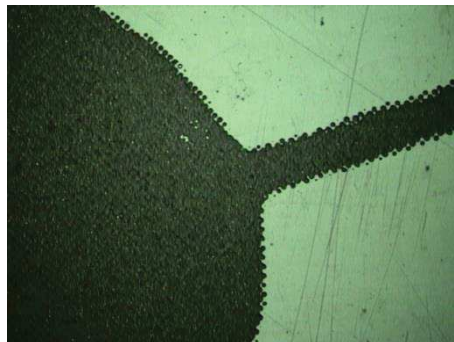


Figura 16. Detalle del electrodo central y conductor de una impresión con serigrafía con tinta Ag/DGP-OS (nanopartículas de plata). Fuente: propia.

2.4.2. Resultados con huecograbado.

Para esta técnica no existen en el mercado muchos tipos de tintas, se han hecho pruebas con las tintas que se presentan en la Tabla 7. Los resultados no han sido buenos, muy por debajo de los esperados, tanto en las medidas de los espesores de los electrodos como en la resistencia eléctrica de las pistas, esto se explica observando las pistas con el microscopio, podemos ver que no hay continuidad entre las zonas impresas, se observan los puntos de las celdas de hueco grabado, la continuidad eléctrica se ve interrumpida, en

las series de prueba, sólo el 10 % de los electrodos presentaban conducción entre sus extremos. Los electrodos válidos (los que presentaban conducción) tenían una resistencia eléctrica muy elevada comprendida entre 0.5 MΩ y 6 MΩ.

Tabla 7. Tintas para huecograbado. Temperaturas y tiempo de curado nominales.

Denominación comercial	Material conductor	Temperatura	Tiempo curado
C2080815P1	Ag	150 °C	1800 s
C2080529D7	C (grafito)	60 °C	1800 s

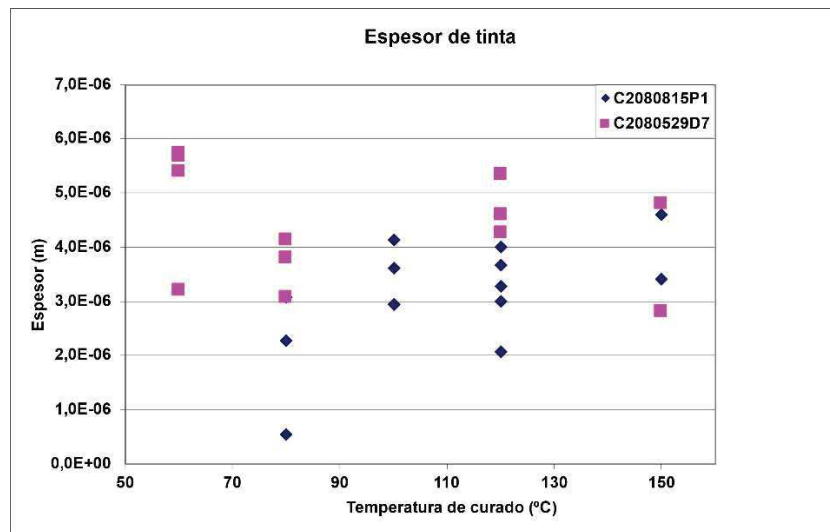


Figura 17. Valores de los espesores de tinta con huecograbado. Fuente: propia.

De la Figura 17 podemos deducir que el espesor medio de la tinta de Ag (C2080815P1) es de unos 3.5 μm, mientras que las pistas realizadas con la tinta de C (C2080529D7) es de 4.2 μm. A pesar de que la tinta de C proporciona un mayor espesor en los electrodos, la tinta con Ag tiene una resistividad mucho menor, por ello la resistencia de los electrodos es muy inferior en los electrodos de Ag, tal como muestra la Figura 18.

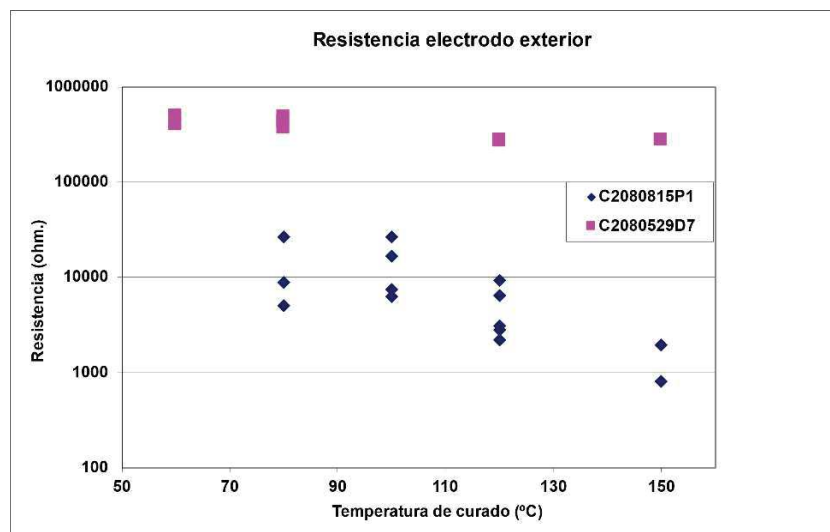


Figura 18. Valores de las resistencias de las pistas con huecograbado. Fuente: propia.

De aquí podemos intuir que, para temperaturas de curado nominales, la resistencia que presenta el electrodo exterior hecho con grafito es 300 veces superior al de la plata, además una resistencia de más de 1000 ohm hace que el electrodo no sea utilizable en la aplicación estudiada. Otra de las conclusiones que podemos sacar de esta tecnología es que hay muchos **vacíos de tinta** dentro de la pista conductora, esto hace que las resistencias de las pistas sean 100 veces superiores a las esperadas según los datos técnicos de los fabricantes de tintas. En la Figura 19 podemos ver este efecto.

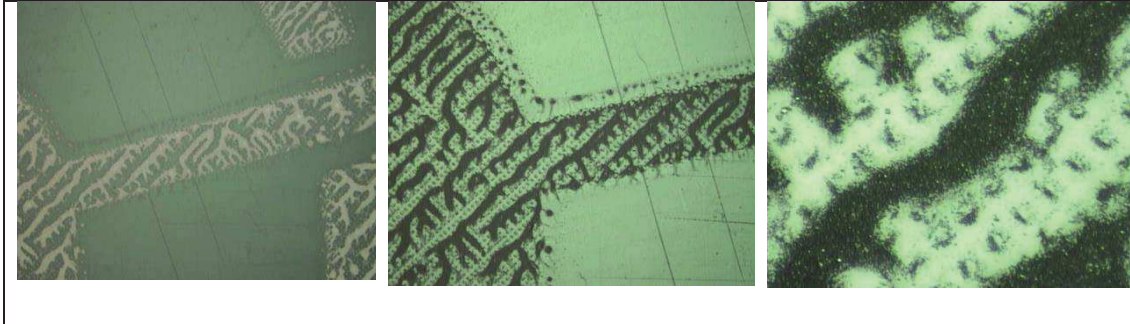


Figura 19.- Vista ampliada con distintos aumentos del conductor y círculo central. Fuente: propia.

2.4.3. Resultados con impresión por chorro de tinta

Esta técnica es la más versátil, permite fácilmente cambiar de diseño, tal y como lo haríamos en una impresora de oficina convencional, bastaría con tener un fichero tipo mapa de bits (extensión bmp) con la resolución que se desee.

La adherencia es relativamente buena, pero la tensión superficial que presenta la tinta (Tabla 8) sobre el sustrato hace que, a veces, las pistas de los electrodos no sean utilizables (formación de gotas aisladas). Una solución a este problema fue someter al sustrato a un pretratamiento que consistía en mantenerlo en un horno a temperaturas cercanas a 100 °C durante 10 minutos antes de su colocación en la cama de la impresora. La impresora utilizada tenía la opción de calentar la cama hasta 60 °C.

La tinta EMD5603 muestra una buena adherencia sobre el sustrato de MELINEX pero había un problema de adhesión en la tinta DGP40LT-15. En este caso, se realizó un tratamiento previo de la superficie del sustrato; se aplicó un precalentamiento a 80 °C durante 10 minutos. La Figura 20 muestra la diferencia entre la impresión con pretratamiento (Figura 20.b) y sin (Figura 20.a).

Tabla 8. Tintas para inyección de tinta. Temperaturas y tiempos de curado nominales.

Denominación comercial	Material conductor	Temperatura	Tiempo curado
EMD5603	Ag (nanopartículas)	200 °C	1800 s
DGP40LT-15C	Ag	150 °C	1800 s

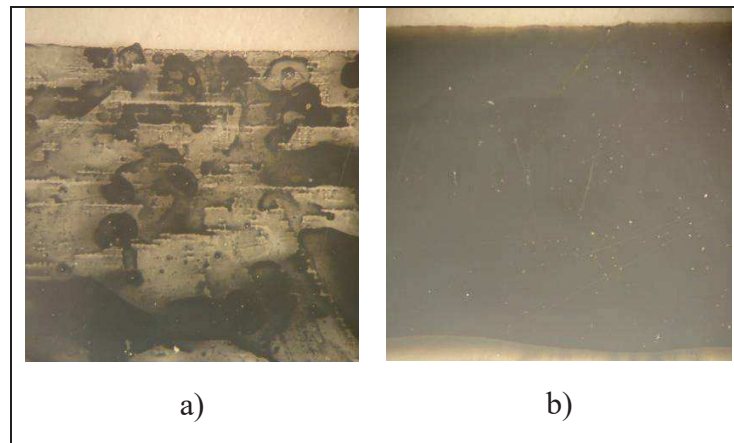


Figura 20. a) Impresión sin pre-tratamiento en el sustrato. b) Impresión con pre-tratamiento en el sustrato (calentamiento 80° C durante 10 min). Fuente: propia.

Como se puede observar en la Figura 21, las 2 tintas de plata presentan espesores dispares, siendo la tinta EMD5603 la que da mejores resultados, se obtienen grandes espesores y buenos acabados visuales. Como se puede observar en la Figura 22, las 2 tintas de plata empleadas presentan una resistencia muy baja en el anillo exterior, con lo cual cumplen con las exigencias del electrodo.

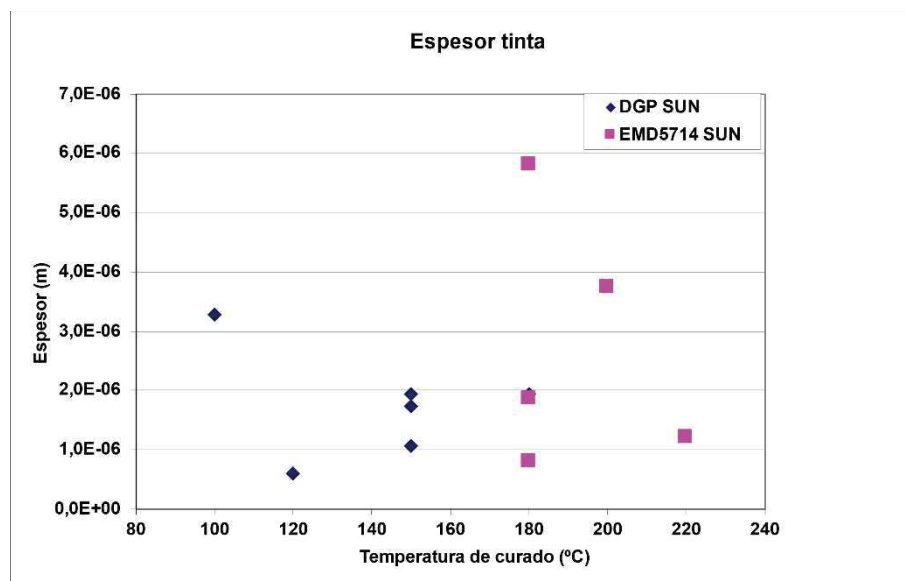


Figura 21. Espesores de la tinta de inkjet. Fuente: propia.

2.5. Comparativa de Resultados

La resistividad laminar fue, en el caso de las tintas serigrafiadas: 57.2 Ω/\square para C2030519P4, 0.058 Ω/\square para DGP-OS y 0.024 Ω/\square para C2020522D1. La resistencia del anillo exterior es 13.4 Ω con C2030519P4, 24.44 Ω con DGP-OS y 6.76 Ω con C2020522D1.

En el caso de las tintas de huecograbado, la resistividad laminar fue: 1.42 Ω/\square para C2080815P1 y 2940 Ω/\square para C2080529D7. La resistencia del anillo exterior es de 1.38 k Ω con C2080815P1 y 283 k Ω con C2080529D7. Se observa una diferencia entre la resistividad esperada y obtenida de más de ocho veces en el caso de C2080529D7. Esto

puede deberse a imperfecciones en la impresión de la tinta, lo que aumenta la resistividad con respecto a las hojas de características que da el fabricante. Este problema no es atribuible a los límites de la tecnología de huecogrado, ya que se obtendrían mejores resultados cambiando la densidad de la línea y la profundidad de la celda, pero el inconveniente de mejorar esos resultados es el alto costo de placas de huecogrado, hay que encargárselas a una empresa externa y tiene coste en tiempo y dinero puesto que no disponemos de tecnología propia para el procesado de la misma. Además, una inversión en mejor huecogrado placas no significa mejores resultados en comparación con las otras técnicas

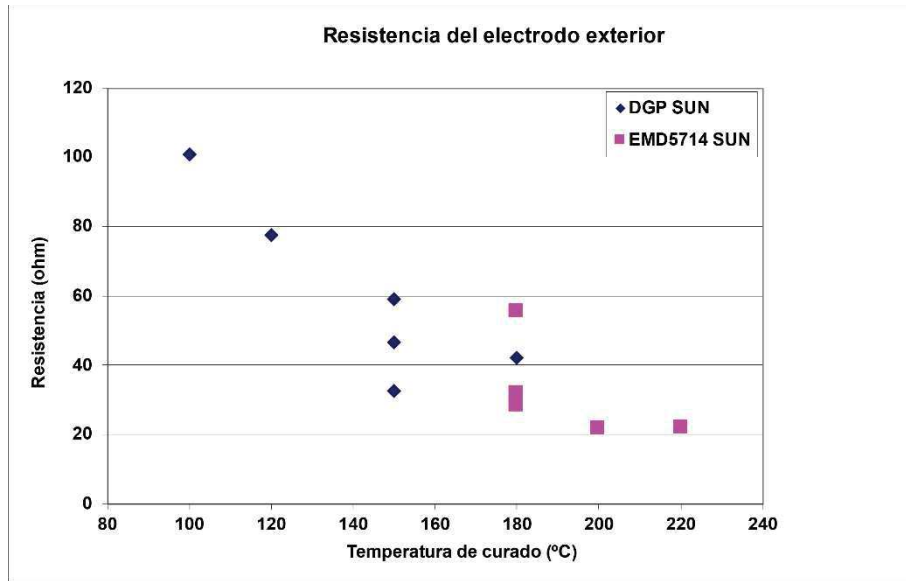


Figura 22. Resistencia del electrodo del anillo exterior de la tinta de inkjet. Fuente: propia.

Finalmente, en el caso de las tintas de inyección, la resistividad fue: $0.03 \Omega/\square$ para EMD5603 y $0.018 \Omega/\square$ para DGP40LT-15C. La resistencia del anillo exterior es 30Ω con EMD5603 y 46Ω con DGP40LT-15C.

La Tabla 9, la Tabla 10 y la Tabla 11 muestran un resumen del promedio y de la desviación típica para las 6 muestras de tinta analizadas de: espesor, resistividad y resistencia del anillo exterior.

Tabla 9. Resumen del valor medio y de la desviación típica del espesor, resistividad y resistencia del anillo externo de las tintas serigráficas usadas sobre MELINEX como sustrato.

Propiedad	Serigrafía		
	DGP-OS	C2030519P4	C2020522D1
Espesor (μm)	8.63 ± 3.91	15.5 ± 1	12.8 ± 1.5
Resistividad laminar (Ω/\square)	0.048 ± 0.013	57.2 ± 13.2	0.024 ± 0.003
Resistencia anillo externo (Ω)	24.44 ± 0.01	13400 ± 2240	6.76 ± 0.08

Tabla 10. Resumen del valor medio y de la desviación típica del espesor, resistividad y resistencia del anillo externo de las tintas de huecograbado usadas sobre MELINEX como sustrato.

Propiedad	Huecograbado	
	C2080815P1	C2080529D7
Espesor (μm)	4.9 ± 0.8	3.8 ± 1.4
Resistividad laminar (Ω/\square)	1.42 ± 0.55	2940 ± 1113
Resistencia anillo externo (Ω)	1380 ± 793	283000 ± 3920

Tabla 11. Resumen del valor medio y de la desviación típica del espesor, resistividad y resistencia del anillo externo de las tintas de chorro de tinta usadas sobre MELINEX como sustrato.

Propiedad	Chorro de tinta	
	EMD5603	DGP40LT-15C
Espesor (μm)	3.83 ± 2.78	1.58 ± 0.45
Resistividad laminar (Ω/\square)	0.03 ± 0.02	0.018 ± 0.002
Resistencia anillo externo (Ω)	30 ± 2	46 ± 13

Para los registros de señales biomédicas no invasivas, es esencial asegurarse de que la impedancia de contacto de los electrodos con la piel sea lo más baja posible. También es necesario que la resistencia óhmica de los anillos de los electrodos sea muy baja, muy inferior a la resistencia de la piel para que los registros tengan validez y no se vean afectados por esta impedancia. En este sentido, los electrodos obtenidos con serigrafía y chorro de tinta tienen resistencia similar y menor de 50Ω , mientras que la técnica del huecograbado produjo resistencias óhmicas mucho más altas y estos valores están fuera de rango adecuado para captar señales bioeléctricas no invasivas de pequeña amplitud (típicamente cientos de micro voltios a pocos milivoltios), por lo que su uso fue descartado en las siguientes fases de este capítulo. Como se dijo antes, esto no significa que el huecograbado no pueda obtener una resistencia de pista similar a otras técnicas de impresión, pero en este caso, esto requeriría hacer una nueva placa con un coste de grabado que queda fuera de los presupuestos dedicados a este estudio.

Los electrodos realizados con la tecnología de chorro de tinta presentaron un espesor de las pistas de tinta menor que el obtenido con serigrafía, por lo que esta técnica hace que aumente ligeramente la resistencia de los electrodos.

Por lo expuesto anteriormente, para el registro de LECG se van a utilizar sólo 2 tintas, las que mejores parámetros dan en cuanto a resistencia del electrodo, las tintas serán la C2020522D1 en el caso de tinta serigráfica y la EMD5603 en el caso de chorro de tinta.

2.5.1. Resultados de la adquisición de LECG con TCE.

Con el fin de evaluar la detectabilidad y la calidad de la señal de las señales bioeléctricas captadas por los electrodos TCR realizados con técnicas serigráficas frente a los electrodos realizados mediante la técnica de inyección de tinta, se realizaron adquisiciones de ECG's y se obtuvieron varios parámetros cuantitativos relacionados con la detectabilidad y la calidad de la señal, estos parámetros fueron: impedancia del electrodo-piel, amplitud de la señal del ECG (Vp-p) (voltios pico a pico) y relación señal-ruido (SNR). Esto se muestra en las Tabla 12 y Tabla 13.

Tabla 12. Impedancia electrodo-piel (kΩ).

Tecnología	Disco interno	Disco intermedio	Disco externo
Inyección tinta	2.4 ± 1.24	2.18 ± 0.74	2.46 ± 1.05
Serigrafía	2.43 ± 0.81	2.54 ± 0.86	3.43 ± 1.22

Concretamente se usaron las tintas C2020522D1 (serigrafía) y EMD5603 (inyección de tinta) debido al hecho de que proporcionaban la menor resistencia del anillo externo para cada tecnología.

Se realizaron 26 sesiones de grabación en voluntarios sanos (8 mujeres y 18 hombres); la edad media de los voluntarios fue de 32.6 ± 16.2 años (rango 16-74 años) y el índice de masa corporal (IMC) promedio fue de 24.6 ± 4.9 kg/m². Los sujetos estuvieron sentados durante los registros y se les pidió que se relajaran y permanecieran así durante toda la sesión para evitar la influencia de la fluctuación de la posición del corazón en el ECG. El área de la piel sobre la que se colocaron los electrodos se exfolió previamente y, en el caso de los voluntarios varones, también se afeitó para evitar el vello en la parte anterior del tórax. Se colocó el TCE 6 cm por encima y 2 cm a la derecha del pezón izquierdo (posición superior), conectándose la tierra analógica a un electrodo monopolar desechable, el electrodo de referencia externo estaba ubicado en la cadera derecha.

A los 5 minutos después de estar colocado el electrodo, se midió la impedancia de contacto piel-electrodo de cada polo de electrodo usando el medidor de impedancia EIM 105 (General Devices) (Figura 23) que usa la técnica de medición de impedancia de 3 electrodos. Para esto, se colocaron dos electrodos desechables adicionales en ambos hombros de los sujetos.

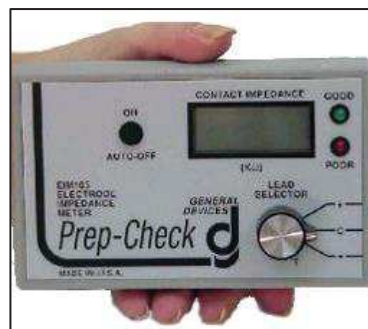


Figura 23. Medidor impedancia electrodo piel. Fuente: General Devices.

La medida de la impedancia electrodo-piel es de suma importancia para la correcta adquisición de las señales bioeléctricas. Cuanta más pequeña es esa impedancia, mejor para su registro, ya que hay menos pérdidas. Una impedancia por debajo de $5\text{ k}\Omega$ es un valor aceptable (se indica con el Led verde GOOD encendido del medidor EIM 105) mientras un valor superior a $15\text{ k}\Omega$ es un valor no deseable (se indica con el Led rojo POOR encendido del medidor EIM 105). Observando la Tabla 12 podemos deducir que el TCE realizados son aceptables en cuanto a la impedancia electrodo-piel.

Posteriormente, se registraron 5 minutos de señales de ECG captadas con el TCE. Luego se retiró el electrodo de TCE, se limpió la piel, se colocó el otro tipo de TCE (chorro de tinta o serigrafía) en la misma posición y se repitió el protocolo anterior. Para comparar los resultados, 13 de las 26 sesiones comenzaron a usar electrodos de serigrafía, mientras que los 13 restantes usaron primero electrodos de inyección de tinta.

En la Figura 24.b se puede apreciar el lugar de colocación del electrodo sobre el sujeto, en la Figura 24.a se muestra entre qué puntos se detectan los potenciales BCa (entre los electrodos central y el intermedio) y el potencial BCb (entre anillo interno y externo)

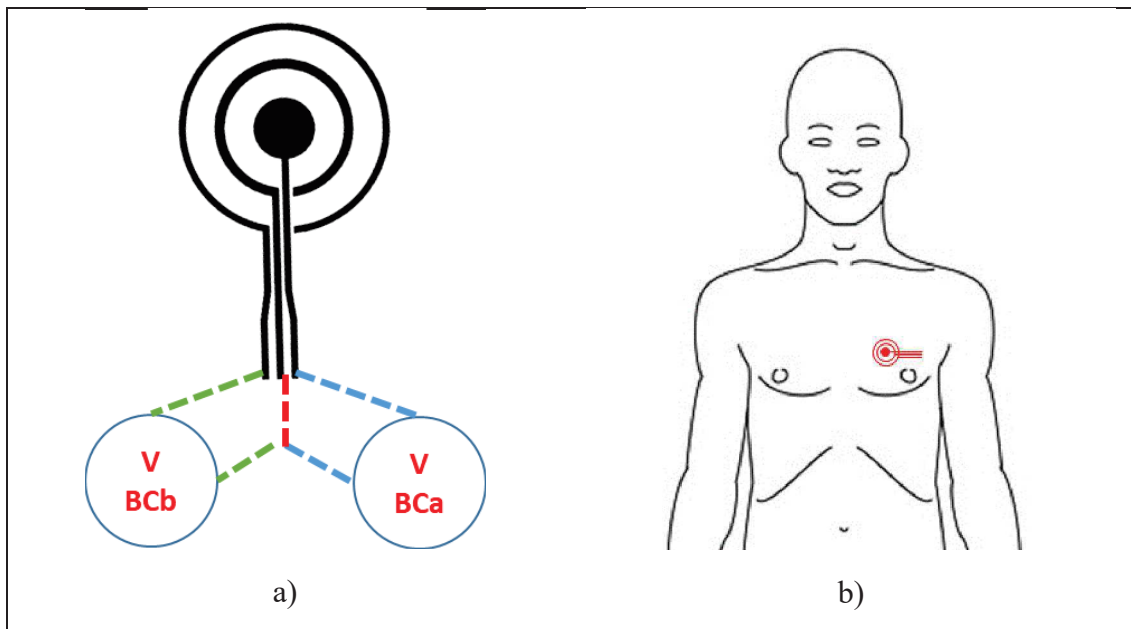


Figura 24. a) Esquema indicativo de las conexiones de los potenciales BCa (entre anillo interno y medio) y BCb (entre anillo interno y exterior). b) Localización aproximada del TCE sobre el tórax. Fuente: propia.

Las diferencias de potenciales detectados entre el anillo exterior del TCE y el disco interno (BCb) y el entre el anillo medio y el disco interno (BCa) se midieron con un circuito de acondicionamiento analógico conectado directamente a los electrodos del TCE. Las señales, debidamente acondicionadas, se adquirieron simultáneamente utilizando una tarjeta de adquisición de datos de 16 bits con una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Los resultados en la Tabla 13 no muestran diferencias significativas entre los electrodos implementados con inyección de tinta o electrodos serigrafiados, en términos de amplitud de señal de ECG y SNR (Signal to Noise Ratio).

Tabla 13. Valor medio y desviación típica de los valores cuantitativos de los parámetros del ECG adquiridos con los TCE.

Tecnología	BCa		BCb	
	V _{sp-p} (μV)	SNR (dB)	V _{sp-p} (μV)	SNR (dB)
Inyección tinta	83.7 ± 26.1	15.8 ± 3.3	138.6 ± 40.9	18.4 ± 2.9
Serigrafía	79.1 ± 22.6	16.5 ± 3.1	142.4 ± 36.7	20.3 ± 1.9

2.6. Conclusiones

Aunque es considerada como una tecnología madura, la serigrafía aún ofrece buenos resultados en la generación de electrodos impresos. En este trabajo, se han obtenido las características de las tecnologías de inyección de tinta, huecograbado y serigrafía usadas en la fabricación de TCE. Las señales de ECG se han obtenido utilizando inyección de tinta y serigrafía sin diferencias significativas en términos de amplitud de señal de ECG y SNR. El TCE de huecograbado se descartó debido a los altos valores de resistencia obtenidos. A partir de estos resultados, se puede ver que la fabricación de TCE utilizando la serigrafía y la impresión por chorro de tinta son adecuadas para la adquisición de señales bioeléctricas no invasivas. Sin embargo, se prefiere la serigrafía debido a su menor costo y tiempo de producción para grandes series.

3. Electrodo concéntricos bipolares sobre sustratos textiles

3.1. Introducción

En los apartados anteriores, se ha realizado un estudio en la adquisición de LECG usando TCE's sobre un film plástico que hacía de sustrato. Los resultados han sido satisfactorios, pero el sustrato no se ajusta muy bien a la superficie del cuerpo humano, se requiere otro tipo de sustrato que se adapte mejor al contorno del cuerpo y que además sea cómodo y que permita la adquisición de señales durante largos periodos de tiempo, además se necesita que la solución sea de bajo coste. Usando un sustrato textil y las mismas técnicas de impresión que con el film plástico se podrían tener resultados similares.

Numerosos equipos de investigadores han estado, en los últimos años, desarrollando electrodos con diversas geometrías que pudieran captar las señales del ECG. Entre los muchos diseños, los electrodos de anillos concéntricos bipolares (ECB) son unos de los más prometedores debido a su buena resolución espacial.

El desarrollo de los ECB ha experimentado un gran impulso en los últimos años; sin embargo, no se usan habitualmente en la práctica clínica (se usan mayoritariamente los electrodos monopolares adhesivos desechables o bien los de ventosa reutilizables) tal como se muestra en la Figura 25. La implementación de ECB sobre sustratos flexibles daría como resultado un electrodo de bajo costo, flexible, cómodo y robusto capaz de detectar señales del ECG con una alta resolución espacial. En los próximos apartados se estudiarán una serie de este tipo de electrodos implementados mediante serigrafía.

La serigrafía en la industria textil es una tecnología muy madura, existen muchos equipos preparados para ello. Las tintas empleadas como elementos conductores han sido plata (Ag) y un polímero conductor (poli (3,4-etilendioxitiofeno) poliestirenosulfonato) conocido como PEDOT:PSS. Los polímeros conductores tienen ventajas de biocompatibilidad, pueden usarse con sustratos flexibles y están disponibles para varias tecnologías de impresión. Los BCE se han implementado con ambos tipos de tintas, se han comparado y analizado sus características eléctricas y su rendimiento en la detección de señales de ECG. Los resultados revelan que los BCE realizados con Ag presentan un grosor promedio más alto y una impedancia electrodo-piel ligeramente más baja que los realizados con PEDOT:PSS.

En las pruebas realizadas con personas en estado de reposo (decúbito supino) los registros del ECG realizados con BCE textiles dieron resultados similares a los realizados con electrodos adhesivos desechables convencionales. Los BCE's realizados con Ag presentaron una respuesta más estable (menos saturaciones y alteraciones) que los realizados con PEDOT:PSS.

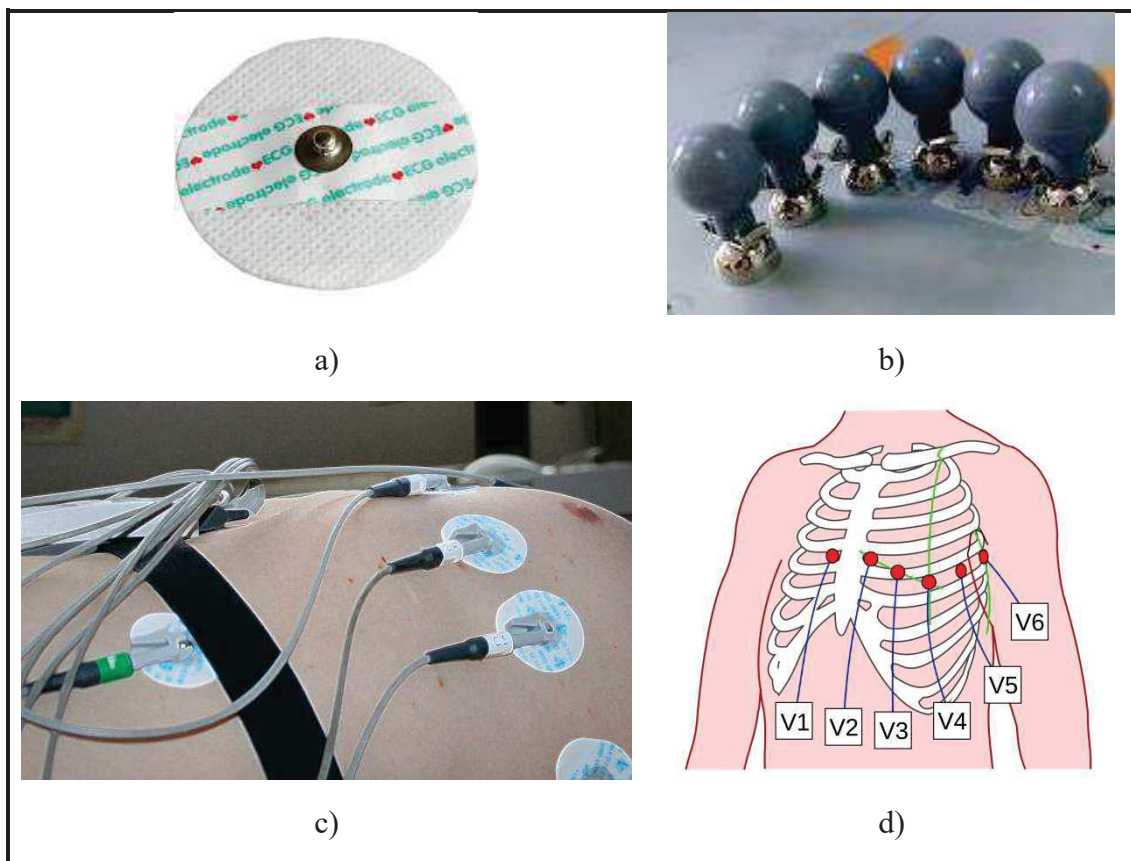


Figura 25. a) Electrodo desechable adhesivo. b) Electrodo no desechable de ventosa. c) Electrodo desechables sobre un tórax humano. d) Localización aproximada de las derivaciones precordiales. Fuente: propia.

Las señales captadas con los BCE's textiles proporcionaron una resolución espacial más alta en comparación con los electrodos convencionales. Esta resolución espacial mejorada se manifestó en la identificación de ondas P1 y P2 de actividad auricular en la mayoría de las señales captadas por los BCE. Se puede concluir que los BCE textiles de Ag son más adecuados que los de PEDOT:PSS para obtener registros del ECG. Por lo tanto, este tipo de electrodos pueden ser adecuados para el uso clínico.

El uso de electrodos textiles tiene una serie de ventajas sobre los tradicionales como son: la delgadez, la ligereza, alta flexibilidad, capacidad de estiramiento, la adaptabilidad y la comodidad.

Hay dos tendencias para la realización de electrodos genéricos basados en textiles: o bien imprimir los electrodos en el textil utilizando diferentes tipos de tintas y técnicas de impresión o bien usando fibras conductoras y tejer o coser los electrodos [9], [11], [12].

Dos aspectos importantes a tener en cuenta al diseñar y usar electrodos para medir las señales bioeléctricas son por un lado los materiales que se utilizarán y por otra parte dónde colocarlos.

En cuanto a los materiales, se pueden encontrar electrodos a base de tintas metálicas, tintas de polímeros conductores o directamente de hilos conductores. Cada uno de estos materiales deben proporcionar la flexibilidad necesaria para mejorar el contacto tela-electrodo-piel durante el movimiento del individuo.

En base a esta flexibilidad, se pueden encontrar diseños realizados con espuma conductiva, polímeros conductores (PEDOT: PSS) y polímeros con partículas conductoras de Ag, nanopartículas conductoras de Ag o nanotubos de carbono.

En cuanto a la ubicación de los electrodos, hay trabajos publicados en la literatura con electrodos dispuestos en diferentes posiciones en camisetas, chalecos, fajas y trajes de baño. Una de las técnicas para fabricar electrodos para capturar señales bioeléctricas es la impresión directa sobre un sustrato. En los últimos años, se han desarrollado técnicas de impresión basadas en artes gráficas como la serigrafía, el huecograbado o la inyección de tinta para la fabricación de estos electrodos en sustratos flexibles y más específicamente en textiles [13], [14].

La serigrafía es la tecnología de impresión más usada y madura, además se ha utilizado durante décadas en la fabricación de productos y sistemas electrónicos. La gran revolución en el uso de técnicas de serigrafía en sustratos flexibles ocurrió con el desarrollo de tintas a base de polímeros, que permiten bajas temperaturas de curado compatibles con sustratos de film plástico y de textiles sintéticos [9].

Por otro lado, una de las principales limitaciones del registro bioeléctrico de superficie mediante electrodos de disco convencionales es una resolución espacial deficiente, originada principalmente por el efecto de desenfoque debido a las diferentes conductividades de volumen del cuerpo conductor [15], [16]. Para superar esta limitación, se han propuesto registros de potenciales laplacianos en la superficie de la piel [17].

La literatura ha confirmado que los registros de los potenciales laplacianos pueden mitigar este efecto y proporcionar una buena resolución espacial, mejorado los registros, es decir, pueden mejorar la detección de las fuentes de dipolo bioeléctricas más cercanas a los electrodos, rechazando la contribución de fuentes de dipolos bioeléctricos distantes, en comparación con registros bipolares realizados con electrodos de disco [14].

Primeramente, los potenciales laplacianos de la superficie se estimaron usando electrodos de disco monopolar y se aplicaron de técnicas de discretización [7], [18]. Posteriormente, los potenciales laplacianos de la superficie corporal, como la electrocardiografía laplaciana (LECG), se obtuvieron diseñando e implementando electrodos de anillo

concéntricos en varias configuraciones (bipolar, cuasi-bipolar y tripolar) los TCE ya se han visto en los apartados anteriores.

Los electrodos de anillo concéntricos se implementaron inicialmente en sustratos rígidos, principalmente placas de circuito impreso (PCB) [19]. En ese contexto, Besio *et al* [19] desarrollaron electrodos de anillo concéntricos en PCB para comparar la capacidad de absorción y la sensibilidad espacial de diferentes configuraciones de electrodos: bipolar convencional (electrodos de disco), concéntricos bipolares (BCE) y tripolares (TCE), para registrar señales electrocardiográficas de superficie. Una vez que se ha demostrado la capacidad de los electrodos de anillo (CE) para detectar la señal electrocardiográfica (ECG) y su mayor resolución espacial con respecto a los registros bipolares con electrodos monopolares convencionales, en este trabajo [9] se han comparado diferentes tecnologías de impresión para fabricar electrodos de anillo concéntricos en sustratos plásticos flexibles (serigrafía, impresión por inyección, huecograbado). Se ha llegado a la conclusión de que los electrodos con mayor reproducibilidad y mejores propiedades para los registros bioeléctricos de superficie fueron los implementados por serigrafía. Luego, se desarrollaron electrodos anulares sobre sustratos de film plástico flexible con el objetivo de determinar las mejores dimensiones y la ubicación de los CE para recoger la actividad electrocardiográfica [10], [20].

A pesar de las mejoras introducidas por la implementación de CE en sustratos flexibles, el uso de los CE no se ha transferido todavía al entorno clínico con normalidad. Para facilitar esto, hemos trabajado sobre el diseño y la validación de un conjunto de dos CE desarrollados sobre un sustrato textil que mejorará comodidad del paciente durante la grabación, especialmente para grabaciones a largo plazo, y eso permitirá la detección de señales bioeléctricas con una calidad similar a la de las grabaciones bipolares convencionales y con una mejora en la resolución espacial.

En el presente capítulo se han desarrollado y probado un conjunto de dos electrodos de anillo concéntricos serigrafiados en un sustrato textil y se han comparado sus características (características eléctricas y calidad de señales bioeléctricas). Se han utilizaron dos tipos diferentes de tintas: una basada en plata y otra en un polímero conductor el PEDOT: PSS.

3.2. Electrodo bipolares concéntricos sobre textil (BCE): diseño y desarrollo

La parte de detección consiste en un conjunto de dos electrodos de anillo concéntricos, cada uno compuesto por un electrodo de disco interno (Figura 28) y un anillo externo. Aunque las áreas conductoras del disco central y del anillo externo no son iguales, esto hace que la impedancia electrodo-piel sea diferente en ambos electrodos, pero como la superficie de contacto es grande, la impedancia es relativamente pequeña en ambos casos. Los BCE's se conectarán a bioamplificadores comerciales (P511, Grass Technologies, Warwick, RI, EE. UU.) (Figura 26) con impedancias de entrada lo suficientemente altas como para ignorar el desequilibrio entre las impedancias de ambos polos de las BCE's.



Figura 26. Preamplificador P511. Fuente: Grass Technologies, Warwick, RI, EE. UU.

Teniendo en cuenta que el diámetro externo del CRE debe estar aproximadamente a la distancia entre la superficie del cuerpo y las fuentes bioeléctricas que se registrarán [19], [21], el diámetro externo del anillo se ajustó a 5 cm desde la distancia entre la superficie del torso y el corazón que está a una profundidad de 3.5 y 5.0 cm por debajo de la piel. Además, como los electrodos textiles podrían proporcionar una mayor impedancia con respecto a los BCE's implementados en sustratos de film plástico [10], [20], en el registro de la señal en condiciones secas (sin gel electrolítico), lo que podría dificultar su capacidad de detectar las señales del ECG, por esta causa se decidió aumentar el área de grabación de estos BCE's textiles. En la Figura 27.a se puede observar el tamaño relativo y la colocación aproximada de los BCE's usados, en la figura Figura 27.b se puede observar un esquema de donde se recogen las 6 derivaciones precordiales standard en humanos.

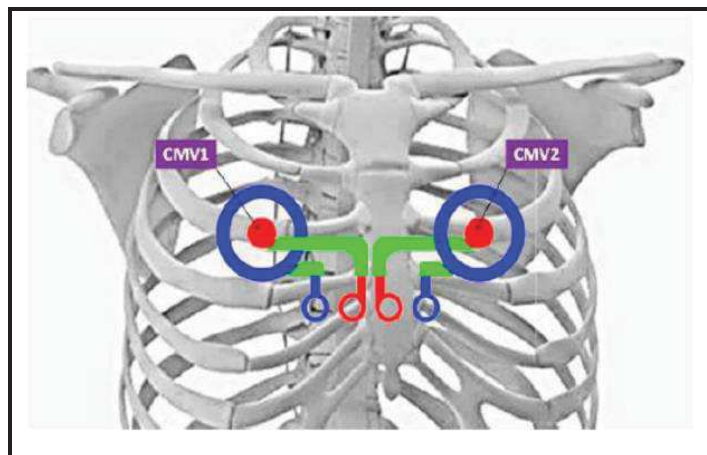


Figura 27. a) Posición de los BCE's.. Fuente: propia.

Las dimensiones de BCE's se muestran en la Tabla 14 y Figura 28. Además, la distancia entre los electrodos se estableció teniendo en cuenta que se deseaba grabar señales de ECG en posiciones lo más cercanas posible a las posiciones de grabación estándar CMV1 (posición comparable a la precordial V1 cerca de la aurícula derecha) y CMV2 (comparable a V2 precordial cerca de la aurícula izquierda); ver Figura 27.

Tabla 14. Dimensiones de los electrodos.

Parámetro	Valor (mm)
Diámetro disco interior	16
Diámetro anillo interior	36
Diámetro anillo externo	50
Distancia entre discos (centro)	120

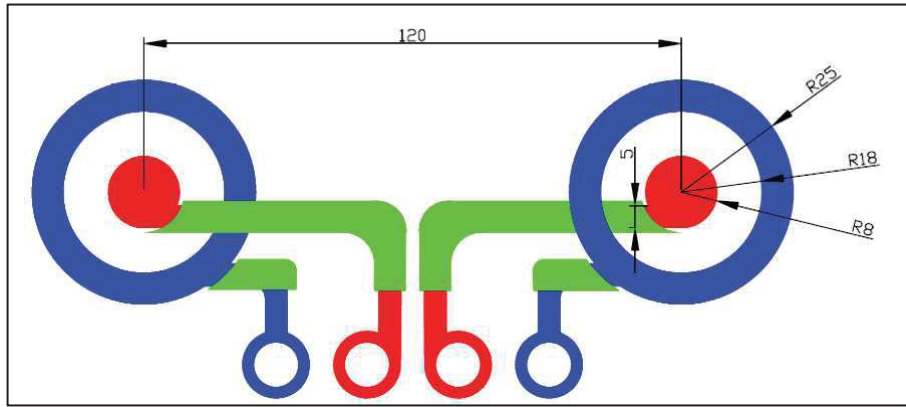


Figura 28. Representación gráfica de los BCE's. El color rojo representa a la 1ª capa conductora, el color azul es la 3ª capa conductora y el color verde representa a las 2ª y 4ª capas que son aislantes. Fuente: propia.

La tecnología de fabricación utilizada para implementar este tipo de sensor se basó en la tecnología serigráfica de película gruesa. Específicamente, los BCE's sobre sustrato textil se fabricaron mediante serigrafía utilizando un diseño de cuatro capas como se muestra en la Figura 29. La primera capa corresponde a las pistas conductoras de los electrodos de disco (capa conductora). La segunda capa aísla la línea de conexión que une el disco interno al conector (capa aislante), evitando así un cortocircuito con el electrodo del anillo y preservando la forma del electrodo de disco. El electrodo del anillo concéntrico se implementa en la tercera capa (capa conductora). La cuarta capa, similar a la segunda capa (capa aislante), aísla la línea de conexión que une el anillo concéntrico al conector y la piel.

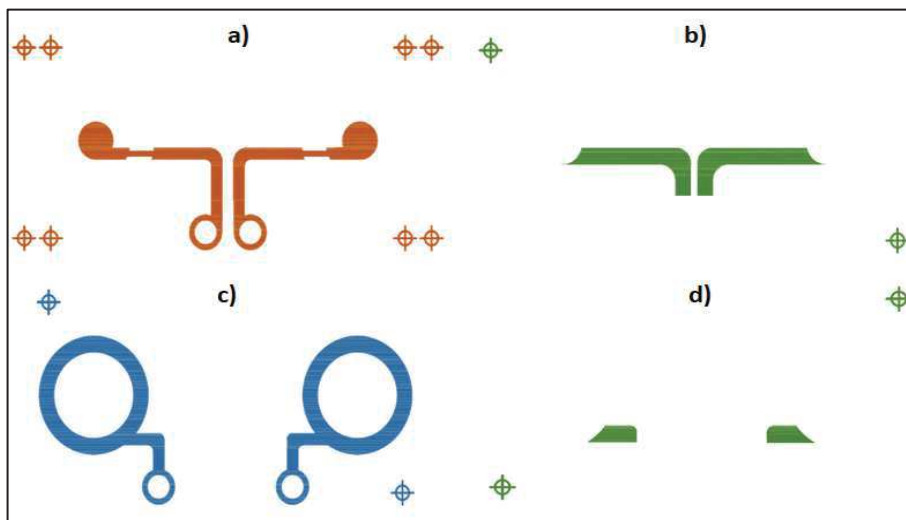


Figura 29. Screen patterns usados. a) Primera capa (conductora). b) Segunda capa (aislante). c) Tercera capa (conductora). d) Cuarta capa (aislante). Fuente: propia.

La pantalla serigráfica usada para los conductores era de 230 mesh de poliéster (PET 1500 90 / 230-48, Sefar, Thal, Switzerland) y la pantalla para la capa dieléctrica era también de poliéster de 175 mesh (PET 1500 68 / 175-64 PW, Sefar, Thal, Switzerland).

Para transferir la plantilla a la malla de la pantalla, se usó una película sensible a los rayos ultravioletas (UV) Dirasol 132 (Fujifilm, Tokio, Japón). El grosor final obtenido fue de 10 μm para las pantallas para las pistas conductoras y 15 μm las pantallas del dieléctrico.

Los patrones se transfirieron a las pantallas utilizando una unidad de fuente de luz UV.

Los materiales utilizados fueron:

- Textil Mediatex **TT ACQ 120 μm** (Junkers & Muellers gmbh, Mönchengladbach, Alemania) para el sustrato.
- Tinta conductora de plata **C2131014D3 59.75%** (Gwent Group, Pontypool, Reino Unido).
- Tinta conductora de PEDOT: PSS **C2100629D1** (Grupo Gwent, Pontypool, Reino Unido).
- Tinta dieléctrica de polímero **D2081009D6** (Gwent Group, Pontypool, Reino Unido) como tinta dieléctrica.

La flexibilidad es una de las características más importantes de estas tintas para usarlas con textiles. Las características principales de las tintas conductoras usadas, se muestran en la Tabla 15. La resistividad de la lámina (Ω/\square) que se consiguió fue de unos $76 \text{ m}\Omega/\square$ para la tinta de Ag y $268 \Omega/\square$ en el caso de la tinta a base de PEDOT:PSS. Estas medidas son para el espesor final obtenido (el fabricante da los valores para un espesor normalizado de $25 \mu\text{m}$).

Tabla 15. Parámetro de las tintas según datos del fabricante.

Propiedad	Ag C2131014D3	PEDOT:PSS C2100629D1
Contenido en sólidos (%)	57.00-59.75	-
Viscosidad (Pa·s)	6.5-13.5	0.5-2.0
Condiciones de curado ($^{\circ}\text{C} / \text{s}$)	130 $^{\circ}\text{C} / 180 \text{ s}$	130 $^{\circ}\text{C} / 900 \text{ s}$
Resistividad laminar (a $25 \mu\text{m}$)	100 $\text{m}\Omega/\square$	500-700 Ω/\square

La impresión se llevó a cabo utilizando una impresora de pantalla Ekra E2 XL (ASYS Group GmbH, Dornstadt, Alemania) con una dureza de la escobilla de goma Shore 750, una presión de 3.5 bar y una velocidad de desplazamiento de 8 mm/s (Figura 30.a). Después de depositar las tintas, se curaron en un horno de aire (UNB-100 Memmert GmbH + Co.KG, Schwabach, Alemania) a 130°C durante 3 minutos la tinta de Ag y durante 15 minutos la tinta de PEDOT:PSS (Figura 30.b).

La Figura 31 es una fotografía de los BCE implementados. La Figura 31.a muestra el realizado con tinta de Ag, la Figura 31.b muestra el electrodo realizado con PEDOT: PSS. Para facilitar la conexión eléctrica con el sistema de medición, se incorporó un conector tipo click (Sparkfun) en cada terminal de los electrodos como se muestra en las figuras anteriormente mencionadas.

Debido a que existe una relación entre la impedancia del contacto electrodo-piel y la calidad de la señal (a menor impedancia mayor calidad), hay que hacer que el contacto sea muy bueno, procurando que la zona de contacto esté limpia, exfoliada, seca y sin vello corporal. En este primer prototipo, los BCE's textiles se integraron en un cinturón ajustable Figura 31.c que ejerció una cierta presión sobre el contorno del tórax para garantizar el contacto de la piel con el electrodo impreso. En este sentido, a medida que

aumenta la presión sobre el contorno del tórax, se reduce la impedancia del electrodo-piel y, por lo tanto, se obtiene una mejor calidad de señal [22].

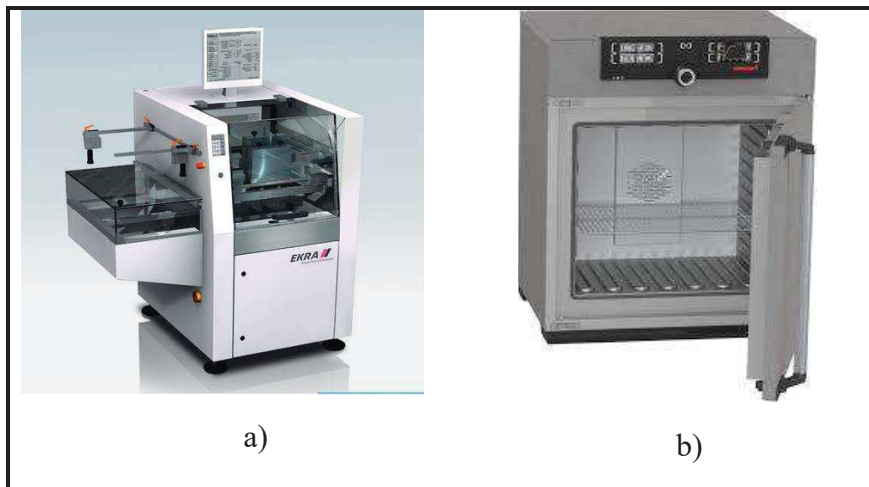


Figura 30. a) Máquina de serigrafía. b) Horno para el curado de tintas y dieléctricos. Fuente: a) Ekra b) Memmer.

Este cinturón debe colocarse en una posición supramamariana, haciendo que los electrodos coincidan en la medida de lo posible con las posiciones de registro CMV1 y CMV2.

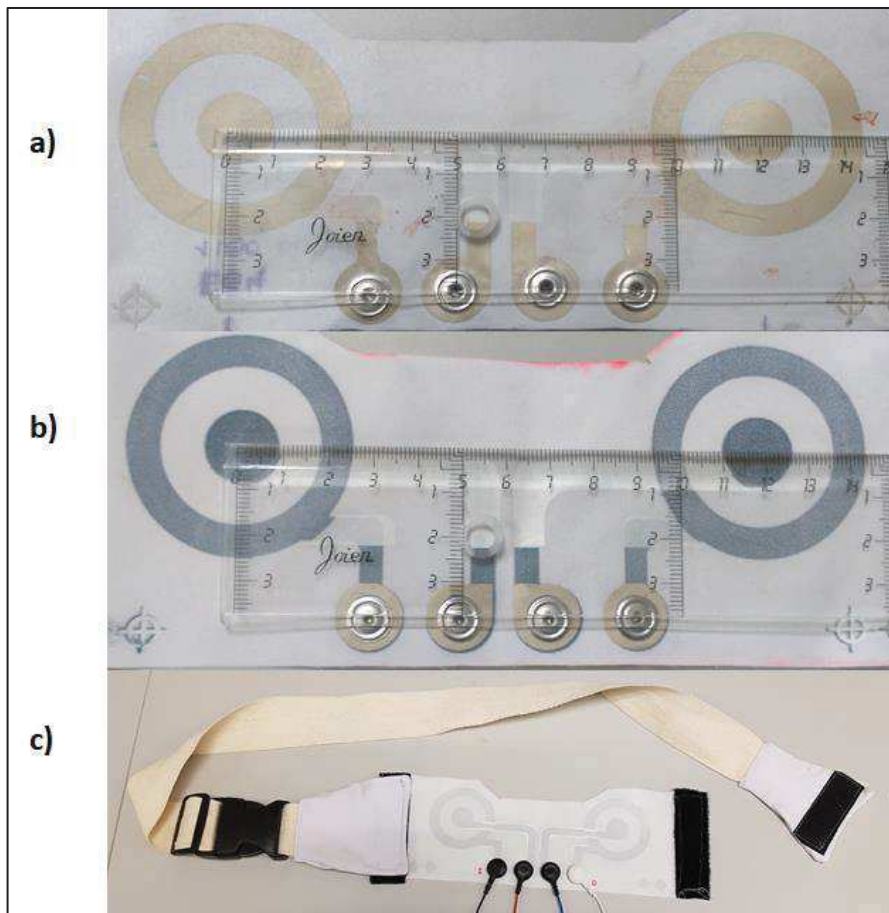


Figura 31. a) BCE realizado con tinta de Ag. b) BCE realizado con tinta de PEDOT:PSS. c) imagen de un BCE con un cinturón ajustable y detalle de los conectores. Fuente: Propia.

3.3. Caracterización física y eléctrica de los electrodos BCE

La caracterización física consistió en medir el espesor de la capa final y su rugosidad con un perfilómetro de interferometría óptica modelo Profilm3D (Filmetrics) con un objetivo Mirau 20X (Figura 32.a).

Se realizó una caracterización eléctrica midiendo la magnitud de la impedancia y el ángulo de la fase mediante espectroscopía de impedancia usando potenciostato modelo Bio-Logic SP-300 (Bio-Logic Science Instruments, Seyssinet-Pariset, Francia) (Figura 32.b). en una configuración de dos electrodos configurado con un nivel de señal sinusoidal de 1 V sin componente de corriente continua. La medición se realizó entre los dos terminales de uno de los electrodos (impedancia desde el electrodo central al electrodo del anillo).

La impedancia del electrodo de la piel de cada polo CRE se llevó a cabo utilizando el medidor EIM-105 Prep-Check (General Devices Co Inc., Indianápolis) En una configuración de tres electrodos a 10 Hz.

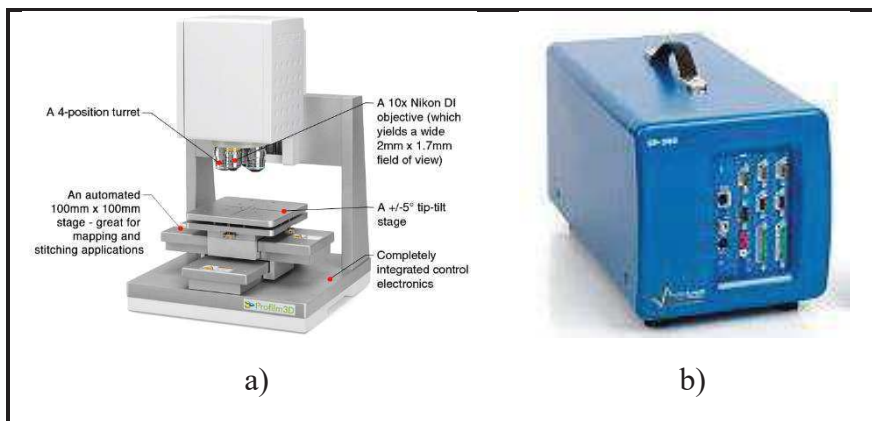


Figura 32. a) Fotografía perfilómetro Profilm3D. b) Fotografía del potenciostato Bio-Logic SP-300. Fuente: a) cortesía Filmetrics, b) Bio-Logic Science Instruments

3.4. Protocolo de grabación de los ECG

En total, se realizaron diez sesiones de grabación con 7 sujetos sanos de sexo masculino y 3 de sexo femenino entre 20 y 55 años y con índices de masa corporal entre 19.6 y 27.4 kg/m². Las grabaciones se realizaron con los sujetos acostados en una camilla (decúbito supino) que estaba dentro de una jaula de Faraday (Figura 33). Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Politècnica de Valencia y se adhirió a la declaración de Helsinki. Se informó a los voluntarios sobre la naturaleza del estudio y se les informó sobre el protocolo de grabación antes de firmar un formulario de consentimiento.

Para reducir la impedancia de contacto, el área de la piel en la que se colocaron los electrodos (convencionales y concéntricos) se exfolió suavemente con Nuprep (Weaver and Company, Aurora, IL, U.S.A) que es un gel abrasivo que se utiliza para preparar la piel antes de realizar una medición de ECG, este gel se aplica suavemente sobre la piel (por ejemplo, con una gasa de algodón), limpiando posteriormente cualquier exceso. También se afeitó, en el caso de sujetos con exceso de vello corporal, la zona en la que

se colocaron los electrodos. Para un registro más completo, se colocaron dos electrodos desechables de Ag/AgCl (electrodos de espuma de la serie Kendall 100, Medtronic, Minneapolis, MN, U.S.A.) tanto en la pierna izquierda como en el brazo derecho para obtener la señal de ECG de derivación II estándar (con el electrodo de tierra en la pierna derecha).

Para realizar el registro se siguió el siguiente protocolo:

1. Primero, el BCE de Ag, previamente limpiada con alcohol, se puso en el tórax y se ajustó el cinturón de forma que se ejerza una cierta presión sobre la piel. El electrodo derecho se colocó lo más cerca posible del CMV1 (posición comparable a V1 cerca de la aurícula derecha) (Figura 34).
2. Se midió la impedancia del electrodo de la piel de cada polo del BCE.
3. Posteriormente, se registraron dos señales de ECG. Por un lado, se registraron las señales provenientes de los BCE's de Ag y la señal de la derivación II del ECG durante 60 s con el sujeto en reposo. Para obtener y acondicionar los dos registros del ECG (BC-ECG y derivación II), se utilizaron amplificadores de instrumentación comercial (Grass Technologies P511, AstroNova, Inc., West Warwick, RI, U.S.A.). Dado que la información principal de las señales de ECG se distribuye en el ancho de banda 0.1–100 Hz [23], las señales se filtraron en este ancho de banda y luego se adquirieron con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.
4. Posteriormente, se analizó la sensibilidad de los electrodos a posibles movimientos. Para este propósito, se registró durante 60 s ambas señales con el sujeto realizando los siguientes movimientos durante 10 s cada serie: movimiento lateral de la cabeza, movimiento vertical del brazo, movimiento vertical de la pierna, risa y respiración profunda.
5. Posteriormente, el BCE de Ag se reemplazó con el de PEDOT:PSS y se repitieron las mediciones de la impedancia del electrodo-piel y, a continuación, la adquisición de la señal de ECG tanto en reposo como durante el movimiento.



Figura 33. Fotografía de la colocación de los BCE's en el tórax con los cables colocados en los conectores que a su vez están conectados a un RACK con amplificadores P511. La salida está conectada a la tarjeta convertidora ADC 6229 de N.I. el sujeto está dentro de una jaula de Faraday. Fuente: propia.

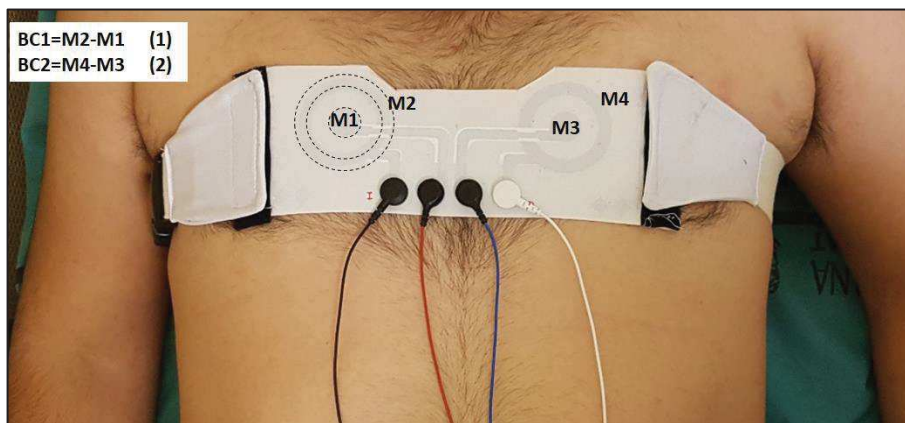


Figura 34. Fotografía de la colocación de los BCE's en el tórax con los cables colocados en los conectores. Fuente: propia.

3.5. Análisis de ECG

La señal del ECG puede corromperse tanto por un ruido electromagnético de fondo como por diferentes tipos de interferencias generadas por el propio cuerpo del sujeto, como la deriva de la línea de base del ECG y ruido bioeléctrico de los músculos abdominales y torácicos.

Para reducir estas interferencias, en primer lugar, las señales del ECG se filtraron digitalmente con un filtro de paso alto Butterworth de quinto orden con una frecuencia de corte de 0.3 Hz. Los puntos fiduciales del ECG se obtuvieron detectando la onda R de la señal del ECG con el algoritmo propuesto por Pan y Tompkins [24] y ligeramente modificado por Hamilton y Tompkins [25]. Con este algoritmo se determinó que el latido promedio del ECG (ECG_{avg}) se extiende desde 275 ms antes de la onda R hasta 425 ms después.

Para comparar las señales de ECG registradas por los distintos tipos de electrodos (Ag y PEDOT:PSS), se calculó la amplitud pico-pico del latido promedio (ECG_{avg}) y la relación señal/ruido (SNR). La SNR se define como la relación entre el valor eficaz del latido promedio (ECG_{avg}) y el del ruido durante el período isoeléctrico entre latidos.

Las señales del ECG detectadas durante las fases de movimiento intencionado se analizaron para cuantificar la sensibilidad a los artefactos de movimiento de estos electrodos. Para este propósito, el porcentaje de tiempo en el que la señal del ECG presentaba alteraciones con respecto a la señal detectada durante el reposo y/o la saturación de la señal debido a cada movimiento se anotó para las señales detectadas en cada posición (electrodo de la izquierda y electrodo de la derecha).

En el presente estudio, la alteración de la señal se consideró como cualquier variación visualmente apreciable de la señal del ECG registrada durante el movimiento con respecto a la obtenida en reposo. Las alteraciones consistieron principalmente en cambios basales. Por el contrario, denominaremos saturación de la señal cuando las señales amplificadas alcanzaron el voltaje de salida máximo o mínimo permitido para el sistema acondicionador de la señal, compuesto por los bioamplificadores comerciales P511 (Figura 33) conectados a la tarjeta digitalizadora DAQ NI USB 6229 (National

Instruments, Austin, TX, U.S.A.) (Figura 35) con un voltaje de saturación es de 5 V. La tarjeta está conectada a un ordenador personal portátil mediante un bus USB (Figura 36).



Figura 35. Fotografía de la tarjeta DAC DAQ NI USB 6229. Fuente: propia.

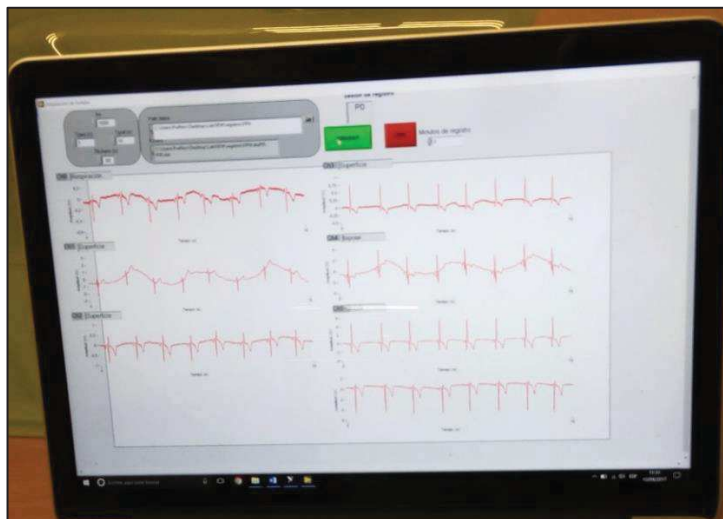


Figura 36. Fotografía de la adquisición de señales mediante PC conectado a la tarjeta DAC DAQ NI USB 6229. Fuente: propia.

3.6. Características físicas y eléctricas de los BCE

En la Figura 37 se muestra una vista ampliada de los dos diseños (Figura 37.a para PEDOT:PSS y Figura 37.b para Ag). Como se puede observar, la tinta de PEDOT:PSS está casi toda embebida en la tela mientras la tinta de plata permanece sobre la tela penetrando muy poco en ella. Se han medido los diferentes espesores efectivos en ambos casos. En el caso del PEDOT:PSS, el espesor promedio obtenido fue de $15\ \mu\text{m}$ (Figura 38.a); en el caso de la plata, el grosor promedio obtenido fue de $40\ \mu\text{m}$ (Figura 38.b).

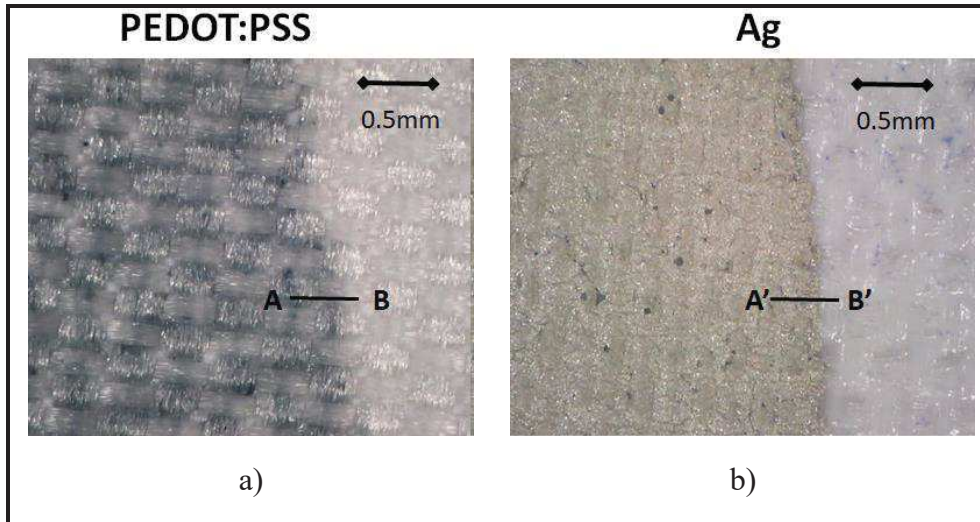


Figura 37. a) Detalle de la tinta de PEDOT:PSS sobre sustrato textil, la tinta está embebida en el interior de las fibras. b) Detalle de la tinta de Ag sobre el mismo sustrato, la tinta de Ag no penetra en las fibras. Fuente: propia.

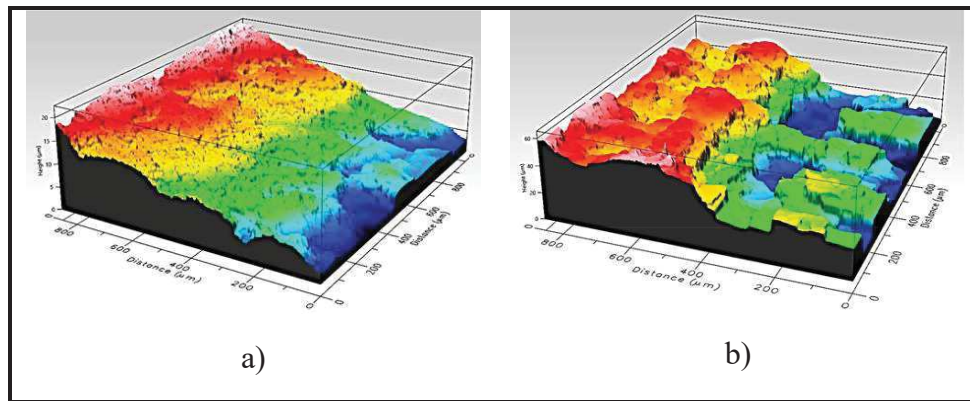


Figura 38. a) Espesor de la tinta de PEDOT:PSS sobre sustrato textil. b) Espesor de la tinta de Ag sobre sustrato textil. Fuente: propia.

Con respecto a la caracterización eléctrica, la Figura 39 muestra la impedancia y la fase de los electrodos entre 0.1 y 200 Hz (ancho de banda de frecuencia del ECG), ambos en el caso del contacto electrodo-piel.

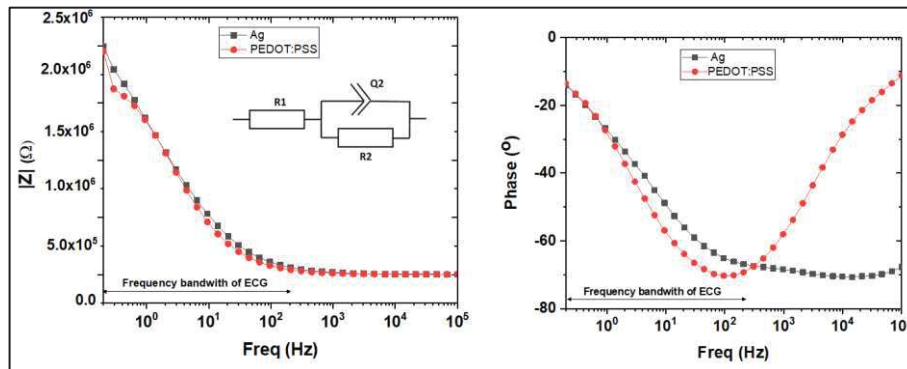


Figura 39. Anillo externo: (a) magnitud de la impedancia electrodo-piel (polo a polo) y (b) ángulo de fase. Fuente: propia.

Las características de la impedancia del electrodo-piel se analizaron utilizando el circuito equivalente modificado de Ershler-Randles llamado ZARC, que se muestra en el recuadro de la Figura 39 (Ecuación 4).

$$Z(f) = R_1 + \frac{R_2}{R_2 \cdot Q_2(i \cdot \pi \cdot f)^\alpha + 1} \quad \text{Ecuación 4}$$

Donde; R1 es la resistencia en serie, R2 es la resistencia de transferencia de carga, Q2 es el elemento de fase constante, y el exponente α determina el carácter de la dependencia de frecuencia.

La modelización física del modelo sería que R1 representa la resistencia entre los electrodos a través de la piel, R2 representa la transferencia de electrones por efecto REDOX entre los electrodos y la piel y Q2 es un parámetro que puede variar según la rugosidad, el grosor y la composición del material. La Tabla 16 resume los valores de estas variables para el caso de los electrodos de Ag o de PEDOT:PSS.

Tabla 16. Parámetros R₁, R₂ y Q₂ y α del modelo del circuito equivalente.

Parámetro	Ag (C2131014D3)	PEDOT:PSS (C2100629D1)
R ₁ (Ω)	0.480 E3	2.73 E3
R ₂ (Ω)	1.81 E6	1.85 E6
Q ₂ (F·s ^(α-1))	69.8 E-9	79.9 E-9
α	0.761	0.791

El comportamiento de los electrodos BCE en el rango de frecuencia de trabajo es muy similar en ambos casos. La diferencia en el valor de Q2 tiene sentido ya que son dos materiales diferentes con diferente grosor y resistividad. Debe tenerse en cuenta que el PEDOT:PSS es permeable a los cationes y se produce un proceso REDOX entre el material y la piel.

Las mediciones de la impedancia del electrodo-piel durante las sesiones de registro del ECG se muestran en la Tabla 17. Los valores de la impedancia del electrodo-piel presentaron una gran variabilidad entre los sujetos y fueron relativamente más altos que los electrodos de Ag/AgCl pre-gelificados comerciales usados normalmente, que generalmente proporcionan una impedancia electrodo-piel inferior a 10 kΩ; sin embargo, todavía estaban dentro del límite admisible para la adquisición de señales bioeléctricas. Estos valores también fueron más altos que los obtenidos por los TCE's de Ag implementados en otros sustratos flexibles como el Melinex, desarrollado en apartados anteriores. Los electrodos BCE de Ag han dado, por norma general una menor impedancia electrodo-piel que los de PEDOT:PSS.

Tabla 17. Impedancia electrodo-piel de los BCE's. Comparativa de las tintas y de la posición.

Impedancia	Electrodo Izquierdo		Electrodo Derecho	
	Ag	PEDOT:PSS	Ag	PEDOT:PSS
anillo externo (kΩ)	18.3 ± 20.5	27.3 ± 22.3	21.3 ± 22.3	32.0 ± 21.0
disco interno (kΩ)	25.0 ± 20.1	25.3 ± 24.0	24.0 ± 19.3	32.0 ± 20.1

3.7. Análisis de los ECG registrados con los BCE's

La Figura 40 muestra 5 segundos de las grabaciones simultáneas de la derivación II estándar (traza c.1 y f.1), dos grabaciones BCE's-ECG adquiridas usando el electrodo de plata (traza a.1 y b.1) y dos grabaciones BCE's-ECG adquiridas usando el electrodo PEDOT:PSS (traza d.1 y e.1) con el sujeto en reposo.

Sus latidos promediados correspondientes se muestran en el lado derecho representado un latido medio. Inicialmente, los puntos fiduciales de las señales de ECG se pueden identificar claramente en todas las grabaciones de BCE's-ECG utilizando los electrodos tanto de Ag como de PEDOT:PSS, siendo la calidad de señal muy buena, comparable a los registros estándar.

Además, las ondas P1 y P2 correspondientes a la despolarización de las aurículas derecha e izquierda se pueden identificar claramente en el latido promedio BCE's-ECG en la posición derecha (CMV1, traza a.2 y d.2), independientemente del material conductor (Ag o PEDOT:PSS). La amplitud relativa de la onda P con respecto al complejo QRS del BCE's-ECG adquirido en la posición correcta (CMV1) fue mucho mayor que la de la señal ECG en la derivación II estándar.

Por el contrario, las amplitudes de señal registradas en la posición izquierda eran más altas que las detectadas en la posición derecha, aunque no se apreciaba la onda P asociada con la actividad auricular (véanse las trazas b y e), ya que el BCE estaba colocado lejos de la aurícula.

Al comparar las señales BCE-ECG adquiridas con los electrodos de plata y PEDOT:PSS, no se observó ningún cambio significativo en la morfología, excepto por la amplitud de la señal, que puede deberse al hecho de que los electrodos de plata y PEDOT:PSS no se colocaron exactamente en la misma posición.

Con respecto a la señal de ECG captada mientras el sujeto estaba en reposo, se puede observar en la Tabla 18 que la amplitud de la señal presenta una alta variabilidad entre sujetos, siendo mayor la señal de ECG captada en la posición izquierda. Además, la amplitud de las señales detectadas por los electrodos PEDOT:PSS fue ligeramente mayor que la obtenida por los electrodos de Ag. En contraste, se obtuvieron valores de señal a ruido (SNR) similares (alrededor de 21 dB) para ambos electrodos, independientemente de su posición.

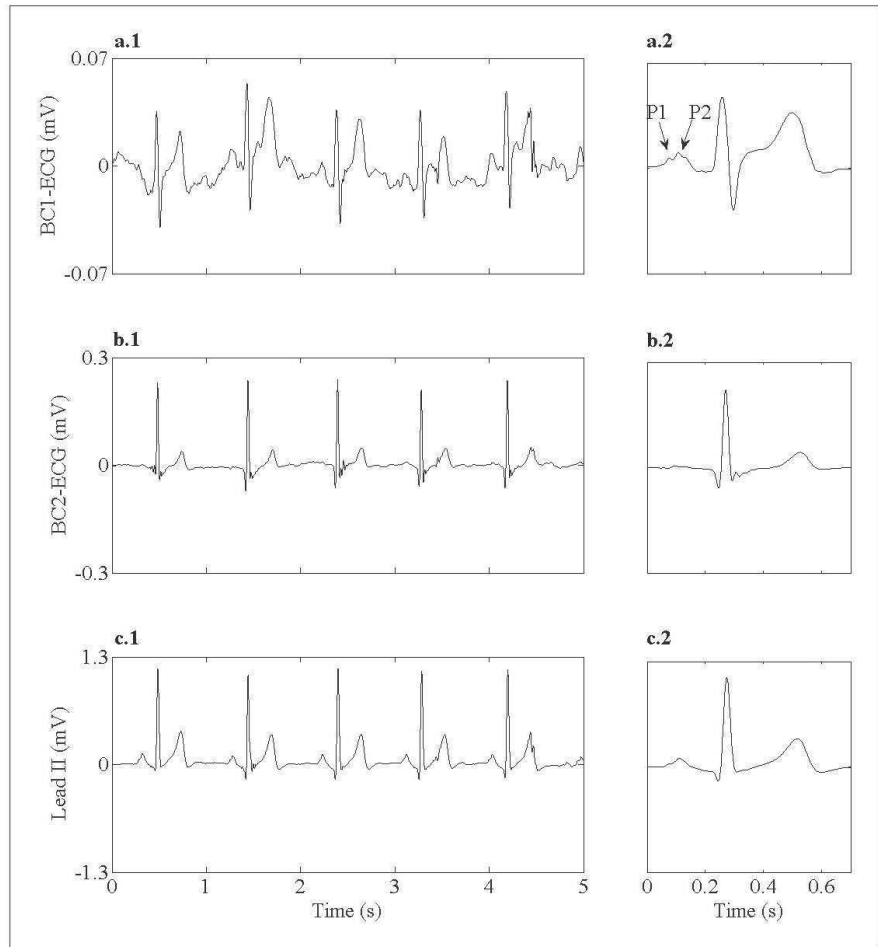


Figura 40. Registro de 5 s de señales de ECG sin procesar a la izquierda y su latido promedio correspondiente a la derecha. (a.1) BC1-ECG adquirido con BCE de Ag en la posición (CMV1). (b.1) BC2-ECG adquirido con BCE de Ag en la posición izquierda. (c.1) derivación II estándar registrada simultáneamente con las dos señales BC-ECG de plata. Fuente: propia.

Tabla 18. Características principales de la señal detectadas por los BC-ECG con el sujeto en reposo.

Magnitud	Electrodo Izquierdo		Electrodo Derecho	
	Ag	PEDOT:PSS	Ag	PEDOT:PSS
Amplitud (μV_{pp})	330 ± 126	364 ± 148	125 ± 134	144 ± 128
SNR (dB)	22.4 ± 6.3	20.1 ± 6.8	20.8 ± 6.6	20.2 ± 3.9

Por otro lado, para cuantificar la sensibilidad a los artefactos de movimiento de ambos BCE's, se adquirieron y analizaron señales del ECG durante los movimientos intencionales (movimiento de cabeza, levantamiento de brazos, movimiento de piernas, con carcajadas y con respiraciones profunda). En la Tabla 19 se muestra el porcentaje de tiempo medio en el que las señales de ECG se alteraron y/o saturaron para el total de pacientes. La última fila muestra la media (μ) y la desviación (σ) típica del porcentaje de

tiempo medio para todos los movimientos intencionales. El porcentaje de tiempo medio de señal saturada para electrodos de Ag fue inferior al 2%, independientemente de su posición. Además, la señal de ECG presentó alteraciones con respecto a la señal detectada durante el descanso casi prácticamente todo el tiempo en que se generaron los movimientos intencionales (~16%). Por el contrario, los electrodos PEDOT:PSS fueron en general más sensibles a los artefactos de los movimientos, siendo el porcentaje de tiempo medio de la señal alterada y la señal saturada mayor que la de los BCE's de Ag. Al comparar los diferentes tipos de movimientos, Los BCE's parecen ser menos sensibles al movimiento horizontal de la cabeza que los adhesivos desechables de gel. Por el contrario, los BCE's de Ag parecen ser más sensibles a la risa y la respiración profunda, lo que implica un movimiento de la caja torácica.

Tabla 19. Porcentaje medio de tiempo en el que la señal de ECG se alteró y/o saturó debido a los movimientos intencionales del total de pacientes para ambos electrodos (Ag y PEDOT: PSS).

	Izquierda				Derecha			
	Alteración (%)		Saturación (%)		Alteración (%)		Saturación (%)	
	Ag	PEDOT:PSS	Ag	PEDOT:PSS	Ag	PEDOT:PSS	Ag	PEDOT:PSS
Cabeza	3.2	10.1	0.0	3.1	5.9	9.6	0.0	1.1
Brazo	13.9	28.8	0.9	17.7	13.6	31.6	0.9	12.2
Pierna	18.9	36.9	0.1	13.1	24.2	28.1	0.0	10.7
Risa	18.1	41.4	2.1	26.9	22.9	24.9	4.2	7.1
Respirar	13.9	44.5	6.1	36.1	25.5	29.9	3.5	13.3
$\mu \pm \sigma$	13.6±6.2	32.3±13.8	1.8±2.6	19.4±12.7	18.4±8.4	24.9±8.9	1.7±2.0	8.9±5.0

3.8. Discusión de los resultados de los BCE's sobre sustrato textil

Se han fabricado dos tipos de electrodos utilizando un sustrato textil y con dos tipos de materiales conductores (Ag y PEDOT:PSS). Hasta ahora, conductores basados en metales como Ag o AgCl han sido empleados en la construcción de estos electrodos, pero estos materiales pueden causar alergias en algunas personas, por lo tanto, el uso de materiales biocompatibles e hipoalergénicos, como algunos polímeros conductores sería una alternativa. Las tintas con PEDOT:PSS utilizadas en este trabajo es un producto comercial al que no se le ha agregado ningún compuesto para mejorar su conductividad a fin de evitar problemas con posibles alergias y reacciones adversas de productos químicos con la piel. Sin embargo, en vista de los resultados, sería interesante la adición de compuestos orgánicos como el dimetilsulfóxido (DMSO) o el etilenglicol que pueden mejorar la conductividad de uno a tres órdenes de magnitud. Otra posible forma de mejorar la respuesta de los BCE's realizados con PEDOT:PSS sería el depositar primero una capa de plata que estaría en contacto con la tela y en la parte superior de esta capa una segunda de PEDOT:PSS [26] que sería la que estuviera en contacto con la piel. La capa de Ag mejoraría la conductividad y el PEDOT:PSS daría la biocompatibilidad.

Se ha desarrollado y probado un prototipo de un sistema de registro de ECG de superficie de alta resolución espacial y confortable en voluntarios sanos (sin patologías cardíacas detectadas) para evaluar su capacidad de detectar la actividad eléctrica del corazón con el paciente en reposo. En primer lugar, cabe señalar que, en el presente trabajo, se diseñaron BCE's más grandes que los TCE's anteriores sobre sustrato de film plástico. Se tuvo en cuenta que los BCE's se implementarían en sustratos textiles y podría comprometer la capacidad de capturar la señal cardíaca en comparación con los pequeños TCE's desarrollados en sustratos plásticos flexibles [20], [24]. A este respecto, debe tenerse en cuenta que las amplitudes de las señales BC-ECG capturadas con el textil han sido más altas (más de dos veces) que las de los TCE's flexibles más pequeños implementados en sustratos de film plástico [27], [28]. También se ha verificado, que las amplitudes de las señales de ECG capturadas en la posición cerca de CMV1 son considerablemente más bajas que las asociadas con la posición CMV2, ubicadas en el lado izquierdo de los pacientes y más cerca de la parte central del paciente [29]. En cuanto a la ubicación establecida de los BCE's en el tórax para obtener señales de ECG-BC, los estudios previos realizados revelaron la superioridad de los CRE ubicados en posiciones de tórax comparables [29] a la V1 precordial (CMV1) y a la V2 precordial (CMV2) para recoger la actividad eléctrica del corazón. En este sentido, se eligió una distancia entre CRE de 120 mm para el diseño del set de 2 BCE's en la misma pieza de tela, considerando que, al colocar este set en el tórax de un sujeto de construcción mediana, permitirá registrar señales cardíacas lo más cerca posible de CMV1 y CMV2. En el caso de sujetos muy delgados o muy anchos de tórax, se priorizó la colocación del electrodo en la posición CMV1. Una vez que se ha demostrado la capacidad de las CRE textiles para capturar la actividad cardíaca, el trabajo futuro tiene como objetivo mejorar la capacidad del sistema para adaptarse a la anatomía del paciente.

Por otro lado, aunque la resolución espacial disminuye al aumentar el tamaño de los BCE's, debe tenerse en cuenta que, a pesar de sus dimensiones comparativamente grandes, los BCE's sobre textiles puede proporcionar información local que no es identificable en un electrodo monopolar convencional, como es el caso de ondas auriculares P1 y P2.

En cuanto al uso de los BCE's, no se ha comercializado un sistema de grabación de señales bioeléctricas de superficie cómodo y robusto basado en CRE, principalmente debido a la baja amplitud inherente asociada a este tipo de grabaciones bioeléctricas, que en el mejor de los casos no supera los cientos de microvoltios. Además, la información proporcionada por las señales bioeléctricas de superficie de los CRE no se han analizado y comparado con la de los registros convencionales de las derivaciones estándar.

Con este trabajo se ha buscado hacer un primer prototipo robusto y barato que acerque el uso de CRE's al uso clínico. Para hacer esto, se deben desarrollar sistemas que sean cómodos para el paciente y fáciles de usar, y que brinden información fácilmente interpretable para los médicos. Con respecto al trabajo futuro, se propone analizar el comportamiento de este tipo de electrodos en pruebas de estrés o sistemas de registro ambulatorios.

3.9. Conclusiones sobre la utilización los BCE's sobre sustrato textil.

- La implementación de BCE's de Ag en textiles presenta mejores características que el PEDOT:PSS.
- Tanto los BCE's de plata sobre textiles como los de PEDOT:PSS pueden detectar la actividad electrocardiográfica de la superficie en posiciones de registro precordial estándar similares a V1 y V2 (CMV1 y CMV2).
- Las amplitudes que captan las señales de BC-ECG con los BCE's textiles desarrollados son de cientos de microvoltios, ligeramente más bajas que las de las señales de ECG captadas por electrodos convencionales en posiciones precordiales.
- Los BC-ECG registrados con BCE's de Ag y PEDOT:PSS sobre textiles presentaron una relación señal ruido (SNR) muy parecidas, siendo sus valores también similares a los de los BC-ECG de CRE implementados en sustratos plásticos publicados en la literatura.
- Con respecto a las saturaciones y alteraciones de los ECG de BC, los BCE's textiles de plata mostraron una respuesta más estable (menos saturaciones y alteraciones) que los de PEDOT:PSS.
- Independientemente del uso de plata o PEDOT:PSS las señales, BC-ECG capturadas con los BCE's textiles propuestos tienen una mejor resolución espacial que la de las grabaciones convencionales (derivación V II). Específicamente, las señales de BC-ECG tienen una capacidad mejorada para registrar la actividad auricular en la superficie, ya que las ondas P1 y P2 asociadas con la actividad de las aurículas izquierda y derecha identificaron la mayoría de las señales de BC-ECG.

En resumen, los registros de ECG de superficie de alta resolución espacial podrían obtenerse con un sistema cómodo y simple utilizando CRE de las dimensiones propuestas, implementado utilizando técnicas de serigrafía en sustrato textil y tinta Ag como material conductor.

4. Referencias

- [1] M. Jakko and P. Robert, "Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields," *Electroencephalography*, 1995. .
- [2] Willem Einthoven, "Le telecardiogramme," *Arch. Int. Physiol.*, vol. 4, pp. 132–134, 1906.
- [3] B. He and R. J. Cohen, "Body surface Laplacian mapping of cardiac electrical activity," *Am. J. Cardiol.*, vol. 70, no. 20, pp. 1617–1620, Dec. 1992.
- [4] P. P. Tarjan and C.-C. Lu, "Pasteless, Active, Concentric Ring Sensors for Directly Obtained Laplacian Cardiac Electrograms Electrodeless bioimpedance measurements View project Pasteless, Active, Concentric Ring Sensors for Directly Obtained Laplacian Cardiac Electrograms," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 22, no. 4, pp. 199–203, 2002.
- [5] W. Besio, R. Aakula, K. Koka, and W. Dai, "Development of a Tri-polar Concentric Ring Electrode for Acquiring Accurate Laplacian Body Surface

- Potentials,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 3, pp. 426–435, 2006.
- [6] J. Vicente Lidón-Roger, G. Prats-Boluda, Y. Ye-Lin, J. Garcia-Casado, and E. Garcia-Breijo, “Textile Concentric Ring Electrodes for ECG Recording Based on Screen-Printing Technology.”
- [7] B. Hjorth, “An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 39, no. 5, pp. 526–530, Nov. 1975.
- [8] H. Kim, Y. Kim, B. Kim, and H. J. Yoo, “A wearable fabric computer by planar-fashionable circuit board technique,” *Proc. - 2009 6th Int. Work. Wearable Implant. Body Sens. Networks, BSN 2009*, pp. 282–285, 2009.
- [9] E. Garcia-Breijo, G. Prats-Boluda, J. V. Lidon-Roger, Y. Ye-Lin, and J. Garcia-Casado, “A comparative analysis of printing techniques by using an active concentric ring electrode for bioelectrical recording,” *Microelectron. Int.*, vol. 32, no. 2, pp. 103–107, May 2015.
- [10] G. Prats-Boluda, Y. Ye-Lin, E. Garcia-Breijo, J. Ibañez, and J. Garcia-Casado, “Active flexible concentric ring electrode for non-invasive surface bioelectrical recordings,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 23, no. 12, p. 125703, Nov. 2012.
- [11] C. Linti, H. Horter, P. Österreicher, and H. Planck, “Sensory baby vest for the monitoring of infants,” *Proc. - BSN 2006 Int. Work. Wearable Implant. Body Sens. Networks*, vol. 2006, no. May 2006, pp. 135–137, 2006.
- [12] M. Catrysse, R. Puers, C. Hertleer, L. Van Langenhove, H. Van Egmond, and D. Matthys, “Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 114, no. 2–3, pp. 302–311, 2004.
- [13] S. Takamatsu, T. Lonjaret, D. Crisp, J.-M. M. Badier, G. G. Malliaras, and E. Ismailova, “Direct patterning of organic conductors on knitted textiles for long-term electrocardiography,” *Sci. Rep.*, vol. 5, no. 1, pp. 1–7, Oct. 2015.
- [14] P. S. Pandian *et al.*, “Smart Vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 4, pp. 466–477, May 2008.
- [15] L. A. Bradshaw, W. O. Richards, and J. P. Wikswo, “Volume conductor effects on the spatial resolution of magnetic fields and electric potentials from gastrointestinal electrical activity,” *Med. Biol. Eng. Comput.* 2001 391, vol. 39, no. 1, pp. 35–43, 2001.
- [16] W. G. Besio, R. Aakula, and W. Dai, “Comparison of bipolar vs. tripolar concentric ring electrode Laplacian estimates,” *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, vol. 26 III, pp. 2255–2258, 2004.
- [17] O. Makeyev, Q. Ding, and W. G. Besio, “Improving the accuracy of Laplacian estimation with novel multipolar concentric ring electrodes,” *Measurement*, vol. 80, pp. 44–52, Feb. 2016.
- [18] C. Tandonnet, B. Burle, T. Hasbroucq, and F. Vidal, “Spatial enhancement of EEG traces by surface Laplacian estimation: comparison between local and global methods,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 1, pp. 18–24, Jan. 2005.
- [19] L. CC and T. PP, “An ultra-high common-mode rejection ratio (CMRR) AC

- instrumentation amplifier for laplacian electrocardiographic measurement.,” *Biomed. Instrum. Technol.*, vol. 33, no. 1, pp. 76–83, Jan. 1999.
- [20] G. Prats-Boluda, Y. Ye-Lin, J. Bueno-Barrachina, R. R. de Sanabria, and J. Garcia-Casado, “Towards the clinical use of concentric electrodes in ECG recordings: influence of ring dimensions and electrode position,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 27, no. 2, p. 025705, Jan. 2016.
- [21] P. T. Monica Kaufer, Leonard Rasquinha, “Optimization of multi-ring sensing electrode set,” *Proceedings of the Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology*, 1990. [Online]. Available: <https://miami.pure.elsevier.com/en/publications/optimization-of-multi-ring-sensing-electrode-set>. [Accessed: 20-Sep-2021].
- [22] W. Besio and A. Prasad, “Analysis of skin-electrode impedance using concentric ring electrode,” *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, pp. 6414–6417, 2006.
- [23] “Carr & Brown, Introduction to Biomedical Equipment Technology, 4th Edition | Pearson.” [Online]. Available: <https://www.pearson.com/us/higher-education/program/Carr-Introduction-to-Biomedical-Equipment-Technology-4th-Edition/PGM107454.html>. [Accessed: 04-Oct-2021].
- [24] J. Pan and W. J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [25] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, “Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-33, no. 12, pp. 1157–1165, 1986.
- [26] K. Wang, U. Parekh, T. Pailla, H. Garudadri, V. Gilja, and T. N. Ng, “Stretchable Dry Electrodes with Concentric Ring Geometry for Enhancing Spatial Resolution in Electrophysiology,” *Adv. Healthc. Mater.*, vol. 6, no. 19, p. 1700552, Oct. 2017.
- [27] Y. Ye-Lin, J. Alberola-Rubio, G. Prats-Boluda, A. Perales, D. Desantes, and J. Garcia-Casado, “Feasibility and Analysis of Bipolar Concentric Recording of Electrohysterogram with Flexible Active Electrode.”
- [28] J. Ma, H. Yuan, S. Sunderam, W. Besio, and L. Ding, “Computation of Surface Laplacian for tri-polar ring electrodes on high-density realistic geometry head model,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 3616–3619, Sep. 2017.
- [29] Y. Ye-Lin, E. Senent, G. Prats-Boluda, E. Garcia-Breijo, J. V. Lidon, and J. Garcia-Casado, “Tripolar Flexible Concentric Ring Electrode Printed with Inkjet Technology for ECG Recording,” *IFMBE Proc.*, vol. 41, pp. 1579–1582, 2014.

ÍNDICE

Capítulo 3:

Sensores hápticos y de gesto en sustratos textiles	107
1. Introducción	107
2. Desarrollo sensor táctil.	107
2.1. Diseño capacitivo 1D.....	107
2.1.1. Introducción al diseño capacitivo en 1 dimensión.	107
2.1.2. Diseño y fabricación.....	110
2.1.3. Medidas.	111
2.2. Diseño capacitivo 2D.....	112
2.2.1. Introducción.	112
2.2.2. Diseño.....	115
2.2.3. Materiales	122
2.2.4. Fabricación	122
2.2.5. Medidas	125
2.2.6. Prototipos fabricados.....	126
2.2.6.1. Sensor 2 capas tipo D0	126
2.2.6.2. Sensor 2 capas tipo D1	130
2.2.6.3. Sensor 2 capas tipo D2.	138
2.2.6.4. Sensor 1 capa tipo D3	140
2.2.6.5. Sensor 1 capa tipo D4.....	147
2.2.6.6. Sensor 1 capa tipo D5.....	151
2.3. Funcionamiento	153
2.4. Conclusiones.....	155
3. Desarrollo sensor 3D	160
3.1. Introducción.....	160
3.2. Diseño.....	161
3.3. Materiales	163
3.4. Fabricación	163
3.5. Medidas	165
3.6. Conclusiones.....	179
4. Referencias.....	180

Capítulo 3

Sensores hápticos y de gesto en sustratos textiles

1. Introducción

En este capítulo se verá el uso de circuitos impresos en telas para fabricar sensores táctiles y gestuales (sensores que detectan la posición, el desplazamiento y velocidad). En este trabajo se usarán como captadores de información susceptible de integrarse en una prenda de vestir como puede ser en el dorso o la palma de un guante, o en una manga de una camisa.

Las tecnologías de fabricación para los sensores táctiles son el bordado [1]–[4], costura [5]–[12], punto [13]–[16] e impresión [17], [18] y se utilizan distintos tipos de materiales, como son los conductores metálicos [19]–[23], conductores derivados del carbón [24]–[28] y polímeros conductores [29]–[33].

En cuanto a los sensores gestuales textiles, algunos autores colocan el sensor o bien sobre la superficie del tejido o bien en capas internas de las telas, obteniendo sensores textiles sin contacto que se utilizan como entrada de control para personas con problemas de movilidad en las extremidades superiores [34] o sensores capacitivos multielectrodo que detectan gestos de control simples [35]–[37] mediante detección sin contacto.

2. Desarrollo sensor táctil

2.1. Diseño capacitivo 1D

2.1.1. Introducción al diseño capacitivo en 1 dimensión

La estructura y valor matemático de un elemento capacitivo son bien conocidos (Figura 1). Donde ϵ_r es la permitividad relativa del material dieléctrico, ϵ_0 la permitividad del vacío ($8.854 \cdot 10^{-12}$ F/m), A el área del sensor en metros cuadrados y t la distancia entre las placas paralelas del sensor en metros.

Se emplean con frecuencia como sensores capacitivos táctiles (Figura 2), mediante una armadura de material conductor sobre un sustrato dieléctrico y una cubierta sobre la armadura para crear una superficie táctil. Cuando se utiliza como sensor táctil, la capacidad de trabajo (C) está formada por la suma de la capacidad táctil (C_F) acoplada a tierra la cual se genera al tocar la cobertura sobre la armadura y una capacidad parásita (C_P). La C_P depende del sustrato con el que esté fabricado el sensor (Figura 3).

Los elementos que permiten modificar las características de un sensor capacitivo son: el material del dieléctrico mediante la permitividad relativa ϵ_r , el espesor de este material y el área de las armaduras o electrodos del sensor. El valor de la C_p necesita ser minimizada mediante un buen diseño, con un espesor de capa menor para aumentar la sensibilidad y mediante un material de permitividad relativa adecuada.

Para un buen diseño de un sensor capacitivo táctil se deben seguir una serie de reglas:

- Pistas de conexión pequeñas tanto en longitud como en anchura.
- Las armaduras del sensor deben ser de la misma dimensión y aproximadamente del tamaño de una huella de un dedo humano (diámetro típico del sensor de 6 a 10 mm).

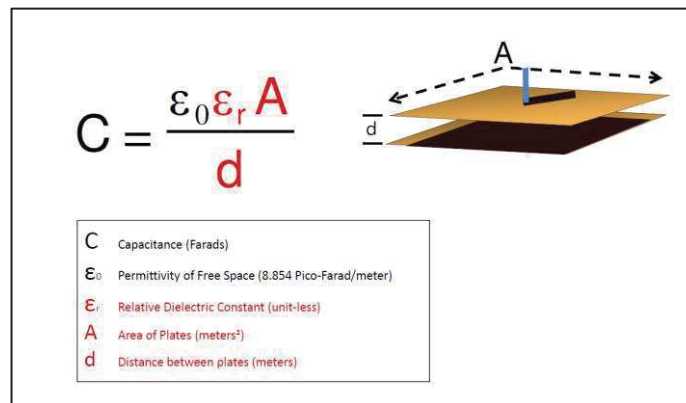


Figura 1. Estructura y ecuación de un condensador plano. Fuente: Microchip.

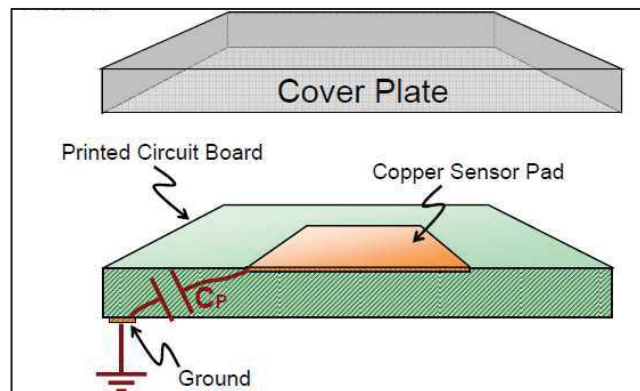


Figura 2. Construcción básica del sensor táctil. Fuente: Microchip.

Con estas premisas se han desarrollado estructuras textiles que permitan enviar información para controlar un sistema más o menos complejo.

El método de trabajo más utilizado para este tipo de elementos es el de la variación de frecuencia (Figura 4).

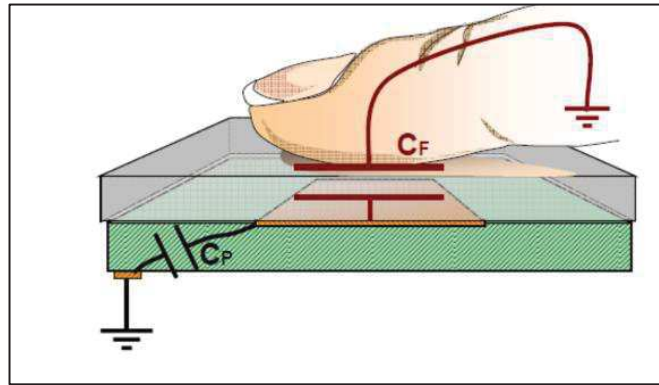


Figura 3. El dedo presenta camino de tierra adicional. Fuente: Microchip.

El método de variación de frecuencia utiliza un electrodo o armadura como elemento táctil, el cual es la entrada a un circuito oscilador. Con la variación de la capacidad del electrodo se consigue una variación de frecuencia en la salida del circuito.

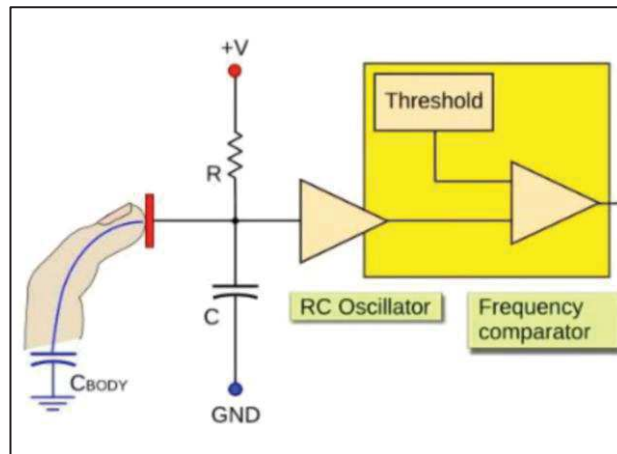


Figura 4. Sensor táctil por variación de frecuencia. Fuente: Microchip.

Existen circuitos integrados específicos para esta aplicación como el TTP223N de TONTEK DESIGN (Figura 5) o el PCF8883 de NPX semiconductors (Figura 6) o el MTCH6102 de microchip (figura 37).

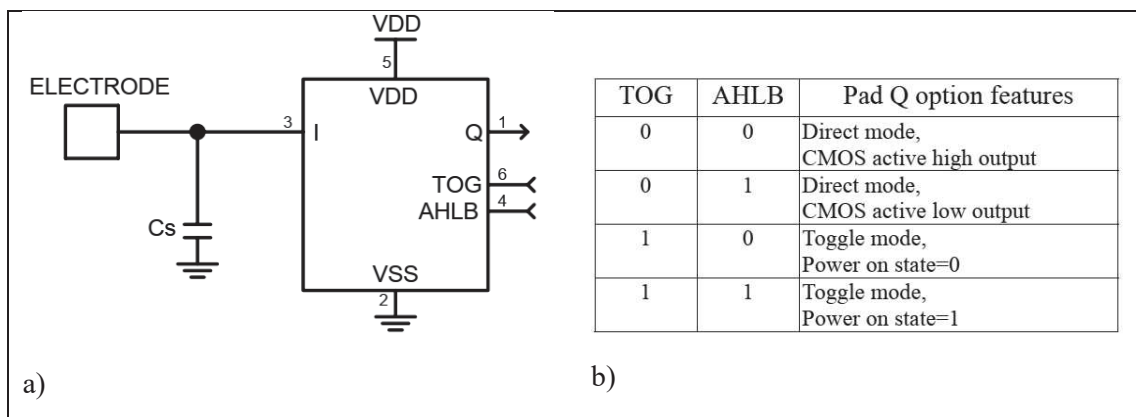


Figura 5. TTP223 de Tontek. a) Esquema básico de conexión. b) Tabla de funcionamiento. Fuente: Tontek Design Technology LTD.

En el C.I. TTP223N, la salida es la señal Q, con niveles digitales de la familia C-MOS y las entradas TOG y AHLB son entradas de configuración del C.I. El condensador C_s sirve para ajustar la sensibilidad del sistema y su valor está comprendido entre 5 y 50 pF.

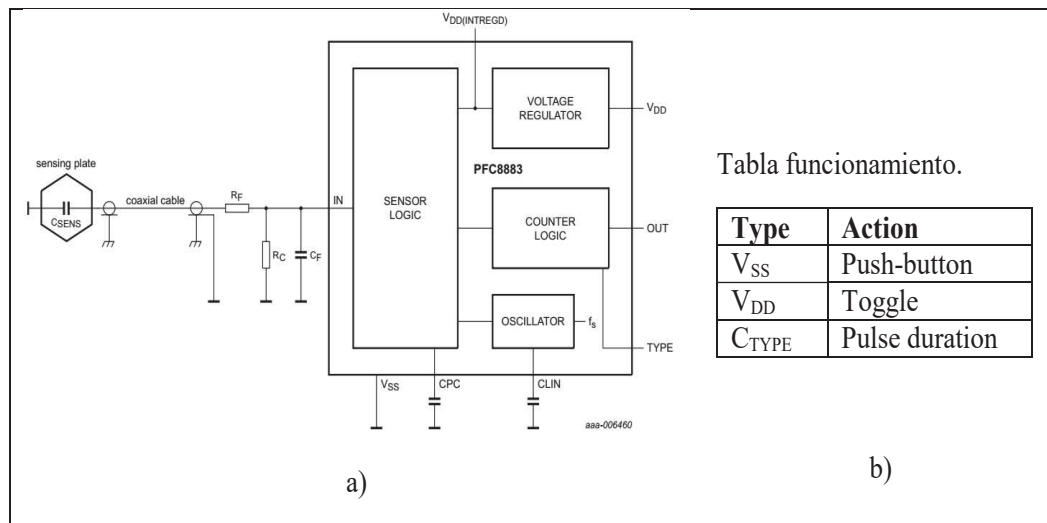


Figura 6. PCF8883 de NXP semiconductors. a) Esquema básico de conexión. b) Tabla de funcionamiento. Fuente: NXP semiconductors.

En el C.I. PFC8883, la salida es la señal OUT, con niveles digitales de la familia C-MOS la entrada TYPE es la entrada de configuración del C.I. tal y como se muestra en la tabla de funcionamiento. El condensador C_{TYPE} , conectado entre la entrada TYPE y V_{SS} , sirve para ajustar la duración del pulso de salida (OUT), aproximadamente la duración es de 2.5 ms/nF. El valor típico recomendado es de 4.7 nF y el máximo de 470 nF.

2.1.2. Diseño y fabricación.

El diseño del electrodo es simple, consta de un área metálica (Figura 7.a) que puede o no estar aislada (Figura 7.b).

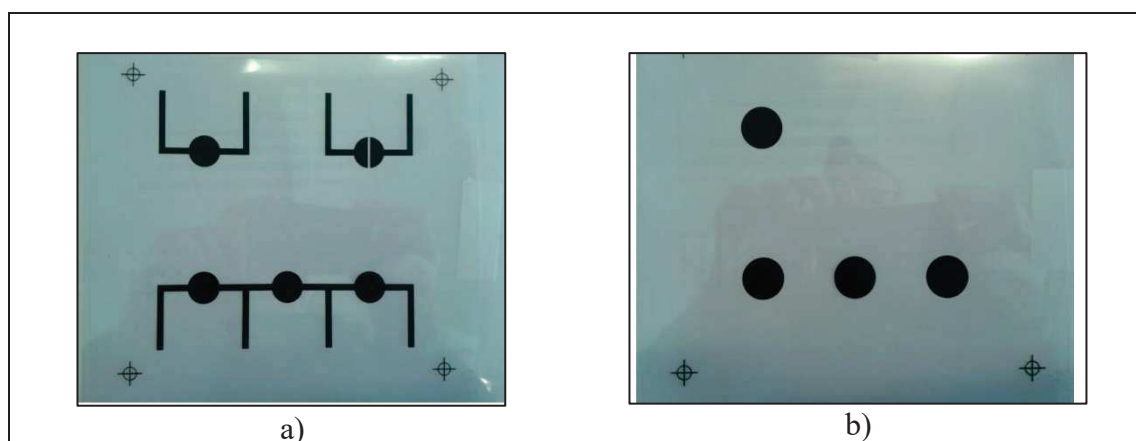


Figura 7. a) Fotelito de la capa de conductor. Arriba izq.: electrodo simple. Arriba der.: electrodo doble. Abajo: electrodo múltiple. b) Fotelito de la capa de dieléctrico. Arriba izq.: electrodo simple. Abajo: electrodo múltiple. Fuente: propia.

Para esta primera prueba se utilizó una tela de algodón codificada como tejido Tipo B (ver tabla 4), la tinta C2100629D1 “clear conductor” de GWENT para la capa del

electrodo y para el dieléctrico se usó la tinta D2070209P6 “white dielectric” paste de GWENT.

Las pantallas serigráficas de cada una de estas capas se han desarrollado según las especificaciones dadas por el fabricante de las tintas.

Para la capa de dieléctrico se necesitaba una pantalla de entre 156 y 326 mesh. Se ha fabricado con PET1500 68/175-64W. Se aplicaron 4 capas de Dirasol 132 (capa fotosensible), dos por cada cara, con un espesor final de 11µm. El tiempo de exposición en el revelado por UV fue de 3 s.

Para la capa conductora se necesitaba una pantalla de entre 195 y 355 mesh. Se ha fabricado con PET1500 130/330-34Y. Con 3 capas de Dirasol 132 (fotosensible), dos por el frontal y una por la cara posterior, con un espesor final de 3µm. El tiempo de exposición en el revelado por UV fue de 3 s.

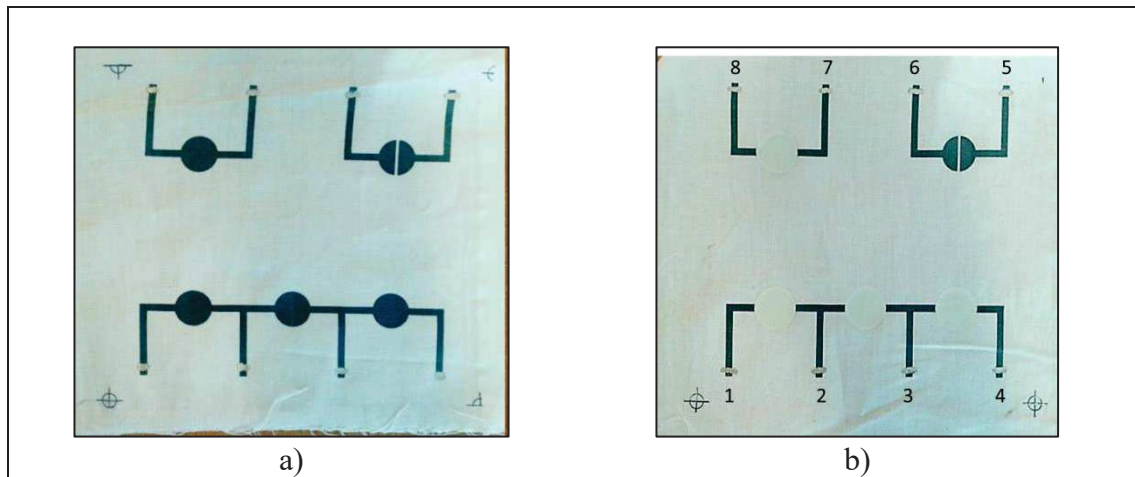


Figura 8. Resultado de la impresión sobre tela de algodón: a) capa de conductor, b) conductor más dieléctrico. Los electrodos generados se han denominado C5-6 y C7-8 (según la numeración de sus terminales). El C7-8 se considera similar a los C1-2, C2-3 y C3-4. Fuente: propia.

2.1.3. Medidas.

Se ha medido la capacidad de los electrodos fabricados mediante un medidor LCR Agilent U1731A, los resultados se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Valor de capacidad de los electrodos C₅₋₆ y C₇₋₈.

Electrodo	Al aire	Al aire	Variación aire-dedo	Variación aire-dedo
	1 kHz	120 Hz	1 kHz	120 Hz
C ₅₋₆	7.6 pF	8 pF	1266 pF	1904 pF
C ₇₋₈	-	-	3038 pF	5083 pF

En la Figura 9 se puede ver la variación de frecuencia en la salida Q al pulsar el electrodo con un dedo. Se ha usado para este experimento el TIP223N-SB de TONTEK DESIGN (Figura 5).

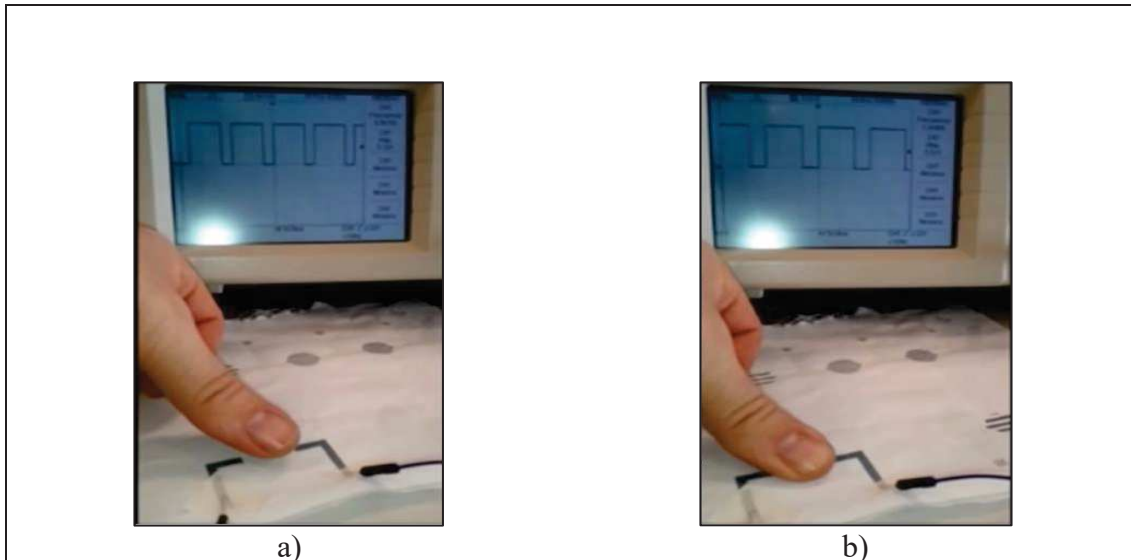


Figura 9. Variación de la frecuencia sin pulsar (a) y pulsando (b) el electrodo C5-6 con capa de dieléctrico.
Fuente: propia.

2.2. Diseño capacitivo 2D

2.2.1. Introducción

El principio de funcionamiento utilizado se basa en las tecnologías capacitivas proyectadas (ProCap), que se utilizan comúnmente para sistemas de visualización (pantallas táctiles), pero también se pueden utilizar en otras aplicaciones, como se presenta en este trabajo. Las tecnologías ProCap detectan el punto de contacto (tacto) midiendo la capacitancia en cada electrodo direccionable, en otras palabras, cuando un dedo o puntero se acerca a un electrodo, el campo electromagnético se altera y se varía la capacitancia. La ubicación X, Y, donde se ha producido el contacto, se puede ubicar midiendo la variación de la capacitancia con un sistema electrónico.

Hay dos tipos principales de métodos de detección usando tecnología ProCap, a saber, la auto-capacitancia (“*self-capacitance*”) y la capacitancia mutua (“*mutual capacitance*”), cada uno con sus propias ventajas y desventajas.

- **Autocapacitivos** (Figura 10.a.): Solo tienen una conexión con el controlador. Son sensores que emiten un campo eléctrico en todas direcciones. Pueden trabajar o no con una capa aislante, aunque se recomienda la capa aislante para evitar descargas electrostáticas.
- **Capacidad Mutua** (Figura 10.b.): Son sensores con dos conexiones a dos partes del sensor. La transmisora (Tx) y la receptora (Rx). La capacidad mutua entre la Tx y la Rx es medida por el controlador. Por la naturaleza de acoplamiento de campo próximo, es necesaria una capa de aislamiento.

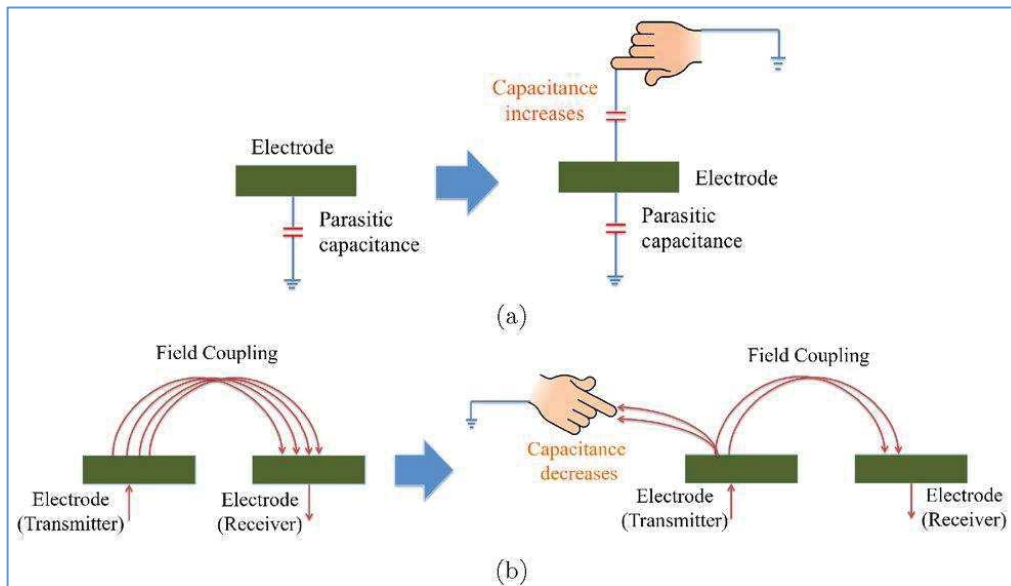


Figura 10. a) Autocapacidad, b) capacidad mutua. Fuente: [38].

Tanto los autocapacitivos como los de mutua inductancia se puede dividir en sensores de cero, una y dos dimensiones (Figura 11)

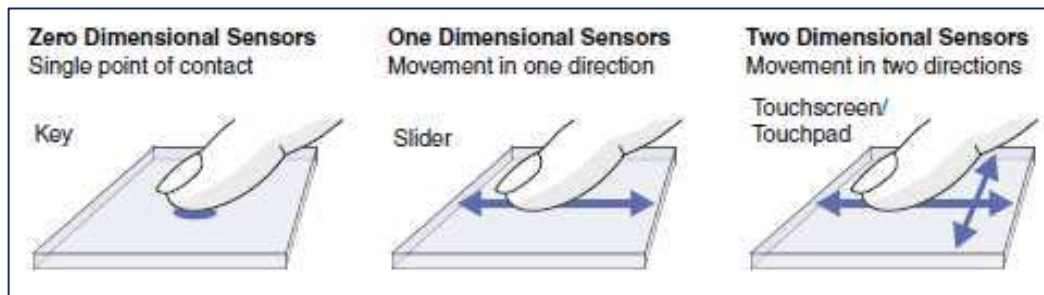


Figura 11. Sensores capacitivos de cero, una y dos dimensiones Fuente: Atmel "Touch Sensors Design Guide" 10620D-AT52-04/09.

Debido a las características del proyecto se ha optado por un sensor de autocapacidad con dimensión dos (2D).

En la Figura 12 se pueden observar tres representaciones de un sensor autocapacitivo, donde C_0 es la capacitancia del sensor cuando no está siendo pulsado, C_F la capacitancia producida por un dedo pulsando el sensor y C_T la capacitancia total del sensor cuando está siendo pulsado, es decir, la suma de C_0 y C_F .

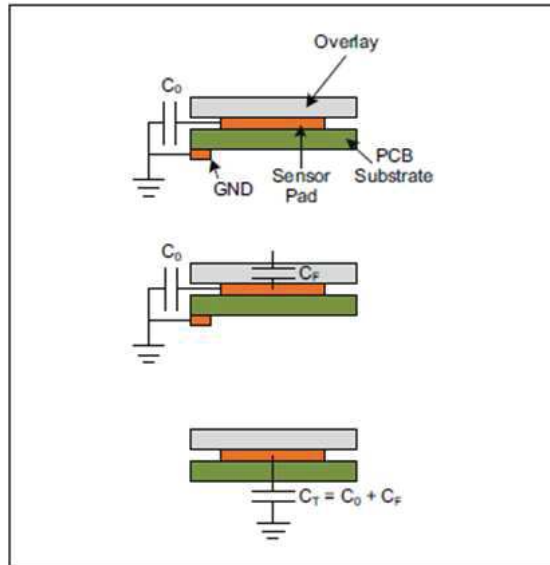


Figura 12. Funcionamiento de un Sensor autocapacitivo Fuente: Microchip “Techniques for Robust Touch Sensing Design” AN1334.

Teóricamente se puede calcular la capacitancia de un sensor capacitivo como los de la Figura 13, a través de la ecuación mostrada en la Figura 1.

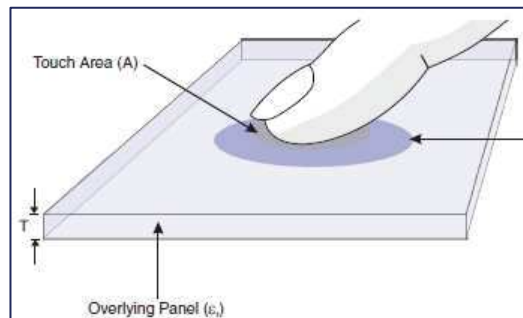


Figura 13. Sensores capacitivos. Fuente: Atmel “Touch Sensors Design Guide” 10620D-AT52-04/09.

La figura 14 muestra la variación de señal en bornes del sensor autocapacitivo cuando es pulsado y cuando no es pulsado.

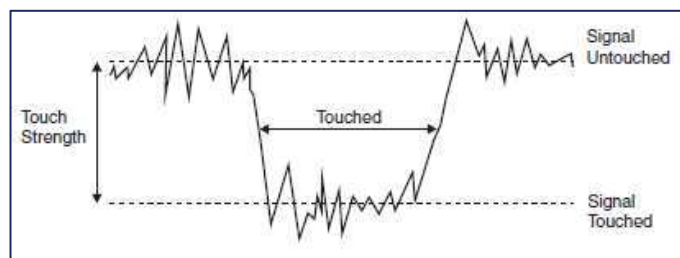


Figura 14. Niveles de señal del sensor. Fuente: Atmel “Touch Sensors Design Guide” 10620D-AT52-04/09.

El patrón del sensor es un aspecto muy importante del diseño del sensor capacitivo porque la capacitancia del tacto depende del diseño del patrón del sensor. Cuando se busca el mejor patrón de diseño, se deben tener en cuenta características como el espaciado capa a capa X-Y, la geometría y el paso del electrodo, el grosor del panel frontal y el blindaje. Los atributos como la precisión, la resolución y la linealidad de la posición táctil también dependen en gran medida del patrón del sensor.

El patrón del sensor del panel táctil generalmente consiste en un conjunto de electrodos en una fila y columnas para formar una matriz. Sobre la base de esta estructura, se pueden encontrar varios diseños de patrones de sensor de panel táctil, a los que generalmente se hace referencia con nombres que son indicativos de la forma o construcción del patrón, como postes telefónicos, copos de nieve, triángulos, diamantes y calles y callejones.

El sensor es un condensador abierto, donde las armaduras están en el mismo nivel (horizontal) y sobre ellas se sitúa el dieléctrico (el aire). La variación del sensor en este caso es por una modificación de las líneas de campo del condensador (Figura 15.).

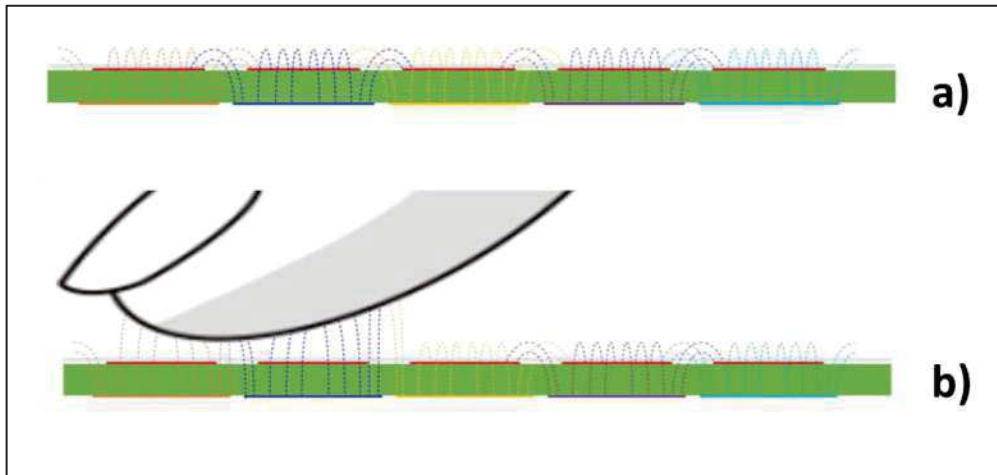


Figura 15. a) Campos eléctricos entre electrodos .b) Interacción del dedo con los campos de los electrodos adyacentes. Fuente: Atmel.

2.2.2. Diseño

El sensor es una matriz de electrodos conductores, aislados eléctricamente entre sí, dispuestos en filas y columnas o X e Y. Un electrodo consta de múltiples elementos en forma de diamante, cada uno conectado al siguiente con un cuello conductor (Figura 16). La repetición de esta estructura en el eje x e y forma la matriz sensora (Figura 17).

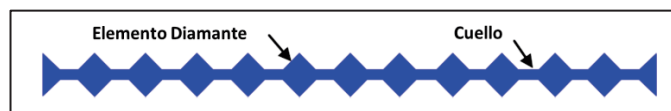


Figura 16. Electrodo Sensor. . Fuente: propia.

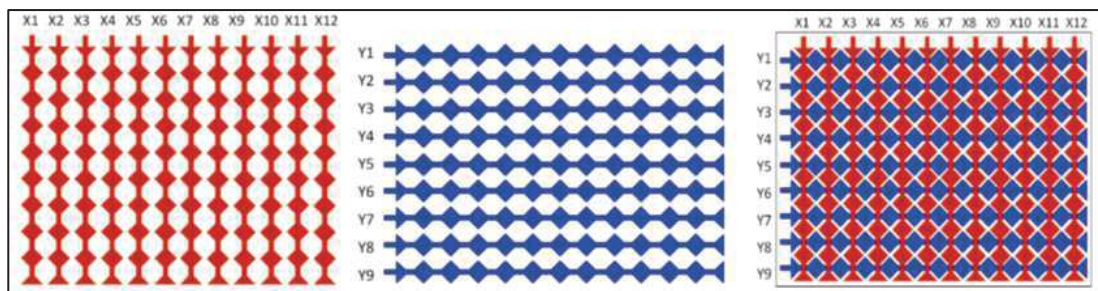


Figura 17. X-Y Electrodo Sensor. . Fuente: propia.

Los electrodos en forma de diamante son usados para maximizar la exposición del sensor al dedo (Figura 18). La distancia entre electrodos es llamada pitch, la cual determina el rango del tamaño del dedo que puede ser detectado; las dimensiones típicas para el pitch son de un mínimo de 4 mm y un máximo de 10 mm según la bibliografía consultada. El gap o separación entre los electrodos X e Y determinan el área en la que el sensor será sensible así también como el nivel de ruido que tendrá la señal. Un sensor con un gran gap es capaz de detectar mejor que uno con menor gap, pero tendrá un mayor nivel de ruido eléctrico. La bibliografía consultada [39] aconseja un mínimo de 0.1 mm y un máximo de 0.5 mm.

Las capas se distribuyen según el gap y pitch fijado y se deben aislar eléctricamente una de otra. Los electrodos Y se distribuyen como filas en la capa superior, normalmente, mientras que los electrodos X se distribuyen como columnas en la capa inferior (Figura 19). formando una matriz de sensores de dos dimensiones.

Para reducir interferencias electromagnéticas es importante dotar al conjunto de un anillo o plano de masa.

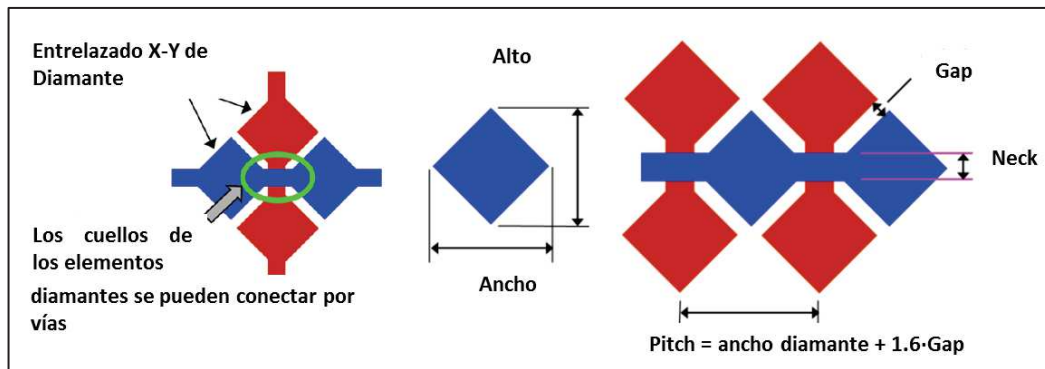


Figura 18. Geometría del electrodo. Fuente: propia.

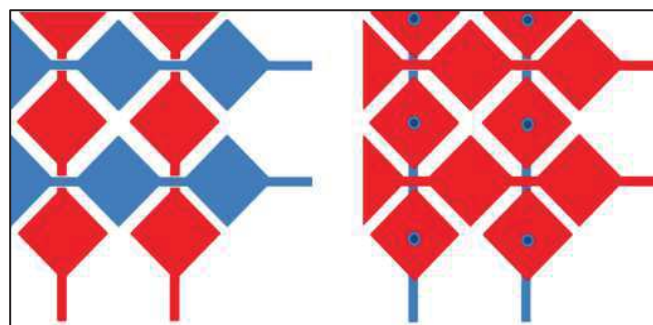


Figura 19. X-Y Electrodo Sensor. Izquierda doble capa. Derecha simple capa. Fuente: propia.

Después de varias pruebas, se ha optado por una matriz sensora de 9x6 en dos capas o en una capa, dando lugar a varias de arquitecturas: A los prototipos de dos capas se les ha denominado como D0, D1 y D2 y a los de una capa D3, D4 y D5, donde se han modificado algunos de sus parámetros.

La arquitectura base a 2 capas se compone de una capa de masa (Figura 20), una capa de conductores verticales (Figura 21), una capa de dieléctrico (Figura 22) y una capa de conductores horizontales (Figura 23). En la Figura 24 se muestra la matriz sensora completa.

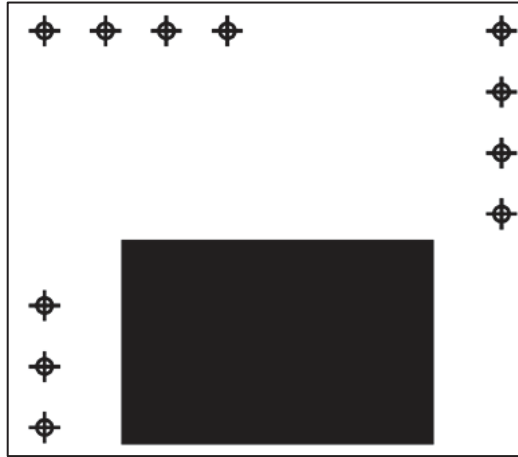


Figura 20. Capa de masa. Fuente: propia.

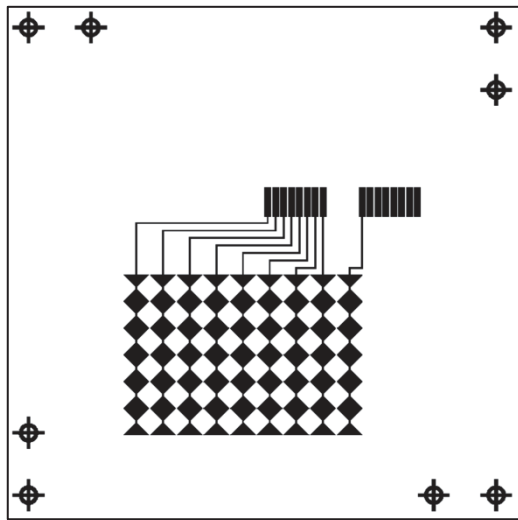


Figura 21. Capa de conductores verticales. Fuente: propia.

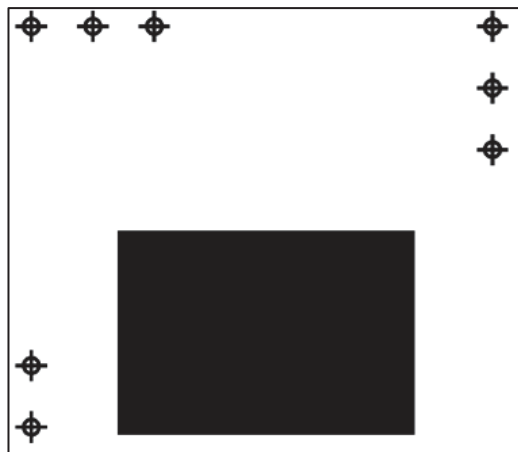


Figura 22. Capa dieléctrica. Fuente: propia.

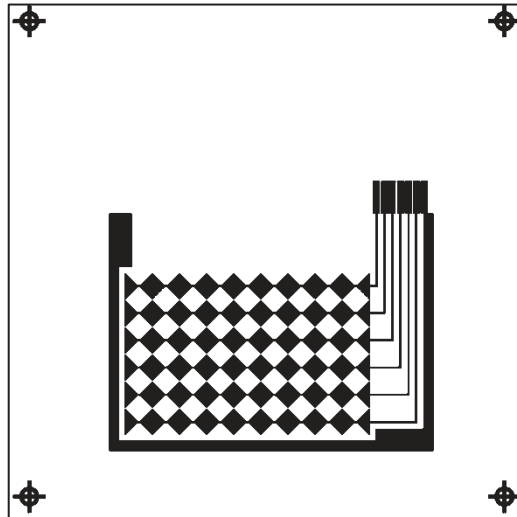


Figura 23. Capa de conductores horizontales. Fuente: propia.

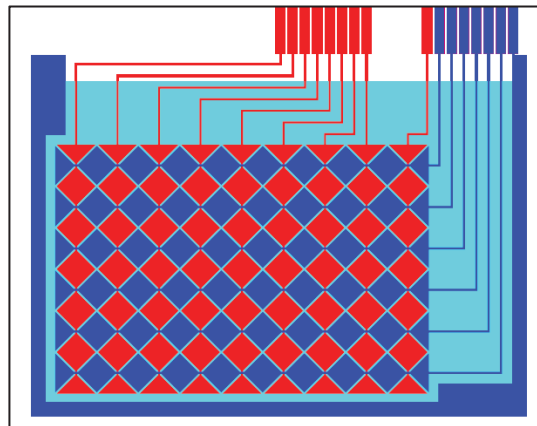


Figura 24. Matriz sensora de 2 capas completa (D0, D1 y D2). Fuente: propia.

La Tabla 2 muestra los parámetros básicos de los electrodos D0, D1 y D2. Donde DIAGONAL es la dimensión de la diagonal del cuadrado del electrodo, el GAP es la separación entre lados de los electrodos y el PITCH se calcula como la suma de DIAGONAL + 1.6 · GAP.

Tabla 2. Características de las matrices desarrolladas (mm).

TIPO	DIAGONAL	GAP	ANCHO	LARGO
D0	8	0.4	50	75
D1	8.5	0.4	50	75
D2	9	0.45	50	75

La arquitectura base a 1 capa (D3) se compone de una capa de masa (Figura 25), una capa de dieléctrico de la masa (Figura 26), una capa de vías (Figura 27), una capa de dieléctrico de vías (Figura 28) y la capa de conductores Figura 29. En la Figura 30 se muestra la matriz sensora completa.

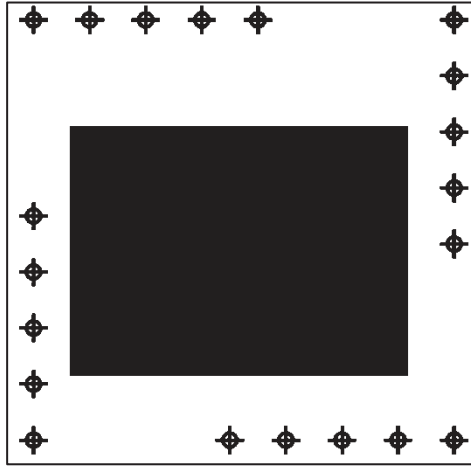


Figura 25. Capa de masa. Fuente: propia.

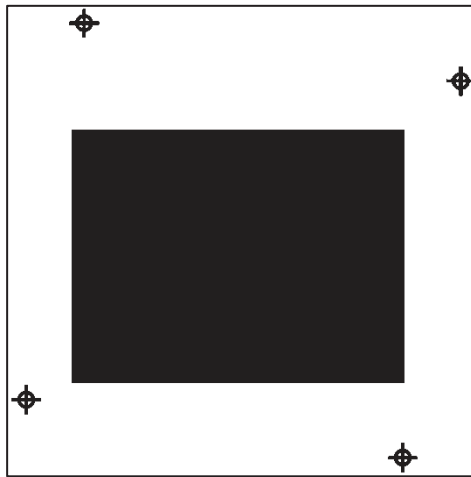


Figura 26. Capa de dieléctrico de masa. Fuente: propia.

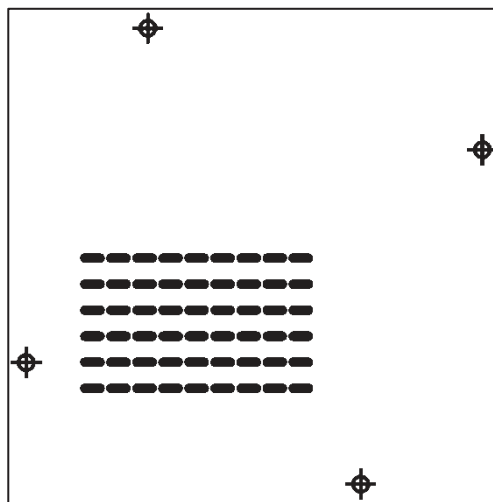


Figura 27. Capa de vías. Fuente: propia.

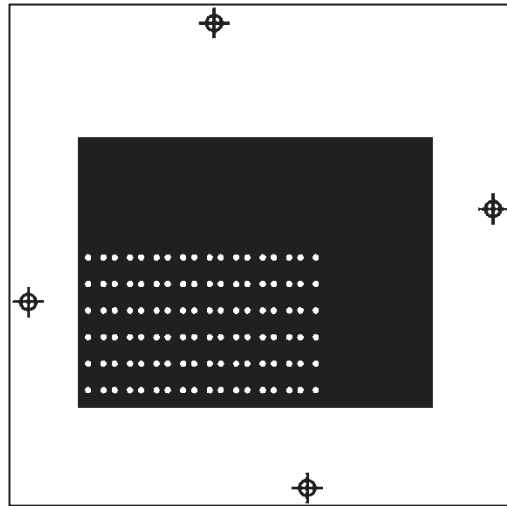


Figura 28. Capa de dieléctrico de vías. Fuente: propia.

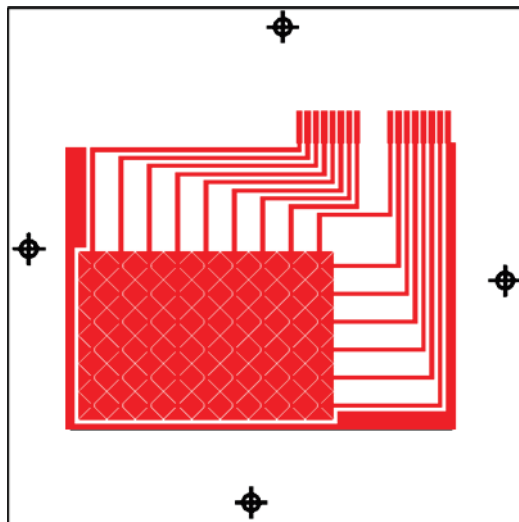


Figura 29. Capa de conductores. Fuente: propia.

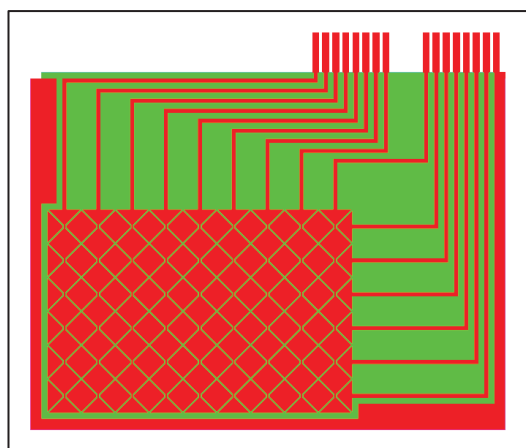


Figura 30. Matriz sensora de 1 cara completa D3. Fuente: propia.

Se simplifica la arquitectura de 1 capa (D4) incorporando las vías en la capa de masa. Se compone de una capa de masa (Figura 31), una capa de dieléctrico (Figura 32), una capa de conductores (Figura 33). En la Figura 34 se muestra la matriz sensora completa.

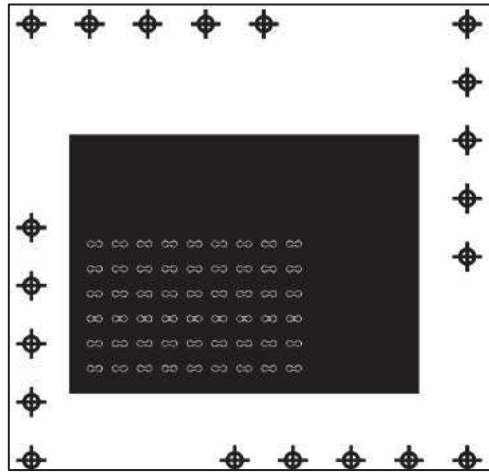


Figura 31. Capa de masa. Fuente: propia.

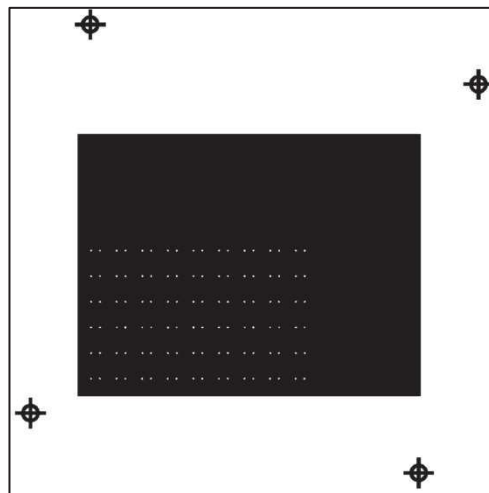


Figura 32. Capa de dieléctrico. Fuente: propia.

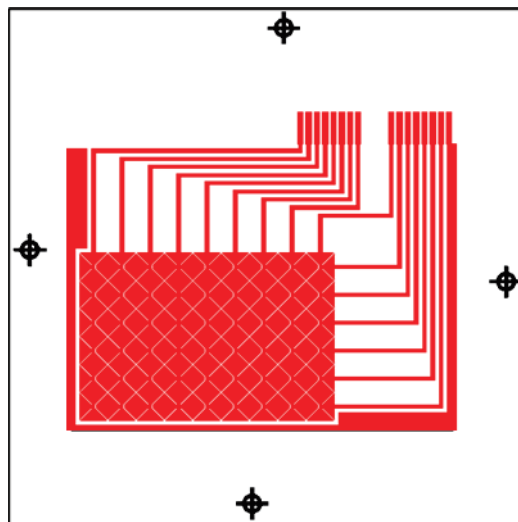


Figura 33. Capa de conductores. Fuente: propia.

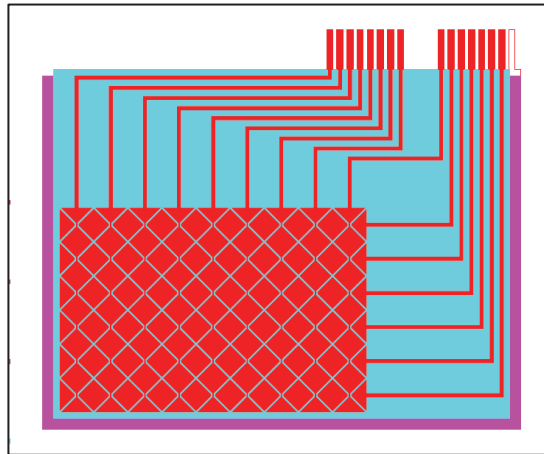


Figura 34. Matriz sensora completa D4. Fuente: propia.

En la arquitectura D4 se modifica la masa (Figura 35) para evitar cortocircuitos dando lugar a la arquitectura D5.

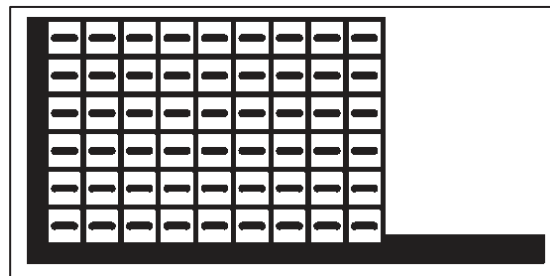


Figura 35. Capa de masa modificada en arquitectura D5. Fuente: propia.

La Tabla 3 muestra los parámetros básicos de los electrodos D3, D4 y D5.

Tabla 3. Características de las matrices desarrolladas.

TIPO	DIAGONAL	GAP	DIA-PAD	DIA-HOLE	ANCHO	LARGO
D3-1	8	0.5	1	1.6	50	75
D3-2	8	0.4	1.6	2.25	50	75
D4	8	0.5	1.6	1.6	50	75
D5	6	0.5	1.2	1.2	40	60

2.2.3. Materiales

Los materiales textiles utilizados se muestran en la Tabla 4 y Tabla 5. Es necesario indicar que en la Tabla 4, la urdimbre es el conjunto de hilos verticales que están en tensión en un telar y la trama es el conjunto de hilos horizontales que están insertados, ligados, sobre la trama, en un tejido los hilos de la urdimbre y de la trama no tienen por qué ser del mismo material ni tener las mismas características. Para las pistas conductoras se ha utilizado la tinta de plata C2131014D3 de Gwent (Tabla 6). Para el dieléctrico se han utilizado distintos tipos de tintas: D2070209D6 y D2081009D6 de Gwent (Tabla 7).

2.2.4. Fabricación

La pantalla para los conductores (masa y pistas) es un material de poliéster de malla 230 (PET 1500 90/230-48 de Sefar) y la pantalla para la capa dieléctrica es un material de

poliéster de malla 180 (PET 1500 71/180-55 W de Sefar). Posteriormente, para transferir la plantilla a la malla de la pantalla, se ha utilizado una película UV Dirasol 132 (Fujifilm). El grosor final de la pantalla es de 10 μm para la pantalla para conductores y 15 μm para la pantalla para el dieléctrico. El patrón se transfirió a la pantalla utilizando una unidad de fuente de luz ultravioleta UV IC-5000 de BCB

La impresión se realizó utilizando una impresora de pantalla EKRA E2XL. Se seleccionó una rasqueta de 75° de dureza, por ser la más adecuada para las tintas utilizadas. El ángulo de la rasqueta de goma seleccionado fue de 60°. La separación en relación con la pantalla fue de 1 mm. Finalmente, la impresión se realizó con una presión de 3.5 bar y velocidad de 8 mm/s.

Después de la deposición de las tintas, éstas se curaron en un horno de aire FED-115 de BINDER a 130° C durante 15 minutos. Se usaron los mismos tiempos y temperaturas de curado en todas las tintas.

Hubo una alta tasa de fallas debido a cortocircuitos entre capas conductoras (Tabla 8). Estos cortocircuitos se deben a poros en la capa dieléctrica que ocurren durante el proceso de curado (Figura 36). Para evitar este problema, se encontraron dos soluciones.

La primera solución fue aumentar el número de capas dieléctricas; sin embargo, esta solución implica un aumento en el costo y el tiempo de procesamiento. Por lo tanto, la solución ideal sería minimizar el número de capas dieléctricas usando una pantalla de malla diferente tamaño.

En cuanto a las telas se encontraron menos fallos en la tela A, pudiendo ser debido a un mayor tamaño de diámetro de hilo.

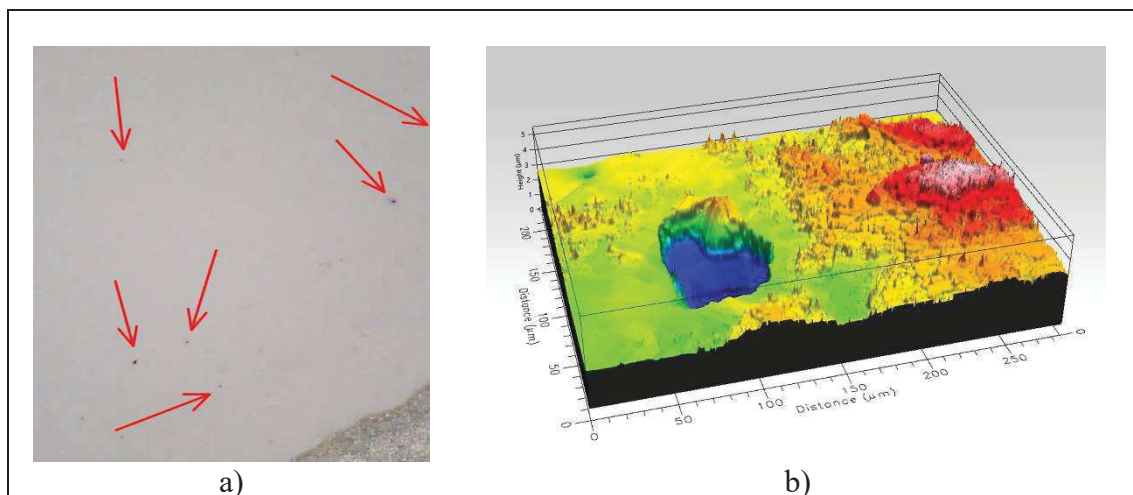


Figura 36. a) Poros en la capa dieléctrica; y (b) detalle del poro. Fuente: propia.

Tabla 4. Características del tejido (I): composición y ligamento.

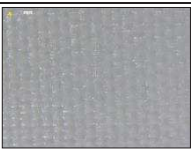
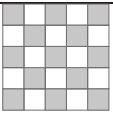
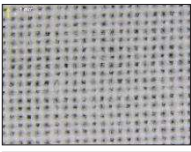
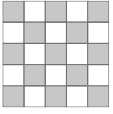

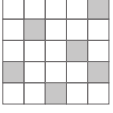
Tejido	Figura	Material Trama	Material Urdimbre	Ligamento	
Tipo A 100% Poliéster		Poliéster	Poliéster	Tafetán	
Tipo B 100% Algodón		Algodón	Algodón	Tafetán	
Tipo C 100% Poliéster		Poliéster	Poliéster	satín 4/1	

Tabla 5. Características del tejido (II): características de tamaño y peso.

Tejido	Densidad Urdimbre (Hilos/cm)	Densidad Trama (Hilos/cm)	Densidad Tejido (Hilos/cm ²)	Hilo Urdimbre Ø (µm)	Hilo Trama Ø (µm)	Espesor (µm)	Gramaje (g/m ²)
Tipo A	24	38	62	300	300	110±8	112±4
Tipo B	44	32	76	220	220	190±2	118±1
Tipo C	40	40	80	70	120	210±10	135±2

Tabla 6. Característica tinta de plata.

Característica	C2131014D3
Resistividad laminar (mΩ/□/mil)	100
Sólidos (%)	57-79.75
Viscosidad (Pas)	6.5-8.5
Pantallas Poliéster (hilos/inch)	156-325
Curado	130 °C – 15 min
Propiedades	Flexible

Tabla 7. Características de las tintas dieléctricas.

Característica	D2070209D6	D2081009D6
Viscosidad (Pas)	15-20	13-17
Pantalla Poliéster [Hilos/inch]	156-325	156-325
Curado	125 °C – 60 min	130 °C – 15 min
Propiedades	Flexible/Blanca	Flexible/Verde

Tabla 8. Impresiones sin fallos en las distintas telas.

	TIPO A		TIPO B		TIPO C	
	D2081009D6	D2070209D6	D2081009D6	D2070209D6	D2081009D6	D2070209D6
D0.1		√				
D0.2	√					
D1.1						
D1.2	√					
D1.3			√			
D1.4					√	
D2.1		√				
D3.1		√				
D3.2-1		√				
D3.2-2	√					
D4.1		√				
D4.2	√					
D5.1	√					
D5.2			√			
D5.3					√	

2.2.5. Medidas

La capacitancia de los sensores se ha medido utilizando un medidor RCL a 1 kHz (Agilent U1731A). Este es un medidor RLC de mano, en el rango que usaremos para medir capacidades tiene una precisión del 1 %, suficientemente preciso para nuestros propósitos.

Hay varios controladores Pro-Cap que ofrecen tipos de auto capacitancia y capacitancia mutua. Para medir el potencial de los prototipos se ha empleado el C.I. MTCH6102 (Figura 37.a) de Microchip. Este dispositivo es un controlador que simplifica la detección de gestos para diseños de interfaz táctil con un bajo consumo de energía. Utiliza hasta 15 canales para admitir toques, deslizamientos y desplazamiento en los paneles y pantallas táctiles XY. El MTCH6102 utiliza el divisor de voltaje capacitivo (CVD) que tiene incorporado y que requiere un solo convertidor analógico-digital (ADC) para realizar la detección táctil capacitiva. El divisor de voltaje capacitivo es una técnica basada en carga/voltaje para medir la capacitancia relativa en un pin usando solo el módulo ADC. Las ventajas de esta técnica son la baja dependencia de la fuente de alimentación, el rechazo de ruido de baja frecuencia, la baja dependencia de la temperatura y los mínimos requisitos de hardware. La teoría de la operación puede explicarse con base en la Figura 37.b, en la primera fase (Sample A), los dos condensadores se cargan a diferentes voltajes y, en la segunda fase (Sample B), los dos condensadores se cargan nuevamente a voltajes opuestos. Después de cada fase, los dos condensadores se conectan en paralelo y se permite que las cargas se equilibren hasta alcanzar el voltaje final en el condensador interno C_{HOLD} , el voltaje en este condensador está determinado por el tamaño de la capacitancia externa en relación con el tamaño de la capacitancia interna. La diferencia entre los dos voltajes (VB-VA) se usa como la lectura del sensor (Figura 38.a). En el caso de tener la capacidad del dedo de un usuario, la evaluación es la misma, pero con un condensador adicional (Figura 38.b)

electrodos. Las Figura 41 y Figura 42 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia entre tocando y no tocando de unos 8 mV.

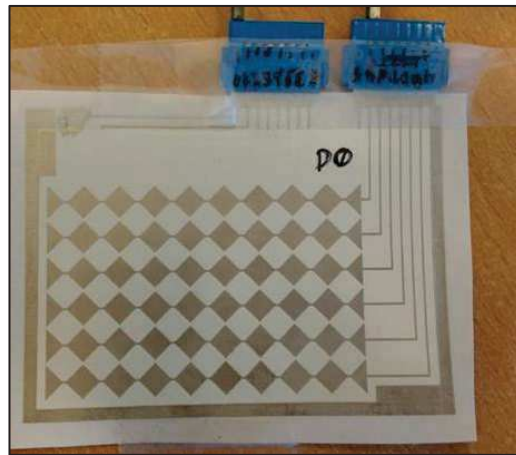


Figura 39. Sensor D0.1 sobre tela tipo A y dieléctrico D2070209D6. Fuente: propia.



Figura 40. Detalles dimensionales del sensor D0.1. Fuente: propia.

Tabla 9. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D0.1 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	41.3	41.1	42.8	47.8	-	53.8	65.6	72.2	80.8
RX10	36.2	35.9	38.8	46.6	80.8	53.6	63.8	62.1	68.2
RX11	43.2	39.2	39.7	45.1	70.2	55.5	61.7	64	71.8
RX12	39.2	41.6	41.4	43.8	67.5	53.9	62	65.4	69.3
RX13	38.9	48.8	39.6	43.5	66.5	51.6	60.4	62.6	68.2
RX14	39.9	38.2	39.2	43.1	62.9	51.3	58.1	60.8	66.5

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D0.1 son:

Capacidad media = 53.7 pF

Desviación típica = 14.6 pF

Capacidad máxima = 80.8 pF

Capacidad mínima = 35.9 pF

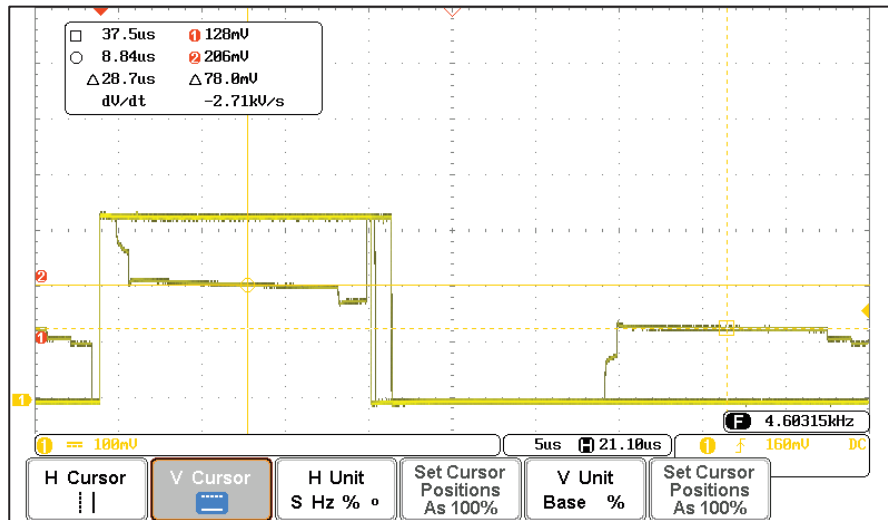


Figura 41. Señal sin contacto sensor D0.1. Diferencia 78 mV. Fuente propia.

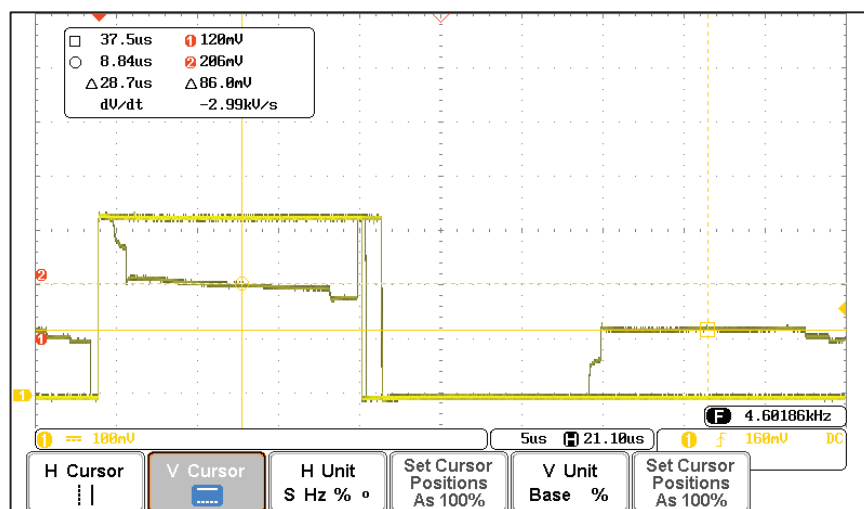


Figura 42. Señal con contacto sensor D0.1. Diferencia 86 mV. Fuente propia.

Podemos concluir que este prototipo de Touch-Pad funciona adecuadamente, aunque la diferencia de tan solo 8 mV entre tocar y no tocar hace que sea susceptible al ruido electromagnético ambiente en situaciones normales de uso.

Prototipo D0.2

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D0.2 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2081009D6** (Figura 39). Las dimensiones obtenidas (Figura 40) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 10 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 41 y Figura 42 muestran la respuesta de las señales en una de las

líneas del controlador; se observa una diferencia de potencial entre tocando y no tocando de unos 22 mV.

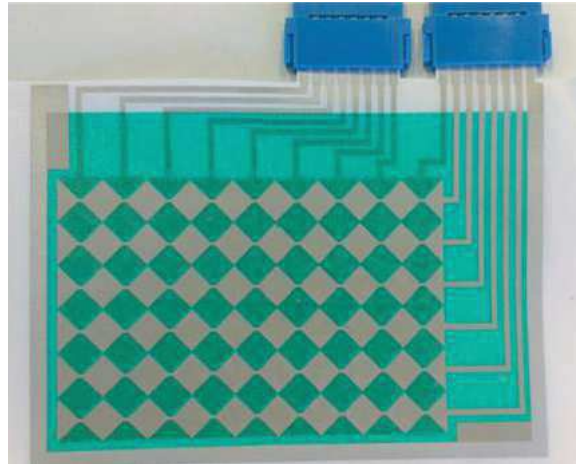


Figura 43. Sensor D0.2 sobre tela tipo A y dieléctrico D2081009D6. Fuente: propia.

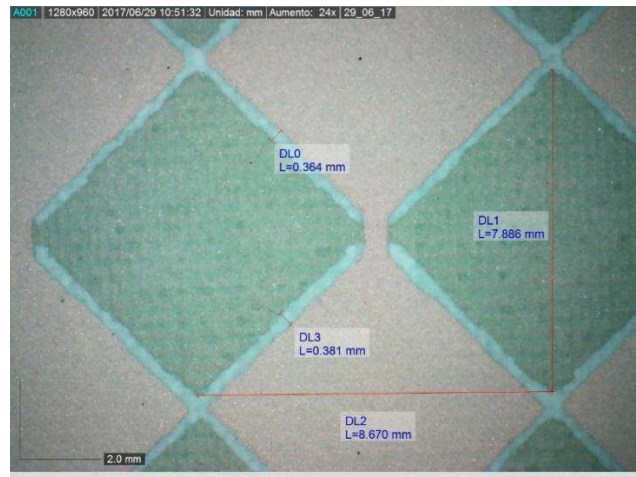


Figura 44. Detalles dimensionales del sensor D0.2. Fuente: propia.

Tabla 10. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D0.2 (pF).

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	11.8	12	12.3	12	15.5	15.3	11.4	14.6	12.5
RX10	12	12.7	12	14	14.8	15.3	12.6	12.8	12.9
RX11	12.5	13.8	12	-	14.5	16	12.7	12.5	13.2
RX12	12.8	12.4	12	16.2	14.3	15.8	12.6	12.5	13.1
RX13	12.3	12.2	11.8	15.2	14.1	17	12.3	12.5	12.9
RX14	12.4	12.5	11.8	16	13.9	-	12.3	12.6	12.9

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D0.2 son:

- Capacidad media = 13.3 pF
- Desviación típica = 1.4 pF
- Capacidad máxima = 17.0 pF
- Capacidad mínima = 11.4 pF.

Podemos concluir que este prototipo de Touch-Pad funciona adecuadamente, la diferencia de 22 mV entre tocar y no tocar hace que sea adecuado en situaciones normales de uso.

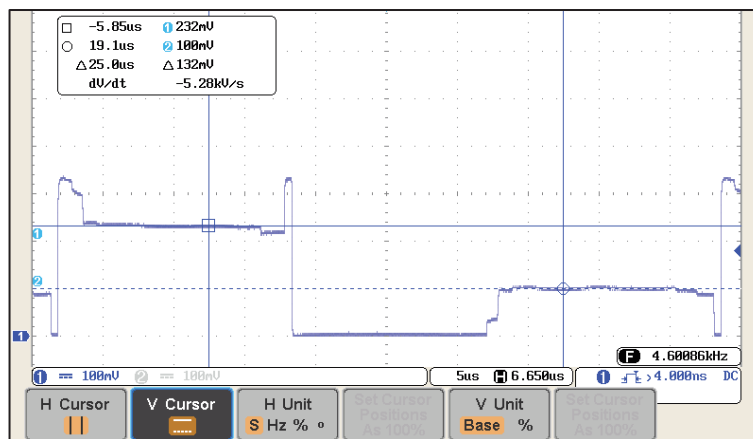


Figura 45. Señal sin contacto sensor D0.2. Diferencia 132 mV. Fuente propia.

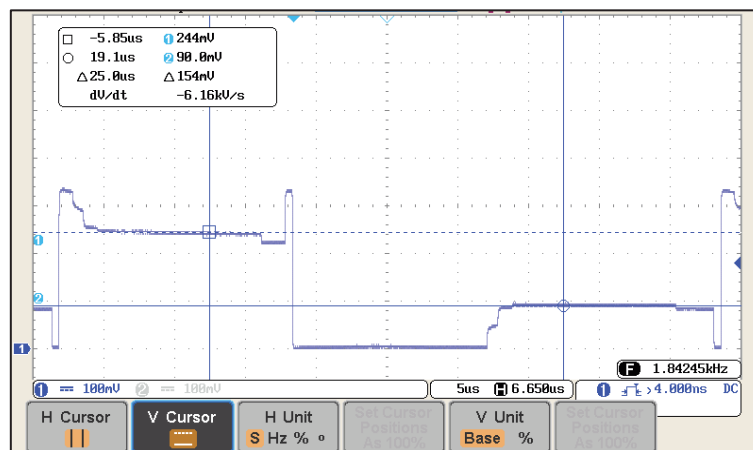


Figura 46. Señal con contacto sensor D0.2. Diferencia 154 mV. Fuente propia

2.2.6.2. Sensor 2 capas tipo D1

Prototipo D1.1

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D1.1 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2070209D6** (Figura 47). Las dimensiones obtenidas (Figura 48) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 11 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 49 y Figura 50, muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; no se observa diferencia entre **tocando** y **no tocando**.

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D1.1 son:

- Capacidad media = 574.4 pF
- Desviación típica = 154.9 pF
- Capacidad máxima = 832.6 pF
- Capacidad mínima = 300.6 pF.

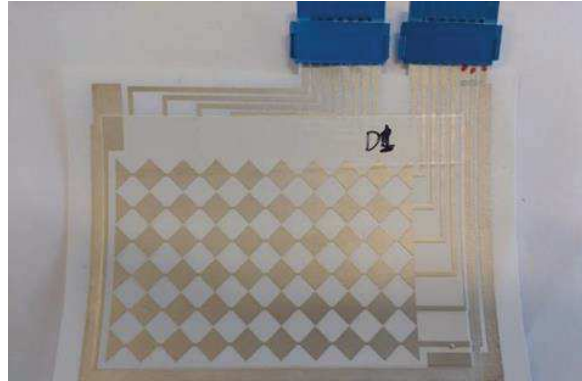


Figura 47. Sensor D1.1 sobre tela tipo A y dieléctrico D2070209D6. Fuente: propia.

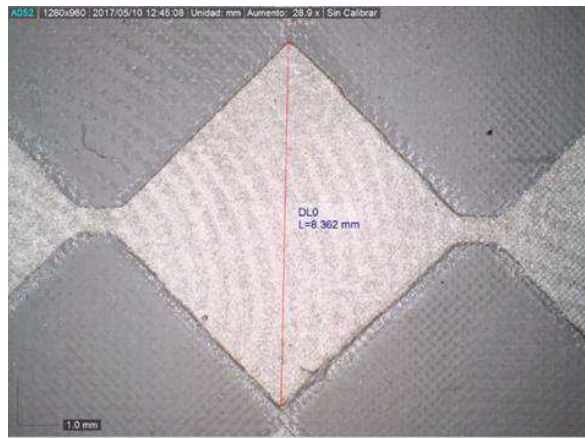


Figura 48. Detalles dimensionales del sensor D1.1. Fuente: propia.

Tabla 11. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D1.1 (pF).

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	592.8	654.4	749.2	562.4	654.7	-	412.7	-	300.6
RX10	615.7	678.9	783.1	580.2	582.5	-	414.5	-	303.6
RX11	629.2	695.6	804.6	583.2	594.4	-	427.5	-	307.7
RX12	644.4	716.2	832.6	610.3	609.1	-	430.5	-	311.4
RX13	-	-	-	-	-	-	-	-	-
RX14	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Como se puede apreciar en las Figura 49 y Figura 50, no se observa diferencia de potencial en las distintas fases, por lo tanto, este prototipo no funciona. En la tabla 3.9 se puede comprobar que no se ha podido determinar la capacidad en 26 de las 54 celdas disponibles, esto es debido o bien a cortocircuitos o bien a pistas de conexión cortadas.

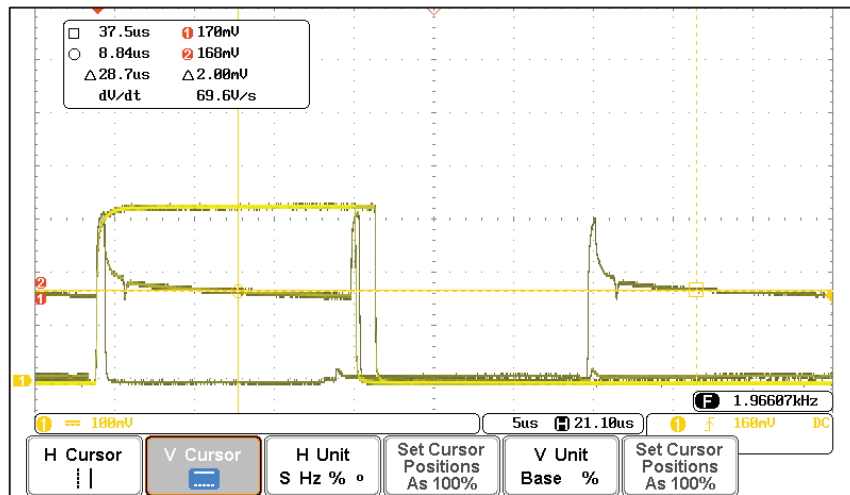


Figura 49. Señal sin contacto sensor D1.1. Diferencia 2 mV. Fuente propia

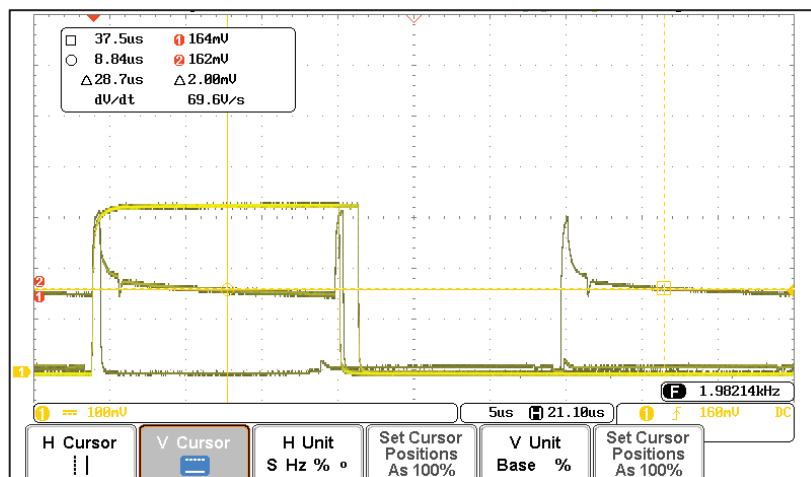


Figura 50. Señal con contacto sensor D1.1. Diferencia 2 mV. Fuente propia

Prototipo D1.2.

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D1.2 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2081009D6** (Figura 51). Las dimensiones obtenidas (Figura 52) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 12 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. En la Figura 53 y Figura 54 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia de potencial entre **tocando** y **no tocando** de unos 78 mV.

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D1.2 son:

Capacidad media = 13.8 pF

Desviación típica = 0.4 pF

Capacidad máxima = 14.5 pF

Capacidad mínima = 12.7 pF

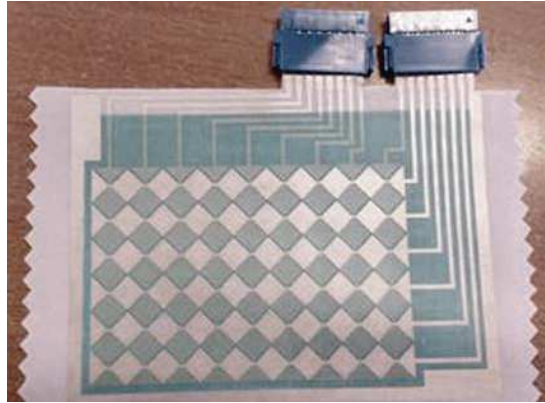


Figura 51. Sensor D1.2 sobre tela tipo A y dieléctrico D2081009D6. Fuente: propia.

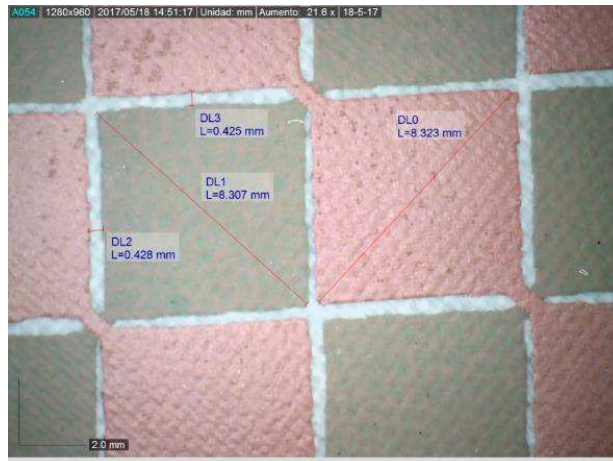


Figura 52. Detalles dimensionales del sensor D1.2. Fuente: propia.

Tabla 12. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D1.2 (pF).

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	14.3	13.9	14	13.7	13.8	12.7	13.8	14.3	14.4
RX10	13.9	13.8	13.9	13.7	13.7	13.1	13.9	14.2	14.3
RX11	13.9	13.9	13.6	13.6	13.8	13.2	13.7	14.3	14.1
RX12	13.5	13.8	13.5	13.5	13.2	13	13.8	14.4	13.8
RX13	13.8	13.8	13.6	13.6	13.6	13.1	14.2	14.4	13.6
RX14	14	13.9	13.6	13.7	13.9	13.1	14.4	14.5	13.5

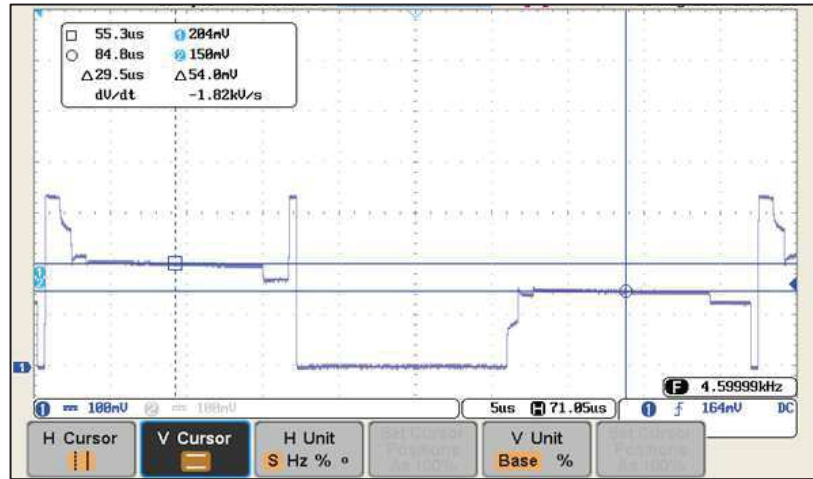


Figura 53. Señal sin contacto sensor D1.2. Diferencia 54 mV. Fuente propia

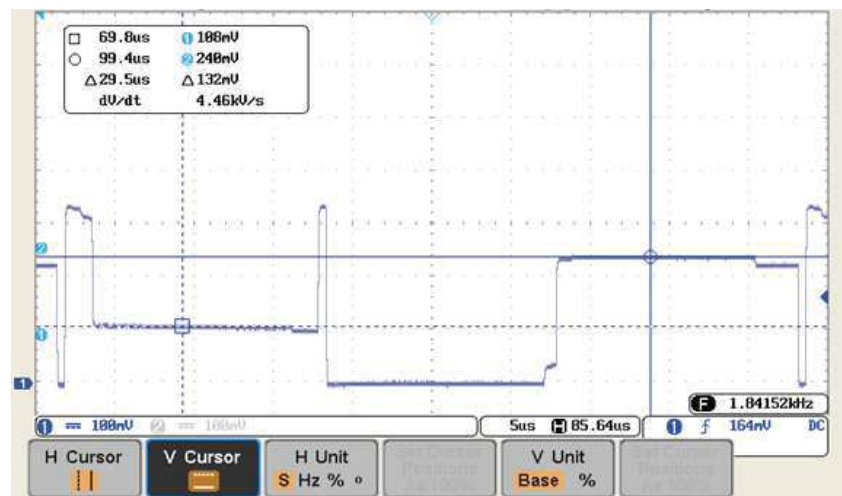


Figura 54. Señal con contacto sensor D1.2. Diferencia 132 mV. Fuente propia

Se observa una diferencia de potencial bastante elevada entre tocar y no tocar, esto sumado a la pequeña capacidad de los elementos del sensor y su gran regularidad (una pequeña desviación típica) hace que sea un prototipo válido.

Prototipo D1.3.

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D1.3 empleando la tela **tipo B** y el dieléctrico **D2081009D6** (Figura 55). Las dimensiones obtenidas (Figura 56) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 13 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 57 y Figura 58 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia de tensión entre **tocando** y **no tocando** de unos 90 mV.

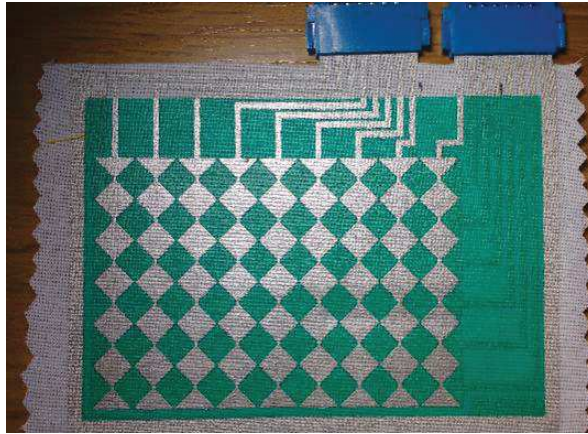


Figura 55. Sensor D1.3 sobre tela tipo B y dieléctrico D2081009D6. Fuente: propia.

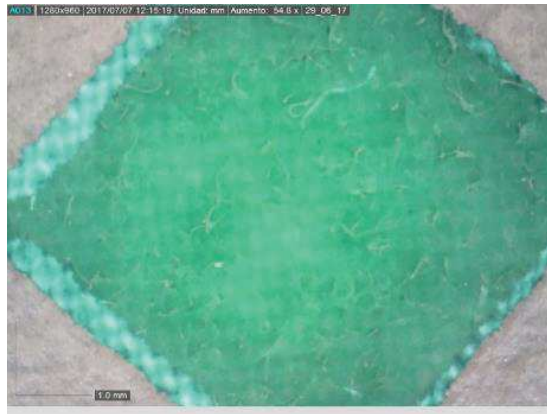


Figura 56. Detalles dimensionales del sensor D1.3. Fuente: propia.

Tabla 13. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D1.3 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	18.2	18.3	17.9	17.4	17	17.2	17.4	15	17.5
RX10	19.8	18.1	17.8	16.9	16.9	17.2	17.3	14.6	17.5
RX11	19.3	18.1	17.8	16.9	17	17.2	17.3	15.5	17.5
RX12	19.1	17.8	17.8	17	17	17.2	17.3	14.9	17.5
RX13	19	17.6	17.9	17.1	16.9	17.2	17.2	16	17.7
RX14	18.6	17.9	18.7	17.2	17.1	17.3	17.3	17.9	18

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D1.3 son:

- Capacidad media = 17.4 pF
- Desviación típica = 1.0 pF
- Capacidad máxima = 19.8 pF
- Capacidad mínima = 14.6 pF

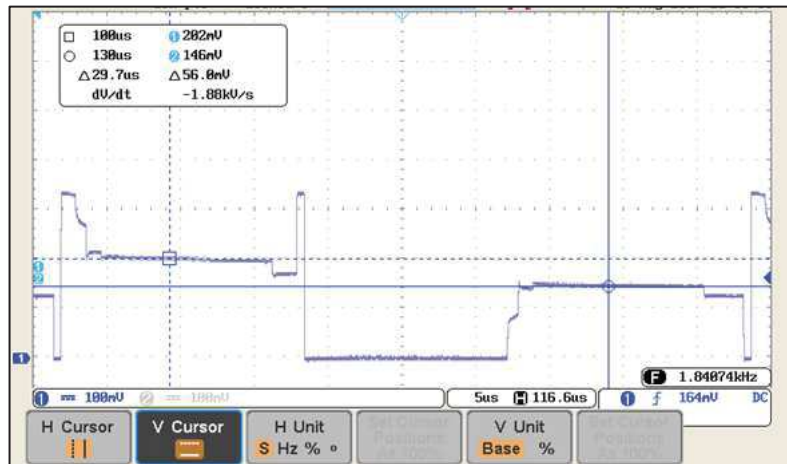


Figura 57. Señal sin contacto sensor D1.3. Diferencia 56 mV. Fuente propia

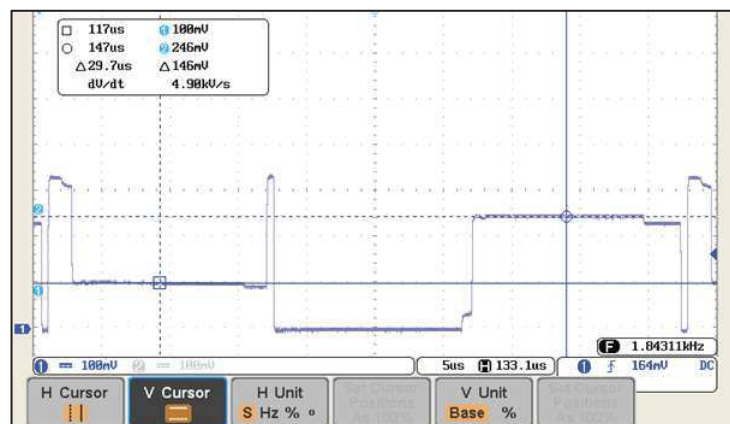


Figura 58. Señal con contacto sensor D1.3. Diferencia 146 mV. Fuente propia

Se observa una diferencia de potencial bastante elevada entre tocar y no tocar, esto sumado a la pequeña capacidad de los elementos del sensor y su gran regularidad (una pequeña desviación típica) hace que sea un prototipo válido. Los valores son comparables al prototipo D1.2.

Prototipo D1.4.

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D1.4 empleando la tela **tipo C** y el dieléctrico **D2081009D6** (Figura 61) En la Tabla 14 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 60 y Figura 61 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia de potencial entre **tocando** y **no tocando** de unos 20 mV.



Figura 59. Sensor D1.4 sobre tela tipo C y dieléctrico D2081009D6.

Tabla 14. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D1.4 (pF).

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	19.8	19.7	19.9	20.3	20.2	20.1	19.9	19.6	20.8
RX10	19.2	19.6	19.8	19.6	20.1	21.1	21.4	19.5	19.8
RX11	19.4	19.9	20.1	20	22.1	20.7	20	20.5	19.8
RX12	19.9	21.4	20.5	19.6	21.6	20.6	20.2	20.2	20.1
RX13	20.8	20.4	20	21	21.9	20.3	20.2	20	20.1
RX14	21	19.3	20.1	20.9	21.6	20.4	20	20	19.9

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D1.4 son:

Capacidad media = 20.3 pF

Desviación típica = 0.7 pF

Capacidad máxima = 22.1 pF

Capacidad mínima = 19.2 pF

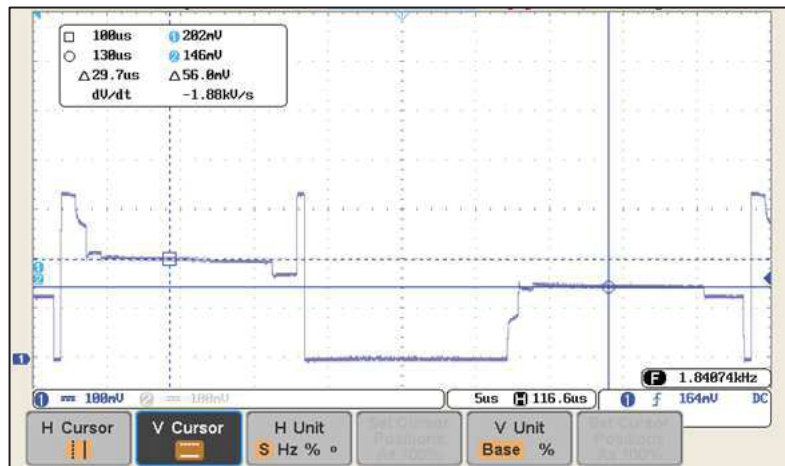


Figura 60. Señal sin contacto sensor D1.4. Diferencia 56 mV. Fuente propia

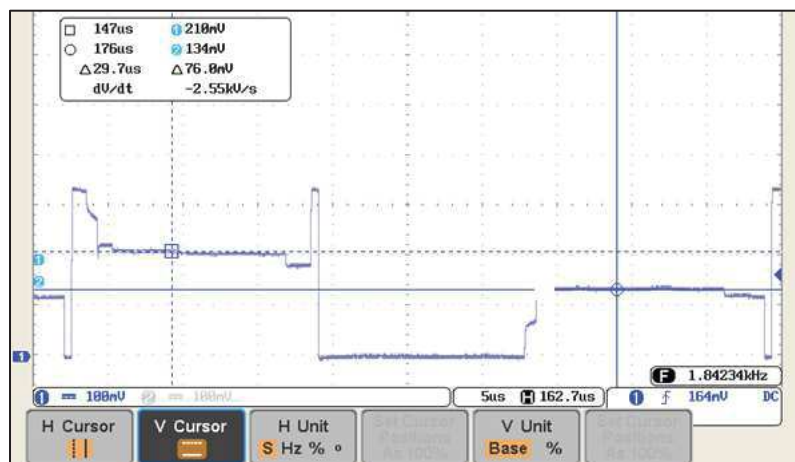


Figura 61. Señal sin contacto sensor D1.4. Diferencia 76 mV. Fuente propia

Se observa una diferencia de potencial aceptable entre tocar y no tocar, esto sumado a la pequeña capacidad de los elementos del sensor y su gran regularidad (una pequeña desviación típica) hace que sea un prototipo válido. Los valores son comparables al prototipo D1.2.

2.2.6.3. Sensor 2 capas tipo D2.

Prototipo D2.1.

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D2.1 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2070209D6** (Figura 62). Las dimensiones obtenidas (Figura 63) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 15 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 64 y Figura 65 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia de potencial entre **tocando** y **no tocando** de unos 10 mV.

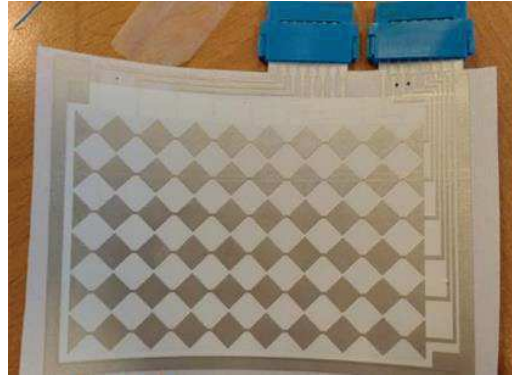


Figura 62. Sensor D2.1 sobre tela tipo A y dieléctrico D2070209D6. Fuente: propia.



Figura 63. Detalles dimensionales del sensor D2.1. Fuente: propia.

Tabla 15. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D2.1 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	1696	1730	1732	1745	2799	1707	1647	1472	1186
RX10	1918	1952	1960	1976	3447	1927	1847	1603	1261
RX11	1913	1916	1924	1937	3335	1891	1813	1603	1295
RX12	1917	1948	1960	1972	3438	1923	1844	1608	1294
RX13	1924	1950	1968	1973	3452	1931	1849	1609	1276
RX14	4312	4451	4509	4582	2051	4348	3946	2964	1961

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D2.1 son:

Capacidad media = 2225.8 pF

Desviación típica = 919.6 pF

Capacidad máxima = 4582.0 pF

Capacidad mínima = 1186.0 pF

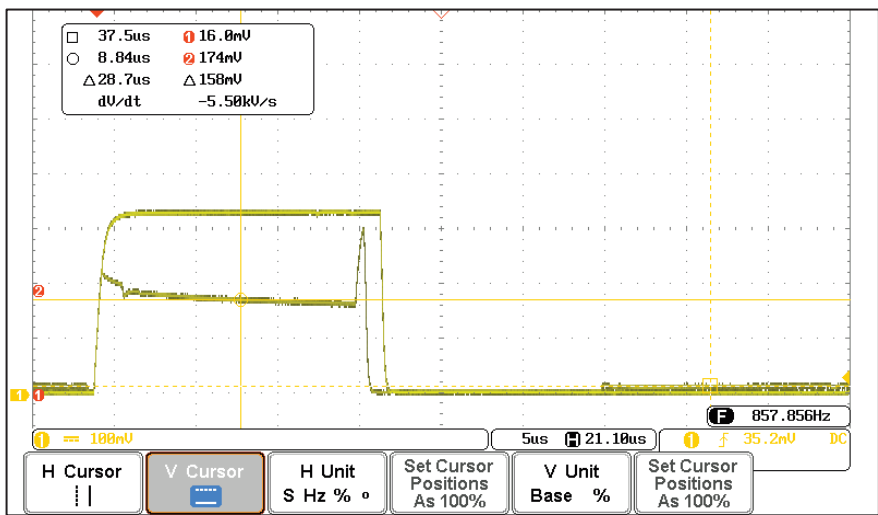


Figura 64. Señal sin contacto sensor D2.1. Diferencia 158 mV. Fuente propia

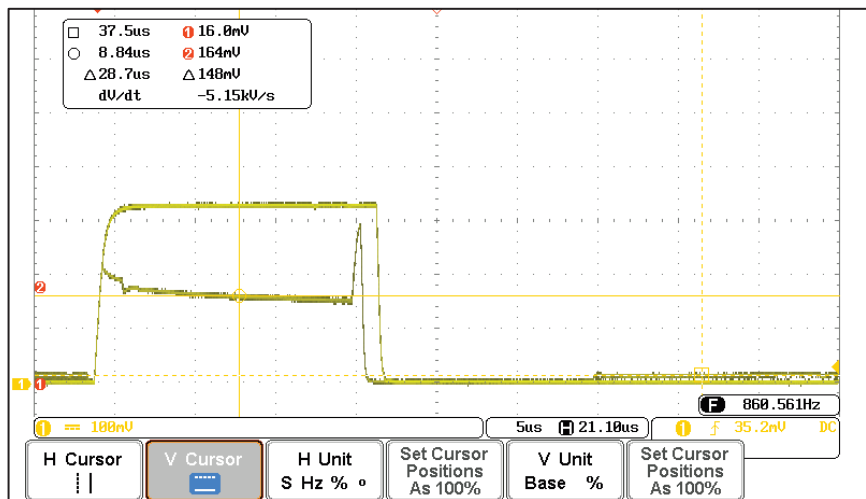


Figura 65. Señal con contacto sensor D2.1. Diferencia 148 mV. Fuente propia

Se observa una diferencia de potencial relativamente baja entre tocar y no tocar, esto sumado a la elevada capacidad de los elementos del sensor y su poca regularidad (una gran desviación típica) hace que sea un prototipo poco válido, aunque funciona.

2.2.6.4. Sensor 1 capa tipo D3

Prototipo D3.1

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D3.1 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2070209D6** (Figura 66). Las dimensiones obtenidas (Figura 67 y Figura 68) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 16 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 69 y Figura 70 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia entre tocando y no tocando de unos 84 mV.

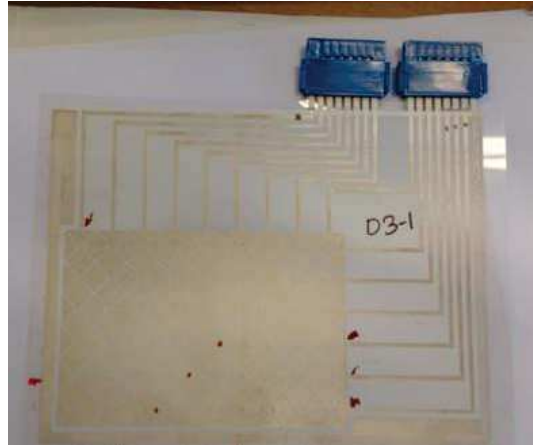


Figura 66. Sensor D3.1 sobre tela tipo A y dieléctrico D2070209D6. Fuente: propia.



Figura 67. Detalles dimensionales del sensor D3.1. Fuente: propia.

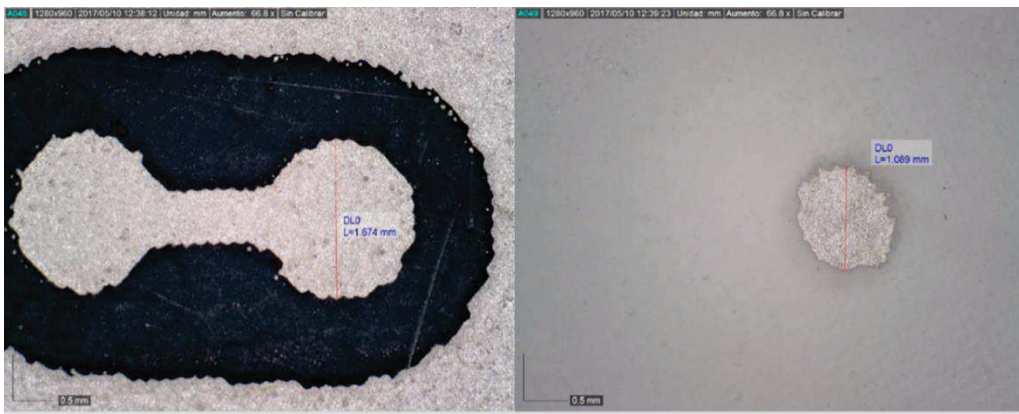


Figura 68. Detalles dimensionales de las vías del sensor D3.1. Fuente: propia.

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D3.1 son:

- Capacidad media = 2517 pF
- Desviación típica = 355 pF
- Capacidad máxima = 3128 pF
- Capacidad mínima = 2080 pF

Tabla 16. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D3.1 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	-	2330	2302	2247	2196	2161	2113	2080	2902
RX10	-	3128	3062	2981	2889	2832	2738	2690	-
RX11	-	2443	2403	2352	2296	2263	2235	2170	3087
RX12	-	-	-	-	-	-	-	-	-
RX13	-	-	-	-	-	-	-	-	-
RX14	-	-	-	-	-	-	-	-	-

En la tabla 3.15 podemos observar que 30 de los 54 elementos no están disponibles, o bien por cortes o cortocircuitos en las vías.

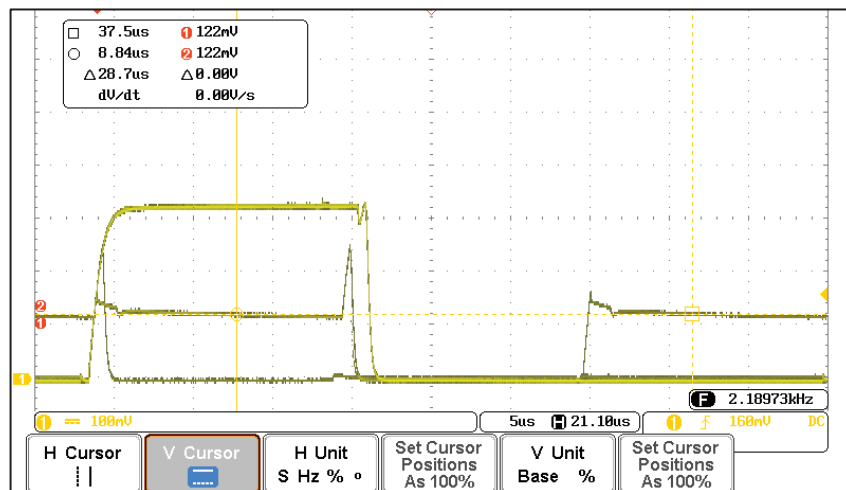


Figura 69. Señal sin contacto sensor D3-1.1. Diferencia 0 mV. Fuente propia

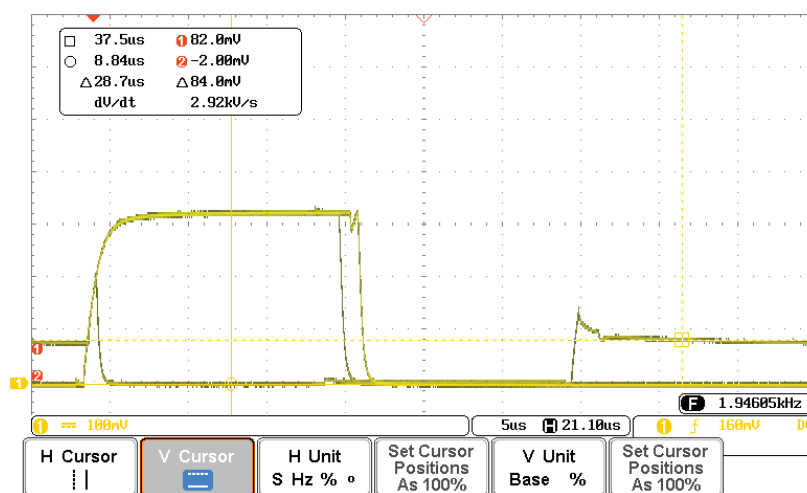


Figura 70. Señal con contacto sensor D3-1.1. Diferencia 84 mV. Fuente propia

Este prototipo presenta una diferencia de potencial aceptable, aunque tiene muchas celdas no funcionales y la diferencia de potencial en la señal sin contacto en las 2 fases que sea 0 mV hace que este prototipo no sea idóneo.

Prototipo D3.2-1

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D3.2-1 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2070209D6** (Figura 71). Las dimensiones obtenidas (Figura 72) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 17 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 73 y Figura 74 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia entre tocando y no tocando de unos 2 mV.



Figura 71. sobre tela tipo A y dieléctrico D2070209D6. Fuente: propia.



Figura 72. Detalles dimensionales del sensor D3.2-1. Fuente: propia.

Tabla 17. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D3.2-1 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	1739	1779	1753	-	1727	1693	1681	1663	-
RX10	1781	1817	1790	-	1764	1731	1716	1690	-
RX11	1811	1852	1824	-	1798	1762	1754	1729	-
RX12	1168	1185	1174	1768	1163	1148	1145	1133	1771
RX13	1833	1875	1843	-	1829	1784	1770	1744	-
RX14	1824	1866	1836	-	1830	1775	1763	1836	-

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D3.2-1 son:

Capacidad media = 1679.9 pF

Desviación típica = 234.3 pF

Capacidad máxima = 1875.0 pF

Capacidad mínima = 1133.0 pF

En la Tabla 17 podemos observar que 10 de los 54 elementos no están disponibles, o bien por cortes o cortocircuitos en las vías.

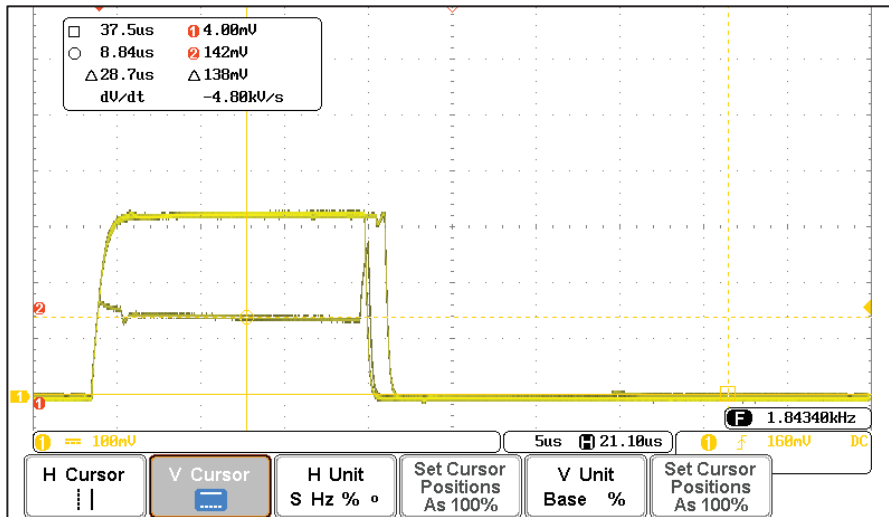


Figura 73. Señal sin contacto sensor D3.2-1. Diferencia 138 mV. Fuente propia.

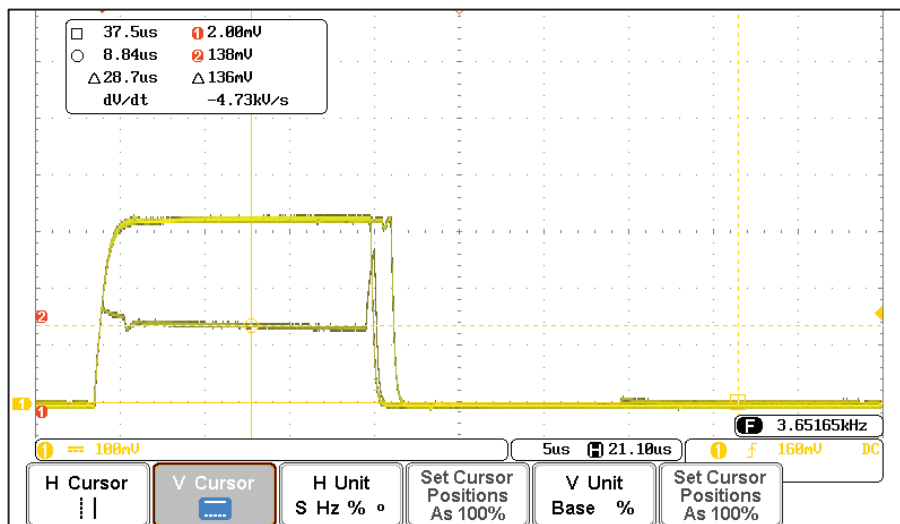


Figura 74. Señal sin contacto sensor D3.2-1. Diferencia 136 mV. Fuente propia.

Se observa una diferencia de potencial muy baja entre tocar y no tocar, esto sumado a la elevada capacidad de los elementos del sensor y su tasa de fallos en los elementos hace que sea un prototipo no válido.

Prototipo D3.2-2

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D3.2-2 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2081009D6** (Figura 75). Las dimensiones obtenidas (Figura 76) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 18 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 77 y Figura 78 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; no se observa diferencia entre **tocando** y **no tocando**.

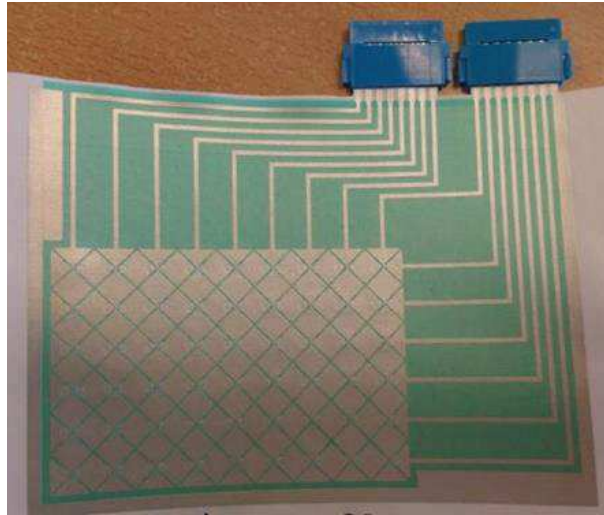


Figura 75. Sensor D3.2-2 sobre tela tipo A y dieléctrico D2081009D6. Fuente: propia.

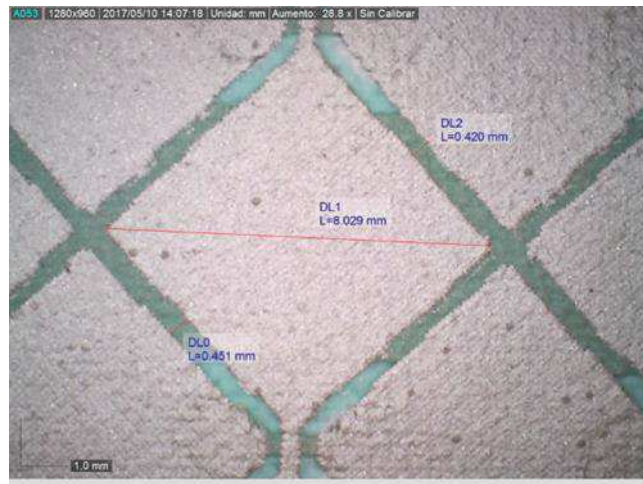


Figura 76. Detalles dimensionales del sensor D3.2-2. Fuente: propia.

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D3.2-2 son:

Capacidad media = 244.3 pF

Desviación típica = 11.7 pF

Capacidad máxima = 270.4 pF

Capacidad mínima = 222.9 pF

Tabla 18. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D3.2-2 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	239.3	243.8	241.1	239	234.5	228.8	226.4	222.9	225.9
RX10	245.8	245.4	247.1	245.2	241.3	231.6	232.6	228.1	225.7
RX11	250.2	256.2	251.6	250.6	244.6	232.1	235	232.8	227.6
RX12	254.9	263.5	256.2	250.6	251.6	243.8	236.5	232.2	231.6
RX13	255.1	264.2	260.8	258.2	251.1	246.5	244.7	239.9	241.1
RX14	256.6	270.4	262.8	264.8	253.2	247.5	246.1	239	243.3

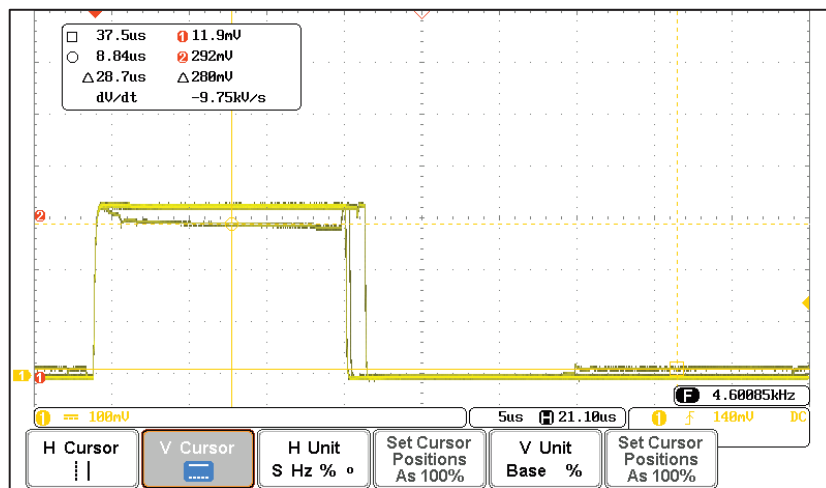


Figura 77. Señal sin contacto sensor D3-2.2. Diferencia 280 mV. Fuente propia

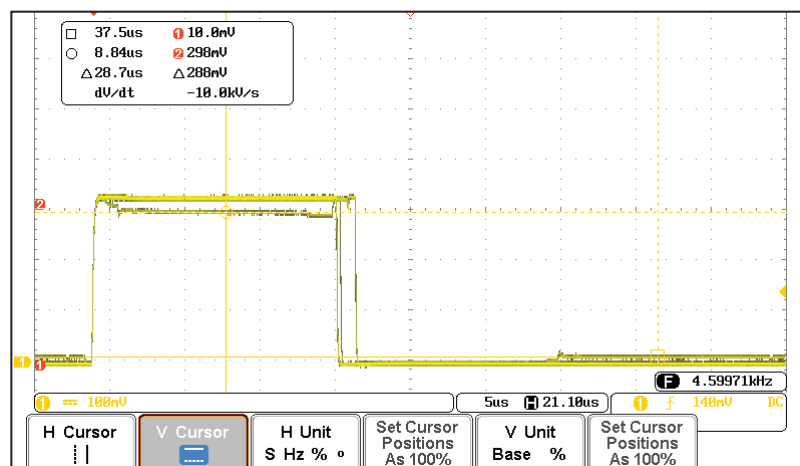


Figura 78. Señal con contacto sensor D3-2.2. Diferencia 288 mV. Fuente propia

No se observa una gran diferencia de potencial entre tocar y no tocar (8 mV), esto hace que sea un prototipo no idóneo, aunque viendo los valores de las capacidades de los elementos y su poca dispersión hacen pensar que puede ser válido.

2.2.6.5. Sensor 1 capa tipo D4

Prototipo D4.1

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D4.1 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2070209D6** (Figura 79). Las dimensiones obtenidas (Figura 80) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 19 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 81 y Figura 82 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; no se observa diferencia entre **tocando** y **no tocando**.

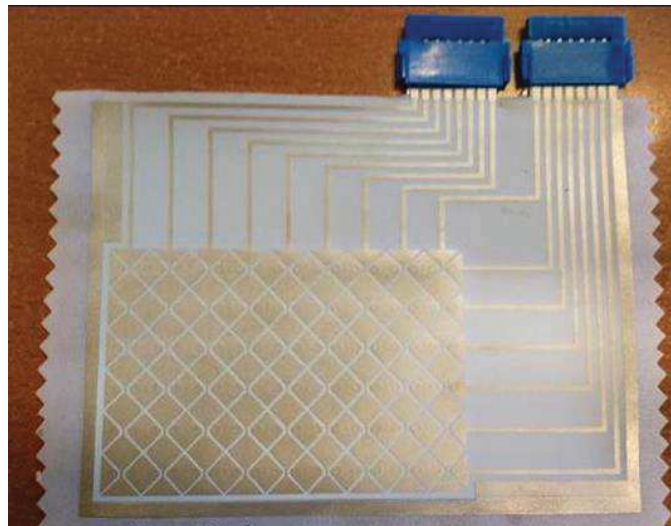


Figura 79. Sensor D4.1 sobre tela tipo A y dieléctrico D2070209D6. Fuente: propia.

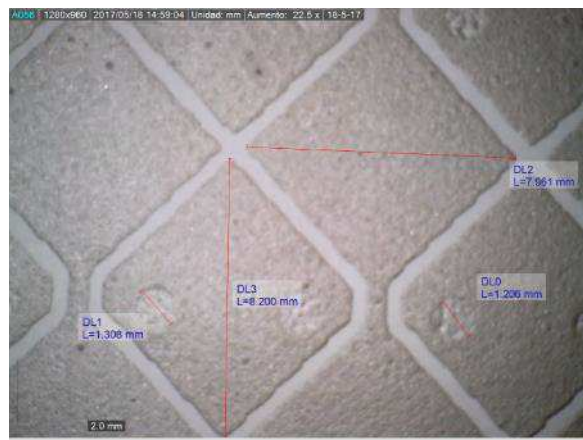


Figura 80. Detalles dimensionales del sensor D4.1. Fuente: propia.

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D4.1 son:

- Capacidad media = 1096.9 pF
- Desviación típica = 238.4 pF
- Capacidad máxima = 1457.0 pF
- Capacidad mínima = 723.0 pF

Tabla 19. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D4.1 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	1280	1280	1269	1260	1224	1201	1171	1137	1130
RX10	1264	1279	1274	1262	1226	1203	1174	1140	1130
RX11	776	777	775	771	758	750	737	725	723
RX12	1337	1336	1331	1273	1278	1254	1219	1184	1173
RX13	824	824	819	816	800	791	780	765	762
RX14	1414	1410	1457	1286	1343	1315	1280	1240	1227

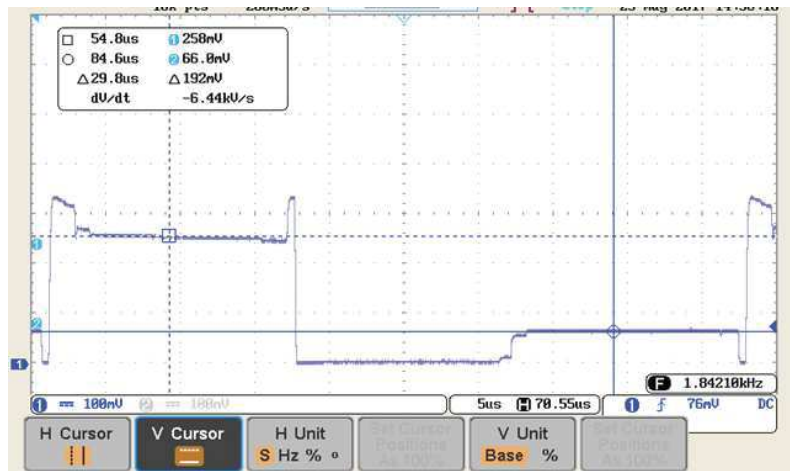


Figura 81. Señal sin contacto sensor D4.1. Diferencia 192 mV. Fuente propia

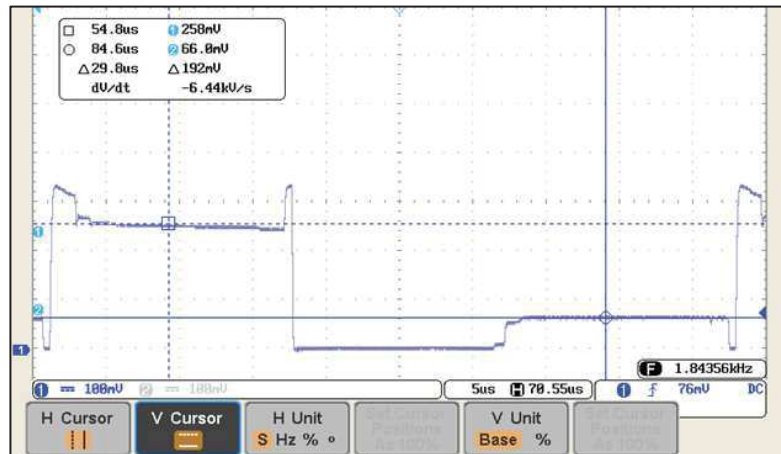


Figura 82. Señal sin contacto sensor D4.1. Diferencia 192 mV. Fuente propia

Debido a la elevada capacidad de los elementos y a que no se observa diferencia de potencial entre tocando y no tocando, este prototipo no es válido.

Prototipo D4.2

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D4.2 empleando la tela **tipo A** y el dieléctrico **D2081009D6** (Figura 83). Las dimensiones obtenidas (Figura 84) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 20 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 85 y Figura 86 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia entre **tocando** y **no tocando** de unos 8 mV.

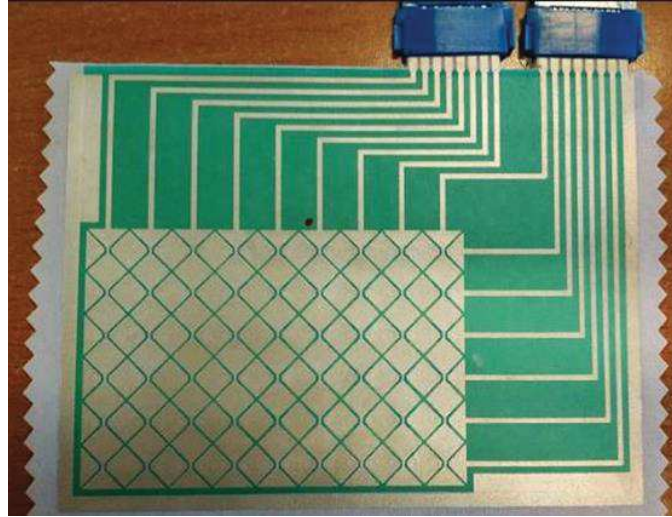


Figura 83. Sensor D4.2 sobre tela tipo A y dieléctrico D2081009D6. Fuente: propia.

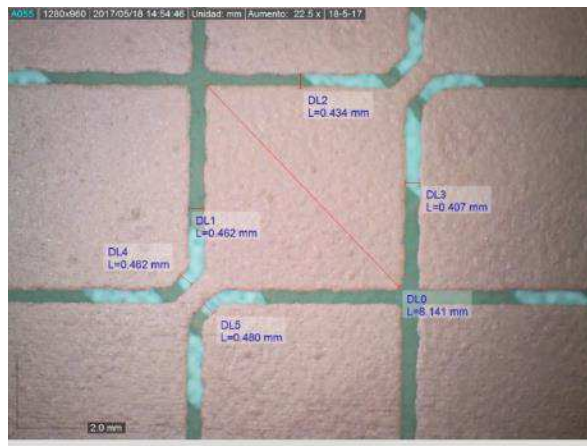


Figura 84. Detalles dimensionales del sensor D4.2. Fuente: propia.

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D4.2 son:

- Capacidad media = 426.4 pF
- Desviación típica = 173.4 pF
- Capacidad máxima = 1481.0 pF
- Capacidad mínima = 326.6 pF

Tabla 20. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D4.2 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	348	346.7	351.6	552	350	344.5	339.9	-	326.6
RX10	351.5	349.2	355.2	558.5	353.6	346.3	341.2	331	327
RX11	351.7	348.2	355.3	562.2	352	345.8	342.5	-	328.7
RX12	355.2	352	360.3	573.7	356.6	353.2	347.8	335.8	332.1
RX13	559	551	569.2	1481.1	565.6	553.2	543.2	517.9	505.8
RX14	416.7	411.5	423.2	-	422.7	413.9	408.1	393	385.2

En la Tabla 20 podemos observar que 3 de los 54 elementos no están disponibles, o bien por cortes o cortocircuitos en las vías.

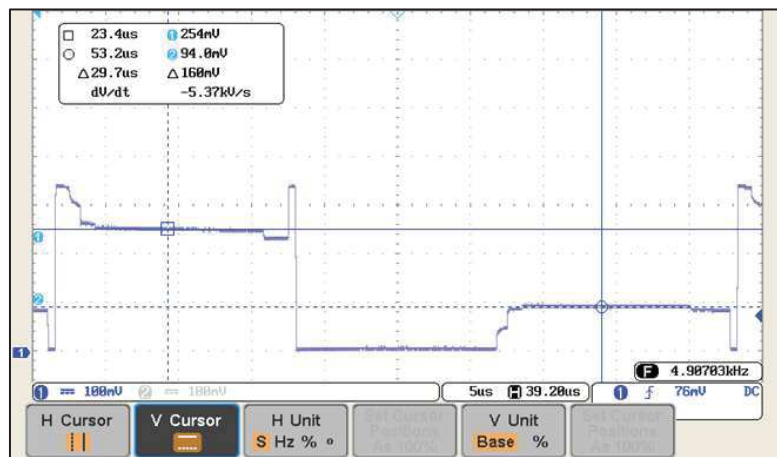


Figura 85. Señal sin contacto sensor D4.2. Diferencia 160 mV. Fuente propia

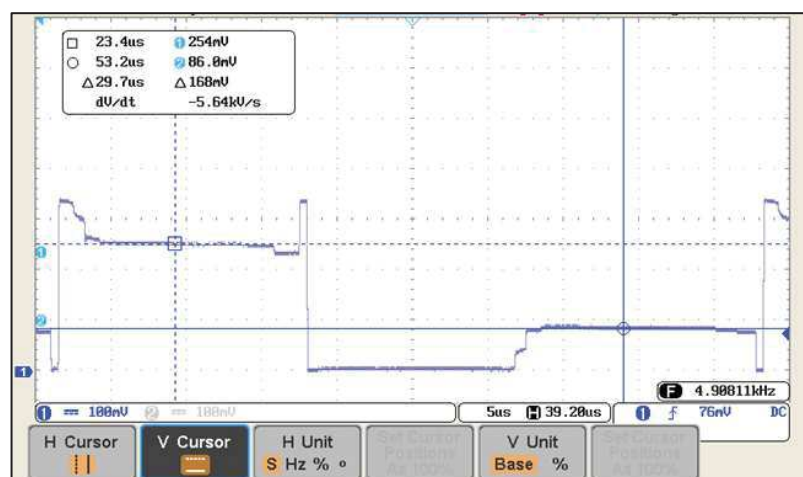


Figura 86. Señal sin contacto sensor D4.2. Diferencia 168 mV. Fuente propia

Por la elevada capacidad de sus elementos, y su gran dispersión, la poca diferencia de potencial entre tocando y no tocando, hace que este dispositivo no sea válido.

2.2.6.6. Sensor 1 capa tipo D5.

Prototipo D5.1

Se ha desarrollado un prototipo del sensor D5.1 empleando la tela **tipo B** y el dieléctrico **D2081009D6** (Figura 87). Las dimensiones obtenidas (Figura 88) están en los márgenes previstos en el diseño. En la Tabla 21 se muestran los valores de capacidades entre electrodos. Las Figura 89 y Figura 90 muestran la respuesta de las señales en una de las líneas del controlador; se observa una diferencia entre **tocando** y **no tocando** de unos 48 mV.

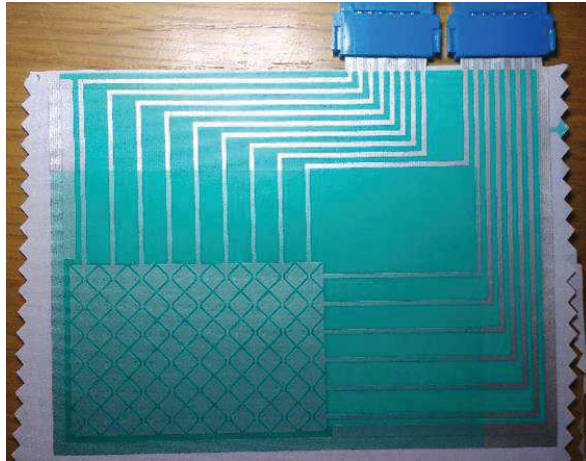


Figura 87. Sensor D5.1 sobre tela tipo B y dieléctrico D2081009D6. Fuente: propia.

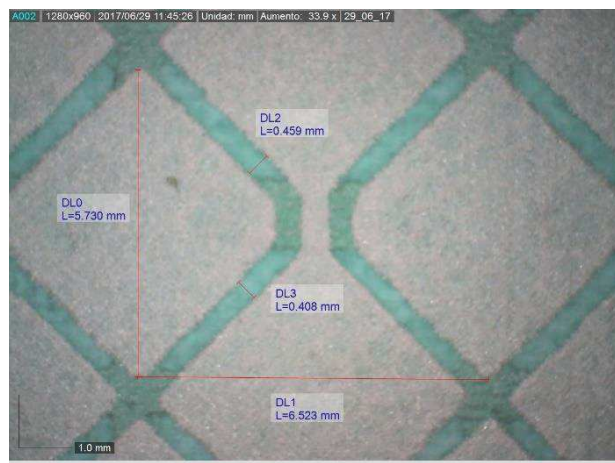


Figura 88. Detalles dimensionales del sensor D5.1. Fuente: propia.

Los datos estadísticos de las capacidades de los elementos del sensor D5.1 son:

Capacidad media = 42.9 pF

Desviación típica = 3.2 pF

Capacidad máxima = 65.2 pF

Capacidad mínima = 40.2 pF

Tabla 21. Valor de la capacidad de los distintos elementos de la matriz D5.1 (pF)

	RX0	RX1	RX2	RX3	RX4	RX5	RX6	RX7	RX8
RX9	42.5	42.7	42.5	42.3	41.3	41.9	42.1	40.4	41.9
RX10	43	43	42.5	42.7	41.6	41.9	41.8	40.8	41.2
RX11	42.5	43.2	42.7	42.5	42.1	42	42	41.5	41
RX12	43.5	43.4	43.6	42.7	42.3	42	42.1	41.6	41.6
RX13	43.9	44	44	43	42.6	43.3	42.4	42	41.9
RX14	43.8	44	44.1	43.1	43.5	43.5	43	42.2	65.2

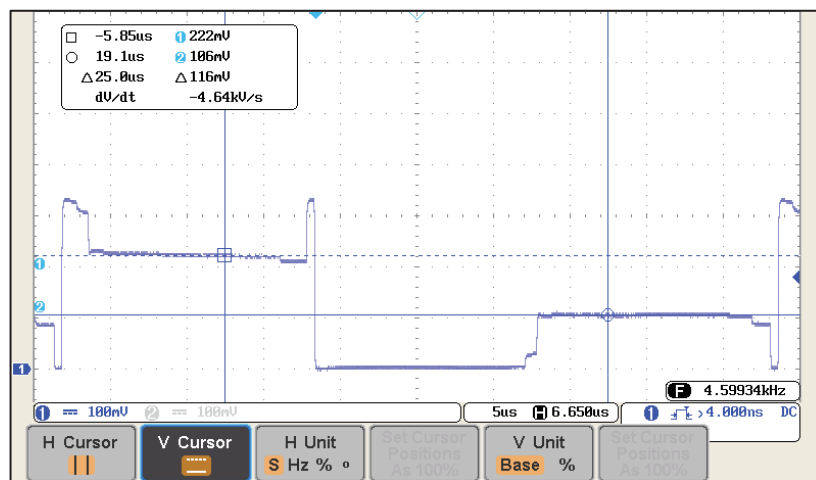


Figura 89. Señal sin contacto sensor D5.1. Diferencia 116 mV. Fuente propia

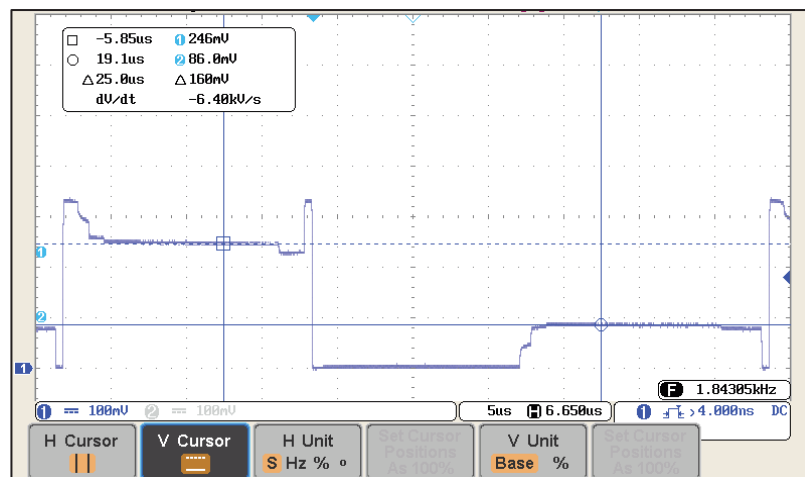


Figura 90. Señal sin contacto sensor D5.1. Diferencia 160 mV. Fuente propia

Este prototipo da una buena relación entre diferencia de potencial entre tocando y no tocando, sumado a una baja capacidad de los elementos y una buena homogeneidad de la misma.

2.3. Funcionamiento

La utilidad GUI (interfaz gráfica de usuario) de Microchip para el C.I. MTCH6102 (MTCH6102 Utility Version V1.04) permite verificar toda la detección de gestos de este dispositivo como son:

- Hacer un solo clic.
- Hacer clic y mantener presionado.
- Hacer doble clic.
- Deslizar hacia arriba.
- Deslizar hacia arriba y mantener presionado.
- Deslice hacia la derecha.
- Deslice hacia la derecha y sostenga.
- Deslizar hacia abajo.
- Deslizar hacia abajo y mantener presionado.
- Deslizar hacia la izquierda.
- Deslizar hacia la izquierda y mantener presionado.

Cada uno de estos gestos proporciona al sistema un código hexadecimal que es interpretado por la GUI. “GestureID:< hex of current gesture>”












Gesture Name	Gesture ID in Hexadecimal	Gesture image
Click	0x10	
Click hold	0x11	
Double click	0x20	
Up swipe	0x51	
Up swipe and hold	0x52	
Right Swipe	0x41	
Right Swipe and hold	0x42	
Down Swipe	0x31	
Down Swipe and hold	0x32	
Left Swipe	0x61	
Left Swipe and hold	0x62	

Figura 91. Gestos proporcionados por el MTCH6102 a la GUI. Fuente Microchip

Los prototipos diseñados fueron conectados al sistema electrónico y probados con esta utilidad GUI. En los prototipos D0.2, D1.2, D1.3, D1.4, D2.1, D3,1 y D5.1, las operaciones funcionaron correctamente y se pudieron verificar todos los gestos posibles; Figura 93 tocando y desplazando en una superficie curva entre dos puntos diferentes, y Figura 93 tocando en el mismo punto, pero en una superficie plana (izquierda) y en una superficie curva (derecha), en ambos casos el punto resultante es fue el mismo.

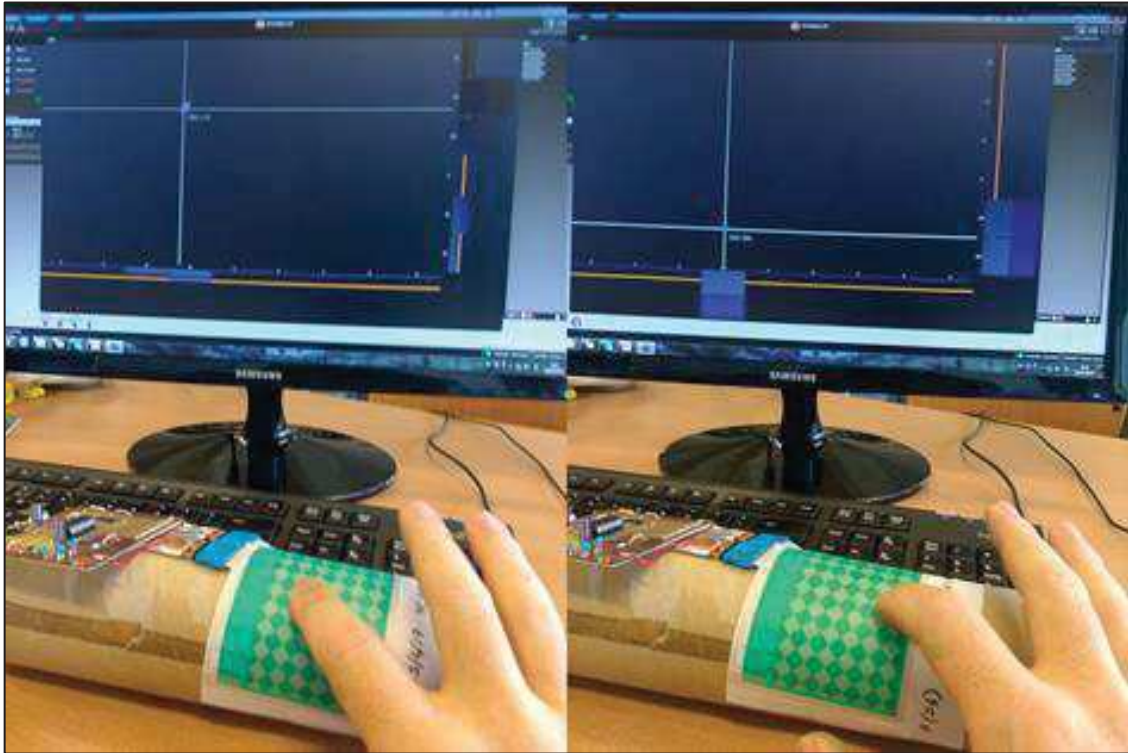


Figura 92. Prueba de rendimiento en una superficie curva que toca dos puntos diferentes. Fuente: propia.

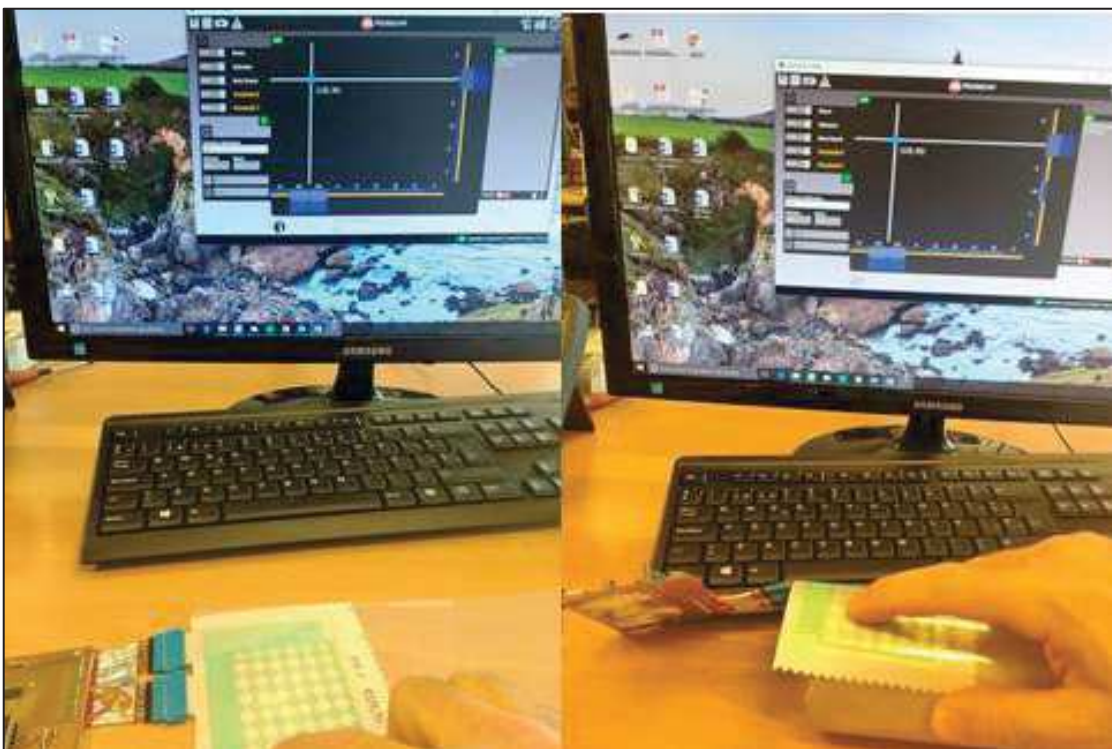


Figura 93. Prueba de rendimiento tocando el mismo punto, pero en una superficie plana y curva, obteniendo el mismo resultado. Fuente: propia.

2.4. Conclusiones

Una vez realizadas todas las mediciones, en la Tabla 22 tenemos reflejados los datos y mediciones más significativas. Nos centraremos en analizar los parámetros eléctricos medidos que son el potencial y la capacidad. Lo importante es la discriminación de tocando-no tocando, esto se pone de manifiesto en la diferencia de potencial, este valor será un factor de mérito a maximizar (cuanto mayor es ese potencial, mejor). Otro de los factores de mérito sería la capacidad, aquí el mérito sería minimizar este valor.

Si nos fijamos en la Tabla 22 y realizamos una gráfica, (Figura 94), en la que se vean tanto el potencial, como la capacidad, observaremos que parece haber una cierta correlación entre la capacidad y el potencial, excepto en un prototipo, el D3.1. La explicación no es evidente ya que el D3.2-1 es muy parecido y presenta un potencial mucho menor. En este gráfico se han ordenado los prototipos en orden descendente a su potencial de tocando-no tocando.

La Figura 95 es similar a la Figura 94, aunque ahora se ordenan los valores de los prototipos de izquierda a derecha en orden ascendente de la capacidad que presentan. Se puede observar la anomalía del prototipo D3.1 que presenta una alta capacidad (aspecto negativo) pero a su vez un alto potencial diferencial entre tocando y no tocando.

En las Figura 96 y Figura 97 se puede ver la relación existente entre la capacidad y la diferencia de potencial, se aprecia una aparente correlación, aunque al calcular las líneas de tendencia, el índice R^2 da un valor muy pequeño, esto es entre otras cosas por la aparición de datos anómalos. Al quitar los prototipos que dan 0 mV y el D3-1, el índice R^2 mejora, pero da menos de 0.37.

Para poder comparar los diferentes prototipos, se propone el uso de un factor de mérito, que tendrá como componente el valor de la diferencia de potencial (a más potencial mayor será este factor); este factor de mérito también tendrá en cuenta la capacidad, pero de forma inversa, es decir a mayor capacidad, menor factor de mérito. Para que la comparación sea válida se normalizará de forma proporcional la diferencia de potencial, dando un valor 1 al valor máximo. Para el componente de la capacidad se hará su inversa, pero como hay una gran diferencia de valores, se calculará su logaritmo decimal y después se normalizará dando el valor de 1 al máximo. En la Tabla 23 se muestra como se obtienen los valores precursores del factor de mérito, son las columnas **Potencial normalizado** y **log(1/Cp) normalizado**. El factor de mérito se obtiene mediante el producto de las citadas columnas. El valor máximo de este factor será 1. En la Tabla 24 está representado el factor de mérito de los prototipos examinados.

Tabla 22. Resumen de mediciones.

Prototipo	Tela	Dieléctrico	Potencial (mV)	Capacidad (pF)	Capas	Diagonal (mm)	GAP (mm)
D0.1	A	Diel 1	8	53.7	4	8	0.4
D0.2	A	Diel 2	22	13.3	4	8	0.4
D1.1	A	Diel 1	0	574.4	4	8.5	0.4
D1.2	A	Diel 2	78	13.8	4	8.5	0.4
D1.3	B	Diel 2	90	17.4	4	8.5	0.4
D1.4	C	Diel 2	20	20.3	4	8.5	0.4
D2.1	A	Diel 1	10	2225.8	4	9	0.45
D3.1	A	Diel 1	84	2517.4	4	8	0.5
D3.2-1	A	Diel 1	2	1679.9	4	8	0.4
D3.2-2	A	Diel 2	0	244.3	4	8	0.4
D4.1	A	Diel 1	0	1096.9	4	8	0.5
D4.2	A	Diel 2	8	426.4	4	8	0.5
D5.1	B	Diel 2	48	42.9	4	6	0.5

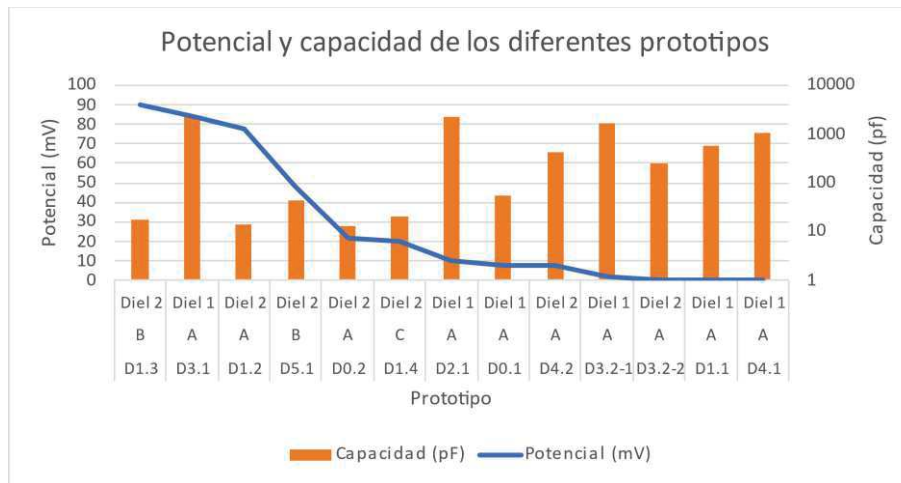


Figura 94. Tabla resumen ordenado por potencial. Fuente: propia.

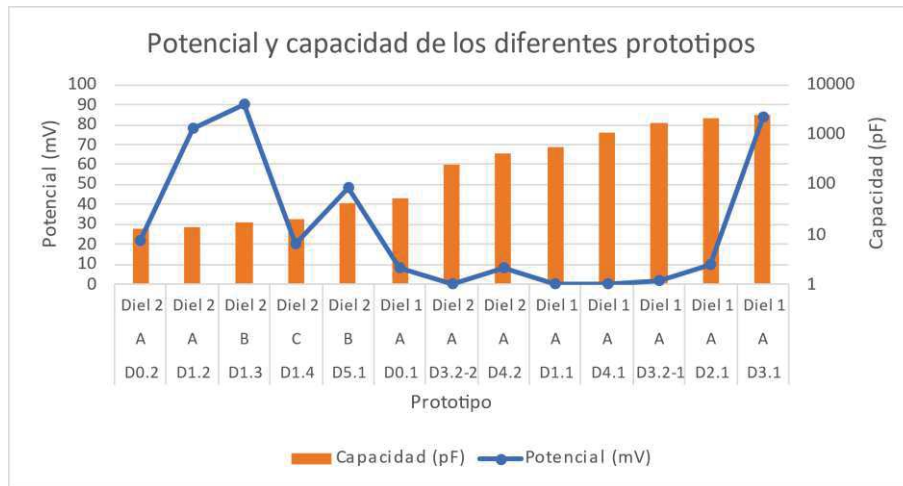


Figura 95. Tabla resumen ordenado por capacidad. Fuente: propia.

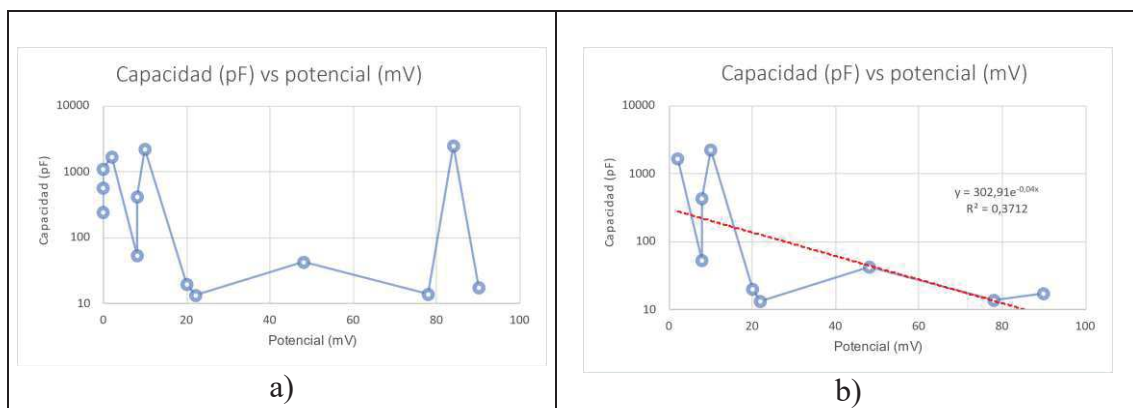


Figura 96. Gráfica de capacidad vs potencial. a) Con todos los datos. b) Quitando datos anómalos y añadiendo línea de tendencia. Fuente: propia.

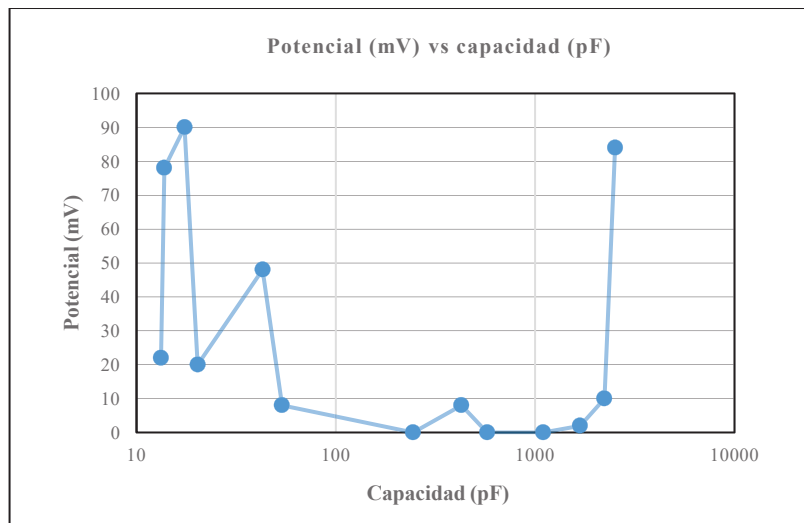


Figura 97. Gráfica de potencial vs capacidad. Fuente: propia.

En la Tabla 24 se observa claramente que los mejores resultados se obtienen con los prototipos D1.2 y D1.2 ambos son de 2 capas y con el dieléctrico tipo 2.

En la Figura 98 se observa de forma gráfica los resultados de la Tabla 24. Los prototipos de 2 capas (D0.X, D1.X y D2.X) son en principio mejores que los de 1 capa ya que presentan más potencial diferencial y una menor capacidad.

También es interesante la comparación de los 2 tipos de dieléctricos, sobre todo su interacción con los diferentes tipos de tela. En la Figura 99 vemos la relación entre el tipo de dieléctrico y el potencial medido, claramente se aprecia que el Diel2 es mejor, aunque presenta una gran dispersión en los datos.

Otra comparativa interesante es la relación entre el dieléctrico empleado y la capacidad medida, esto lo podemos ver en la Figura 100, aquí se puede apreciar que los prototipos realizados con el Diel2 presentan una capacidad menor.

Resumiendo, **por norma general los prototipos realizados con 2 capas y utilizando el dieléctrico Diel2 dan los mejores resultados.** En cuanto a las telas usadas, el estudio no es concluyente ya que se usaron pocos tipos de tela y en pocos prototipos.

Tabla 23. Generación de los precursores del factor de mérito.

Prototipo	Potencial (mV)	Potencial normalizado	Capacidad (pF)	log(1/(Cp)) (Cp en F)	log(1/(Cp)) normalizada
D0.2	22	0.24	13.3	7.88	1.00
D1.2	78	0.87	13.8	7.86	1.00
D1.3	90	1.00	17.4	7.76	0.98
D1.4	20	0.22	20.3	7.69	0.98
D5.1	48	0.53	42.9	7.37	0.94
D0.1	8	0.09	53.7	7.27	0.92
D3.2-2	0	0.00	244.3	6.61	0.84
D4.2	8	0.09	426.4	6.37	0.81
D1.1	0	0.00	574.4	6.24	0.79
D4.1	0	0.00	1096.9	5.96	0.76
D3.2-1	2	0.02	1679.9	5.77	0.73
D2.1	10	0.11	2225.8	5.65	0.72
D3.1	84	0.93	2517.4	5.60	0.71

Tabla 24. Comparativa del factor de mérito.

Prototipo	Tela	dieléctrico	Mérito ($V \cdot \log(1/C)$)
D0.2	A	Diel 2	0.24
D1.2	A	Diel 2	0.86
D1.3	B	Diel 2	0.98
D1.4	C	Diel 2	0.22
D5.1	B	Diel 2	0.50
D0.1	A	Diel 1	0.08
D3.2-2	A	Diel 2	0.00
D4.2	A	Diel 2	0.07
D1.1	A	Diel 1	0.00
D4.1	A	Diel 1	0.00
D3.2-1	A	Diel 1	0.02
D2.1	A	Diel 1	0.08
D3.1	A	Diel 1	0.66

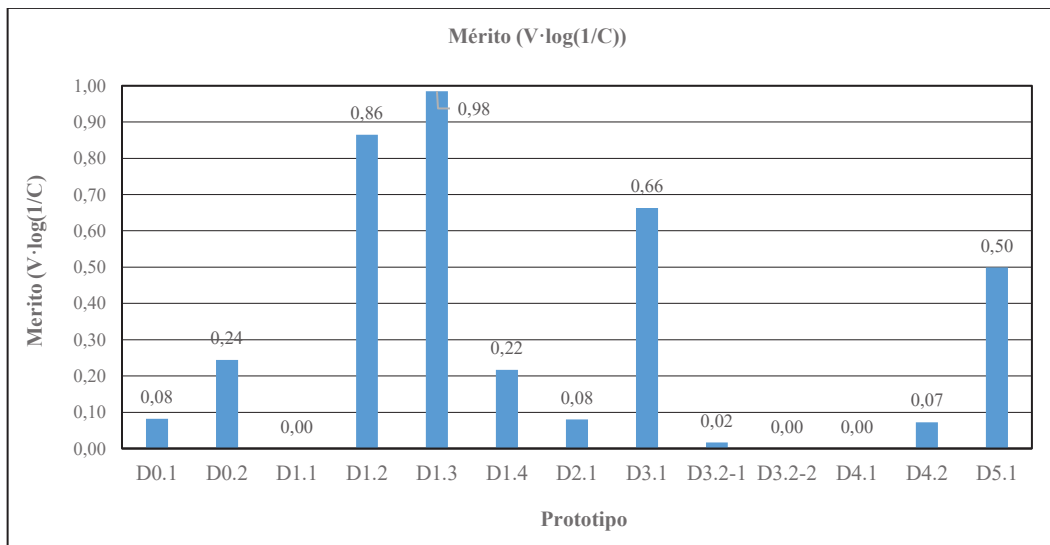


Figura 98. Gráfica del factor de mérito de los diferentes prototipos. Fuente: propia.

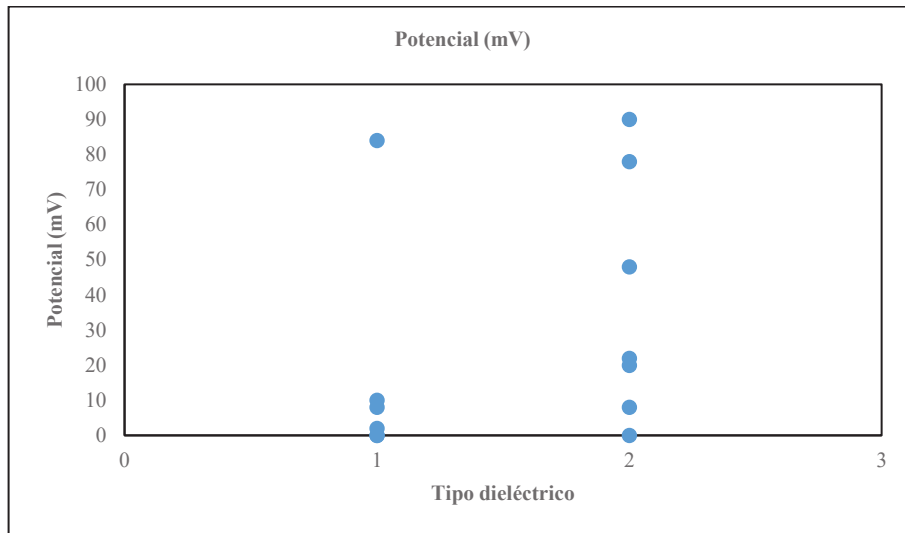


Figura 99. Gráfica de la relación del dieléctrico con el potencial. Fuente: propia.

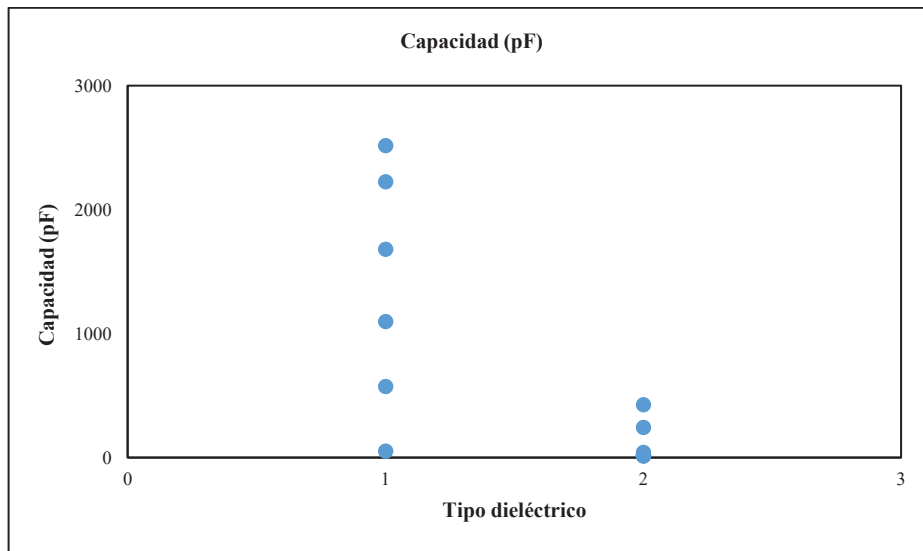


Figura 100. Gráfica de la relación del dieléctrico con la capacidad. Fuente: propia.

3. Desarrollo sensor 3D

3.1. Introducción

Los dispositivos MGC3130 y MGC3030 desarrollados por Microchip Technology Inc. [39], permiten detectar una serie de movimientos de manos o dedos. Estos dispositivos son parte del sensor GestIC® junto con electrodos sensores y un algoritmo de reconocimiento de gestos. Este sensor utiliza un campo eléctrico para detección de proximidad avanzada.

Microchip propone un diseño básico del sensor que consta de 4 o 5 electrodos de recepción denominados Rx conectados a las patillas Rx del MGC3XXX, 1 electrodo de transmisión denominado Tx conectado al pin Tx del MGC3XXX Tx, y una capa de aislamiento entre los electrodos Rx y Tx.

Los electrodos Rx y Tx se implementan normalmente con material conductor como plata, cobre, etc. Por otra parte, para el dieléctrico se puede utilizar cualquier material no conductor (FR4, vidrio, PET, etc.).

La detección de gesto empleada en este sensor se detecta por la variación de un campo eléctrico. El campo eléctrico se ve distorsionado cuando un dedo o mano entra dentro del área de las líneas de campo del dicho campo. Dependiendo de cómo se vean modificadas las líneas de campo, el sistema puede detectar y clasificar el movimiento. Un algoritmo es capaz de representar el gesto realizado.

Una señal alterna es aplicada en el electrodo Tx, que actúa como antena, generando un campo eléctrico tridimensional. El campo magnético es prácticamente nulo al ser la geometría del electrodo menor que la longitud de onda empleada. Lo que verdaderamente se ve interferido por elementos conductores es el campo eléctrico cercano cuasiestático. Si se introduce un parte del cuerpo humano en dicho campo, las líneas de campo se ven atraídas hacia el cuerpo y derivadas a tierra gracias a la conductividad del cuerpo. La distorsión se detecta mediante los electrodos Rx que se colocan estratégicamente para determinar la dirección del movimiento.

En esta tesis se va a desarrollar uno de los dos sensores GestIC[®] propuestos por Microchip, en concreto el Sensor “*Boosted*” (Figura 101). En el sensor “*Boosted*” la señal generada Tx tiene una amplitud de tensión entre 5 y 18 V. El área de detección puede ser mayor de 20 cm en anchura y longitud. La superficie del sensor consta de 4 electrodos Rx en cada uno de los puntos cardinales (N, S, E y O) y se añade un electrodo Rx central, el área sensora está definida por la posición de estos 5 electrodos (4 Rx y un Tx). Debajo de los electrodos Rx debe estar la capa dieléctrica y por debajo de esta, el plano de masa.

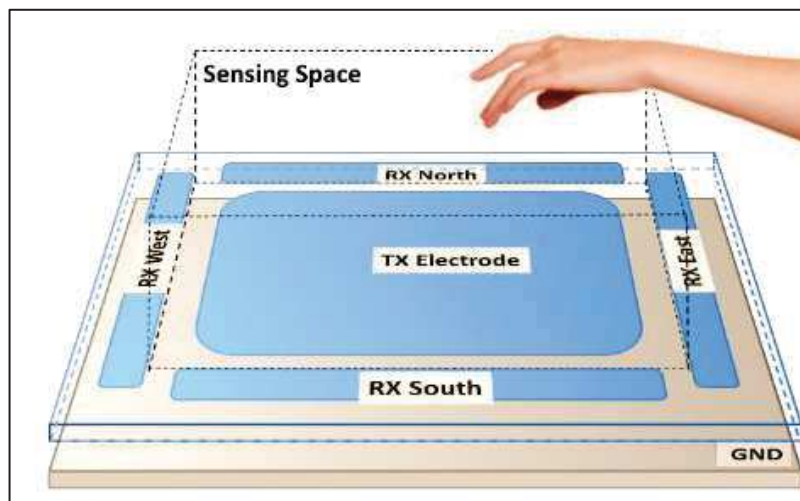


Figura 101. GestIC[®] Boosted Sensor. Fuente: Microchip Technology Inc.

3.2. Diseño

El diseño del sensor “*Boosted*” está basado en el sensor estándar con algunas modificaciones [40]. Las medidas básicas propuestas por Microchip se muestran en la Figura 102.

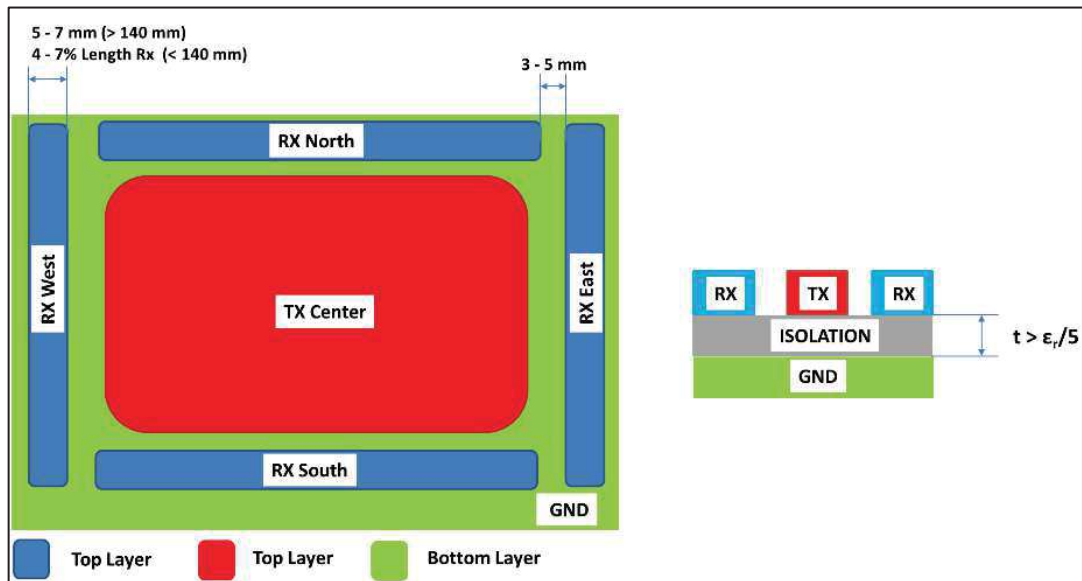


Figura 102. Parámetros de diseño básicos recomendados por Microchip para el sensor “boosted”. Fuente: Microchip Technology Inc.

Según los estudios realizados por Microchip la anchura del electrodo debe estar entre 4 y 7% de su longitud, cuando ésta es menor de 140 mm; para longitudes mayores se recomienda utilizar un ancho de entre 5 y 7 mm. La distancia entre electrodos debe ser de unos 3 y 5 mm. Las pistas que transportan la señal de los electrodos Rx deben mantenerse al margen del electrodo Tx, por lo que deben estar al lado de los electrodos Rx o en la capa de plano de masa (GND). En este último caso es necesario mantener una distancia de entre 0.3 y 0.5 mm entre el plano GND y las pistas Rx. En cuanto al espesor del dieléctrico (t) depende de la permitividad relativa (ϵ_r) del material. Microchip recomienda un espesor mayor de $\epsilon_r/5$ mm.

Otra diferencia con el sensor estándar es que el electrodo Tx necesita una tensión aproximada de 18 V mientras que la salida del MGC3XXX es de 2.85 V. Microchip recomienda usar un MCP1416 (High speed power MOSFET driver) para aumentar la tensión de 2.85 V a 18 V. La tensión de 18 V obliga a utilizar un convertidor DC-DC como el MCP1661.

Las capacidades asociadas con la arquitectura del diseño son fundamentales en el funcionamiento del sensor y, por lo tanto, en su diseño. La C_{TxRx} (capacitancia entre el Tx y los electrodos Rx), C_{RxGND} (capacitancia entre los electrodos Rx y GND) y C_{TxGND} (capacitancia entre los electrodos Tx y GND) son las capacidades asociadas que deben ser consideradas para el diseño [40]. Microchip recomienda un valor menor de 20 pF para las C_{TxRx} y C_{RxGND} y menor de 1 pF para la C_{TxGND} en el caso del sensor estándar, mientras que para el “boosted”, estos valores dependerán del tipo de circuito “boosted” desarrollado.

El diseño propuesto se muestra en la Figura 103. Se compone de una capa de plano de tierra (Figura 103.a) y una capa que contiene el electrodo Tx, los cuatro electrodos Rx y sus líneas de conexión con el C.I. MGC3XXX (Figura 103.b). El tamaño del electrodo es de 80 x 80 mm y el área de detección es de 66 x 66 mm. Las dimensiones se muestran en la misma figura.

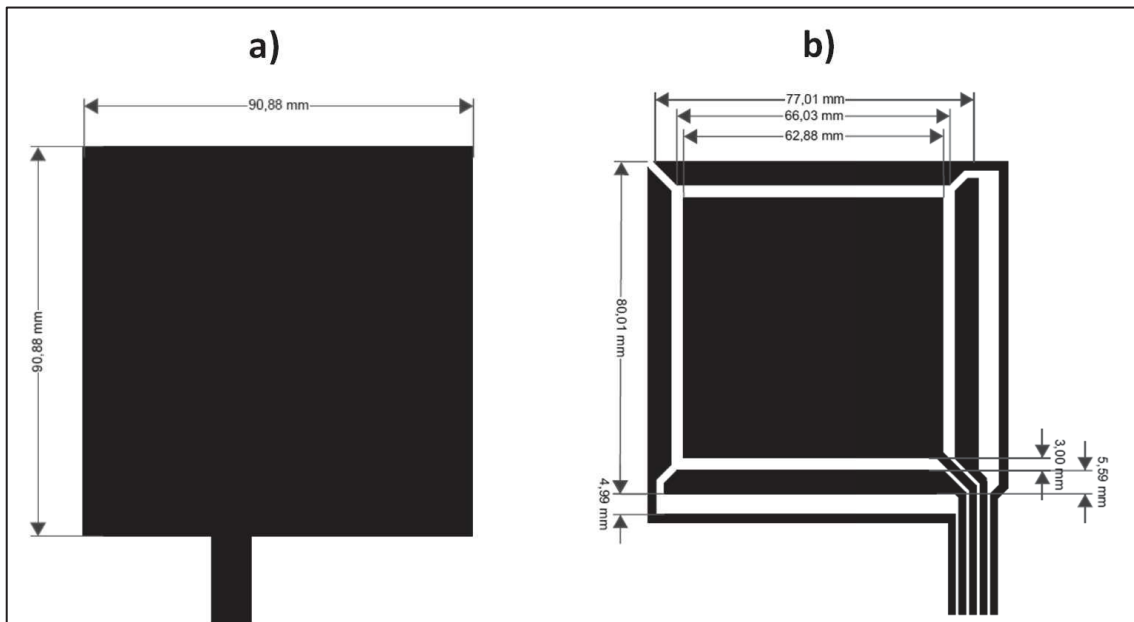


Figura 103. Diseño de sensor reforzado: capa de plano de tierra (a) y electrodos Tx -Rx (b). Fuente: propia.

3.3. Materiales

Las capacidades de los electrodos Rx deben ser del orden de 20 pF según las recomendaciones de Microchip. La elección del dieléctrico es crítica para cumplir este valor de capacidad, se ha realizado un estudio de diferentes tejidos de algodón, poliéster y mixtos con diferentes densidades de tejido, diámetro de hilo y tejido (Tabla 25 y Tabla 26).

La tinta conductora utilizada para la impresión de los electros es la nano-plata DGP-NO de ANP cuyas principales características se muestra en la Tabla 27.

3.4. Fabricación

La pantalla de los conductores es de poliéster de malla 230 (PET 1500 90/230-48 de Sefar). Posteriormente, para transferir el patrón a la pantalla, se utiliza una película UV Dirasol 132 de Fujifilm. El grosor final de la pantalla es de 74 μm . Los patrones se han transferido a la pantalla utilizando una unidad de fuente de luz ultravioleta IC-5000 de BCB. La impresión se ha llevado a cabo utilizando E2XL de EKRA con una rasqueta de dureza Shore de 75°, un ángulo de rasqueta de 60°, un “*snap-off*” de 1 mm, una presión de 3.5 bar y una velocidad de 100 mm/s. Después de la deposición de la tinta, esta se ha curado en un horno de aire FED-115 de BINDER a 130 °C durante 15 min.

El resultado de la impresión serigráfica con tinta de plata sobre el tejido de poliuretano se muestra en la Figura 104.

Tabla 25. Características principales de la telas (I)


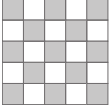

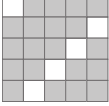




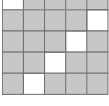

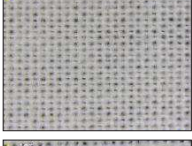
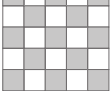
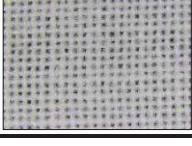
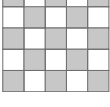
Tela	Fotografía	Material Trama	Material Urdimbre	Ligamento	
Tipo A 100% Poliéster		Poliéster	Poliéster	Tafetán	
Tipo B 100 % algodón		Algodón	Algodón	Sarga	
Tipo C 100 % algodón		Algodón	Algodón	Teletón	
Tipo D Poliuretano		Poliuretano	Poliuretano	No tejido	
Tipo E 100 % algodón		Algodón	Algodón	Sarga	
Tipo F Poliuretano		Poliuretano	Poliuretano	No tejido	
Tipo G 100 % algodón resistente al agua		Algodón	Algodón	Tafetán	
Tipo H 100 % algodón		Algodón	Algodón	Tafetán	

Tabla 26. Características principales de las telas (II).

Tejido	Densidad Trama (hilo/cm) ±5%	Densidad Urdimbre (hilo/cm) ±5%	Densidad Tejido (hilo/cm ²) ±5%	Diámetro Hilo Trama (µm)	Diámetro Hilo Urdimbre (µm)	Espesor (µm)	Gramaje (g/m ²) ±8%
Tipo A	24	38	62	300	300	110±8	112
Tipo B	26	34	60	300	300	470±20	235
Tipo C	10	28	38	400	400	530±10	312
Tipo D	-	-	-	-	-	720±10	184
Tipo E	17	24	41	600	600	760±15	491
Tipo F	-	-	-	-	-	1300±20	152
Tipo G	32	44	76	160	160	130±5	115
Tipo H	44	32	76	220	220	190±2	118

Tabla 27. Características principales de la tinta de plata DGP-NO.

	DGP-NO
Resistividad específica ($\mu\Omega\cdot\text{cm}$)	10 ~ 50
Contenido de sólidos (%)	70 ~ 80
Viscosidad (cps)	50 ~ 150
Temperatura de curado	120 °C ~ 150 °C
Propiedades	Nanopartículas de plata

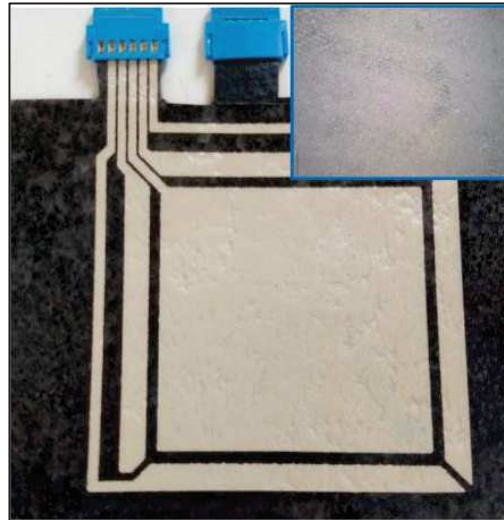


Figura 104. Sensor de gesto impreso. Es la esquina superior derecha se muestra una ampliación de la superficie conductora. Fuente: propia

3.5. Medidas

Las medidas de permitividad relativa se realizan con un medidor BK PRECISION 895 LCR, con los siguientes accesorios de medición: BK PRECISION TL89K1 “*Kelvin Clips Leads*” y un adaptador de prueba dieléctrico Yokogama -Hewlett Packard 16451A. El medidor LCR se configura para medir un nivel de tensión de 1 V, con un promedio de 64 muestras y una tasa de lectura baja (Nivel = 1 V, Promedio = 64, Tiempo de medición = Bajo). El modo de medición es Cp y D (capacitancia en paralelo y tangente de pérdida). Las medidas de capacitancia se tomaron en tres partes diferentes del tejido con un escaneo de 5 frecuencias (0.1 kHz, 1 kHz, 10 kHz, 100 kHz y 1000 kHz). El valor de ϵ_r se obtuvo directamente del valor de Cp (Figura 105). Las telas que presentan una mayor estabilidad con la frecuencia son TA, TF y TD.

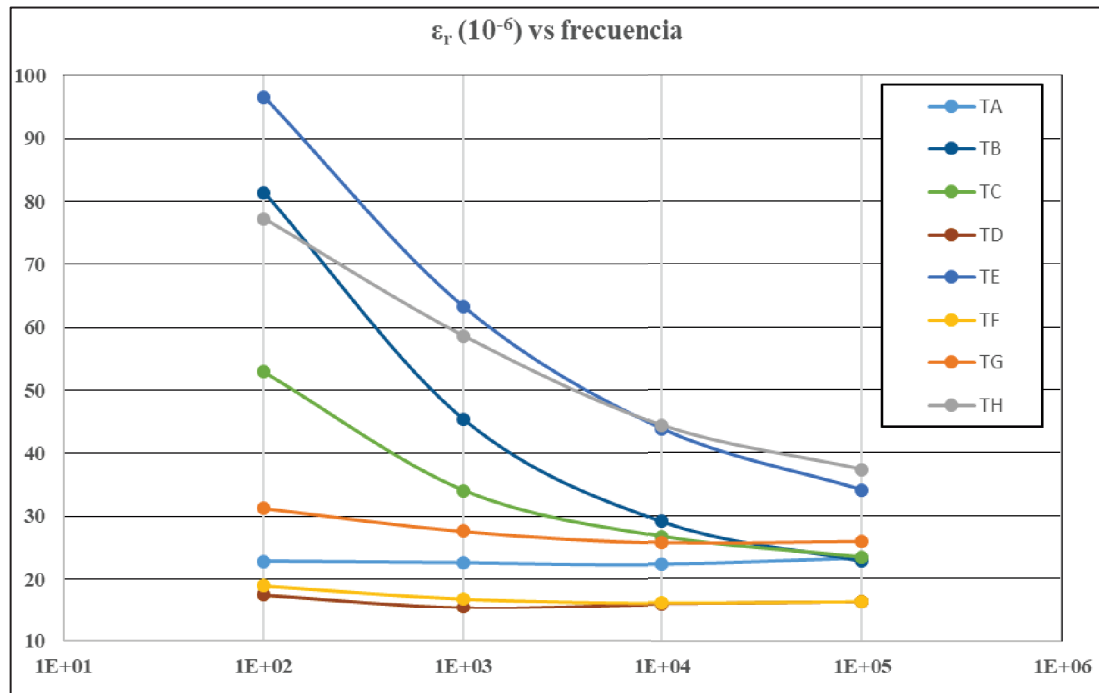


Figura 105. Permitividad relativa de cada una de las telas. Fuente: propia

Los valores de capacidad se miden con el mismo equipo, pero en modo Cp-Rp (capacidad y resistencia en paralelo) y Zd (impedancia y fase). Las medidas de capacitancia se toman en tres partes diferentes del tejido con un barrido de 9 frecuencias (0.1 kHz, 0.5 kHz, 1 kHz, 5 kHz, 10 kHz, 50 kHz, 100 kHz, 500 kHz y 1000 kHz). El MGC3XXX de Microchip puede trabajar a varias frecuencias pero la frecuencia por defecto es la de 10 kHz, la Tabla 28 muestra el valor de las capacidades asociadas para una frecuencia de 10 kHz. Microchip recomienda que las C_{TxRx} y C_{RxGND} tengan un valor entre 10 y 30 pF y la C_{TxGND} no mayor de 1 nF. Las telas que cumplen estas condiciones son la TE y TF. A pesar de que TE presenta unas capacidades menores que la TF, en la impresión se detectan más fallos debido a la rugosidad de la tela, por ello se decide continuar con la TF.

Tabla 28. Valor de las capacidades asociadas (pF) a 10·kHz

TELA	C_{TxRx} (2%+10)				C_{RxGND} (2%+10)				C_{TxGND} (0.2%+10)
	N	S	E	O	N	S	E	O	
TIPO A	178.8	272.2	263.9	196.4	208.7	318.9	396.5	219.1	1856.3
TIPO B	39.7	55.4	53.8	40.7	44.5	66.1	63.8	45.7	335.3
TIPO C	33.3	45.4	44.9	33.85	37.5	54.2	53.6	38.0	252.8
TIPO D	14.2	17.8	17.3	14.5	16.3	21.6	20.7	16.15	92.3
TIPO E	5.23	4.9	4.8	5.2	9.2	9.2	9.1	9.3	10.29
TIPO F	11.7	13.5	13.5	11.6	12.5	16.6	16.0	13.0	56.24
TIPO G	116.3	161.4	156.8	122.5	129.2	187.8	131.8	136.85	1140.9
TIPO H	159.9	221.2	215.9	161.5	177.2	256.7	250.0	179.2	1560.3

Considerando estos estudios se puede establecer como mejor tela para realizar el prototipo la tela F. En la Figura 106, Figura 107, Figura 108 y Figura 109 se muestran los resultados de Rp, Cp, módulo de la impedancia y fase de dicha tela. En la frecuencia típica de trabajo de 10 kHz la Rp tiene un valor de unos 40 kΩ, la Cp se mantiene por debajo de los 10 pF, la impedancia unos 1.6 kΩ y la fase próxima a 90°.

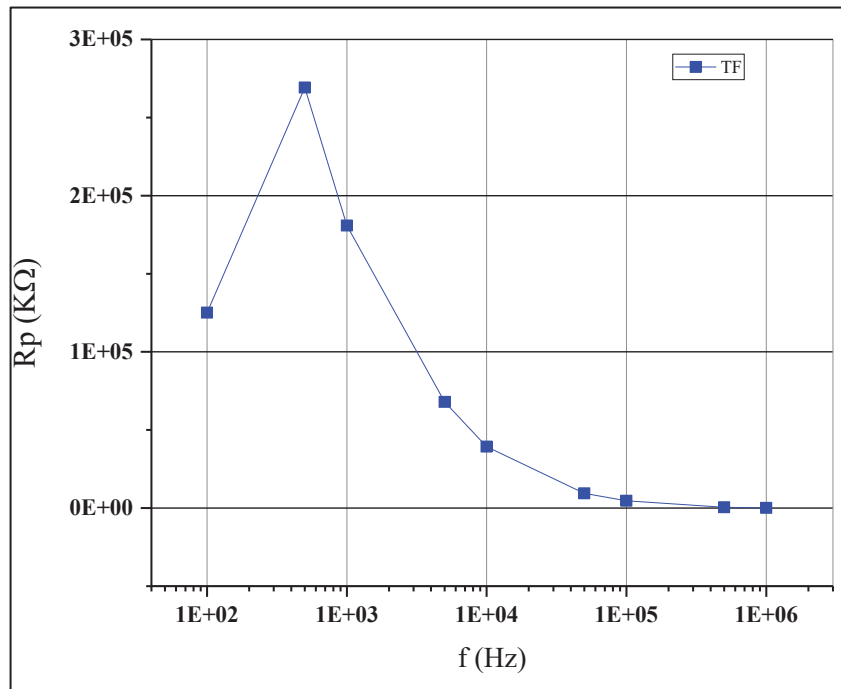


Figura 106. Rp de la tela TF. Fuente: propia

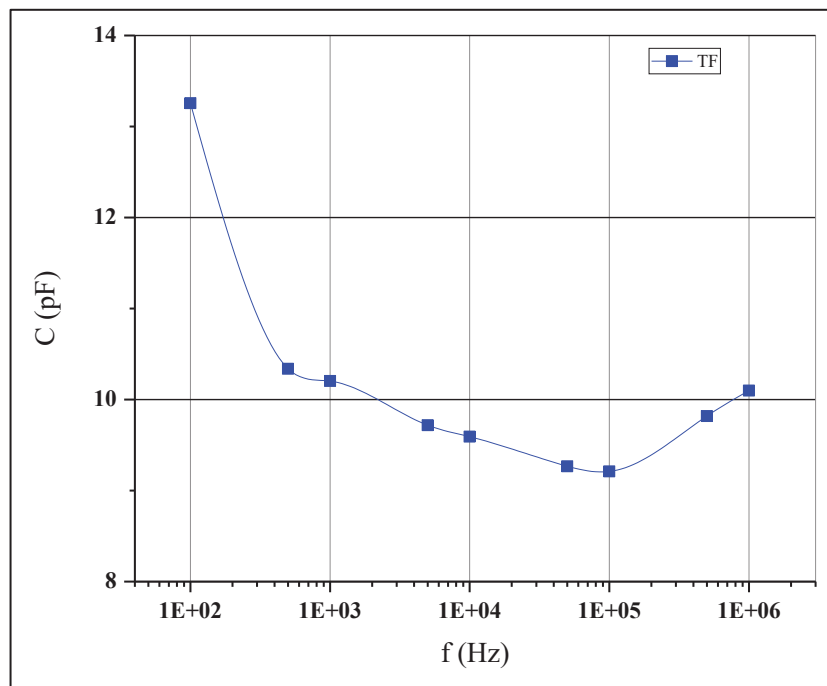


Figura 107. Cp de la tela TF. Fuente: propia

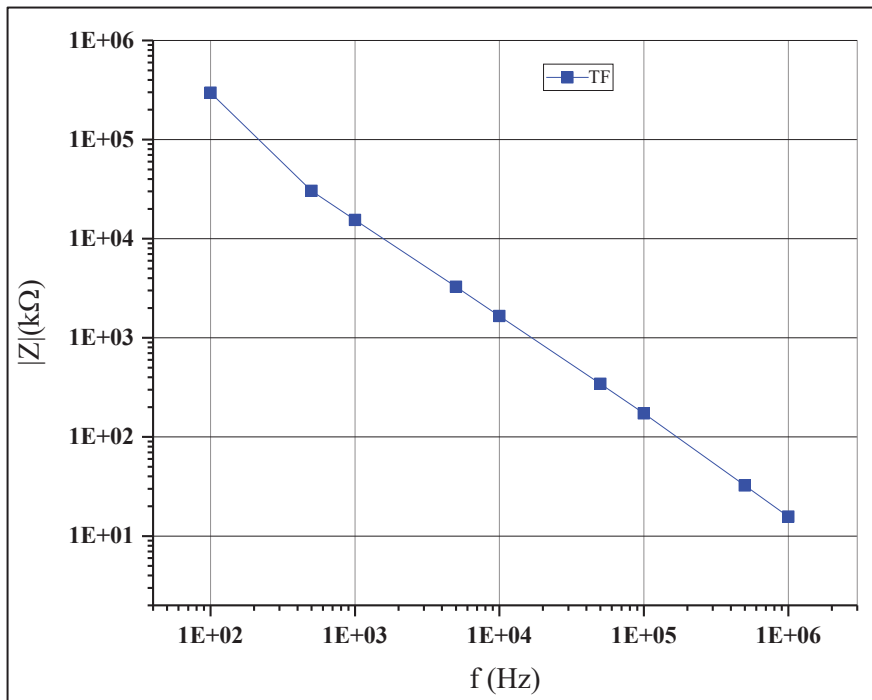


Figura 108. Impedancia de la tela TF. Fuente: propia

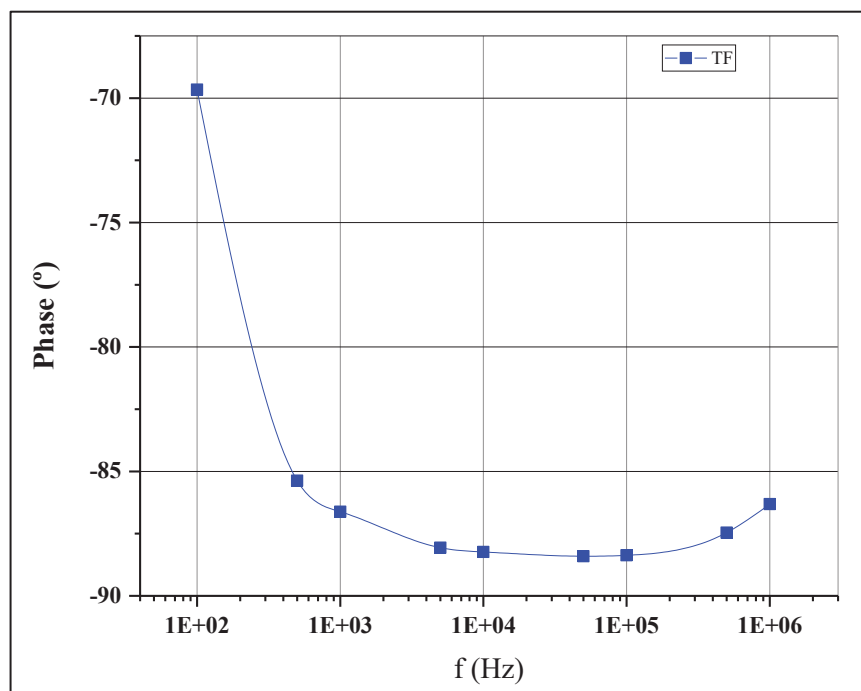


Figura 109. Fase de la tela TF. Fuente: propia

La sensibilidad se midió con un software proporcionado por Microchip, la interfaz gráfica de usuario de AUREA. La sensibilidad permite caracterizar los sensores, siendo, quizás, el parámetro más importante de estos sensores. Microchip [41] proporciona una "mano artificial", un cubo de espuma de poliestireno ($\epsilon_r \approx 1$) de 40 x 40 x 70 mm cubierto con una lámina de cobre adhesiva (Figura 110). Este bloque debe estar conectado a tierra para simular las condiciones del cuerpo humano. Para determinar la sensibilidad a diferentes

alturas de la superficie del sensor, el bloque se coloca sobre bloques de espuma de poliestireno (sin cubierta de cobre) de diferentes espesores (1, 2, etc. cm).

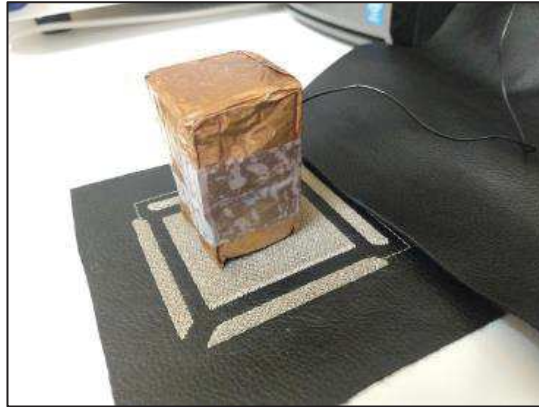


Figura 110. “Mano artificial” proporcionada por Microchip fabricada con poliestireno recubierto de cobre y conectado a tierra. Fuente: propia

La Figura 111 muestra una representación de la sensibilidad en términos de la desviación de la señal del electrodo norte. Microchip hace referencia a la desviación de señal obtenida en MGC3XXX con respecto a la distancia de la mano en comparación con el ancho de los electrodos Rx. Se observa que tiene una buena sensibilidad hasta los 8 cm de distancia a la superficie del sensor según los parámetros de Microchip.

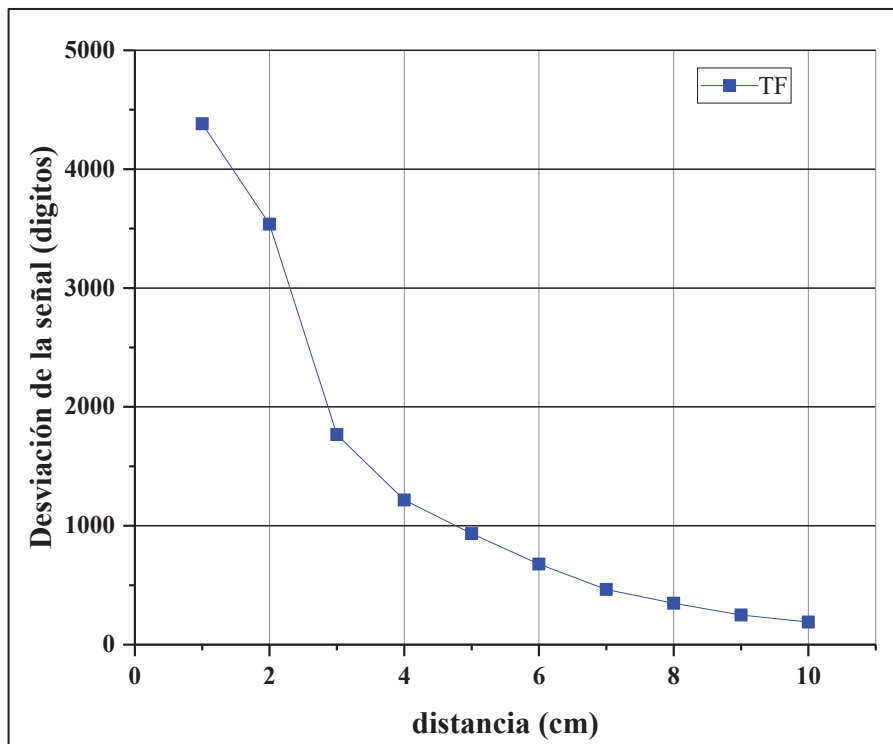


Figura 111. Desviación de la señal en función de la distancia de la mano a la superficie del sensor. Fuente: propia.

La Figura 112, Figura 113 y Figura 114 muestran la sensibilidad de cada uno de los electrodos en función de la distancia al eje X de oeste a este, para una altura de 0 cm, 3 cm y 5 cm, respectivamente. En esta dirección oeste a este, se observa como los correspondientes electrodos disminuyen y aumentan su sensibilidad conforme avanza el movimiento, permaneciendo estables el norte y sur; el central también observa un

aumento de la sensibilidad cuando la mano pasa por el 0. Estos valores disminuyen conforme aumenta la distancia a la superficie del sensor.

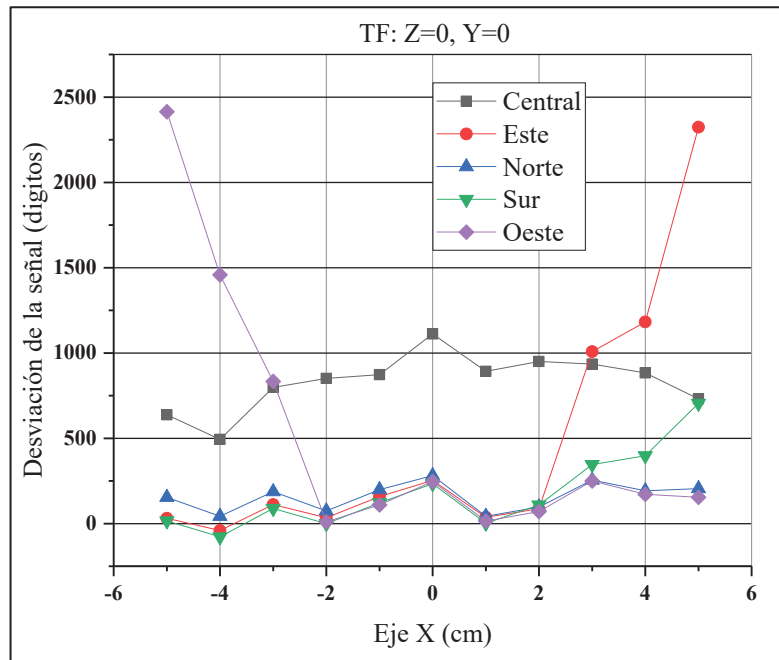


Figura 112. Desviación de la señal en función de la distancia de la mano a la superficie del sensor. Fuente: propia

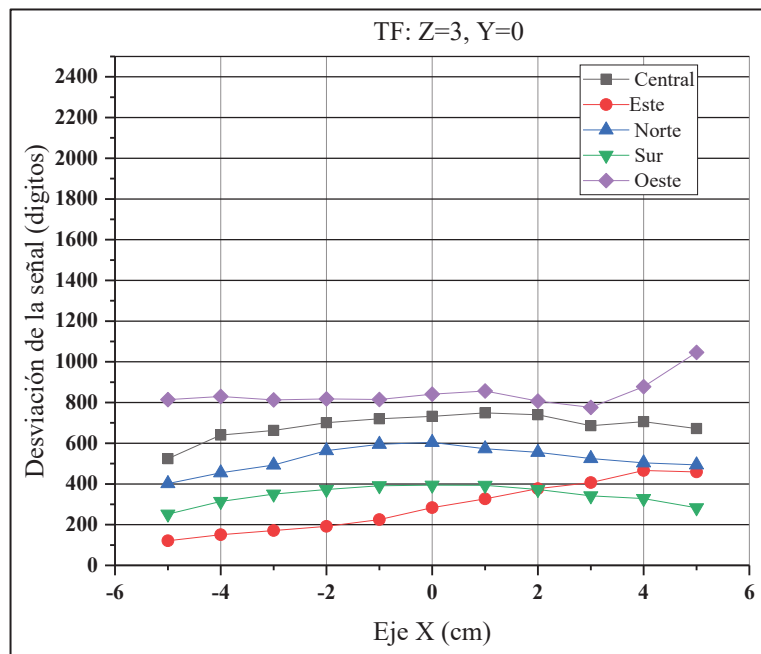


Figura 113. Desviación de la señal en función de la distancia de la mano a la superficie del sensor. Fuente: propia

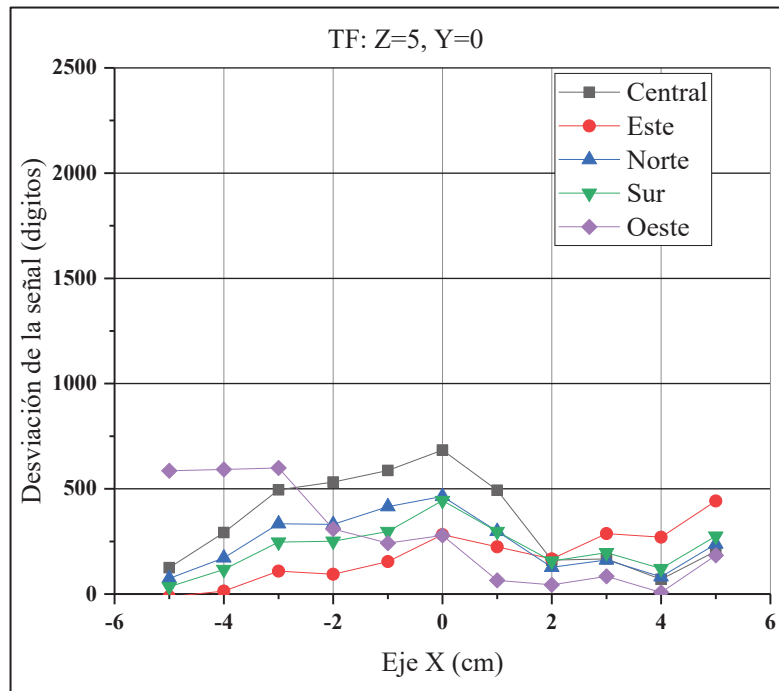


Figura 114. Desviación de la señal en función de la distancia de la mano a la superficie del sensor. Fuente: propia.

En las siguientes figuras se muestra las comprobaciones físicas con el sensor y el programa AUREA de Microchip (Figura 115).

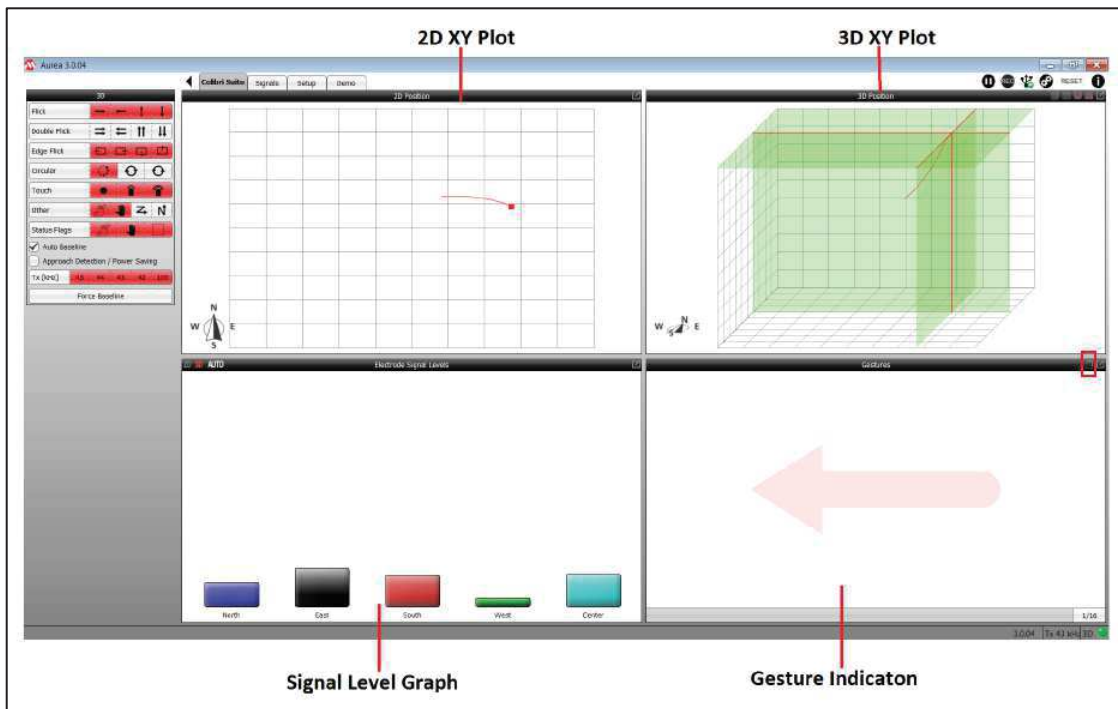


Figura 115. Pantalla de trabajo de AUREA. Fuente: Microchip.

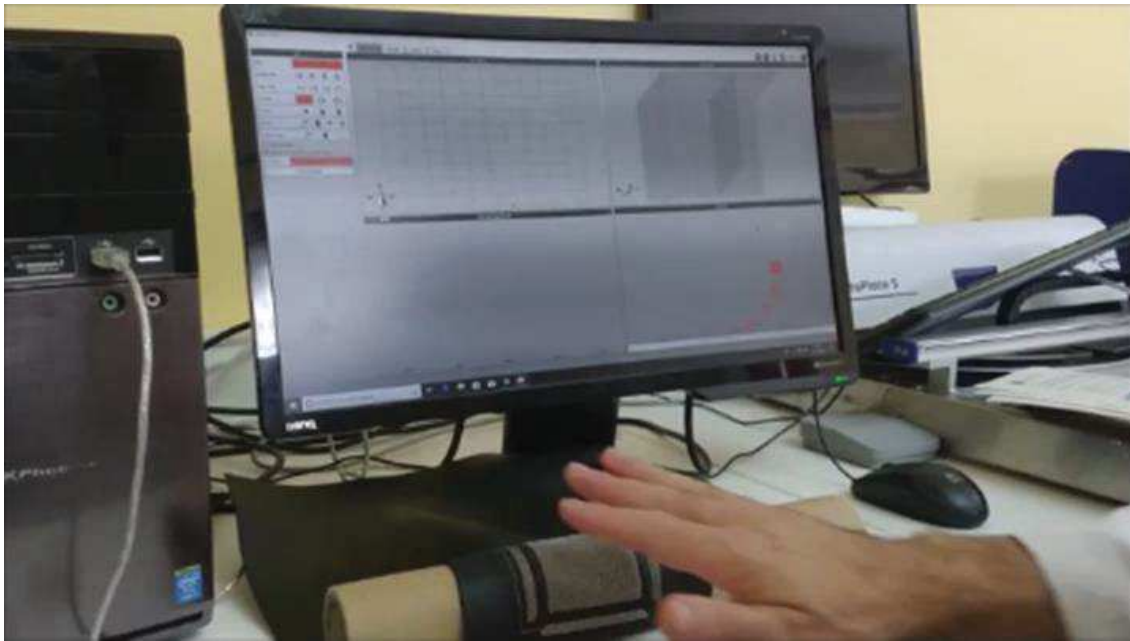


Figura 116. Acercamiento, el programa aun no detecta la mano porque está fuera de rango. Fuente: propia.

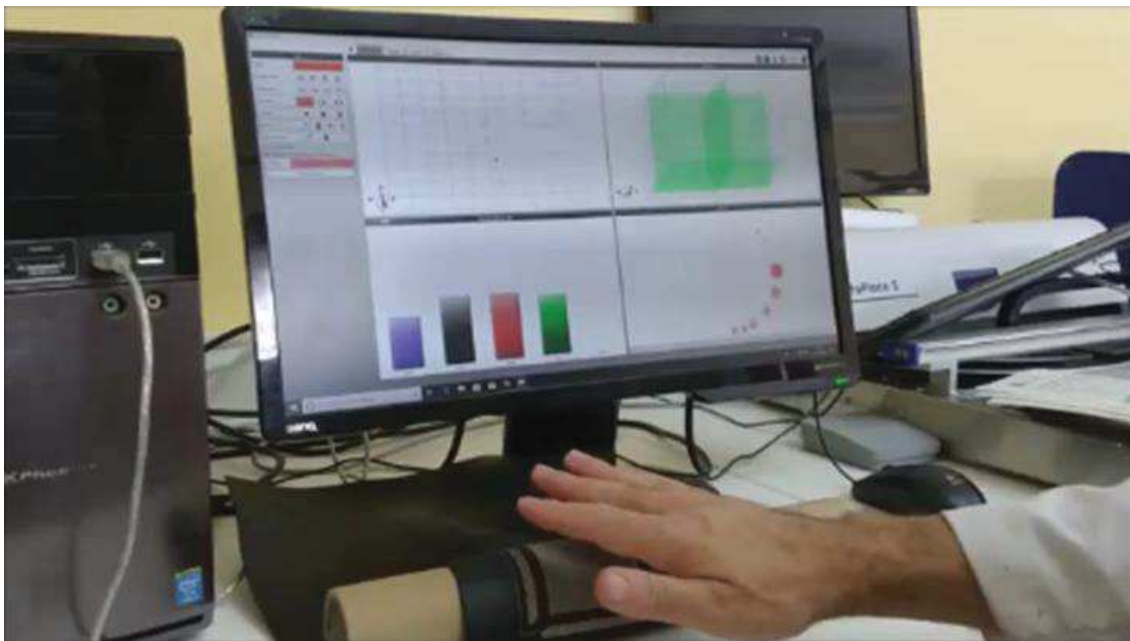


Figura 117. Acercamiento, el programa detecta la mano e indica con las columnas de colores cual es la sensibilidad de cada uno de los electrodos. En la parte superior izquierda se observará la posición en los ejes X-Y, y a su derecha la posición tridimensional. Fuente: propia.

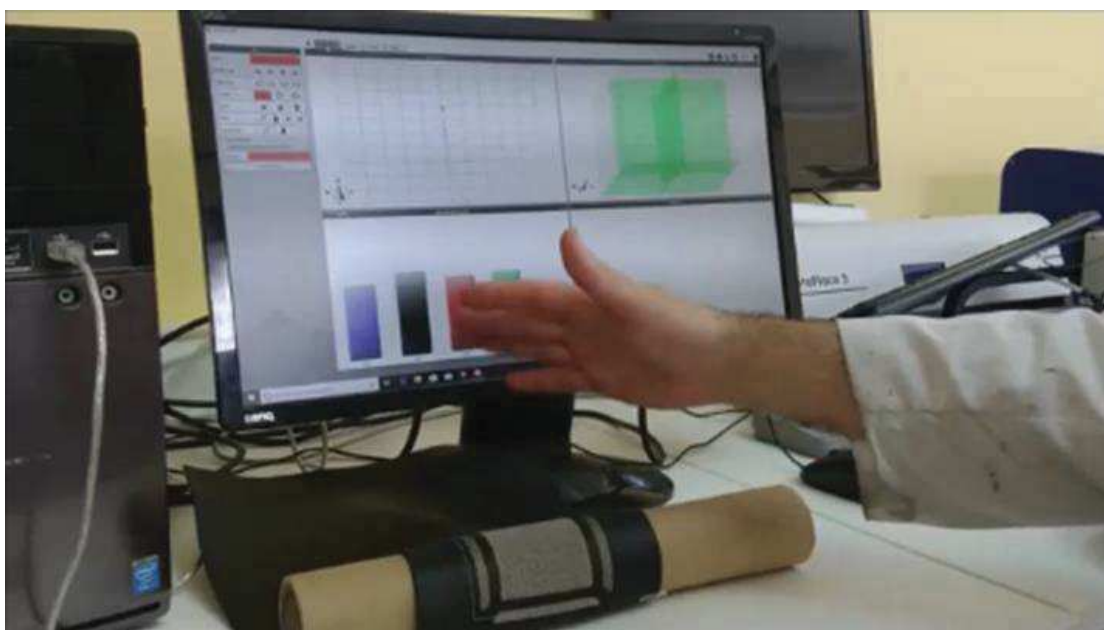


Figura 118. Inicio del movimiento Norte-Sur. Fuente: propia.

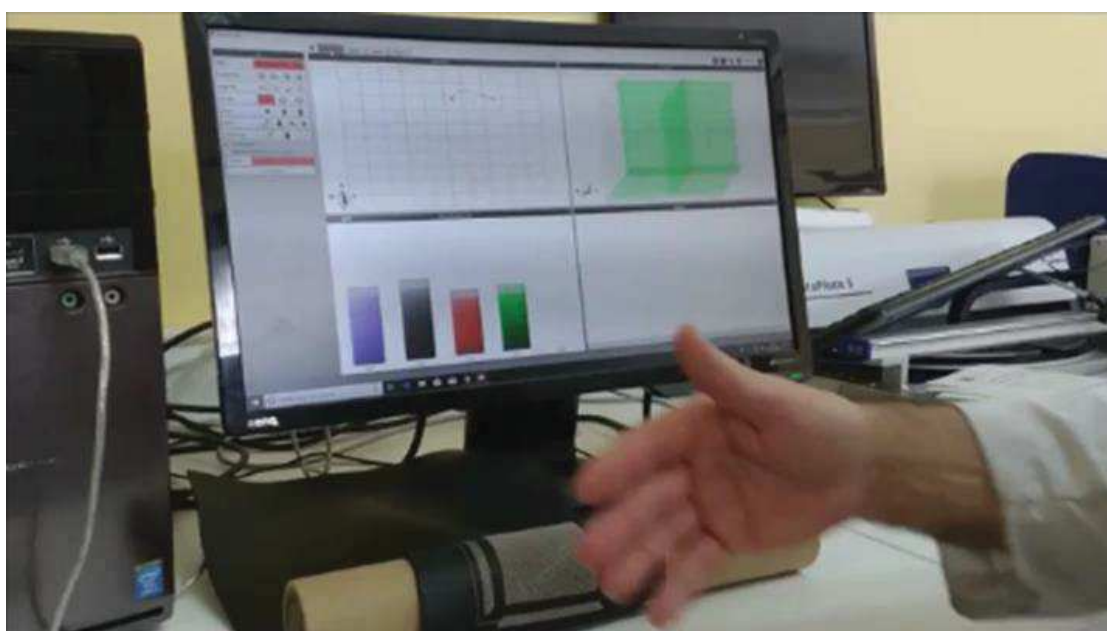


Figura 119. Fin del movimiento Norte-Sur. Fuente: propia.

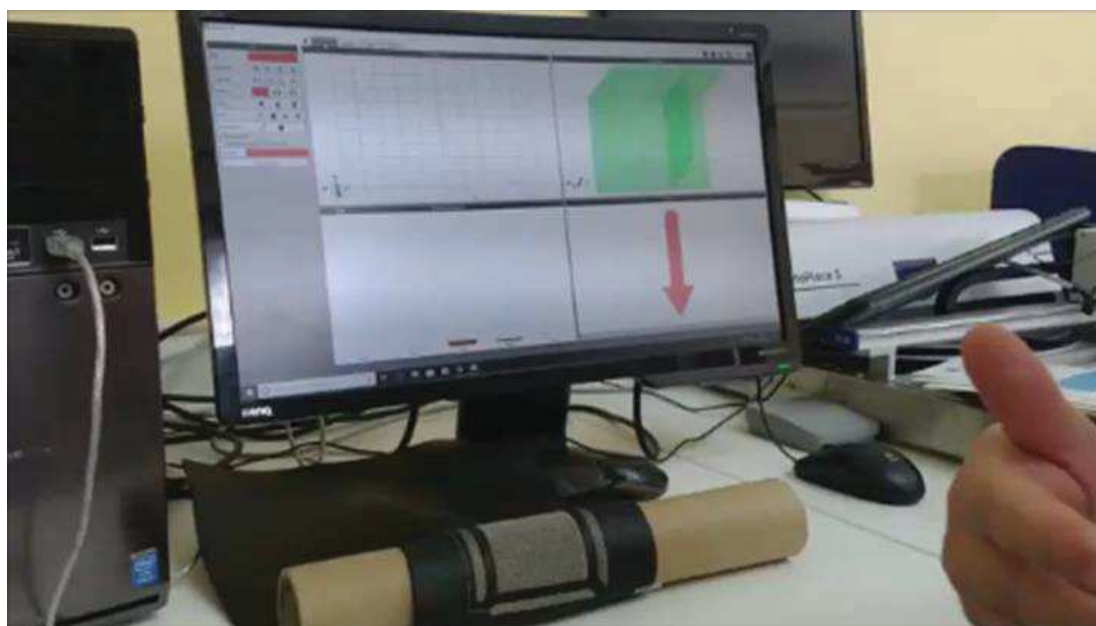


Figura 120. El programa confirma con una flecha roja la dirección Norte-Sur. Fuente: propia.



Figura 121. Inicio del movimiento Oeste-Este. Fuente: propia.

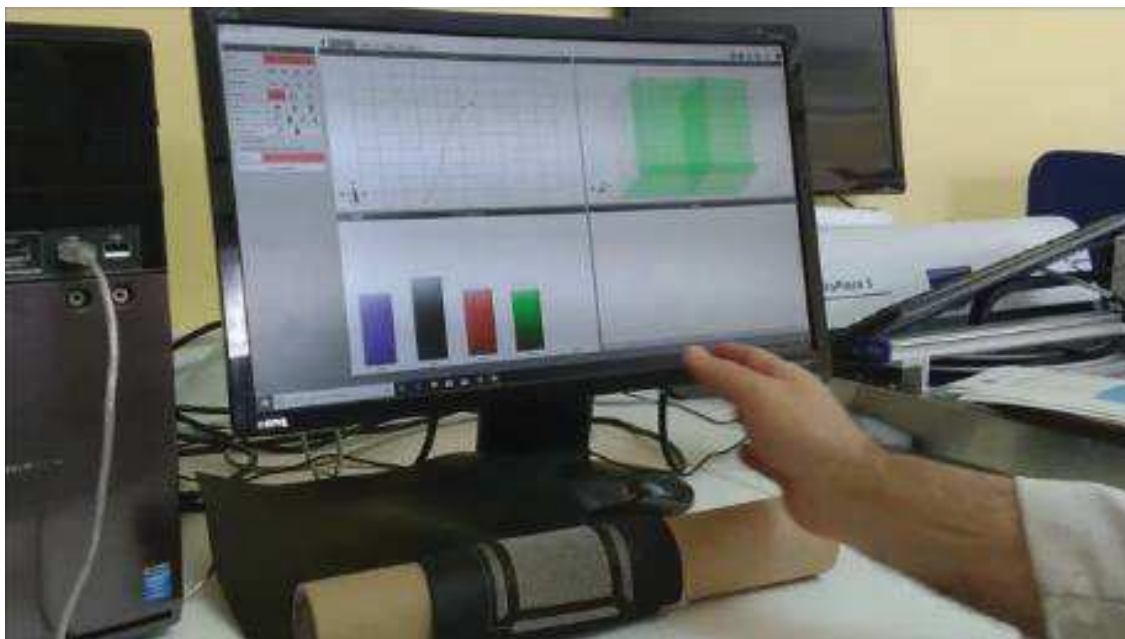


Figura 122. Fin del movimiento Oeste-Este. Fuente: propia.

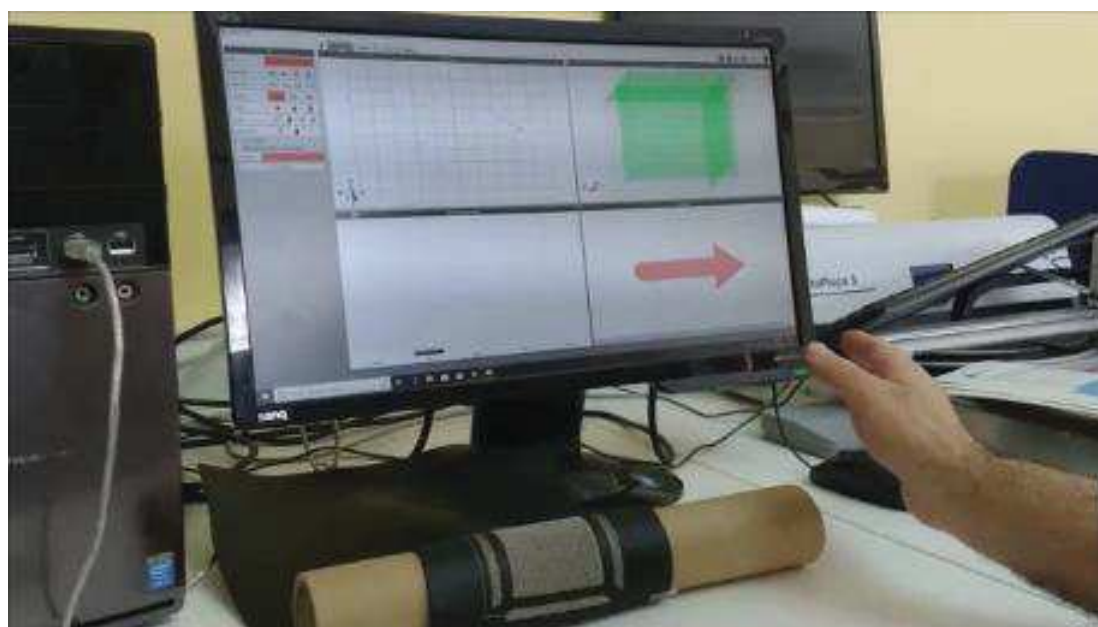


Figura 123. El programa confirma con una flecha roja la dirección Oeste-Este. Fuente: propia.

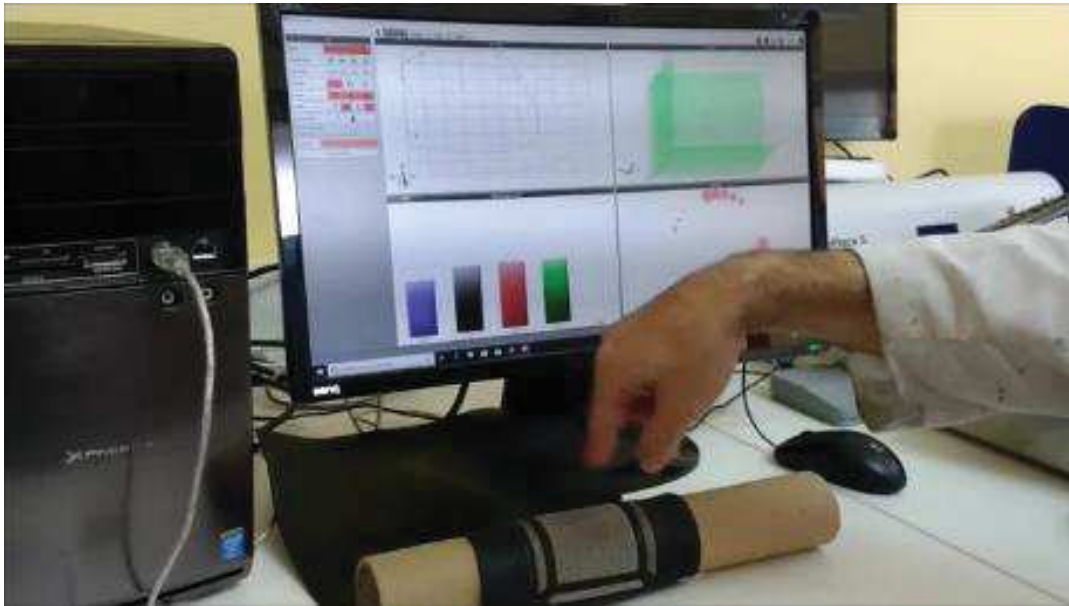


Figura 124. Inicio del movimiento circular, el círculo de puntos rojos del cuadro de abajo a la derecha indica la dirección y velocidad del movimiento. Fuente: propia.

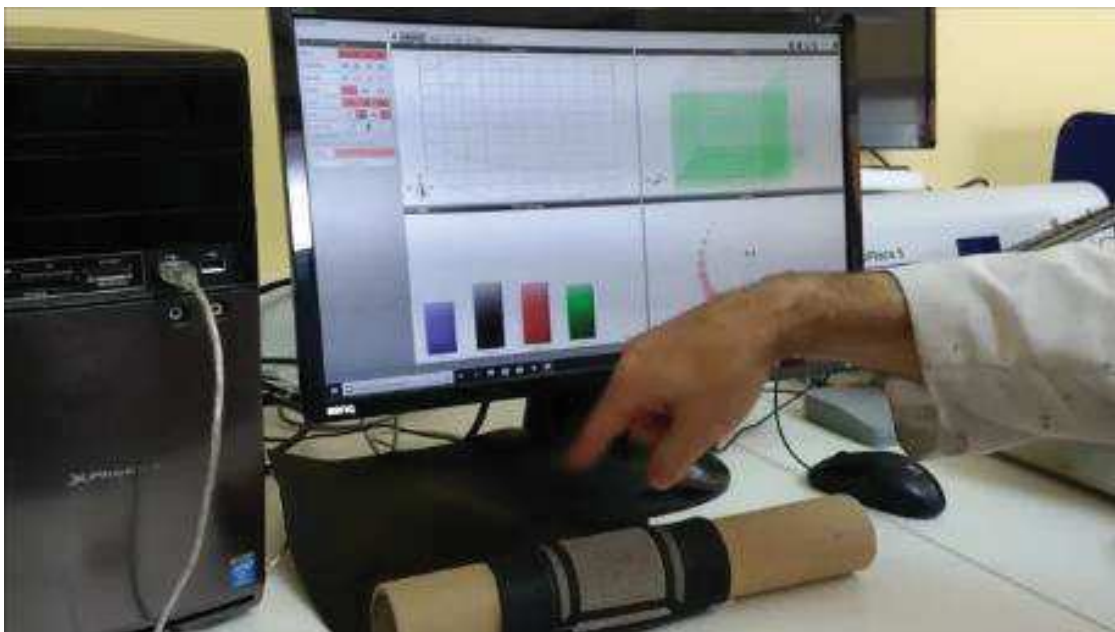


Figura 125. Continuación del movimiento circular, el círculo de puntos rojos del cuadro de abajo a la derecha indica la dirección y velocidad del movimiento. Fuente: propia.

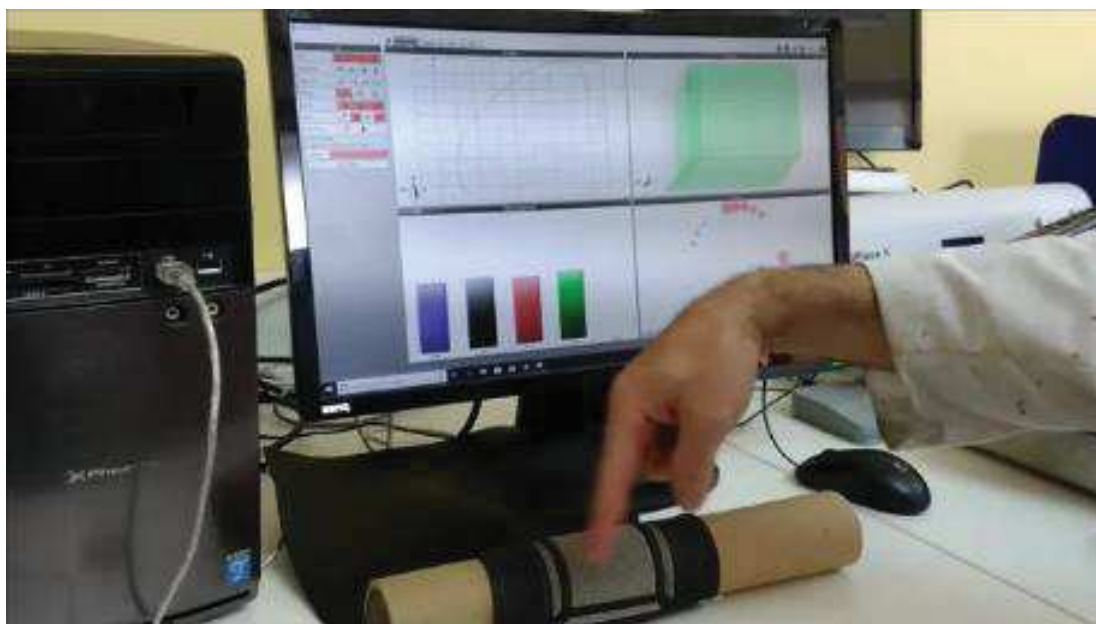


Figura 126. Fin del movimiento circular, el círculo de puntos rojos del cuadro de abajo a la derecha indica la dirección y velocidad del movimiento. Fuente: propia.



Figura 127. Inicio del mano agitándose. Fuente: propia.



Figura 128. El programa confirma con una mano roja agitándose. Fuente: propia.

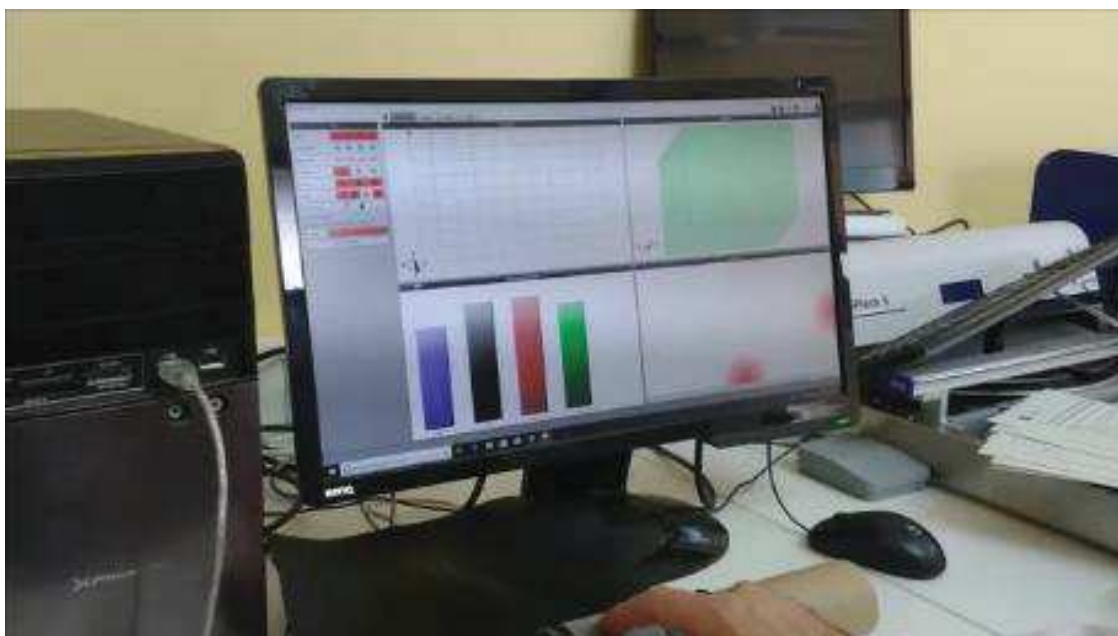


Figura 129. Inicio pulsación. Fuente: propia.



Figura 130. El programa confirma con un dedo rojo si ha habido 1 o 2 pulsaciones como en este ejemplo.
Fuente: propia.

3.6. Conclusiones

Se ha desarrollado un sensor de reconocimiento de gestos 3D textil en base al diseño del sensor 3D GestIC® de Microchip. El parámetro base del diseño de este sensor es la capacidad entre los electrodos de transmisión y recepción. El valor de esta capacidad depende fundamentalmente del espesor del sustrato y de su permitividad relativa. Por tanto, la clave del diseño ha sido buscar los materiales textiles que tengan una permitividad relativa y un espesor adecuado. Pero no siempre el mejor material textil es el mejor material para ser utilizado con la tecnología serigrafiada, debido a los problemas que conlleva la impresión de tintas con características eléctricas mediante dicha tecnología. Por ello, gran parte de la investigación ha consistido en probar diferentes tejidos, compuestos por diferentes materiales y, por tanto, con diferente espesor y permitividad relativa, pero también con diferente comportamiento frente a las tintas de plata y dieléctricas. Se han testado 8 sustratos fabricados con algodón, poliéster y poliuretano, con distintas densidades, gramajes y diámetros de hilo. El tejido óptimo ha resultado ser un textil no tejido de poliuretano, con una C_{TxRx} media de 12 nF, una C_{RxGND} de 14 nF y una C_{TxGND} de 56 nF. Las características obtenidas fueron mejores que el diseño de PCB de Microchip y con la ventaja adicional de su flexibilidad.

Los controladores usados de Microchip (MGC3XXX) incorporan un procedimiento de calibración que permite que el controlador se ajuste a la señal base de acuerdo con el ángulo de flexión. Esta característica maximiza la ventaja de usar un sensor flexible.

En conclusión, se ha desarrollado un sensor de gestos 3D basado en tecnologías de variación de campo eléctrico para ser utilizado con sustratos textiles utilizando una

técnica de impresión de bajo costo y común en la industria textil: la serigrafía. El sistema funciona tanto en superficies planas como curvas, lo que permite su uso en múltiples áreas: confección, automoción, sanidad, etc.. La sensibilidad es la correcta y se reconocen los gestos en la aplicación Aurea de Microchip.

4. Referencias

- [1] J. Meyer, B. Arnrich, J. Schumm, G. Tröster, and S. Member, “Design and Modeling of a Textile Pressure Sensor for Sitting Posture Classification,” *IEEE Sens. J.*, vol. 10, no. 8, 2010.
- [2] R. Aigner, A. Pointner, T. Preindl, P. Parzer, and M. Haller, “Embroidered Resistive Pressure Sensors: A Novel Approach for Textile Interfaces,” *Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - Proc.*, 2020.
- [3] C. diNatales, “Sensors And Microsystems, Proceedings Of The 7th Italian Conference - Google Libros.” [Online]. Available: https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=bLvUCgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR9&dq=Sensors+and+Microsystems:+Proceedings+of+the+7th+Italian+Conference+2002&ots=GyDhN1aAcS&sig=6XfsLgX3WSdh-Wdptyg5c_1B5ow#v=onepage&q=Sensors+and+Microsystems%3A+Proceedings+of+the+7th+Italian+Conference+2002&f=false. [Accessed: 16-Sep-2021].
- [4] J.-S. Roh, “Conductive Yarn Embroidered Circuits for System on Textiles,” *Wearable Technol.*, 2018.
- [5] M. Rothmaier, M. P. Luong, and F. Clemens, “Textile Pressure Sensor Made of Flexible Plastic Optical Fibers,” *Sensors*, vol. 8, pp. 4318–4329, 2008.
- [6] G. Kim, C. C. Vu, and J. Kim, “Single-Layer Pressure Textile Sensors with Woven Conductive Yarn Circuit.”
- [7] S. Takamatsu, T. Kobayashi, N. Shibayama, K. Miyake, and T. Itoh, “Fabric pressure sensor array fabricated with die-coating and weaving techniques,” *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 184, pp. 57–63, Sep. 2012.
- [8] F. Pizarro, P. Villavicencio, D. Yunge Id, M. R. Id, G. Hermosilla, and A. Leiva, “Easy-to-Build Textile Pressure Sensor.”
- [9] J. Cheng, M. Sundholm, B. Zhou, M. Hirsch, and P. Lukowicz, “Smart-surface: Large scale textile pressure sensors arrays for activity recognition,” *Pervasive Mob. Comput.*, vol. 30, pp. 97–112, Aug. 2016.
- [10] L. Viry *et al.*, “Flexible Three-Axial Force Sensor for Soft and Highly Sensitive Artificial Touch,” *Adv. Mater.*, vol. 26, pp. 2659–2664, 2014.
- [11] Y. Zhou *et al.*, “Highly sensitive, self-powered and wearable electronic skin based on pressure-sensitive nanofiber woven fabric sensor OPEN.”
- [12] M. Abdullah al Rumon and H. Shahariar, “Fabrication of interdigitated capacitor on fabric as tactile sensor,” *Sensors Int.*, vol. 2, p. 100086, Jan. 2021.
- [13] N. Baribina, A. Oks, I. Baltina, and P. Eizentals, “Comparative analysis of knitted pressure sensors,” *Eng. Rural Dev.*, vol. 17, no. June, pp. 1599–1604, 2018.

- [14] J. Xie, Y. Jia, and M. Miao, “High sensitivity knitted fabric bi-directional pressure sensor based on conductive blended yarn,” 2019.
- [15] Y. Li, X. Miao, L. Niu, G. Jiang, and P. Ma, “Human Motion Recognition of Knitted Flexible Sensor in Walking Cycle,” 2019.
- [16] L. Capineri, “Resistive Sensors with Smart Textiles for Wearable Technology: From Fabrication Processes to Integration with Electronics,” *Procedia Eng.*, vol. 87, pp. 724–727, Jan. 2014.
- [17] Y. Li, R. Torah, S. Beeby, and J. Tudor, *An all-inkjet printed flexible capacitor on a textile using a new poly(4-vinylphenol) dielectric ink for wearable applications*. 2012.
- [18] R. Cao *et al.*, “Screen-Printed Washable Electronic Textiles as Self-Powered Touch/Gesture Tribo-Sensors for Intelligent Human-Machine Interaction,” *ACS Nano*, vol. 12, no. 6, 2018.
- [19] P. Parzer *et al.*, “RESi: A Highly Flexible, Pressure-Sensitive, Imperceptible Textile Interface Based on Resistive Yarns.”
- [20] S. Kumar Kirthika, G. Ponraj, and H. Ren, “Fabrication and Comparative Study on Sensing Characteristics of Soft Textile-Layered Tactile Sensors,” vol. 1, no. 3, 2017.
- [21] M. Baima and T. L. Andrew, “Fluoropolymer-Wrapped Conductive Threads for Textile Touch Sensors Operating via the Triboelectric Effect,” 2018.
- [22] Y. Zhang, Z. Lin, X. Huang, X. You, J. Ye, and H. Wu, “A Large-Area, Stretchable, Textile-Based Tactile Sensor,” 2020.
- [23] H. Wang, M. Totaro, and L. Beccai, *Development of Fully Shielded Soft Inductive Tactile Sensors*. .
- [24] P. S. Das, M. F. Hossain, and J. Y. Park, “Chemically reduced graphene oxide-based dry electrodes as touch sensor for electrocardiograph measurement,” *Microelectron. Eng.*, vol. 180, pp. 45–51, Aug. 2017.
- [25] H. J. Yang, J. Y. Lee, and W.-R. Yu, “Carbon nanotube fiber assemblies with braided insulation layers for washable capacitive textile touch sensors,” 2020.
- [26] K. Qi *et al.*, “Core-sheath nanofiber yarn for textile pressure sensor with high pressure sensitivity and spatial tactile acuity,” *J. Colloid Interface Sci.*, vol. 561, pp. 93–103, Mar. 2020.
- [27] F. Alaimo, H. R. Nejad, A. Sadeqi, D. Demarchi, and S. Sonkusale, *Wearable Flexible Touch Interface Using Smart Threads; Wearable Flexible Touch Interface Using Smart Threads*. 2018.
- [28] S. Y. Kim, E. Jee, J. S. Kim, and D. H. Kim, “Conformable and ionic textiles using sheath-core carbon nanotube microyarns for highly sensitive and reliable pressure sensors †,” 2017.
- [29] P. S. Das and J. Y. Park, “A flexible touch sensor based on conductive elastomer for biopotential monitoring applications,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 33, pp. 72–82, Mar. 2017.

- [30] S. Ghosh *et al.*, “A Multifunctional Smart Textile Derived from Merino Wool/Nylon Polymer Nanocomposites as Next Generation Microwave Absorber and Soft Touch Sensor,” *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 12, no. 15, pp. 17988–18001, Apr. 2020.
- [31] J. Tan, Z. Bai, L. Ge, L. Shao, and A. Chen, “Design and fabrication of touch-sensitive polymeric optical fibre (POF) fabric,” <https://doi.org/10.1080/00405000.2019.1606379>, vol. 110, no. 11, pp. 1529–1537, Nov. 2019.
- [32] M. Tessarolo *et al.*, “Adaptable pressure textile sensors based on a conductive polymer,” *Flex. Print. Electron.*, vol. 3, no. 3, p. 034001, Jul. 2018.
- [33] L. Sun, S. Jiang, Y. Xiao, and W. Zhang, “Realization of flexible pressure sensor based on conductive polymer composite via using electrical impedance tomography,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 29, no. 5, p. 055004, Mar. 2020.
- [34] A. Nelson, S. McCombe Waller, R. Robucci, C. Patel, and N. Banerjee, “Evaluating touchless capacitive gesture recognition as an assistive device for upper extremity mobility impairment,” *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.*, vol. 5, p. 205566831876206, Jan. 2018.
- [35] J. Cheng, D. Bannach, and P. Lukowicz, “On body capacitive sensing for a simple touchless user interface,” *Proc. 5th Int. Work. Wearable Implant. Body Sens. Networks, BSN2008, conjunction with 5th Int. Summer Sch. Symp. Med. Devices Biosensors, ISSS-MDBS 2008*, pp. 113–116, 2008.
- [36] A. Nelson, G. Singh, R. Robucci, C. Patel, and N. Banerjee, “Adaptive and Personalized Gesture Recognition Using Textile Capacitive Sensor Arrays; Adaptive and Personalized Gesture Recognition Using Textile Capacitive Sensor Arrays,” *IEEE Trans. Multi-Scale Comput. Syst.*, vol. 1, 2015.
- [37] G. Singh, A. Nelson, R. Robucci, C. Patel, and N. Banerjee, *Inviz: Low-power personalized gesture recognition using wearable textile capacitive sensor arrays; Inviz: Low-power personalized gesture recognition using wearable textile capacitive sensor arrays*. 2015.
- [38] H. Akhtar, Q. Kema, and R. Kakarala, “A review of sensing technologies for small and large-scale touch panels,” <https://doi.org/10.1117/12.2270631>, vol. 10449, pp. 209–221, Jun. 2017.
- [39] Microchip, “Microchip, GestIC® Design Guide, DS40001716C,” 2016.
- [40] J. Ferri, J. V. Lidón-Roger, J. Moreno, G. Martinez, and E. Garcia-Breiño, “A wearable textile 2D touchpad sensor based on screen-printing technology,” *Materials (Basel)*, vol. 10, no. 12, 2017.
- [41] Microchip, “Microchip, Aurea Graphical User Interface User’s Guide, DS40001681D,” 2015.

ÍNDICE

Capítulo 4:

Influencia de los elementos constructivos sobre los sensores hápticos capacitivos en textiles 183

1. Introducción..... 183

 1.1. Desarrollo del estudio..... 186

 1.2. Diseño y fabricación..... 190

 1.3. Medidas..... 191

 1.4. Resultados..... 192

 1.4.1. Estudio de las tintas conductoras sobre tejidos..... 192

 1.4.2. Estudio de las tintas dieléctricas sobre tejidos 208

 1.4.3. Estudio de las películas de poliuretanos sobre tejidos 211

 1.4.4. Estudio de las tintas dieléctricas sobre tejidos..... 213

2. Conclusiones..... 220

3. Referencias..... 221

Capítulo 4

Influencia de los elementos constructivos sobre los sensores hápticos capacitivos en textiles

1. Introducción.

Los textiles inteligentes son tejidos que pueden detectar o reaccionar ante el entorno externo, produciendo una respuesta útil y diseñada [1]–[3]. Uno de los principales desafíos que deben superar los textiles inteligentes es mantener las propiedades centrales de los textiles, como comodidad, adaptabilidad, flexibilidad y ligereza al mismo tiempo. Si estas características se mantienen, junto con la funcionalidad inteligente, los textiles inteligentes se pueden usar en diversas aplicaciones. Salud [4], [5], deportes [6], industria militar [7] o juegos [8], [9] son algunos de los campos donde se pueden emplear textiles inteligentes.

Cuando los textiles se combinan con la electrónica, se denominan textiles electrónicos (e-textiles). En general, los textiles electrónicos consisten en sensores, una unidad de procesamiento de datos y, opcionalmente, actuadores. Los sensores son los elementos esenciales de los textiles electrónicos. Por lo general, están incrustados en la tela. La unidad de procesamiento de datos generalmente se implementa con microcontroladores. El microcontrolador se selecciona según los parámetros a medir o las funcionalidades a controlar. En cuanto a los actuadores, se pueden encontrar varios tipos. Algunos de ellos incluyen materiales que cambian de color cuando cambia la temperatura [10], vibradores que responden a estímulos externos [11], [12] o pantallas electroluminiscentes [13], [14].

Se pueden encontrar dos tecnologías de detección principales en los textiles electrónicos. El primero usa sensores resistivos. Se basa en la medición de la variación de la resistencia eléctrica de una estructura conductora. Se ha aplicado con éxito para medir la presión [15], la respiración [16] o la temperatura [17]. La segunda tecnología emplea sensores capacitivos, basándose en la medición de la capacitancia de las estructuras de los electrodos que conforman los condensadores. Las aplicaciones como la medición de humedad [18], la electromiografía [19] o los sensores táctiles [20] utilizan sensores

capacitivos. Esta última tecnología ofrece algunas ventajas, como una alta linealidad, baja histéresis y un tiempo de respuesta rápido, lo que permite su uso en aplicaciones de la vida real [21].

Este capítulo se enfoca en sensores capacitivos para implementar aplicaciones de detección táctil basadas en textiles. Estos sensores se basan en dos tecnologías: tecnología capacitiva de superficie [22] y tecnología capacitiva proyectada [20]. La tecnología capacitiva de superficie se basa en un sensor táctil que tiene un recubrimiento conductor en la superficie frontal con cables conectados a cada esquina. Cuando se toca el sensor, una pequeña corriente fluye hacia ese punto, causando una caída de voltaje que se detecta en las esquinas que determinan la posición. Por otro lado, la tecnología capacitiva proyectada se basa en una matriz de condensadores dispuestos en columnas y filas que el microcontrolador lee o escanea periódicamente. Cuando un dedo interactúa con el sensor, el microcontrolador detecta el punto tocado debido a la reducción de la capacitancia.

La tecnología capacitiva proyectada se considera la tecnología más popular para sensores táctiles. Permite una mayor resolución y características que los hacen ideales para aplicaciones industriales o al aire libre [23]. Existen dos tipos de técnicas de adquisición de señal de detección táctil utilizadas en la tecnología capacitiva proyectada, mutua capacitiva y auto-capacitiva. En los sistemas capacitivos mutuos, el dedo del usuario modifica el campo entre los dos electrodos y reduce el acoplamiento capacitivo entre los electrodos. Con respecto al sistema auto-capacitivo, un toque hace que aumente la capacitancia del electrodo, debido a que el dedo actúa como un electrodo conectado a tierra. El más utilizado es la detección capacitiva mutua, ya que puede detectar posiciones multitáctiles [23]. Por otro lado, la auto-capacitancia proporciona un tiempo de respuesta rápido del sistema. Aunque hay controladores que admiten solo un tipo, otros son compatibles con ambas tecnologías.

En cualquiera de las tecnologías anteriores, es necesario implementar una estructura puramente capacitiva. La estructura más simple de un condensador consta de dos conductores, normalmente dos placas conductoras, también llamadas electrodos, separadas por un aislante, una capa dieléctrica. La capacitancia del capacitor resultante depende básicamente de tres parámetros: el área de la superficie de las placas conductoras, la distancia entre las placas, dada por el espesor resultante de la capa aislante, y la permitividad relativa o constante dieléctrica del material aislante. Por lo tanto, la capacitancia puede controlarse considerando que es directamente proporcional al área de las placas y la permitividad relativa, e inversamente proporcional a la distancia entre las placas.

Cuando se diseña un sensor capacitivo proyectado, su capacitancia resultante es un parámetro clave. Los microprocesadores solo pueden funcionar con un rango limitado de capacitancia. La mayoría de los circuitos comerciales usan una señal de onda cuadrada como referencia. Miden las diferencias de la señal de referencia con respecto a la señal recibida del condensador afectado por el cambio de la capacitancia. La frecuencia de trabajo tiene una relación directa con la capacitancia, siendo el rango seleccionado el más adecuado para los sensores en combinación con el circuito. Los circuitos como FMA1127 de Fujitsu implementan una frecuencia de reloj máxima de 20 kHz y una mínima de 1.25 kHz, que requieren una carga de capacitancia de 400 pF para un modo estándar y 40 pF

para un modo rápido [24]. PCF8883 y PCF8885 de NXP funcionan con un rango de capacitancia entre 10 pF y 60 pF, y frecuencias entre 56 y 112 kHz [25]. En el capítulo 3, el microcontrolador utilizado fue MTCH6102 de Microchip [13], [20] que funciona de manera óptima con hasta 60 pF (30 pF típicamente).

Para obtener un sensor capacitivo proyectado con una capacidad determinada, la selección de los materiales conductivos y dieléctricos, siempre que el proceso de fabricación deba seleccionarse cuidadosamente. Algunos diseños se basan en columnas y filas conductoras que se pueden dibujar simplemente en lados opuestos de una pieza de material aislante utilizando una tinta conductora. Otro enfoque diferente es usar hilos conductores y aislantes alternos que están pegados en los lados opuestos del sustrato textil [26]. Los procesos de pulverización también se pueden utilizar para formar circuitos de alta resolución en telas con diferentes tipos de condensadores, como dos placas paralelas, electrodos planos interdigitales o extensibles [27], [28]. También existen implementaciones donde las capacidades electrónicas se integran en sensores basados en fibra a través de procesos de recubrimiento en la fibra que conforman una capa dieléctrica intercalada entre dos superficies conductoras paralelas [29], [30]. Entre todas las tecnologías existentes, el proceso de impresión plana de película gruesa con tecnología de serigrafía de tintas conductoras es el más utilizado. Se debe al hecho de que puede producir circuitos electrónicos completos de una pasada en un trozo de tela plana y de esta forma, se pueden reproducir los circuitos eléctricos idénticos repetidamente e forma sencilla y rápida. Además, este sistema se puede convertir fácilmente en producción de rollo a rollo (roll to roll), lo que resulta en un sistema de bajo costo y alta productividad [27], [31], [32].

La capa dieléctrica es el factor de impacto más importante en el rendimiento del condensador. Por lo general, se implementa con tintas dieléctricas, aunque trabajos de investigación anteriores mostraron cómo se puede utilizar una superficie de tela como capa dieléctrica [33], [34]. Es importante tener en cuenta que la permitividad dieléctrica en los materiales textiles también puede sufrir pequeñas variaciones. Esto se debe al hecho de que depende de factores como la frecuencia de trabajo, la temperatura, la humedad y la densidad de empaque [35]. Todos estos factores deben considerarse en el diseño y la selección de materiales para tener un buen rendimiento y estabilidad frente a las variaciones ambientales.

Una revisión de la literatura reciente muestra algunos estudios sobre la influencia de diferentes técnicas o tratamientos en textiles inteligentes [36], [37]. Ninguno de ellos está específicamente enfocado en sensores capacitivos. En nuestro caso, el objetivo del trabajo es obtener parámetros de diseño de sensores capacitivos en textiles utilizando la tecnología de serigrafía. El estudio analiza la influencia de las características del sustrato textil, utilizado también como capa dieléctrica, tipo de tinta conductora y parámetros de impresión en el condensador resultante. Además, los resultados obtenidos pueden usarse como una guía para implementar soluciones capacitivas para textiles electrónicos.

El trabajo se divide en dos partes diferentes, una correspondiente a soluciones impresas de conducción simple y la otra a la implementación de un condensador. Los experimentos de conductividad utilizaron diferentes tipos de tintas conductoras impresas en varias telas textiles. La resistencia y la conductividad para diferentes tintas y telas se midieron

considerando varios factores, como la orientación de la forma impresa, la dirección de impresión o la viscosidad de la tinta. Este trabajo también aborda el problema de imprimir tintas conductoras en telas de alta rugosidad. El trabajo ofrece soluciones para minimizar estos problemas de impresión y, por lo tanto, mejorar la conductividad resultante. Estas soluciones se basan en una impresión preliminar de una capa de tinta dieléctrica o en el uso de películas de poliuretano termoselladas para aplanar la superficie de la tela. También se analizaron la permitividad y el grosor de los materiales utilizados. Con respecto al estudio de capacitancia, se realizó un análisis teórico de la capacitancia en función de los materiales utilizados. Finalmente, se implementó una estructura de condensador de acuerdo con los materiales analizados. También se analizó la influencia de los diferentes elementos en el valor de capacitancia resultante.

1.1. Desarrollo del estudio.

Se diseñó una configuración experimental en tres fases con el objetivo de estudiar la influencia de los diferentes materiales en los sensores capacitivos desarrollados en los textiles. El desafío inicial era lograr conductividad en el sustrato textil utilizando las tintas conductoras seleccionadas. Para este propósito, se utilizó el patrón que se muestra en la Figura 1, combinando todas las tintas con todas las telas seleccionadas en el trabajo (fase I). En aquellos casos donde la conductividad no era lo suficientemente buena, se utilizaron tintas dieléctricas y películas de poliuretano para aplanar la superficie textil (fase II). El objetivo era mejorar la conductividad de la tinta conductora impresa. Finalmente, el desafío fue evaluar diferentes materiales para obtener una capacidad fija y controlada (fase III). En este sentido, como objetivo, se estableció una capacidad de menos de 60 pF. El objetivo era obtener un condensador adecuado para ser utilizado en aplicaciones de sensores capacitivos.

La primera fase consistió en la serigrafía de los diferentes tipos de tintas conductoras de plata que se muestran en la Tabla 1 en los diferentes tejidos que se muestran en las Tabla 2 y Tabla 3. El primer objetivo fue evaluar el comportamiento de las tintas conductoras en los tejidos. El segundo objetivo era determinar para qué tipo de telas estas tintas podrían imprimirse directamente y para cuales se requeriría un preacondicionamiento de la superficie de la tela.

Antes de la serigrafía, se aplicó un tratamiento térmico a todos los tejidos para evitar variaciones de tamaño debido a la temperatura de curado de las tintas. El tratamiento térmico aplicado consistió en introducir las telas en un horno a 130° C durante 15 minutos. Después de eso, se midió la rugosidad y el grosor de los tejidos para ser utilizados en un análisis adicional. Además, se incluyó un sustrato adicional como referencia. El sustrato de referencia seleccionado fue un PET transparente (tereftalato de polietileno). Se usa comúnmente en la impresión electrónica y tiene una buena superficie plana

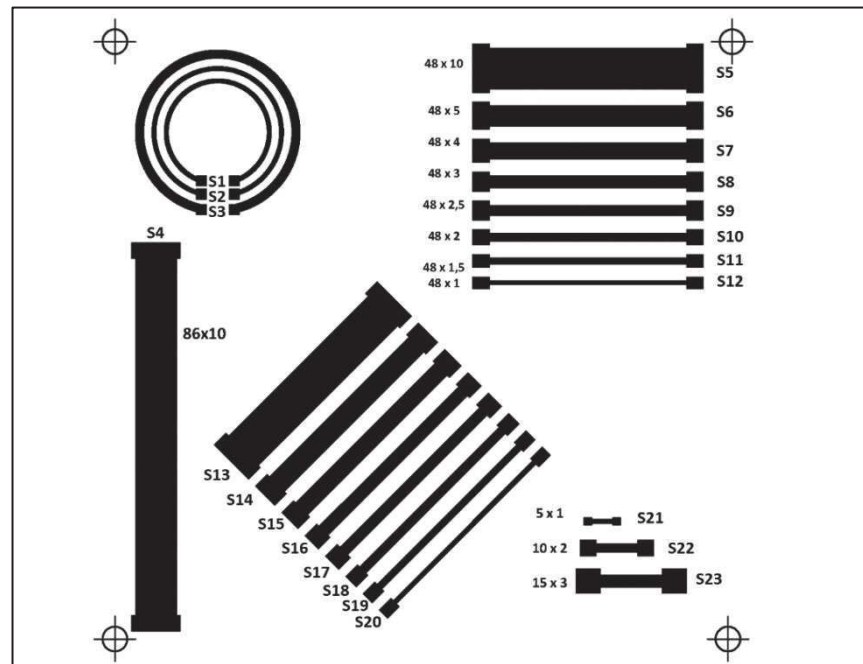


Figura 1. Diseño de patrones con diferentes geometrías, tamaños y orientaciones para probar tintas conductoras en telas. Fuente: propia.

Tabla 1. Características tintas de plata.




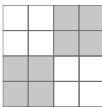

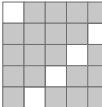
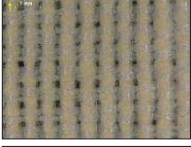
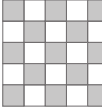

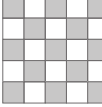

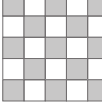
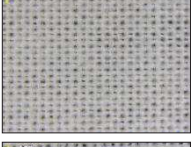
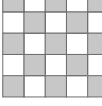
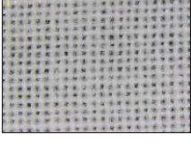
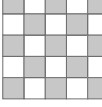
	DUPONT PE873	CREATIVE 127-48	NOVACENTRIC HPS-DEV FLX5	INKRON IPC-603X
Resistividad laminar (mΩ/sq/mil)	<75	25	230	<15
Sólidos (%)	60-65	>82	72.6 (82.7)	100
Viscosidad (Pas)	50-80 @0.2 s ⁻¹	26-30	28 @0.1 s ⁻¹	16 @0.25 s ⁻¹
Pantallas Poliéster (hilos /inch)	120-77		400-80	
Curado	160° C – 10 min	125° C – 30 min	160° C – 10 min	130° C – 15 min
Propiedades	<ul style="list-style-type: none"> • Estirable • Flexible • Lavable 	<ul style="list-style-type: none"> • Flexible • Lavable 	<ul style="list-style-type: none"> • Flexible • Lavable • Base acuosa 	<ul style="list-style-type: none"> • Altamente estirable • Flexible

Para la primera fase, el diseño que se muestra en la Figura 1 fue serigrafiado para probar las tintas conductoras en las telas. Incluye varios patrones con diferentes geometrías, tamaños y orientaciones (formas). La impresión se realizó en tres direcciones, una según la trama (llamada de 0°), otra según la urdimbre (llamada de 90°) y la última de 45°. Para cada tejido, se utilizaron cuatro tintas. El procedimiento comenzó con una primera impresión con dos pasadas de tinta y un curado de 130° durante 15 minutos. Posteriormente, se midió el valor de resistencia de cada patrón. Luego, se realizó una segunda impresión adicional con otras dos pasadas de tinta con el mismo tipo de curado que anteriormente para tener un mejor rendimiento de conductividad. Después de esta impresión, los valores de resistencia de los patrones se midieron nuevamente. Con estas medidas, se realizó una evaluación del comportamiento de las tintas en los diferentes tejidos. Las variables consideradas fueron la dirección de impresión, la orientación del patrón, las características del tejido (composición, densidad, tejido, grosor del tejido y

diámetro del hilo) y la viscosidad y el contenido sólido de las tintas. Además, se realizó un cálculo de la resistencia considerando las características técnicas expuestas en la hoja de datos de la tinta y se comparó el valor obtenido con la resistencia medida.

La segunda fase se aplicó solo a aquellas telas que no condujeron a patrones conductores en la primera fase. Las telas presentaban superficies, no lo suficientemente planas, que dificultaban la serigrafía. Se imprimió previamente una capa con tinta dieléctrica para mejorar las condiciones del tejido. Por lo tanto, las diferentes tintas dieléctricas que se muestran en la Tabla 4 se imprimieron en serigrafía en las telas antes de la serigrafía de tinta conductiva. Además, esta fase permitió estudiar la influencia de todo el dieléctrico formado por el tejido y la capa dieléctrica impresa en la permitividad relativa.

Tabla 2. Características del tejido (I): composición y ligamento.

Tejido	Figura	Material Trama	Material Urdimbre	Ligamento	
Tipo A 100 % algodón		Algodón	Algodón	Teletón	
Tipo B 100 % algodón		Algodón	Algodón	Teletón	
Tipo C 100 % algodón		Algodón	Algodón	Sarga	
Tipo D 50% algodón 50% Poliéster		Algodón	Poliéster	Tafetán	
Tipo E 100% Poliéster		Poliéster	Poliéster	Tafetán	
Tipo F 100% Poliéster		Poliéster	Poliéster	Tafetán	
Tipo G 100% Algodón hidrófugo		Algodón	Algodón	Tafetán	
Tipo H 100% algodón		Algodón	Cotton	Tafetán	

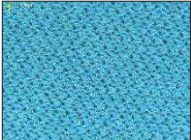


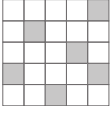

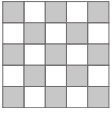
Tipo I 100% Poliéster/ Poliuretano Termoplástico (TPU)		Poliéster	Poliéster	Tejido de punto	
Tipo J 100% Poliéster		Poliéster	Poliéster	Satén 4/1	
Tipo K 60% Algodón 40% Poliéster		Poliéster	Algodón	Tafetán	

Tabla 3. Características del tejido (II): características de tamaño y peso.

Tejido	Densidad Urdimbre (Hilos/cm)	Densidad Trama (Hilos/cm)	Densidad Tejido (Hilos/cm ²)	Hilo Urdimbre Diámetro (µm)	Hilo Trama Diámetro (µm)	Espesor (µm)	Gramaje (g/m ²)
Tipo A	10	28	38	400	400	530±10	312±5
Tipo B	7	24	31	450	450	700±19	324±2
Tipo C	26	34	60	300	300	470±20	235±2
Tipo D	13	26	39	450	450	380±7	181±1
Tipo E	10	22	32	350	350	570±11	226±4
Tipo F	24	38	62	300	300	110±8	112±4
Tipo G	32	44	76	160	160	130±5	115±6
Tipo H	44	32	76	220	220	190±2	118±1
Tipo I	-	-	-	130	130	270±9	148±3
Tipo J	40	40	80	70	120	210±10	135±2
Tipo K	28	48	76	200	200	200±8	104±1

Tabla 4. Características de las tintas dieléctricas.

	CREATIVE 127-48D	EMS DI-7542	INKRON IPD-670
Viscosidad (Pas)	15-20	7 @0.05 s ⁻¹	32 @2.5 s ⁻¹
Pantalla Poliéster [Hilos/inch]		156-305	
Curado	125° C – 60 min	0.5 J/cm ²	130° C – 15 min
Propiedades	• Flexible	• Flexible • UV-Cure	• Estirable

Para cada tejido, se utilizaron tres tintas dieléctricas. El procedimiento comenzó con una primera impresión con dos pasadas de tinta dieléctrica y un curado de 130° durante 15 minutos. A continuación, se realizó una segunda impresión con otras dos pasadas de tinta dieléctrica con el mismo tipo de curado que anteriormente. Finalmente, se realizaron dos impresiones con dos pasadas de tinta conductora con un curado de 130° durante 15 minutos, esta vez solo de acuerdo con la dirección de la trama. Después de esta impresión, se midieron los valores de resistencia de los patrones. Con estas medidas, se realizó una evaluación del comportamiento de las tintas dieléctricas, así como de las tintas conductoras, en los diferentes tejidos.

En la misma segunda fase, aquellas telas que no mejoraron sus patrones conductores después de usar tintas dieléctricas, se aplanaron con películas de poliuretano. La Tabla 5 muestra las películas de poliuretanos utilizadas. Nuevamente, se realizó un estudio de la permitividad relativa y el grosor.

Se usaron cuatro poliuretanos termosellados a 130° durante 60 segundos. A continuación, se realizaron dos impresiones con dos pasadas de tinta conductora con un curado de 130° durante 15 minutos, de acuerdo con la dirección de la trama. Después de esta impresión, se midieron los valores de resistencia de los patrones. Con estas medidas, se realizó una evaluación del comportamiento de las películas de poliuretano, así como de las tintas conductoras en los diferentes tejidos. Dado que el comportamiento mecánico del poliuretano sobre el tejido debe tener una influencia mínima, se realizó un estudio adicional de estiramiento de las películas de poliuretano. Se utilizaron dibujos cuadrados de plata con 1 mm de ancho y 10 mm de altura serigrafiados en el poliuretano para evaluar el estiramiento. Como había telas que no permitían más del 10% de alargamiento, cada patrón se estiraba entre el 1% y el 10% de la longitud. Después de cada estiramiento, se midieron los valores de resistencia para cada caso.

La tercera fase permitió medir el valor de capacitancia de un condensador serigrafiado. Aquellos casos que lograron algo de conductividad directamente en la fase I o después de la fase II se usaron para implementar un condensador. Las placas conductoras se hicieron imprimiendo un área de material plateado en ambas caras de la tela. Las placas estaban perfectamente alineadas entre ellas. Se realizó una impresión de condensadores planos variando el tipo de tela y tinta. El objetivo fue evaluar el valor de la capacidad obtenida en función de los materiales utilizados. Para esta última fase, también se midieron el grosor y la permitividad relativa de los materiales utilizados.

Tabla 5. Características de los poliuretanos.

	DELSTAR EU50	DELSTAR EU94DS	INSPIRE 2370	ADHESIVE FIMS UAF-445
Espesor (μm)	50	80	30	120
Peso (g/m^3)	55	94	57	-
MVTR* vertical ($\text{g}/\text{m}^2/24$ horas) $@37^\circ\text{C}$	700	400	118	-
Resistencia a la tracción MD** (gf/cm)	1200	3000	65	-
Alargamiento a rotura MD** (%)	1000	700	65	450

* Moisture vapour transmission rate (MVTR)

**Machine direction (MD)

1.2. Diseño y fabricación.

La tecnología de fabricación utilizada se basó en la tecnología serigráfica de película gruesa. Como se mencionó anteriormente, el diseño de la Figura 1 permitió probar las tintas conductoras en las telas. Para comparar los diferentes resultados, el patrón contenía formas llamadas Sx, donde X varía de 1 a 23. Por ejemplo, S1 se refiere a una forma circular delgada.

Cuando se utiliza la tecnología de serigrafía, es necesario fabricar marcos con una malla de pantalla para el diseño. La pantalla para los conductores era un material de poliéster de malla 230 (PET 1500 90/230-48 de Sefar) y la pantalla para la capa dieléctrica, cuando

era necesario, era un material de poliéster de malla 76 (PET 1500 30/76-120 PW de Sefar) Posteriormente, para transferir el patrón a la malla de la pantalla, se usó una película UV Dirasol 132 de Fujifilm. El grosor final de la pantalla fue de 74 μm para la pantalla de los conductores y 217 μm para la pantalla de los dieléctricos. El patrón se transfirió a la pantalla utilizando una unidad de fuente de luz UV IC-5000 de BCB.

La impresión se realizó utilizando una impresora de pantalla EKRA E2XL. Se seleccionó una rasqueta de 75° de dureza, por ser la más adecuada para las tintas utilizadas. El ángulo de la rasqueta de goma seleccionado fue de 60°. La separación en relación con el tamaño de la pantalla fue de 1 mm. Finalmente, la impresión se realizó con una fuerza de 3.5 bar y velocidad de 100 mm/s.

Después de la deposición de las tintas, éstas se curaron en un horno de aire FED-115 de BINDER a 130° C durante 15 minutos para utilizar las mismas características de curado para todas las tintas. Aunque algunas de las marcas recomiendan curar a temperaturas más altas, la temperatura puede ser más baja y aumentar el tiempo de curado. Por otro lado, los tejidos sufren deterioro a altas temperaturas. En consecuencia, para evitar el deterioro del textil, la temperatura de curado se fijó en 130° C para todas las tintas. Todas las tintas, excepto DI-7542, se pueden curar con horno de aire. En el caso de la tinta dieléctrica DI-7542 de EMS, se usó un horno UV Ncure-Lab/Static 120 de EneMq con 0.5 J/cm².

Los poliuretanos fueron termosellados sobre las telas con una prensa de calor DCH-100 de Microtec a 130° C durante 60 segundos.

1.3. Medidas.

Las mediciones de resistencia se realizaron con un multímetro FLUKE 8845A. La capacitancia entre electrodos se midió a 100 kHz con un medidor LCR KEYSIGHT U1733C.

Las medidas de permitividad relativa (ϵ_r) se realizaron con un medidor Hewlett Packard 4263A LCR. Se utilizaron los siguientes accesorios de medición: Hewlett Packard 16089B Kelvin Clips Leads y un adaptador de prueba dieléctrica Yokogama-Hewlett Packard 16451A. El medidor LCR se configuró para medir un nivel de tensión de 1 V, con un promedio de 64 muestras y una tasa de lectura baja (Nivel = 1 V, Promedio = 64, Tiempo de medición = Bajo). El modo de medición fue Cp y D (capacidad paralela y tangente de pérdida). Las mediciones de capacidad se tomaron en tres partes diferentes del tejido con un escaneo de 4 frecuencias (0.1 kHz, 1 kHz, 10 kHz y 100 kHz). El valor ϵ_r se obtuvo directamente del valor Cp.

Las medidas del grosor de la tela se tomaron en 4 puntos diferentes usando un calibre Mitutoyo CP calibre CD-6" con una resolución de 10 μm .

Las medidas de rugosidad se tomaron con un probador de rugosidad Mitutoyo SurfTest SJ-410 usando el estándar ISO1997. Para el perfil de rugosidad (R), se utilizó un filtro gaussiano (Gauss) con una sección de medición de 8 mm ($\lambda_c = 8 \text{ mm}$) para 2 secciones (N = 2), pasando la aguja del probador a través de 16 mm. Se midieron los parámetros Ra (media aritmética de rugosidad), Rq (cuadrado medio de rugosidad) y Rz (Rmax).

La perfilometría 3D se midió con un perfilómetro Filmetrics Profilm3D con un objetivo Nikon CF IC Epi Plan x20.

Con respecto a las imágenes, se tomaron imágenes topográficas de alta resolución por SE (electrones secundarios) y mapas de orientaciones cristalinas y texturales por EBSD (difracción de dispersión de electrones) con la pistola de emisión de campo de microscopio electrónico de barrido ULTRA 55 ZEISS (FE-SEM). Se tomaron imágenes macroscópicas con un microscopio estereoscópico LEICA MZ APO.

Para la prueba de tracción, se usó un equipo INSTRON. Permite determinar el comportamiento de los materiales bajo cargas de estiramiento axial. Como se indicó anteriormente, la longitud de la muestra se incrementó entre 1% y 10% de su longitud nominal y su resistencia se midió en cada caso.

1.4. Resultados

1.4.1. Estudio de las tintas conductoras sobre tejidos.

En la primera fase se imprimieron las tintas de plata sobre las telas, pero en primer lugar se hizo una impresión sobre substrato plástico (PET) para tener un patrón de valores de resistencia para cada una de las tintas. Los valores de resistencia para cada muestra y tinta se muestran en la Tabla 6. Con los valores obtenidos se comprobó el valor de resistividad laminar (“*sheet resistivity*”) suministrado (Tabla 3) por el fabricante, midiendo el espesor de capa obtenido para cada tinta.

El espesor medio para Dupont PE873 es de 1.2 μm , para Creative 127-48 de 4.3 μm , para Novacentric HPS-DEV FLX5 de 10 μm y para Inkron IPC-603X de 7 μm .

El grosor del conductor antes del secado se puede calcular utilizando la Ecuación 1:

$$T_{bd} = (T_s \cdot A_s) + T_f = (71 \cdot 0.25) + 4 = 21.75 \mu\text{m} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde T_{bd} es el espesor del conductor antes del secado, T_s es el espesor de la pantalla, A_s es el área abierta de la pantalla y T_f es el espesor de la película fotosensible. T_{bd} se reducirá (depende del contenido de sólidos) después del secado. Lo que implica que la tinta Dupont se ha reducido en un 94.5% después del secado, la tinta creativa en un 80.2%, la Novacentric en un 54% y la tinta en un 67.8%. Esta reducción depende del contenido de sólidos y del tipo de solvente de la tinta.

Tabla 6. Resistencia (Ω) de las muestras para cada tinta de plata sobre sustrato de PET después de la segunda impresión con dos pasadas por impresión. La letra C indica circunferencia, H horizontal, V vertical y D diagonal.

	DUPONT PE873	CREATIVE 127-48	NOVACENTRIC HPS-DEV FLX5	INKRON IPC-603X
S1-C	6.70	3.30	10.28	1.97
S2-C	8.31	4.20	13.69	2.45
S3-C	5.52	2.80	9.64	1.68
S4-V	1.45	0.67	1.50	0.471
S5-H	1.05	0.59	1.27	0.32
S6-H	1.52	0.81	2.13	0.45
S7-H	1.91	0.92	2.50	0.54
S8-H	2.30	1.28	2.94	0.67
S9-H	2.80	1.33	3.55	0.76
S10-H	3.32	1.63	4.19	0.84
S11-H	4.23	1.99	5.40	1.04
S12-H	6.21	2.83	7.18	1.35
S13-D	0.94	0.50	1.12	0.33
S14-D	1.62	0.77	1.97	0.47
S15-D	1.81	0.92	2.43	0.55
S16-D	2.35	1.06	3.08	0.66
S17-D	2.83	1.23	3.61	0.77
S18-D	3.10	1.49	4.53	0.90
S19-D	4.01	1.80	5.72	1.26
S20-D	5.82	2.50	7.26	1.62
S21-H	1.01	0.54	1.30	0.31
S22-H	1.10	0.51	1.41	0.35
S23-H	1.10	0.52	1.36	0.35

Utilizando el valor, por ejemplo, de la muestra S22-H para las distintas tintas y conociendo su espesor medio, se puede calcular la “*sheet resistivity*” real mediante las Ecuación 2 y Ecuación 3

$$R_{S22-H} = \rho \frac{L}{t \cdot W} \rightarrow \rho = \frac{R_{S22-H} \cdot t \cdot W}{L} \quad \text{Ecuación 2}$$

$$R_{Sheet} = \frac{\rho}{25 \mu m} \quad \text{Ecuación 3}$$

Donde R es la resistencia del patrón, ρ es la resistividad, R_{sheet} es la “*sheet resistivity*”, t es el espesor de capa, L es la longitud y w el ancho de la resistencia.

Así para la tinta Dupont PE873 la “*sheet resistivity*” resultante es de 7.5 m Ω /sq/mil (fabricante < 75 m Ω /sq/mil). Para la tinta Creative 127-48 la “*sheet resistivity*” resultante es de 12.5 m Ω /sq/mil (fabricante 25 m Ω /sq/mil). Para la tinta Novacentric HPS-DEV FLX5 la “*sheet resistivity*” resultante es de 80.6 m Ω /sq/mil (fabricante 230 m Ω /sq/mil). Para la tinta Inkron IPC-603X la “*sheet resistivity*” resultante es de 16 m Ω /sq/mil (fabricante <15 m Ω /sq/mil).

Una vez caracterizadas las tintas se procedió a su impresión sobre las telas tal como se ha indicado en el punto del desarrollo del estudio. Los resultados obtenidos muestran que no todos los tejidos son serigrafiables y que en aquellos en que se puede realizar la serigrafía los resultados dependen de factores como la orientación del objeto, dirección de la impresión, el tipo de material o la viscosidad de la tinta. La Tabla 7 muestra los resultados de la impresión para todos los tejidos en porcentaje del número de muestras que presentan

conductividad frente aquellas en las que se obtiene un circuito abierto (impedancia por encima del rango máximo del equipo de medida). La tabla muestra el porcentaje en función del número de impresiones realizadas y de la orientación de la impresión. La orientación y tamaño del patrón se han considerado conjuntamente para simplificar la tabla.

Tabla 7. Porcentaje de muestras (%) que muestran conductividad después de la primera y segunda impresión según las tintas y los tejidos. La orientación del dibujo y su tamaño se han considerado globalmente para simplificar la tabla.

	DUPONT PE873						CREATIVE 127-48						NOVACENTRIC HPS-DEV FLX5						INKRON IPC-603X					
	0°		45°		90°		0°		45°		90°		0°		45°		90°		0°		45°		90°	
	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°	1°	2°
TA	0	0	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0	0	8	0	34	0	8	0	13	4	34	13	39
TB	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8	0	0	0	17	0	34	0	0
TC	22	44	0	4	0	17	44	56	0	52	0	65	65	74	8	52	39	74	78	95	52	82	13	82
TD	4	4	0	0	0	52	4	4	0	4	0	87	4	4	0	8	0	48	4	4	0	0	47	52
TE	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
TF	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	0	100	0	100	0	87	100	100	100	100	100	100
TG	82	100	100	100	100	100	70	78	61	70	61	70	0	78	0	48	0	91	100	100	100	100	100	100
TH	74	100	76	91	61	91	70	78	56	74	56	65	69	82	60	78	56	78	100	100	87	87	87	95
TI	74	91	74	78	78	87	87	100	78	87	78	87	22	74	0	30	8	69	100	100	100	100	82	95
TJ	9	30	17	52	7	78	0	0	0	0	0	0	4	4	30	70	13	30	73	82	82	87	91	100
TK	82	100	87	87	87	87	52	65	39	48	39	74	0	9	0	0	0	4	78	100	95	95	100	100

Las telas A, B, C, D y E presentan problemas con la impresión para cualquier tinta y con cualquier orientación. La tela C presenta unos mejores resultados con la tinta de INKRON pero sin llegar a ser óptimos. Las telas F, G, H e I presentan los mejores resultados, con un mayor porcentaje en el caso de la tinta de INKRON. La tela J solo presenta resultados con INKRON y con ciertas orientaciones de impresión. La tela K solo presenta buenos porcentajes con las tintas de DUPONT e INKRON.

Cuando hay conducción en las muestras esta se presenta ya en la primera impresión, en algunos pocos casos mejora tras la segunda impresión. Lo que permite obtener buenos resultados con solo una impresión.

Si se estudian los resultados en función de la composición no se llega a ningún resultado concluyente ya que de las telas de algodón (A, B, C, G y H) en algunas no se produce una correcta impresión (A, B y C) y en la G y H depende del tipo de tinta utilizada (más óptima con DUPONT e INKRON). En las de poliéster (E, F y J) ocurre lo mismo, la F tiene unos porcentajes muy elevados mientras que la E y K son bajos. Las telas de mezcla (D y K) siguen este mismo patrón.

El tipo de ligamento tampoco influye en los resultados, así con teletón (A y B) los resultados son bajos, con tafetán (D, E, F, G, H y K) son dispares y con sarga (C) el resultado es bajo.

El espesor de la tela y el diámetro del hilo sí que parecen tener influencia en la impresión. Las telas con espesores menores de 300 μm (F, G, H, I, J y K) presentan mejores resultados que las telas más gruesas (A, B, C, D y E). Esta relación es similar si se

considera el diámetro del hilo, así se encuentran mejores resultados para diámetros de hilo menores de 200 μm (F, H, H, I, J y K). Si se observa un parámetro similar como es la densidad de hilos por área, los tejidos (A, B, D y E) con más baja densidad de hilos (< 40 hilos/cm²) presentan peores resultados que lo de alta densidad. Cabe citar el caso del tejido C con un espesor de 470 μm y diámetro de hilo de 300 μm pero con una densidad de hilos de 60 hilos/cm², este tejido presenta mejores resultados que el resto de telas gruesas lo que confirma la influencia de la densidad. Los parámetros de diámetro de hilo y densidad influyen sobre la rugosidad de la tela tal como muestra la tabla 8, así las telas con un Ra menor de 25 μm son las que presentan mejor comportamiento a la impresión.

Tabla 8. Parámetros de rugosidad de los tejidos.

	Ra (μm)	Rq (μm)	Rz (μm)
TA	32.23	39.67	186.55
TB	52.94	64.01	274.63
TC	28.58	34.78	166.08
TD	52.46	65.91	249.19
TE	46.92	55.06	246.01
TF	5.16	6.28	30.53
TG	15.83	19.41	113.04
TH	16.78	20.77	110.40
TI	16.52	20.90	113.22
TJ	24.26	29.09	148.30
TK	14.71	18.26	109.65

Si se tienen en cuenta la viscosidad de las tintas, la tinta INKRON de menor viscosidad (16 Pa·s) parece tener mejor tasa de conducción en las telas F-G-H-I-J-K. En cambio, las tintas CREATIVE y NOVACENTRIC con una viscosidad parecida (≈ 26 Pa·s) dan resultados distintos, siendo la CREATIVE la que presenta mejores tasas, probablemente debido al tipo de solvente utilizado (no suministrado por el fabricante). En este sentido, la tinta DUPONT que presenta mayor viscosidad (50 Pa·s) presenta mejores tasas en algunas telas que la CREATIVE o NOVACENTRIC.

Para determinar el comportamiento de la tinta en cada tela se midieron los valores de resistencia de las distintas muestras en cada caso. La Tabla 9 muestra el valor de resistencia de las muestras más significativas (en este caso las de mayor tamaño) dependiendo del tipo de tela, orientación de la muestra, orientación de la impresión y de las tintas. La medida del valor de resistencia se realizó después de la segunda impresión.

Tabla 9. Valor de resistencia (Ω) de las muestras más significativas (tamaño más grande) dependiendo de las telas, orientación de la muestra, dirección de la impresión (0° en la misma dirección que la trama, 90° en la misma dirección que la urdimbre y 45° en diagonal a ambas) y tintas. La medición se realiza después de la segunda impresión. El error de la medición se ha omitido para facilitar la lectura de la tabla.

		DUPONT PE873			CREATIVE 127-48			NOVACENTRIC HPS-DEV FLX5			INKRON IPC-603X		
		0°	45°	90°	0°	45°	90°	0°	45°	90°	0°	45°	90°
TA	S3-C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	S4-V	-	-	-	-	-	-	-	223	76	56	116	3.1
	S5-H	-	-	-	-	-	-	-	450	-	14	270	0.4
	S13-D	-	-	-	-	-	-	147	376	133	-	95	2.5
TB	S3-C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	S4-V	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.5	-
	S5-H	-	-	-	-	-	-	-	-	-	60	0.9	-
	S13-D	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2.9	-
TC	S3-C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2.6	25	-
	S4-V	2.5	265	21.2	4.7	10	4.2	1.5	8.9	17.2	0.5	0.5	3.8
	S5-H	7.9	-	-	3.2	114	3.4	3	34.4	22.4	0.3	0.5	0.9
	S13-D	42.6	-	-	4.3	12.5	2	2	15.3	13.8	0.3	0.4	0.9
TD	S3-C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	S4-V	3.4	-	-	2.7	-	-	6.7	450	-	5	-	2.6
	S5-H	-	-	9.3	-	199	2.4	-	640	49	-	-	0.2
	S13-D	-	-	-	-	-	-	-	-	100	-	-	-
TE	S3-C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	S4-V	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	S5-H	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	S13-D	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
TF	S3-C	11.3	18.5	15.2	3.6	4	3.7	18.5	49.6	-	6.9	5	6.9
	S4-V	1.8	4.3	2.5	0.8	0.9	0.8	3.4	10.8	4.5	0.9	1	1.7
	S5-H	1.8	2.6	2.2	0.6	0.6	0.6	1.8	2.4	3.5	1.1	1.6	1.2
	S13-D	1.2	1.8	1.6	0.6	0.6	0.6	2.2	6.5	3.9	0.9	0.9	0.9
TG	S3-C	4.6	3.9	2.8	5.7	21.6	-	-	-	-	1.3	1.3	1.6
	S4-V	0.8	0.6	0.6	0.5	1.7	3.2	11	742	1134	0.3	0.4	0.4
	S5-H	1	0.6	0.6	1	10.9	4.8	4	659	-	0.2	0.3	0.4
	S13-D	0.6	0.5	0.5	0.9	2.5	3.3	4.2	36	-	0.3	0.2	0.4
TH	S3-C	35	38	54.8	13.5	-	-	-	-	-	1.6	5.4	1.7
	S4-V	2	1.9	2	0.8	1.1	0.8	8.6	10.7	7.2	0.3	0.4	0.3
	S5-H	1	2.5	2	0.6	1.9	2.1	2.5	86	13.7	0.3	0.3	0.3
	S13-D	1.1	1.1	1.6	0.6	0.7	1.5	3.6	7.5	3.6	0.3	0.3	0.3
TI	S3-C	505	634	705	9.3	32.5	114	-	-	-	2.1	2	3.4
	S4-V	19.2	24.5	1.6	2	2.2	0.7	41.1	68	13.5	0.5	0.5	0.4
	S5-H	1.6	10.2	3.9	0.7	2.7	3.9	14.7	233	335	0.3	0.3	0.5
	S13-D	3.1	21.5	3.1	1	0.6	1.6	25.4	49	21.8	0.4	0.3	0.4
TJ	S3-C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	12	1.7	1.8
	S4-V	-	33	133	-	-	-	-	124	43	0.7	0.3	0.3
	S5-H	-	301	7.4	-	-	-	-	12	90	0.3	0.4	0.2
	S13-D	10	3.9	3.5	-	-	-	-	17.5	-	0.7	0.2	0.2
TK	S3-C	7.1	-	-	-	-	-	-	-	-	4.3	1	4.5
	S4-V	1	34	4	2.3	8.9	12.6	66	-	265	0.3	0.2	0.3
	S5-H	0.8	55	0.9	8.5	8.6	0.9	300	-	-	0.3	0.2	0.2
	S13-D	0.5	9.6	0.8	1.1	4.1	1.2	-	-	-	0.3	0.2	0.2

Realizando una comparativa por tintas de la Tabla 9 se llega a las siguientes conclusiones:

DUPONT: Tal como se ha comentado, no se consigue conductividad en los patrones para las telas A, B, C, D y E. Si se compara los valores de resistencia obtenidos en el patrón con las telas F, G, H, I, J y K se observa que tienen una gran variación; en las telas F, H, I, J y K la resistencia es relativamente alta, mientras que solo en la G la resistencia presenta valores bajos. Esto puede implicar que en la tela G el espesor de capa obtenido es mayor que en el resto y puede ser debido a que su tratamiento “*waterproof*” mejore la

impresión de este tipo de tinta. En general las mejores orientaciones de impresión son 0° o 90° , con la de 45° se obtienen valores mucho mayores que el patrón. Con las telas F y H también se consiguen valores de resistencia similares, pero tiene mucha influencia la dirección de la impresión sobre el espesor de capa obtenido, en estos casos la dirección más óptima es a 0° . Las telas I y J reportan valores muy altos de resistividad lo que puede ser debido a la consecución de pequeños espesores de capa. Con la tela K solo se consiguen valores reducidos de resistencia con la dirección de impresión a 0° . Cabe destacar la dificultad de la impresión de elementos circulares ya que se obtiene valores muy altos de resistencia lo que implica espesor de tinta muy pequeños y la formación de espacios de distinta conductividad a lo largo de la circunferencia posiblemente debidos al cambio de orientación del patrón en referencia a la dirección de impresión a lo largo de la figura geométrica. En la Figura 2 se muestran, como ejemplo, dos telas donde aumenta la resistencia (TF) o disminuye (TG), se puede observar como en la tela F se consigue un espesor de capa menor que en la tela G (zonas delimitadas en rojo en la imagen microscópica, Figura 2.a). En la perfilometría 3D (Figura 2.c) se observa esta diferencia de espesor de capa y cabe destacar como la tinta en los dos casos no se uniformiza por la superficie si no que adquiere la forma de la pantalla de serigrafía. Este efecto puede ser debido a que las telas retienen la tinta y no la permiten fluir lateralmente.

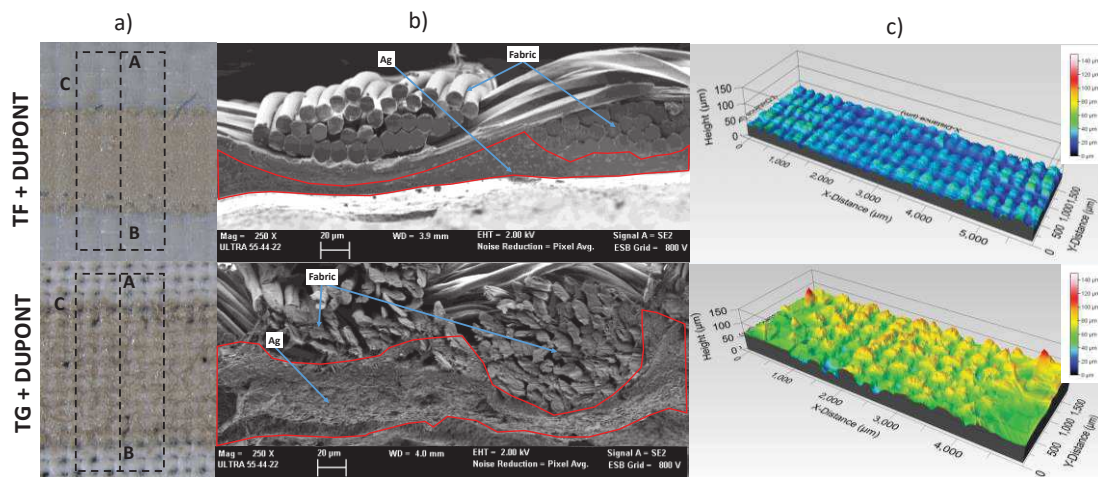


Figura 2. Telas TF y TG serigrafiadas con tinta Dupont: a) Vista plano horizontal (x8) de las telas, b) SEM Micrografía que muestra la sección transversal del dispositivo (A-B) donde se observa la zona del tejido y la zona de plata, c) 3D perfilometría del área C.

INKRON: Su comportamiento es excelente en la mayoría de las telas menos en las telas A, B, D y E. Los valores obtenidos son muy similares al patrón en todos los casos incluso en las figuras circulares. En el caso de la TF se obtienen resistencias mayores lo que puede implicar un espesor de capa menor. En la Figura 3 se muestran las telas estudiadas con la tinta Dupont, se observa como con la tela F se sigue consiguiendo un espesor de capa pequeño, por el contrario en la tela G se consigue un espesor de capa mucho mayor, incluso mayor que en el mismo caso con Dupont (zonas delimitadas en rojo en la imagen microscópica, Figura 3.a). En la perfilometría 3D (Figura 3.c) se observa esta diferencia de espesor de capa, en este caso la tinta parece más uniforme que en el caso de Dupont, puede ser debido a la menor viscosidad de la tinta Inkron.

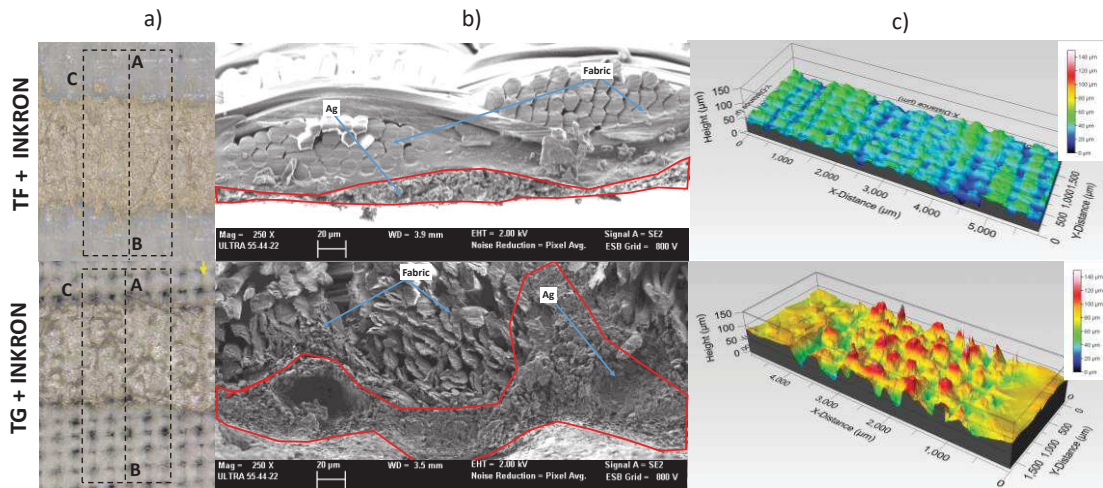


Figura 3. Telas TF y TG serigrafiadas con tinta Inkron: a) Vista plano horizontal (x8) de las telas, b) SEM Micrografía que muestra la sección transversal del dispositivo (A-B) donde se observa la zona del tejido y la zona de plata, c) 3D perfilometría del área C. Fuente: propia.

CREATIVE: Con esta tinta las telas que más se aproximan al comportamiento del patrón son la TF y TH, mientras que las TG, TI y TK presenta resultados muy dispares. De nuevo los patrones circulares presentan resistencias muy elevadas lo que confirma la dificultad de obtener buenos resultados con este tipo de figuras.

NOVACENTRIC: En general se obtienen con todas las telas valores alejados de patrón, su comportamiento es muy parecido a la tinta Dupont.

En general se observa como la distribución de tintas no es uniforme, puede depender principalmente de la forma que tiene la tinta de introducirse en el tejido debido a la estructura del propio tejido y a las características reológicas de la tinta. Para comprobar cómo se comporta la tela en el tejido se ha realizado una SEM micrograph de cada una de las telas. De la Figura 4 a la Figura 14 se muestra el SEM de cada una de las telas, en la parte superior para la tinta Dupont y en la inferior para la tinta Inkron. Las imágenes de la izquierda muestran la imagen por SE para una caracterización visual de la tela y la tinta, mientras que las imágenes de la derecha muestran el mapa de orientaciones cristalinas y texturales por EBSD para una determinación de la posición de las partículas de plata. En estas últimas imágenes se pueden observar las partículas de plata por su intensidad de blanco respecto al resto de elementos.

En la Figura 4 se muestra ampliada una zona donde se observan los Ag “flakes”, en la tinta de Dupont de hasta 10 µm y en al de Inkron de hasta 15 µm. Conviene recordar que la tinta de Dupont tiene alta viscosidad y bajo contenido de sólidos, y la tinta de Inkron es de baja viscosidad y alto contenido de sólidos.

En la tela A (Figura 4) la tinta de Dupont se deposita formando una pequeña capa en las crestas de la tela y no penetra dentro del tejido. En cambio, la tinta de Inkron se deposita tanto en las crestas como en las aperturas de las telas y penetra dentro de la tela. Con ninguna de las dos tintas (ni con el resto) se produce un mojado de las fibras, la tinta, tan solo recubre los manojos que fibras que componen el hilo de la trama y la urdimbre. Situación muy similar es la que se observa con la tela B (Figura 5).

En la tela C (Figura 6) tanto la tinta de Dupont como la de Inkron cubren bien la superficie de la tela y rellenan las aperturas. En el caso de la tinta de Dupont se observa una menor cantidad de plata, posiblemente debido a la viscosidad, y de ahí que se consigue menor conductividad con la tinta de Dupont que con la tinta de Inkron en esta tela.

En la tela D (Figura 7) las tintas tienen un comportamiento muy similar al observado en la tela A.

La capa de plata es muy superficial (solo en las crestas) en la tela E (Figura 8), ni con la tinta de Dupont ni con la de Inkron se consigue una buena conductividad. Las tintas no penetran en la tela, lo que induce a pensar que este tipo de tela tiene algún acabado superficial que impide que las tintas penetren.

En la tela F (Figura 9), las dos tintas se imprimen perfectamente, aunque se observa una mayor cantidad de plata en el caso de la tinta Inkron, posiblemente debido a la mayor cantidad de sólidos de esta tinta. Así las conductividades que se obtienen en esta tela son mejores con la tinta de Inkron.

La tela G (Figura 10) muestra una buena compatibilidad con las dos tintas, ambas se imprimen bien y penetran profundamente en la tela. Esto se confirma con las altas conductividades obtenidas. Esto también sucede con la tela H (Figura 11).

El comportamiento de las tintas en la tela I (Figura 12) es muy similar al observado en la tela C.

En la tela J (Figura 13) la tinta de Dupont apenas penetra en la tela mientras que la tinta Inkron se introduce dentro de la tela. Este comportamiento puede ser debido a la densidad de las tintas y la forma de ligamento de esta tela.

Por último, en la tela K (Figura 14) las dos tintas se imprimen bien pero el mejor comportamiento se observa con la tinta de Inkron, lo que concuerda con los valores de resistencia obtenidos.

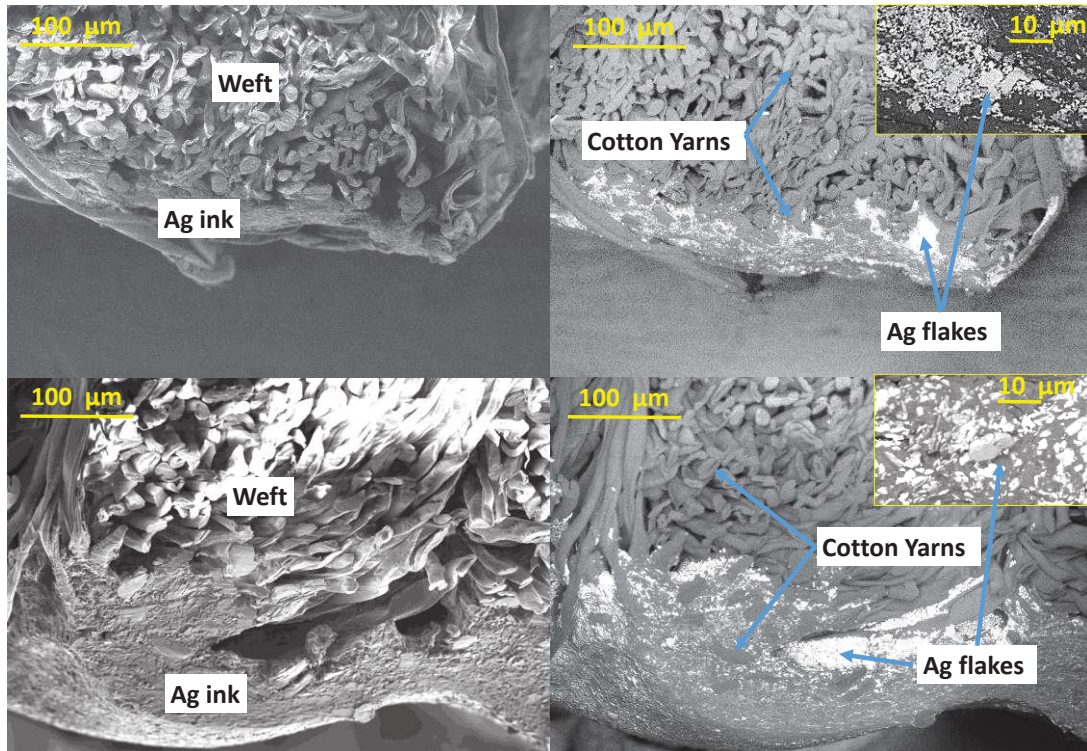


Figura 4. Tejido A impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. En los rectángulos superiores se muestra una ampliación para visualizar los copos de Ag. Fuente: propia.

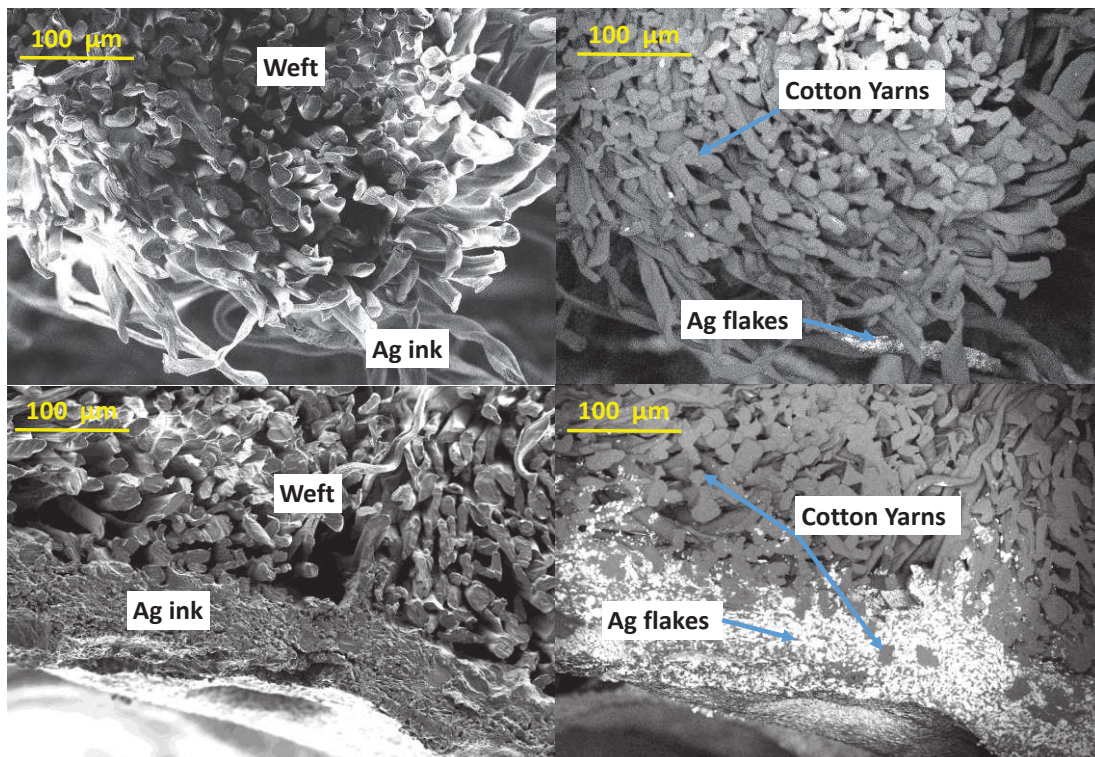


Figura 5. Tejido B impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

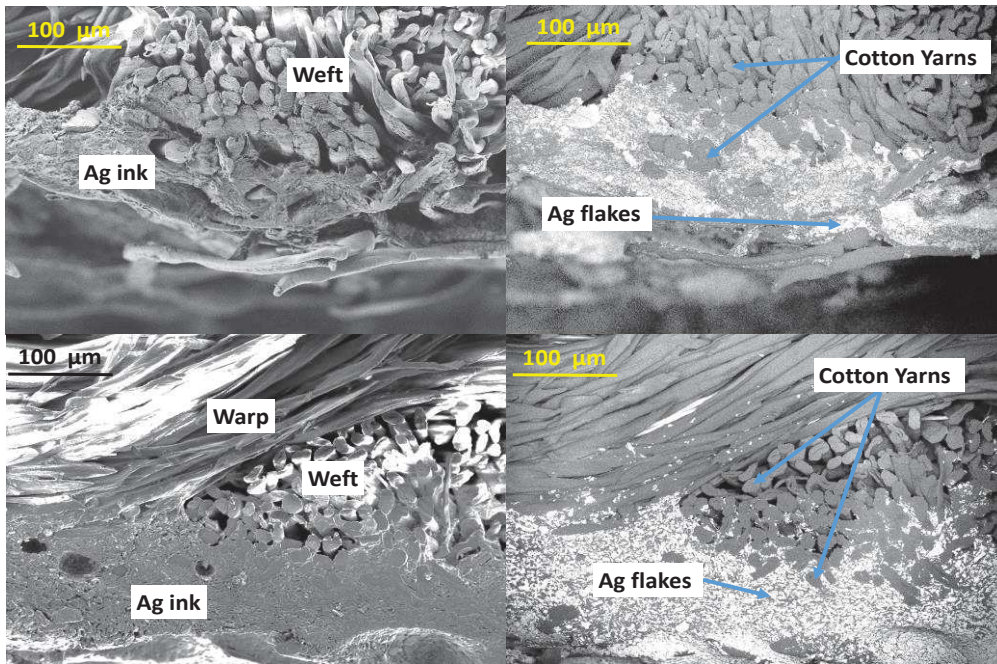


Figura 6. Tejido C impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinicas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

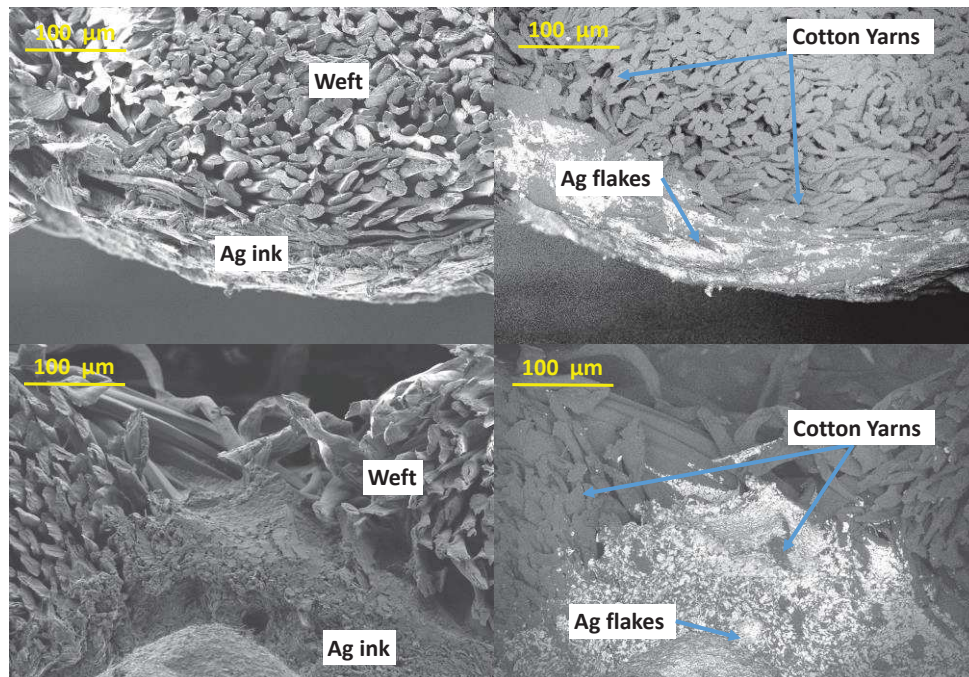


Figura 7. Tejido D impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinicas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

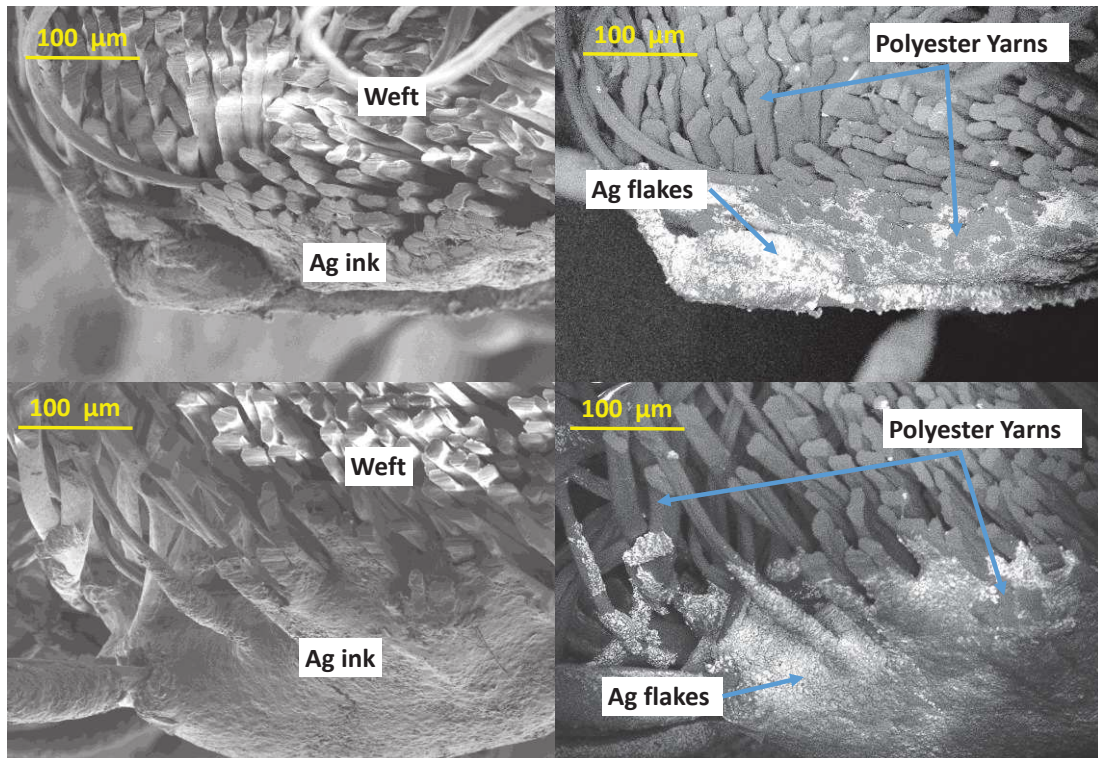


Figura 8. Tejido E impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinis y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

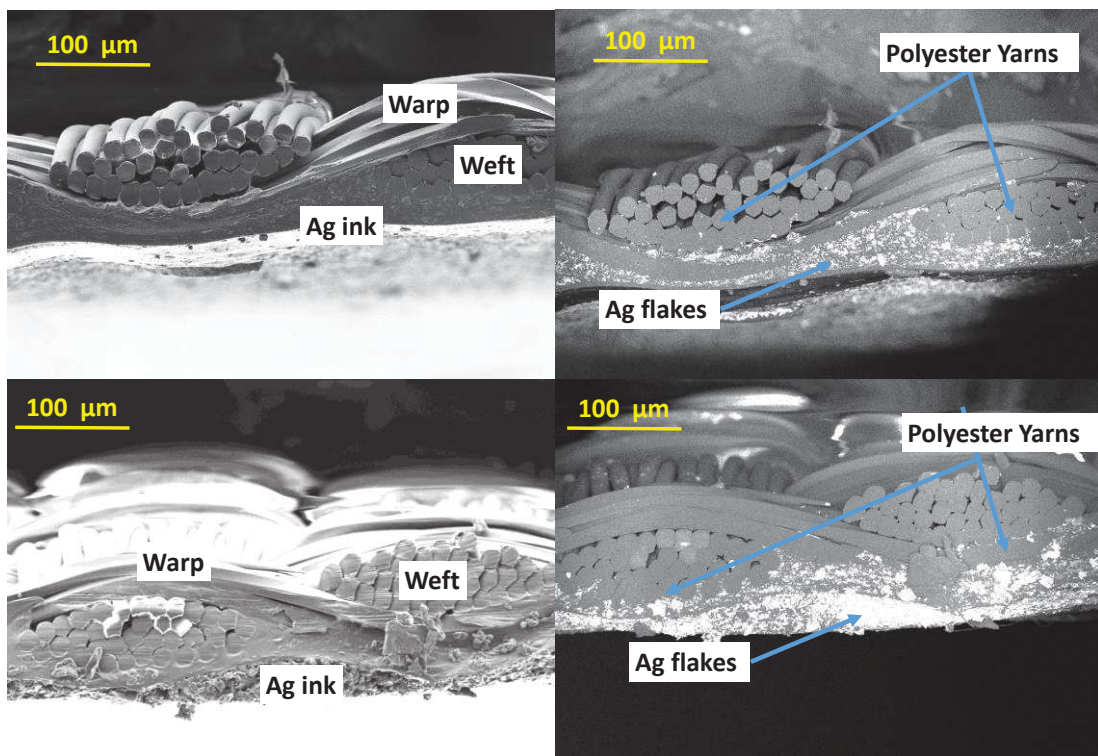


Figura 9. Tejido F impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinis y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

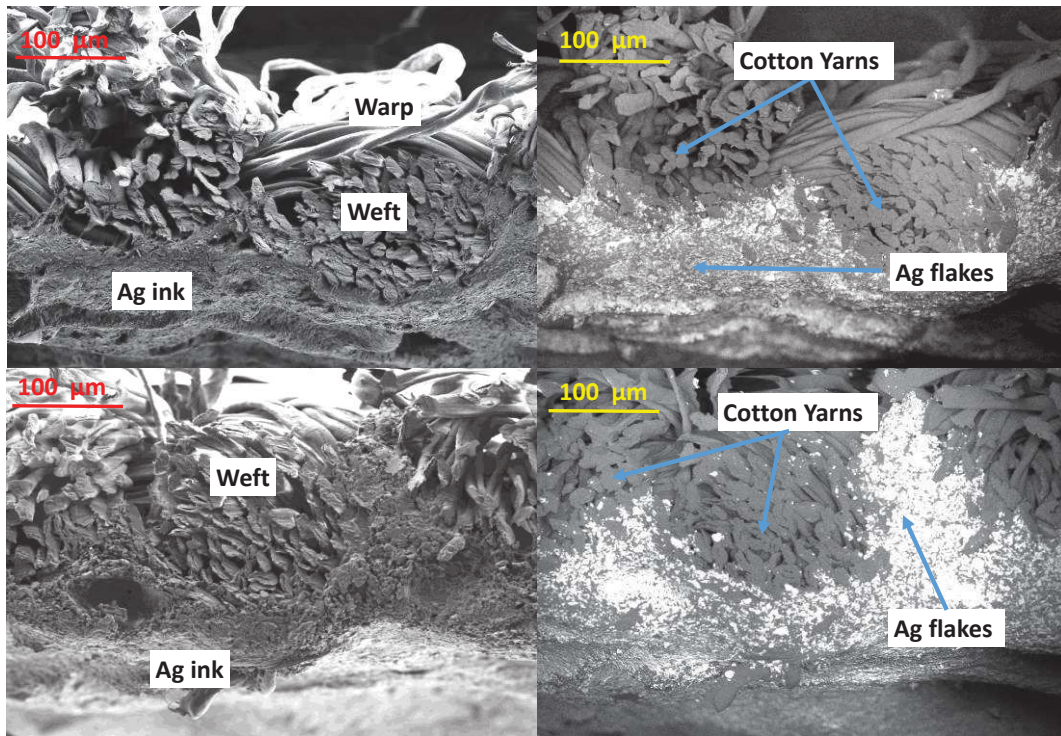


Figura 10. Tejido G impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinicas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

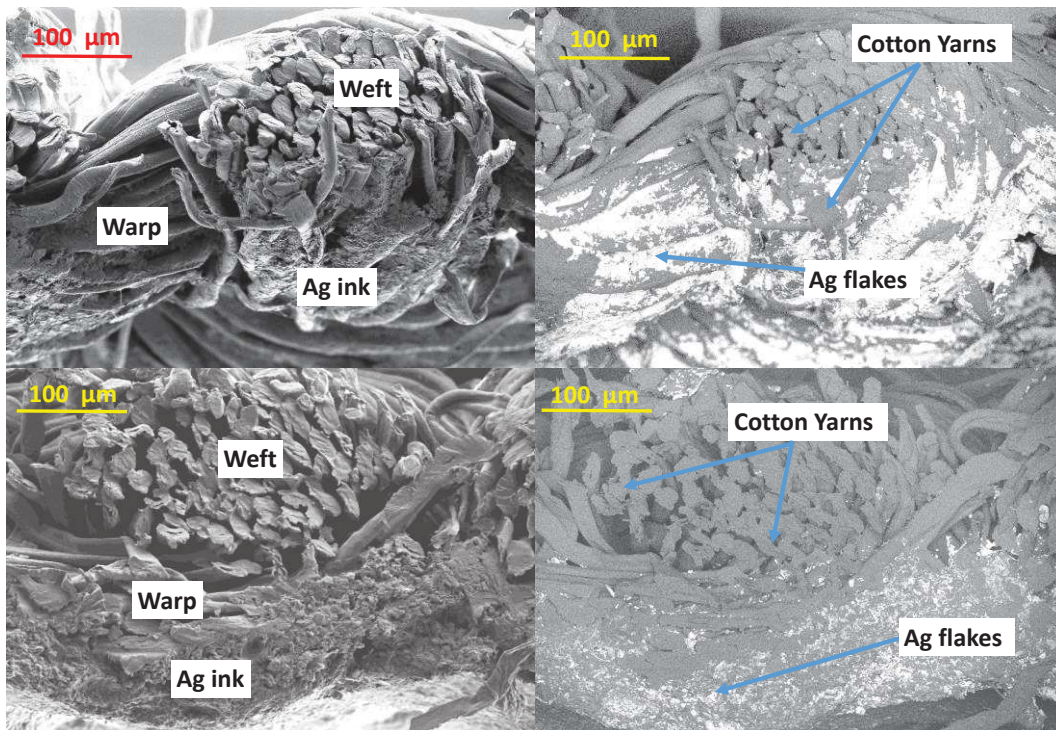


Figura 11. Tejido H impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinicas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

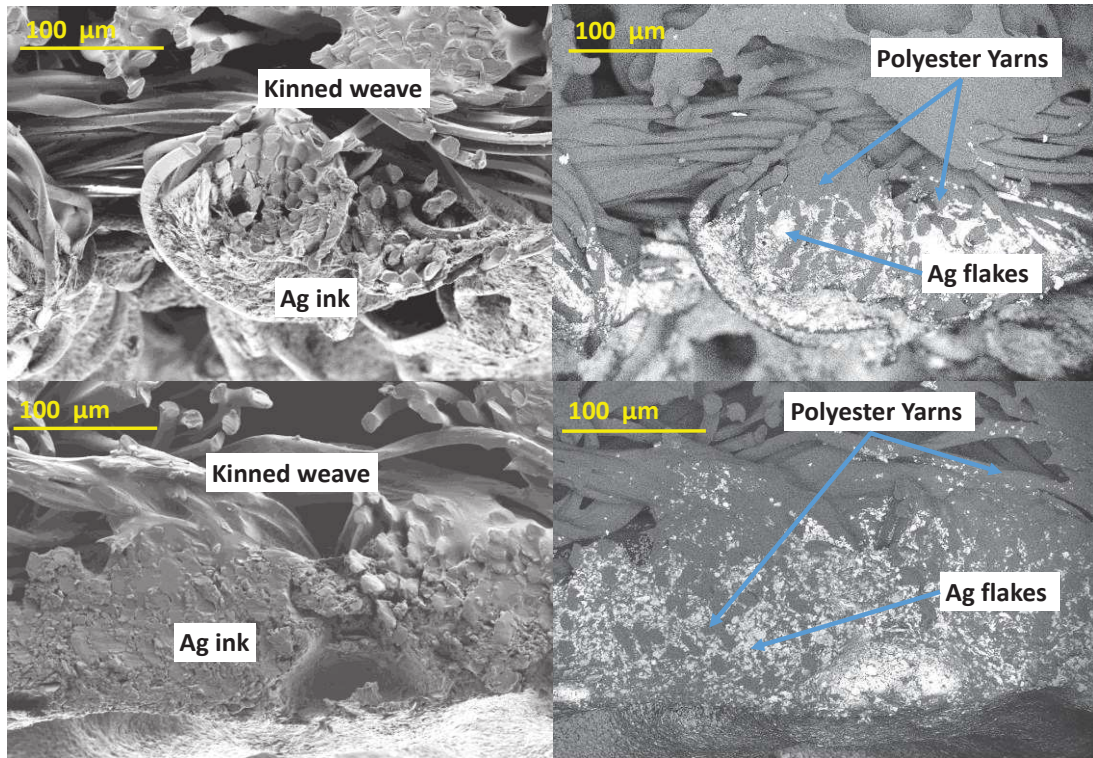


Figura 12. Tejido I impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinicas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

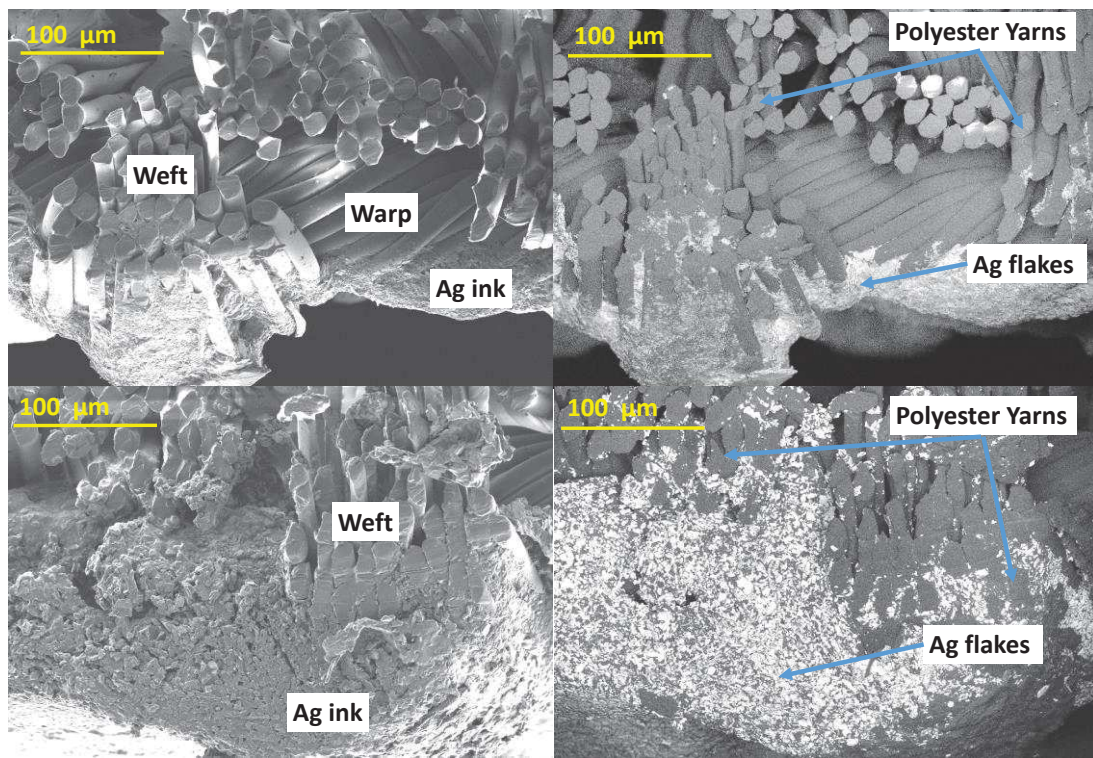


Figura 13. Tejido J impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinicas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

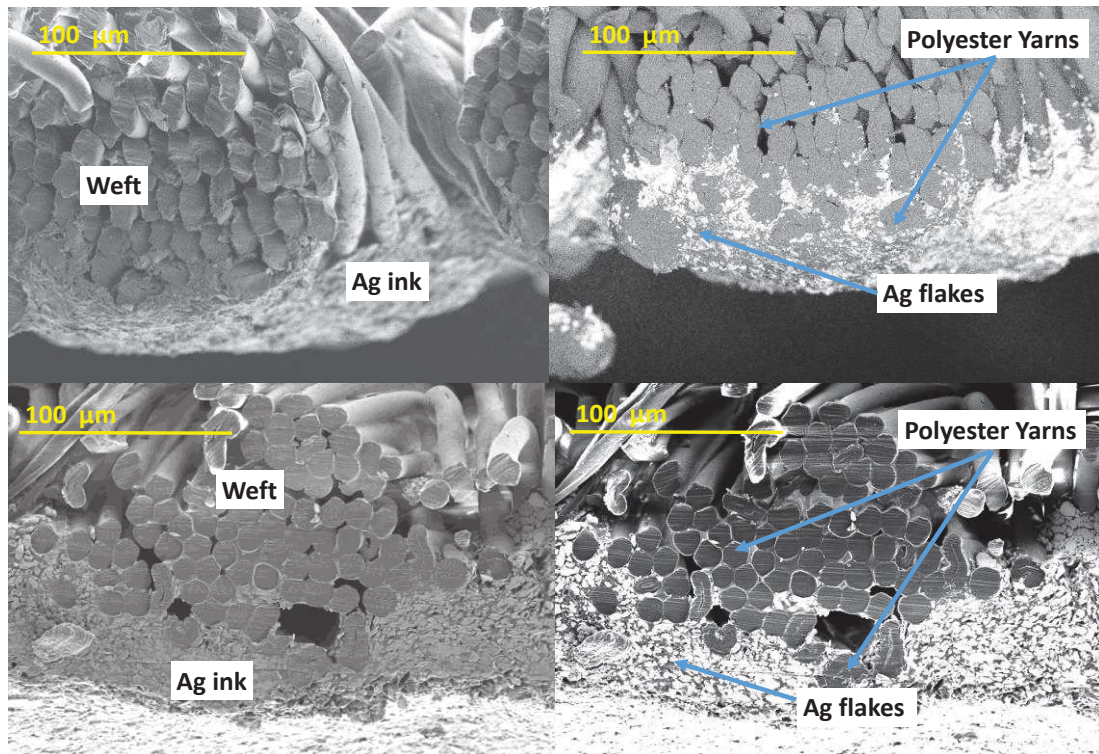


Figura 14. Tejido K impreso con tinta Dupont (arriba) y tinta Inkron (abajo). Las imágenes SE a la izquierda muestran una caracterización visual de la tela y la tinta, y las imágenes a la derecha muestran mapas de orientaciones cristalinas y texturales por EBSD para determinar la posición de las partículas de plata. Fuente: propia.

El resultado de la resistencia obtenida se observa a nivel superficial en las Figura 15 y Figura 16. En estas figuras se muestra la muestra S4-V con un aumento de x8 según el tipo de tela, tipo de tinta y orientación de impresión, mostrando en cada caso el valor de la resistencia obtenido.

Se observa como en las telas de mayor espesor, menor densidad y diámetro de hilo mayor o no hay continuidad eléctrica en las muestras o se consiguen valores muy altos de resistencia (telas A, B, C, D y E). En la mayoría de estas telas se puede observar como la tinta o bien no penetra en la tela o simplemente se produce una impresión en las crestas del tejido sin dar continuidad a la plata a lo largo de la muestra. En las telas con mejores resultados se observa una uniformidad en la capa de plata obteniéndose mayor o menor valor de resistencia en función de la cantidad de plata que la tela admite; visualmente es muy claro en telas como la TG, TH, TI, TJ y TK.

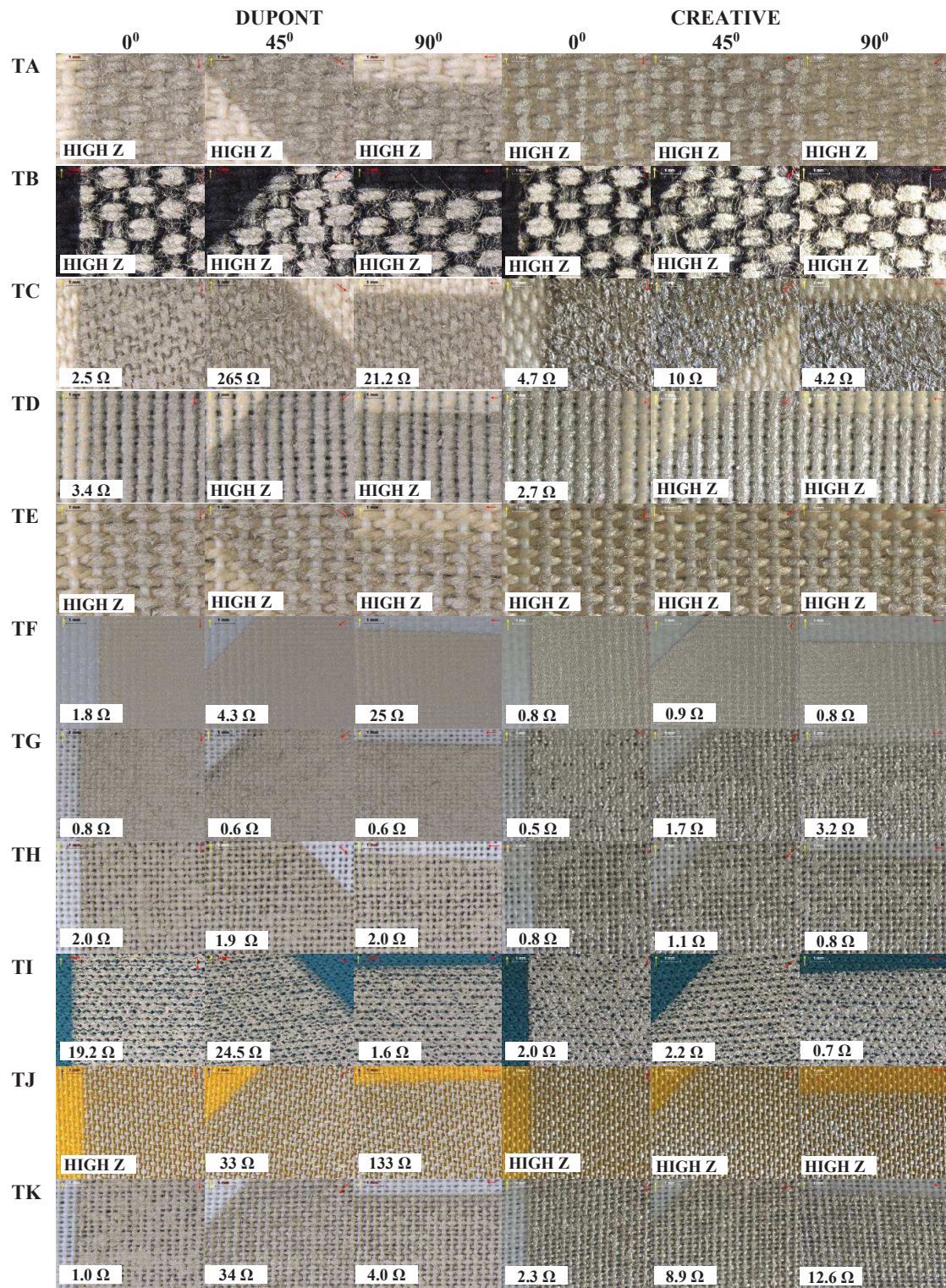


Figura 15. Ampliación (x8) de las impresiones con las tintas Dupont y Creative sobre las distintas telas y con distintas orientaciones de impresión. La muestra visualizada es la S4-V. En cada fotografía aparece el valor de la resistencia obtenida tras la segunda impresión. Fuente: propia.

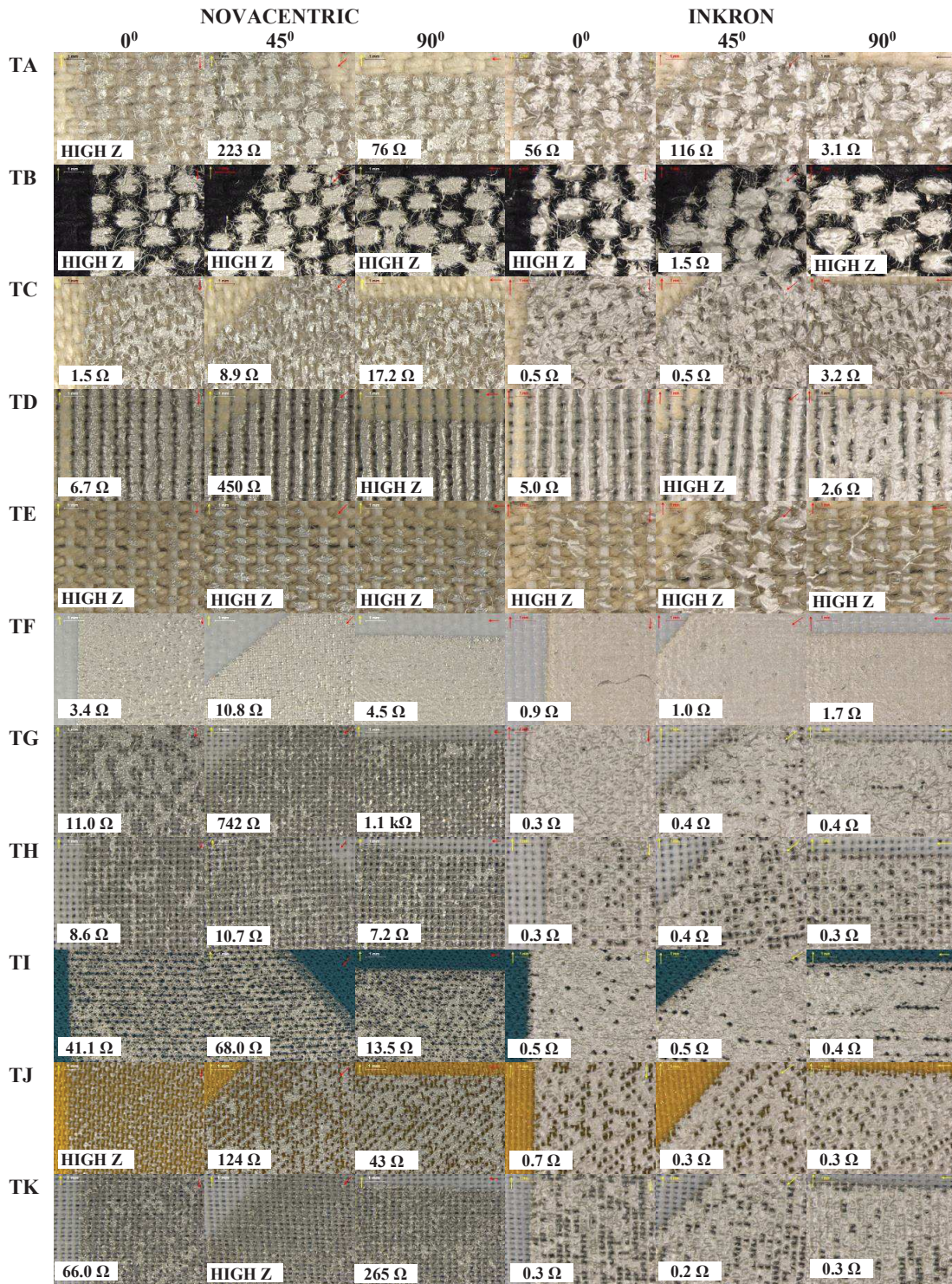


Figura 16. Ampliación (x8) de las impresiones con las tintas Novacéntrico e Inkron sobre las distintas telas y con distintas orientaciones de impresión. La muestra visualizada es la S4-V. En cada fotografía aparece el valor de la resistencia obtenida tras la segunda impresión. Fuente: propia.

En función de los resultados mostrados en la Tabla 9 y de las Figura 15 y Figura 16 se puede hacer un estudio de cuál es la mejor dirección de impresión (0°, 45° o 90°). En la Tabla 10 se muestra este estudio en función de las tintas, de la dirección de las muestras y de las telas; en el caso de las telas solo se han estudiado aquellas en las que se obtiene un buen resultado de impresión.

Tabla 10. Dirección de impresión más óptima en función de la tela, tinta y dirección de las muestras. C: circunferencia, V: vertical, H: horizontal y D: diagonal. 0° misma dirección que la trama, 90° misma dirección que la urdimbre y 45° diagonalmente a ambas.

	DUPONT PE873				CREATIVE 127-48				NOVACENTRIC HPS-DEV FLX5				INKRON IPC-603X			
	C	V	H	D	C	V	H	D	C	V	H	D	C	V	H	D
TF	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	45°	0°	0°	0°
TG	90°	90°	90°	90°	0°	0°	0°	0°	-	0°	0°	0°	0°	0°	0°	45°
TH	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	-	90°	0°	0°	0°	0°	0°	0°
TI	0°	90°	0°	0°	0°	90°	0°	45°	-	90°	0°	90°	45°	45°	45°	45°
TJ	-	0°	90°	0°	-	-	-	-	-	90°	45°	45°	45°	45°	90°	45°
TK	0°	0°	0°	90°	-	0°	90°	90°	-	0°	0°	-	45°	45°	45°	45°

Para realizar la Tabla 10 se ha considerado el valor más pequeño de resistencia en cada orientación, pero la elección de la orientación óptima no implica que no se pueda utilizar el resto de las orientaciones de impresión, eso sí, con resultados de mayor valor de resistencia. Así de la Tabla 10 se puede observar que la dirección óptima es aquella que utiliza la misma que la trama (0°), aunque se debe considerar la utilización de otra dirección según el patrón de dibujo que se vaya a utilizar.

1.4.2. Estudio del pretratamiento con tintas dieléctricas sobre tejidos

Con el objetivo de mejorar la impresión de las tintas conductoras sobre aquellas telas que ofrecen peores resultados (A, B, C, D, E y K) se realizó una impresión de material dieléctrico (Tabla 4). En el caso de las telas A y B al ser muy parecidas se realizó el estudio solo sobre la tela A. El proceso de esta fase ya ha sido detallado en el punto del diseño del estudio.

La Figura 17 muestra el resultado de la impresión de los de las tres tintas dieléctricas sobre las telas objeto de este estudio. En el caso de las telas A, C, D y E las tintas se embeben dentro del tejido por lo que sigue existiendo rugosidad y no se obtiene una buena planaridad. En la tela K se obtienen buenos resultados con cualquier de las tres tintas. Si se comparan los valores de rugosidad de las telas sin dieléctrico (Tabla 8) con los valores con dieléctricos (Tabla 11) se observa que solo se consigue una mejora de la rugosidad con la tinta EMS DI-7542 en todas las telas, con las dos tintas restantes se mantienen los índices de rugosidad e incluso empeoran.

Tabla 11. Parámetros de rugosidad de los tejidos con dieléctricos.

	Ra (μm)	Rq (μm)	Rz (μm)
TA+Creative 127-48D	40.52	49.24	229.37
TA+EMS DI-7542	31.15	36.47	181.12
TA+Inkron IPD-670	30.61	37.18	178.41
TC+Creative 127-48D	29.40	34.86	171.05
TC+EMS DI-7542	23.36	28.46	146.94
TC+Inkron IPD-670	28.01	34.43	197.13
TD+Creative 127-48D	37.06	46.10	243.00
TD+EMS DI-7542	27.56	34.54	185.76
TD+Inkron IPD-670	28.53	29.83	180.57
TE+Creative 127-48D	56.11	67.76	298.67
TE+EMS DI-7542	38.85	47.61	251.49
TE+Inkron IPD-670	47.02	59.58	344.08
TK+Creative 127-48D	17.77	22.92	133.15
TK+EMS DI-7542	11.54	14.93	96.53
TK+Inkron IPD-670	18.12	26.95	168.48

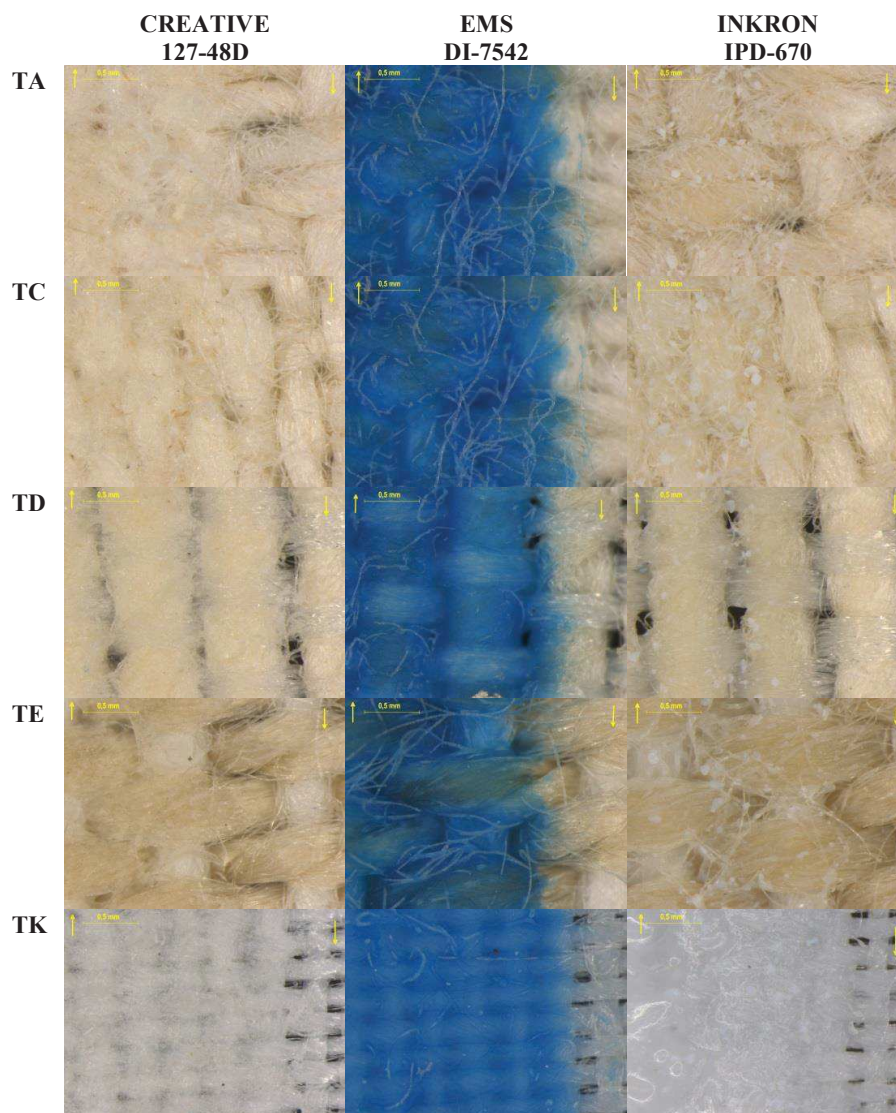


Figura 17. Magnification (x25) de las impresiones con las tintas dieléctricas sobre las distintas telas. La impresión ha sido en la dirección de la trama (0°). Fuente: propia.

Tras la impresión de las tintas dieléctricas se realizó una impresión de la tinta conductora para estudiar los valores de resistencia obtenidos. La Tabla 12 muestra el valor de

resistencia de las muestras más significativas (en este caso las de mayor tamaño) dependiendo del tipo de tela y orientación de la muestra. Según el resultado de la Tabla 10 se decidió realizar la impresión en la misma dirección de la trama (0°), además según los resultados obtenidos en las Tabla 7 y Tabla 9 se decidió utilizar la tinta con peores resultados, es decir CREATIVE, con el objetivo de valorar si se mejoraba la impresión. Los resultados se muestran en la Figura 18 y la Tabla 12 y se puede concluir que no se mejora la impresión de la tinta sobre las telas utilizando estos dieléctricos. El único caso en los que se ha obtenido una buena impresión ha sido con la tela K, en este caso los valores más bajos de resistencia se obtienen cuando se imprime sobre la tela directamente, aunque los mejores porcentajes de muestras que presentan conductividad se obtienen en el caso de los dieléctricos EMS DI-7542 y INKRON IPD-670.

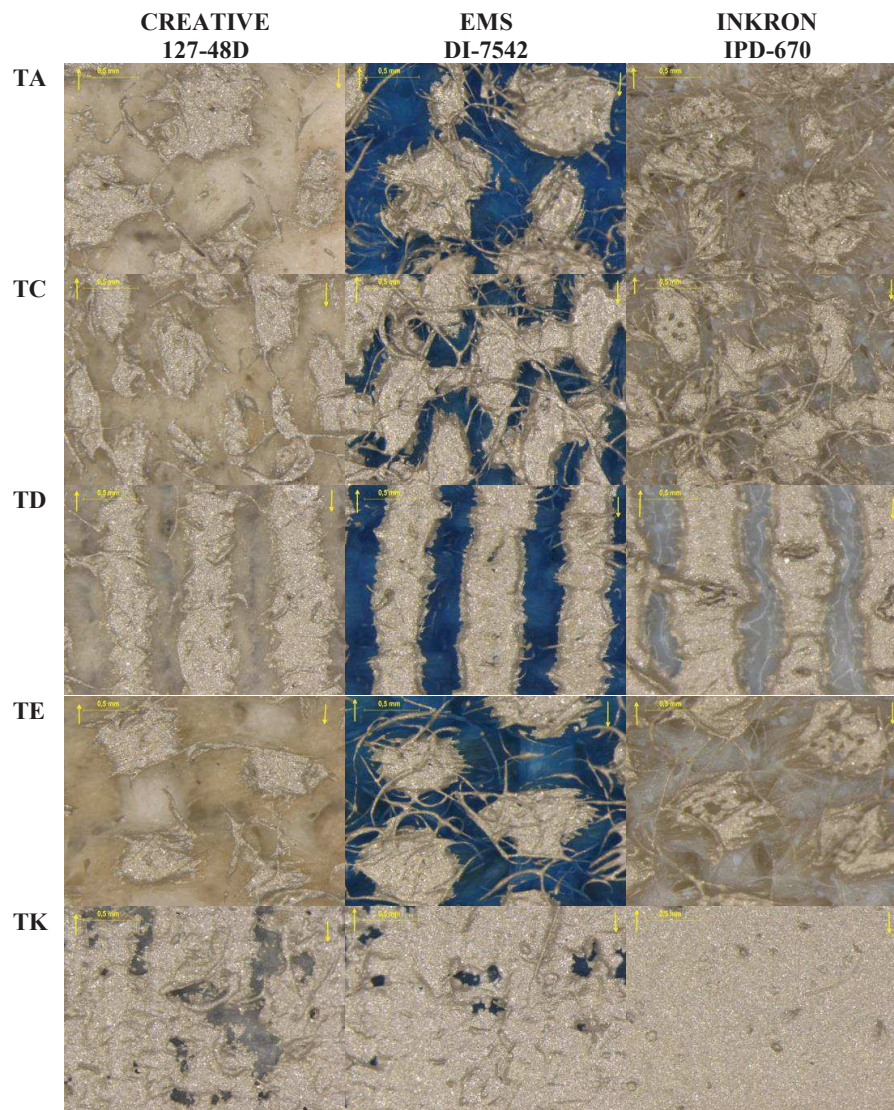


Figura 18. Magnificación (x25) de las impresiones con las tintas conductoras sobre los dieléctricos. La impresión se realizó en la dirección de la trama (0°). Tinta CREATIVE 127-48. Fuente: propia.

Tabla 12. Valor de resistencia (Ω) de las muestras más significativas (tamaño más grande) dependiendo de las telas y dieléctricos y la orientación de la muestra para la tinta Creative 127-48 Silver. La dirección de la impresión es 0° (misma dirección que la trama). La medición se realiza después de la segunda impresión.

	Sin Dieléctrico	CREATIVE 127-48D	EMS DI-7542	INKRON IPD-670
TA	S3-C	-	-	-
	S4-V	-	-	-
	S5-H	-	-	-
	S13-D	-	-	-
TC	S3-C	-	-	-
	S4-V	4.7	299	-
	S5-H	3.2	85	-
	S13-D	4.3	33	50
TD	S3-C	-	-	-
	S4-V	2.7	60	150
	S5-H	-	-	-
	S13-D	-	-	10
TE	S3-C	-	-	-
	S4-V	-	-	-
	S5-H	-	-	-
	S13-D	-	-	-
TK	S3-C	-	-	68
	S4-V	2.3	9.4	14
	S5-H	8.5	2.4	2.6
	S13-D	1.1	1.8	6

1.4.3. Estudio de las películas de poliuretanos sobre tejidos

Como alternativa a los dieléctricos se decidió utilizar films de poliuretano (Tabla 5) por sus características dieléctricas y su facilidad en adherirlos a los tejidos. Tras termosellar los poliuretanos, se realizó la impresión de la tinta conductora con los resultados mostrados en la Tabla 13. Los resultados obtenidos son excelentes en todos los casos, con valores de resistencia muy próximos al patrón (Tabla 6) y con un porcentaje de muestras con conductividad del 100 %. Así la utilización de films de poliuretanos permite realizar impresiones de tintas conductoras sobre aquellas telas donde la impresión directa es inviable. Se infiere de todos los experimentales anteriores que los resultados con el resto de las tintas deberían ser igual de excelentes.

Ya que el comportamiento mecánico de los films es distinto al de las telas se realizó un estudio de alargamiento de estos films y así valorar el comportamiento de las tintas conductoras. El estudio se realizó para la tinta más estirable (INKRON) y para una de las no estirables (CREATIVE). El proceso de esta fase ya ha sido detallado en el punto de desarrollo del estudio. Las telas estudiadas pueden admitir una elongación entre el 10% y el 350% tal como muestra la Tabla 14, dado que el parámetro más restrictivo en la elongación del 10% en telas se ha realizado el estudio de los poliuretanos hasta un máximo del 10%.

La Tabla 19 muestra el incremento porcentual del valor de resistencia en función de la elongación de la muestra para los cuatro films de poliuretano y para las tintas de CREATIVE e INKRON. La tinta no estirable (CREATIVE) sufre una gran variación en el valor de resistencia de los patrones llegando a un 650 % de incremento de resistencia al 10 % de elongación frente al 250 % obtenido con la tinta de INKRON. El tipo de film

también influye en el resultado final y se observa que con DELSTAR EU94 se obtienen menores incrementos de resistencia incrementándose progresivamente con la EU50, la INSPIRE 2370 y la UAF-455. La capacidad se vería afectada por el aumento del tamaño de área de las placas conductoras durante la elongación; de los valores de capacidad real obtenidos (Tabla 19) se deduce que en el peor de los casos se admite una variación de la capacidad del 2% para permanecer en el rango de hasta 60 pF. Para valores de elongación menores del 2% los films EU50, la INSPIRE 2370 y la UAF455 se comportan de una manera similar, obteniéndose los mejores resultados con la EU94DS y la tinta de Inkron. En el rango del 2% de elongación las tintas sufren hasta un 50% de incremento del valor de la resistencia del patrón. Aunque estos valores puedan ser significativos no deberían tener una gran influencia en el valor de la capacidad de un sensor capacitivo ya que esta no depende de valor de las placas conductoras del condensador. A pesar de estos resultados se decidió utilizar la UAF-455 ya que era la que presentaba mejor adherencia sobre todas las telas estudiadas, el resto presentaba problemas de adherencia tras los estudios.

Tabla 13. Valor de resistencia (Ω) de las muestras más significativas (tamaño más grande) según las telas y los poliuretanos y la orientación de la muestra para la tinta Creative 127-48 Silver. La medición se realiza después de la segunda impresión.

		DELSTAR EU50	DELSTAR EU94DS	INSPIRE 2370	ADHESIVE FIMS UAF-445
TA	S3-C	35.8	23.5	21.7	18.7
	S4-V	5.3	3.1	2.7	2.9
	S5-H	3.7	1.8	1.5	2.3
	S13-D	1.3	1.7	1.3	1.3
TC	S3-C	25.4	30.8	11.3	20.9
	S4-V	2.9	3.9	2.2	5.6
	S5-H	1.7	2.8	1.0	3.0
	S13-D	1.7	2.1	1.1	2.8
TD	S3-C	16.2	24.2	15.0	26.0
	S4-V	2.0	4.3	2.2	5.2
	S5-H	1.8	2.3	1.5	3.9
	S13-D	1.0	2.4	1.7	3.4
TE	S3-C	16.9	12.8	10.7	19.1
	S4-V	2.5	2.4	2.5	4.5
	S5-H	1.5	1.3	1.2	2.1
	S13-D	1.0	1.4	1.8	1.8
TK	S3-C	21.3	20.4	15.4	27.0
	S4-V	3.9	2.9	3.0	5.1
	S5-H	2.8	3.5	2.0	2.8
	S13-D	2.1	1.5	1.6	2.4

Tabla 14. Elongación máxima en dirección de la trama y urdimbre [%]

Tela	Urdimbre	Trama
TA	27	19
TB	9	23
TC	16	15
TD	53	16
TE	40	24
TF	31	34
TG	18	18
TH	10	18
TI	350	110
TJ	61	67
TK	26	35

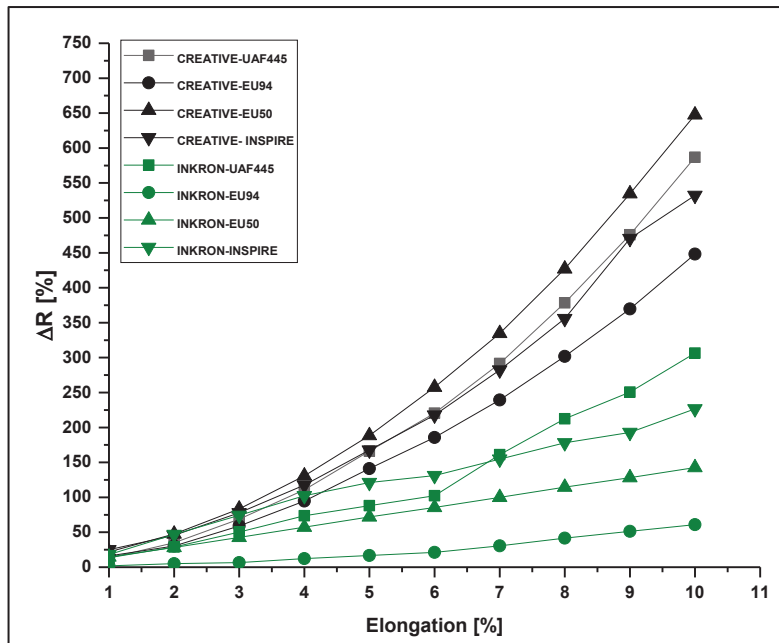


Figura 19. Incremento porcentual del valor de resistencia en función de la elongación de la muestra para los cuatro film de poliuretano y para las tintas de CREATIVE e INKRON.

1.4.4. Estudio de las tintas dieléctricas sobre tejidos.

Se realizó un estudio de las permitividades relativas (ϵ_r) de los distintos materiales utilizados en este trabajo: Tabla 15 muestra la ϵ_r de las telas, la Tabla 16 muestra la ϵ_r de las telas que necesitan una capa de dieléctrico en su superficie (A, B, C, D, E y K) para cada uno de las tintas dieléctricas utilizadas, la Tabla 17 muestra la ϵ_r de estas telas con film de poliuretano en una o en las dos caras de la tela. Por último, la tabla 18 muestra la ϵ_r de todas las telas con film de poliuretano UAF-445 elegido para realizar los prototipos finales.

Tabla 15. Permitividad relativa de tejidos ϵ_r @100 kHz

Tejido	Permitividad relativa
Tipo A	2.64
Tipo B	2.65
Tipo C	2.58
Tipo D	1.93
Tipo E	1.37
Tipo F	2.37
Tipo G	1.83
Tipo H	2.60
Tipo I	1.84
Tipo J	1.49
Tipo K	1.73

Tabla 16. Permitividad relativa de tintas dieléctricas en tejidos. ϵ_r @100 kHz

	CREATIVE 127-48D	EMS DI-7542	INKRON IPD-670
Tinta	1.72	5.68	4.20
TA	2.04	2.98	3.68
TC	5.38	2.98	3.37
TD	3.91	2.32	3.07
TE	2.83	1.96	2.95
TK	1.33	1.73	2.22

Tabla 17. Permitividad relativa de poliuretanos en tejidos ϵ_r @100 kHz

	DELSTAR EU50	DELSTAR EU94DS	INSPIRE 2370	ADHESIVE FIMS UAF-445	
Film	1.30	1.46	1.37	1.86	
TA	1 capa	2.33	2.52	2.20	2.87
	2 capas	2.33	3.30	2.76	2.88
TC	1 capa	2.20	2.45	2.07	2.57
	2 capas	2.34	2.96	2.53	2.79
TD	1 capa	2.05	2.08	1.81	2.35
	2 capas	2.21	2.91	1.98	2.64
TE	1 capa	1.79	1.86	1.73	2.05
	2 capas	1.67	2.36	1.65	2.18
TK	1 capa	1.80	1.98	1.55	2.23
	2 capas	2.97	2.89	1.96	2.96

Tabla 18. Permitividad relativa de tejidos con UAF445 ϵ_r @100 kHz

Tejido	Permitividad relativa	
	1 capa	2 capas
Tipo A	2.87	2.88
Tipo B	2.02	2.24
Tipo C	2.57	2.79
Tipo D	2.36	2.64
Tipo E	2.05	2.18
Tipo F	2.32	3.07
Tipo G	2.59	3.22
Tipo H	3.73	3.76
Tipo I	2.02	2.47
Tipo J	1.6	2.4
Tipo K	2.23	2.96

Con estos valores de permitividad relativa y con los espesores de dieléctrico obtenidos (Telas, Telas + tinta dieléctrica y Telas + Poliuretanos) se ha realizado un análisis del valor de capacidad esperado para un condensador plano de 7 mm^2 de área. En la Figura 20 se muestran los valores de capacidad solo utilizando las telas, en la Figura 11 el valor esperado con telas más tintas dieléctricas, en la Figura 12 el valor esperado con telas más film de poliuretano. En las Figura 21 y Figura 22 solo se han valorados las telas más problemáticas, es decir A, B, C, D, E y K.

Para conseguir valores pequeños de capacidad se necesitan espesores de capa grandes y permitividades relativas de pequeño valor. De la Figura 20 se observa que con la tela E se obtienen capacidades de aproximadamente 10 pF pero es una tela que no permite imprimir directamente tinta conductora. Las telas A, B, C y D tienen valores de espesor elevado que compensan sus altos valores de permitividad relativa obteniéndose capacidades entre 30 y 40 pF, en cualquier caso, la impresión de tinta conductora directamente sobre ellas es poco factible. Las telas F, G y H que mejor permiten la impresión directa tienen un valor muy bajo de espesor y alto valor de permitividad dieléctrica por lo que se consiguen valores muy altos de capacidad ($> 90 \text{ pF}$). Por último, las telas I, J y K tienen unos valores de espesor y permitividad equilibrados con los que se obtienen también valores capacidad entre 40 y 60 pF.

Tal como se ha comentado, en las telas A, B, C, D, E y K se imprimió un dieléctrico para permitir la posterior impresión de las tintas conductoras. Además, al añadir la capa de dieléctrico se obtiene un mayor espesor de dieléctrico total y por lo tanto las capacidades pueden disminuir, siempre que la permitividad relativa total de la tela y el dieléctrico no se incremente excesivamente. Con la tela A, con una capacidad de 38 pF, se obtiene una variación de capacidad que oscila entre los 19 y los 35 pF dependiendo del dieléctrico. En la tela C, con una capacidad de 60 pF, se obtiene una variación de entre 34 y 62 pF. En la tela D, con una capacidad de 31 pF, sufre una variación entre 39 y 67 pF. La tela E, con una capacidad de 13 pF, sufre una variación entre 20 y 31 pF. Por último, con la tela K, con una capacidad de 63 pF, se obtiene una variación entre 45 y 76 pF. La variación no es debida al mismo dieléctrico, para las telas A y K el mejor dieléctrico es el CREATIVE 127-48D y para las telas C, D y E es el EMS DI-7542. Este hecho se debe a la influencia del dieléctrico sobre la permitividad relativa total y no sobre el espesor total que no parece tener mucha variación entre ellos, así la permitividad de la tela A y K se reduce con CREATIVE 127-48D pero aumenta con el resto, mientras que las telas C, D y E a pesar de que su permitividad aumenta con todos los dieléctricos, se incrementa menos con EMS DI-7542. En estas variaciones de la permitividad pueden estar relacionados con la cantidad de aire que se retiene entre la tela y el dieléctrico tras la impresión y la irregularidad de la tinta dieléctrica a lo largo de la superficie del tejido.

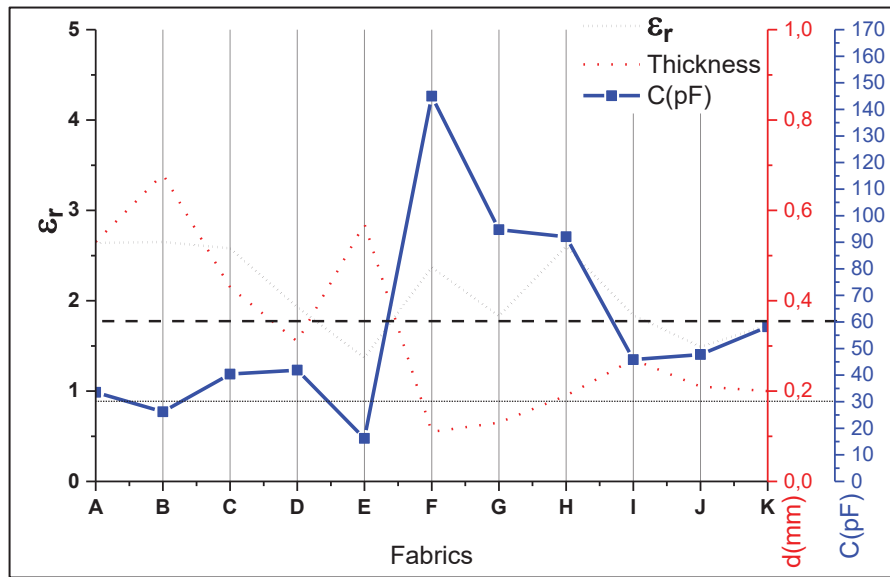


Figura 20. Valor esperado de la capacidad en función de la telas. Fuente: Propia.

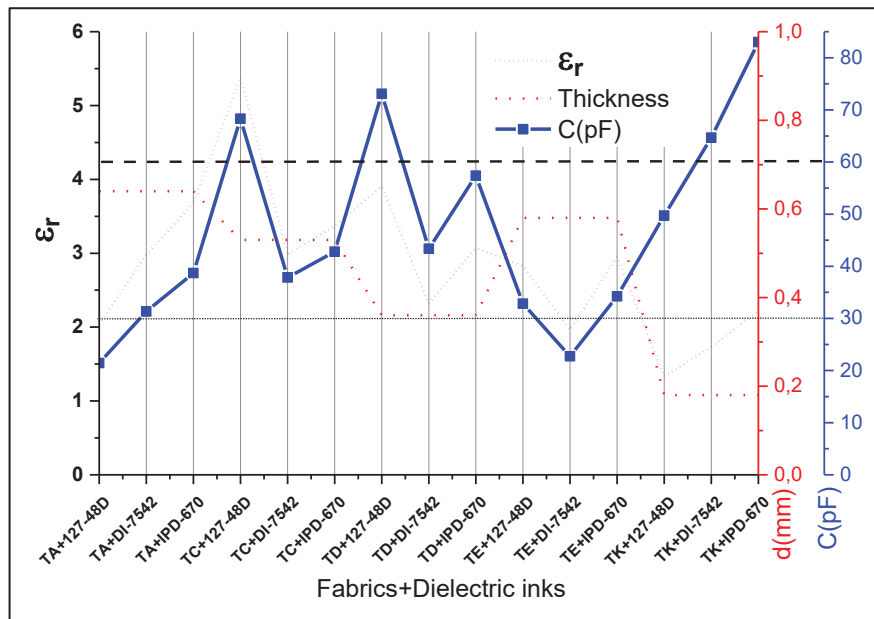


Figura 21. Valor esperado de la capacidad en función de la telas con tintas dielectricas. Fuente: Propia.

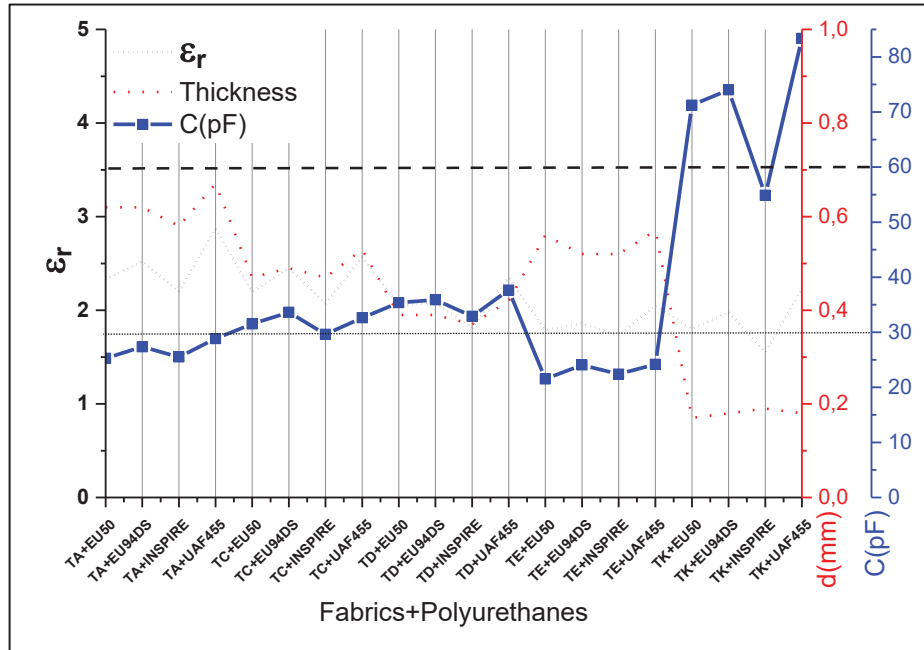


Figura 22. Valor esperado de la capacidad en función de la telas con film de poliuretano en una sola cara de la tela. Fuente: Propia.

Si nos centramos en un solo poliuretano, el UAF-455, se puede determinar el valor estimado de la capacidad cuando se aplica el poliuretano por una sola cara (Figura 23) o por las dos caras de la tela (Figura 24). En el primer caso las telas TA, TB y TE permiten obtener capacidades por debajo de los 30 pF y las telas TC, TD, TI, TJ y TK por debajo de los 60 pF. Las telas TF, TG y TH superan el límite de los 60 pF. En el caso de dos capas de poliuretano se consigue mejorar la capacidad quedando solo descartada la tela TF por superar los 60 pF.

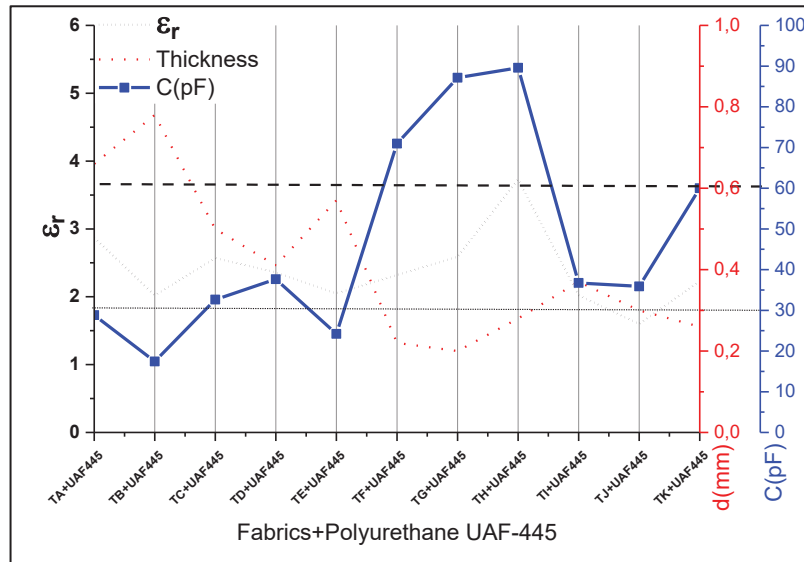


Figura 23. Valor esperado de la capacidad en función de la telas con film de poliuretano EUF-455 en una sola cara de la tela. Fuente: Propia.

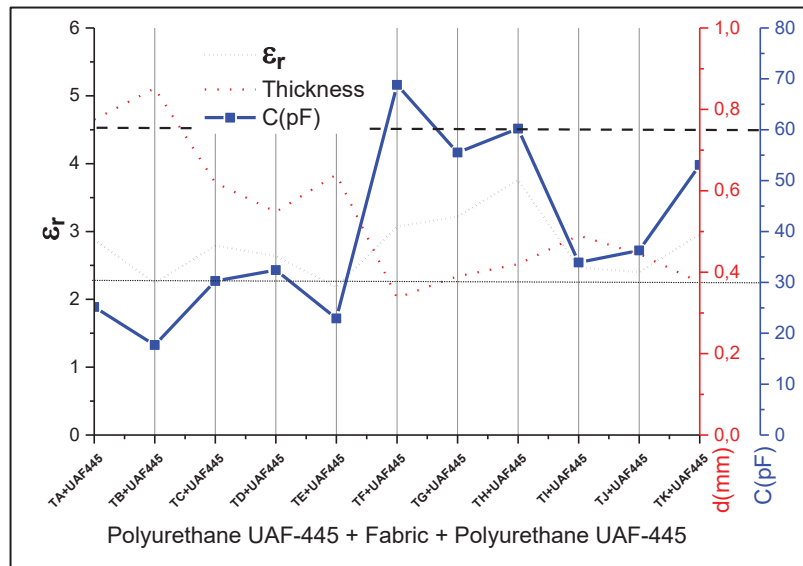


Figura 24. Valor esperado de la capacidad en función de la telas con film de poliuretano UAF-445 en las dos caras de la tela. Fuente: Propia.

Para finalizar el experimental se imprimieron condensadores planos utilizando todas las telas. Imprimiendo directamente las tintas conductoras en las telas que lo permiten y empleando films de poliuretanos en el resto (Figura 25.a). Para evitar cortocircuitos entre las placas del condensador se utilizó también films de poliuretano sobre una de las caras en aquellas telas que se había impreso directamente la tinta conductora sobre una de las capas (Figura 25.b).

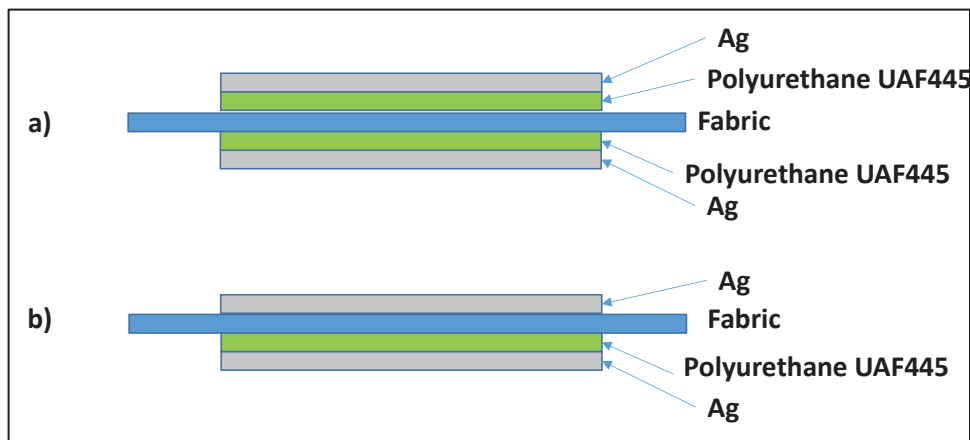


Figura 25. Estructuras utilizadas para el condensador: a) Políuretano en las dos caras (llamado Ca) y b) políuretano solo en una de las caras (llamado Cb). Fuente: Propia.

El valor real obtenido al medir cada uno de los condensadores se comparó con el valor teórico nominal (C_n) y con el valor de la capacidad con efecto Edge (C_{edge}). Ese valor tiene en cuenta el efecto de las líneas de campo alrededor de los bordes del condensador y se puede calcular según las Ecuación 4 y Ecuación 5.

$$C = \frac{0.0885 \cdot \epsilon_r \cdot (L + \Delta f) \cdot (w + \Delta f)}{t} \quad \text{Ecuación 4}$$

$$\Delta f = t + \frac{0.0885 \cdot t \cdot 10 \cdot \ln((L + w) + 1)}{\pi} \quad \text{Ecuación 5}$$

Donde C = valor de la capacidad en pF; L = longitud en cm; w = ancho en cm; t = espesor en cm; ϵ_r = permitividad relativa.

La Tabla 19 muestra los valores de las capacidades teóricas y del valor real medido con un LCR meter. Se han omitido los valores de las telas TA, TB, TC, TD y TE con poliuretano en una sola cara por la dificultad de obtener continuidad en la cara sin poliuretano. En la Figura 26 se muestran gráficamente los resultados de la tabla 19. En general los resultados teóricos son validados por los reales salvo en la tela TF, TH y TI en el tipo de condensador Cb debido posiblemente al valor del espesor teórico de las telas frente al real después del termosellado.

Tabla 19. Valores de capacidad teórica nominal (C_n), con efecto Edge (C_{edge}) y valores reales (C_{real}) para las telas a dos caras de poliuretanos (Ca) y a una cara (Cb).

	Ca (pF)			Cb (pF)		
	C_n	C_{edge}	C_{real}	C_n	C_{edge}	C_{real}
TA	25.16	28.73	32.13	-	-	-
TB	17.69	20.48	29.46	-	-	-
TC	30.27	33.72	38.45	-	-	-
TD	32.42	35.68	37.44	-	-	-
TE	22.91	25.61	37.40	-	-	-
TF	68.82	72.60	84.70	70.96	78.02	101.75
TG	55.53	59.59	65.70	87.14	90.32	90.13
TH	60.21	64.85	71.40	89.60	94.18	107.37
TI	33.90	36.95	40.83	36.72	39.20	43.72
TJ	36.28	39.23	39.12	35.87	37.93	55.27
TK	53.09	56.73	61.69	59.99	62.73	61.69

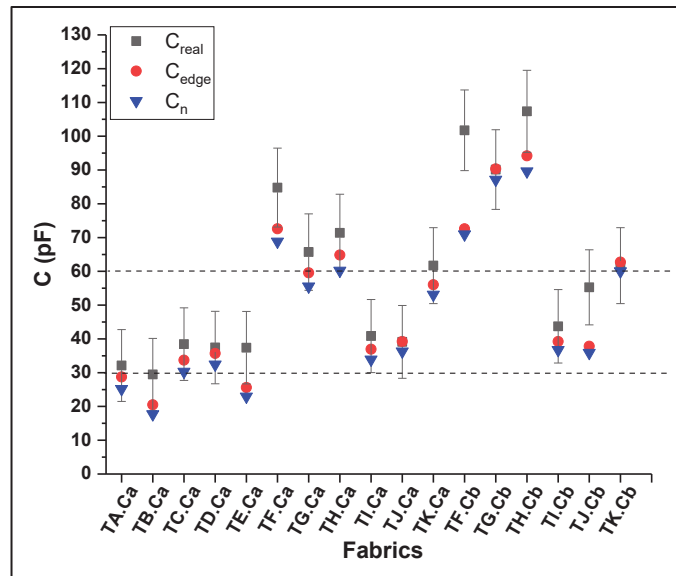


Figura 26. Representación gráfica de los valores de la Tabla 16 en relación al límite admitido de capacidad. Fuente: Propia.

La Figura 27 muestra ordenadas de menor a mayor capacidad real las telas estudiadas lo que permite la elección del tipo o tipos de tela a una o dos caras de poliuretano más adecuadas para el sensor capacitivo propuesto.

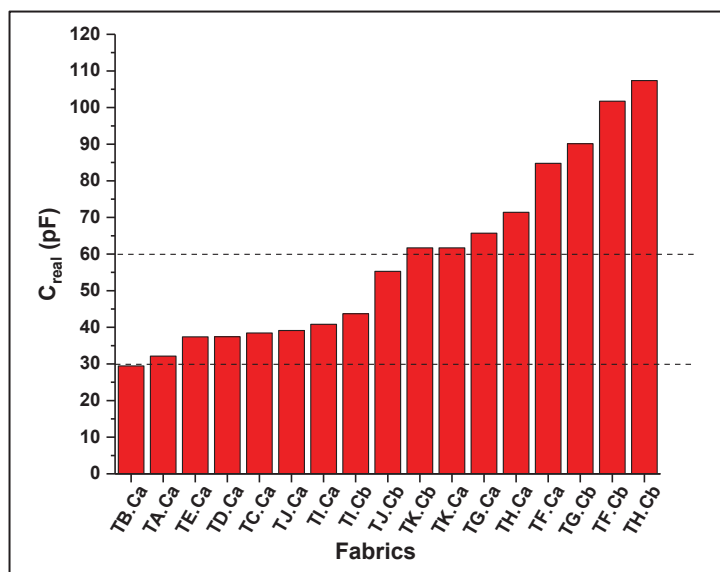


Figura 27. Valor real de capacidad ordenado de menor a mayor valor por tipo de tela y número de capas de poliuretano. Fuente: Propia.

2. Conclusiones.

Para el desarrollo de sensores basados en tecnología de capacidad los parámetros que más influyen en el valor de su capacidad, permitividad y espesor, los aportan la tela. En cuanto a la permitividad, al tener relación directa con el valor de capacidad, interesa que la tela posea un valor bajo. De las telas estudiadas, aquellas que tienen poliéster en su composición tienen una permitividad menor (por debajo de 2). En cuanto al espesor, tiene una relación inversa con el valor de capacidad, así que interesan espesores grandes; pero a mayor espesor mayor rugosidad y por lo tanto mayor dificultad para la correcta impresión de las tintas. Las telas con espesores menores de $300 \mu\text{m}$, una densidad de hilo mayor de 40 hilos/cm^2 y un R_a menor de $25 \mu\text{m}$ presentan mayor facilidad para la impresión de las tintas conductoras. Pero estas telas presentan un problema de absorción de la tinta conductiva, lo que implica que las dos caras de la tela sean conductoras impidiendo la generación de un sensor capacitivo. Utilizar tintas dieléctricas para mejorar la rugosidad y también para crear una capa aislante en las telas de menor espesor, no ha dado buenos resultados. Pueden mejorar el valor de la permitividad o el valor del espesor, pero no aportan ningún beneficio a la hora de obtener mejores impresiones de las tintas conductoras. Por el contrario, utilizar poliuretanos termosellados mejora sensiblemente la impresión de las tintas conductoras y, además, mejora la permitividad del conjunto y aumenta el valor del espesor final de capa. Por el contrario, es necesario una etapa adicional al proceso de fabricación del sensor con equipos específicos para el termosellado. Del conjunto tela-poliuretano presenta también la desventaja de la falta de adhesión entre ambos cuando se produce un estiramiento por encima de 10% en algunos casos.

Las tintas conductoras tienen una muy baja influencia en el valor de la capacidad del sensor, pero sus características son fundamentales a la hora de crear las armaduras del sensor capacitivo. Tintas con muy baja viscosidad y alto contenido en sólidos son las más adecuadas para este tipo de aplicaciones, ya que se introducen entre los hilos de las telas y aumentan la conductividad del tramo conductor. La dirección de impresión de estas

tintas en función de la trama y la urdimbre también influye en el resultado final de la conductividad obtenida. Este factor va a depender mucho del tipo de tela y su composición, pero en general es preferible la impresión en la misma dirección de la trama.

Tras considerar todas las variables estudiadas se han obtenidos sensores capacitivos por debajo de los 60 pF y con valores muy próximo a los 30 pF recomendables para este tipo de sensores. Los cálculos de la capacidad teórica han resultado prácticamente similares a los valores reales obtenidos, lo que permite fijar todos los parámetros de diseño antes de realizar la impresión del sensor, y por lo tanto ahorrar tiempo de desarrollo.

3. Referencias

- [1] S. C. Das and N. Chowdhury, "Smart Textiles - New Possibilities in Textile Engineering," *IOSR J. Polym. Text. Eng.*, vol. 1, no. November 2013, 2013.
- [2] C. Gonçalves, A. F. da Silva, J. Gomes, and R. Simoes, "Wearable E-Textile Technologies: A Review on Sensors, Actuators and Control Elements," *Invent.* 2018, Vol. 3, Page 14, vol. 3, no. 1, p. 14, Mar. 2018, doi: 10.3390/INVENTIONS3010014.
- [3] I. Gehrke, V. Tenner, V. (Doctor of engineering) Lutz, D. Schmelzeisen, and T. Gries, "Smart textiles production : overview of materials, sensor and production technologies for industrial smart textiles," p. 192.
- [4] P. Mostafalu et al., "Smart Bandage for Monitoring and Treatment of Chronic Wounds," *Small*, vol. 14, no. 33, 2018, doi: 10.1002/sml.201703509.
- [5] N. Molinaro et al., "Wearable textile based on silver plated knitted sensor for respiratory rate monitoring," in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2018*, vol. 2018-July, doi: 10.1109/EMBC.2018.8512958.
- [6] V. Ferraro, "Smart Textiles and Wearable Technologies for Sportswear: A Design approach.," 2015, doi: 10.3390/ecsa-2-s3005.
- [7] H. Shi, H. Zhao, Y. Liu, W. Gao, and S. C. Dou, "Systematic analysis of a military wearable device based on a multi-level fusion framework: Research directions," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 12. 2019, doi: 10.3390/s19122651.
- [8] R. Costa et al., "SmartLife smart clothing gamification to promote energy-related behaviours among adolescents," in *2017 International Conference on Engineering, Technology and Innovation: Engineering, Technology and Innovation Management Beyond 2020: New Challenges, New Approaches, ICE/ITMC 2017 - Proceedings, 2018*, vol. 2018-January, doi: 10.1109/ICE.2017.8280058.
- [9] G. Mann and G. Oatley, "Positive design of smart interactive fabric artifacts for people with dementia," 2017, doi: 10.1109/SeGAH.2017.7939257.
- [10] M. Andonovska, "E-textiles: The intersection of computation and traditional textiles *Interactive Sample Book*," 2009.

- [11] Q. Wang and P. Markopoulos, “Smart garment design for rehabilitation,” in *Communications in Computer and Information Science*, 2015, vol. 515, doi: 10.1007/978-3-662-48645-0_22.
- [12] J. Yoon et al., “Robust and stretchable indium gallium zinc oxide-based electronic textiles formed by cilia-assisted transfer printing,” *Nat. Commun.*, vol. 7, pp. 1–10, 2016, doi: 10.1038/ncomms11477.
- [13] J. Ferri, C. P. Fuster, R. L. Llopis, J. Moreno, and E. Garcia-Breijo, “Integration of a 2D touch sensor with an electroluminescent display by using a screen-printing technology on textile substrate,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 10, 2018, doi: 10.3390/s18103313.
- [14] M. De Vos, R. Torah, M. Glanc-Gostkiewicz, and J. Tudor, “A Complex Multilayer Screen-Printed Electroluminescent Watch Display on Fabric,” *J. Disp. Technol.*, vol. 12, no. 12, 2016, doi: 10.1109/JDT.2016.2613906.
- [15] X. Lin and B. C. Seet, “Battery-Free Smart Sock for Abnormal Relative Plantar Pressure Monitoring,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 11, no. 2, 2017, doi: 10.1109/TBCAS.2016.2615603.
- [16] A. Ejupi and C. Menon, “Detection of talking in respiratory signals: A feasibility study using machine learning and wearable textile-based sensors,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 8, 2018, doi: 10.3390/s18082474.
- [17] R. Polanský et al., “A novel large-area embroidered temperature sensor based on an innovative hybrid resistive thread,” *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 265, pp. 111–119, Oct. 2017, doi: 10.1016/J.SNA.2017.08.030.
- [18] Y. Komazaki and S. Uemura, “Stretchable, printable, and tunable PDMS-CaCl₂ microcomposite for capacitive humidity sensors on textiles,” *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 297, 2019, doi: 10.1016/j.snb.2019.126711.
- [19] C. L. Ng and M. B. I. Reaz, “Evolution of a capacitive electromyography contactless biosensor: Design and modelling techniques,” *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, vol. 145, 2019, doi: 10.1016/j.measurement.2019.05.031.
- [20] J. Ferri, J. V. Lidón-Roger, J. Moreno, G. Martinez, and E. Garcia-Breijo, “A wearable textile 2D touchpad sensor based on screen-printing technology,” *Materials (Basel)*, vol. 10, no. 12, 2017, doi: 10.3390/ma10121450.
- [21] O. Atalay, “Textile-based, interdigital, capacitive, soft-strain sensor for wearable applications,” *Materials (Basel)*, vol. 11, no. 5, May 2018, doi: 10.3390/ma11050768.
- [22] S. Takamatsu, T. Kobayashi, N. Shibayama, K. Miyake, and T. Itoh, “Meter-scale surface capacitive type of touch sensors fabricated by weaving conductive-polymer-coated fibers,” 2011.
- [23] M. R. Bhalla and A. V. Bhalla, “Comparative Study of Various Touchscreen Technologies,” *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 6, no. 8, 2010, doi: 10.5120/1097-1433.

- [24] D. Fischer, “Capacitive Touch Sensors Application Fields, technology overview and implementation example,” Fujitsu, 2010.
- [25] “PCF8883: Capacitive touch/proximity switch with auto-calibration, large voltage operating range, and very low power consumption.” NXP Semiconductors, 2016.
- [26] M. Sergio, N. Manaresi, M. Nicolini, D. Gennaretti, M. Tartagni, and R. Guerrieri, “A textile-based capacitive pressure sensor,” *Sens. Lett.*, vol. 2, no. 2, 2004, doi: 10.1166/sl.2004.039.
- [27] Y. Kim, H. Kim, and H. J. Yoo, “Electrical characterization of screen-printed circuits on the fabric,” *IEEE Trans. Adv. Packag.*, vol. 33, no. 1, 2010, doi: 10.1109/TADVP.2009.2034536.
- [28] W. J. Lee, J. Y. Park, H. J. Nam, and S. H. Choa, “The development of a highly stretchable, durable, and printable textile electrode,” *Text. Res. J.*, vol. 89, no. 19–20, 2019, doi: 10.1177/0040517519828992.
- [29] K. Chatterjee, J. Tabor, and T. K. Ghosh, “Electrically conductive coatings for fiber-based E-Textiles,” *Fibers*, vol. 7, no. 6, 2019, doi: 10.3390/fib7060051.
- [30] J. F. Gu, S. Gorgutsa, and M. Skorobogatiy, “Soft capacitor fibers using conductive polymers for electronic textiles,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 19, no. 11, 2010, doi: 10.1088/0964-1726/19/11/115006.
- [31] M. Hagan and H. N. Teodorescu, “Intelligent clothes with a network of painted sensors,” 2013, doi: 10.1109/EHB.2013.6707390.
- [32] S. Khan, L. Lorenzelli, and R. S. Dahiya, “Technologies for printing sensors and electronics over large flexible substrates: A review,” *IEEE Sens. J.*, vol. 15, no. 6, 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2375203.
- [33] J. Fine, “IMPACT OF FABRIC PARAMETERS ON THE TEXTILE DIELECTRIC LAYER OF A CAPACITIVE PRESSURE SENSOR,” Open Access Master’s Theses, Jan. 2019, doi: 10.23860/thesis-fine-jaime-2019.
- [34] Q. Zhang, Y. L. Wang, Y. Xia, P. F. Zhang, T. V. Kirk, and X. D. Chen, “Textile-Only Capacitive Sensors for Facile Fabric Integration without Compromise of Wearability,” *Adv. Mater. Technol.*, vol. 4, no. 10, 2019, doi: 10.1002/admt.201900485.
- [35] P. K. Mukherjee, “Dielectric properties in textile materials: a theoretical study,” *J. Text. Inst.*, vol. 110, no. 2, 2019, doi: 10.1080/00405000.2018.1473710.
- [36] M. Yan, Z. Xin, S. Jiao, F. Li, and L. Li, “Effect of Pretreatment Methods to Cotton Fabrics on Printing Conductive Patterns,” in *Lecture Notes in Electrical Engineering*, 2019, vol. 543, doi: 10.1007/978-981-13-3663-8_62.
- [37] M. S. Sadi, M. Yang, L. Luo, D. Cheng, G. Cai, and X. Wang, “Direct screen printing of single-faced conductive cotton fabrics for strain sensing, electrical heating and color changing,” *Cellulose*, vol. 26, no. 10, 2019, doi: 10.1007/s10570-019-02526-6.

ÍNDICE

Capítulo 5:

Sensor de temperatura y humedad con PEDOT-PSS impresos con técnicas serigráficas	227
1. Introducción	227
1.1. PEDOT:PSS como elemento sensible a la temperatura	229
1.2. Antecedentes. Necesidad del uso del PEDOT:PSS	229
2. Fabricación de Sensores basados en PEDOT:PSS	230
2.1. Sensores de temperatura sobre sustratos flexibles.....	234
2.1.1. Sustrato plástico. Melinex®.....	235
2.1.2. Sustrato Textil: Poliéster	237
2.2. Sustrato rígido. Alúmina.	237
2.2.1. Sustrato rígido de alúmina con diseño anti-inductivo.....	237
2.2.2. Sustrato rígido de alúmina con diseño rectangular	238
3. Medidas y resultados	239
3.1. Medidas R vs T ^a sobre sensores con diseño anti-inductivo.....	243
3.1.1. Fórmulas de ajustes de los prototipos	247
3.2. Medidas R y H vs T ^a sobre sensores con diseño anti-inductivo.....	253
3.3. Circuito de aplicación.....	266
4. Conclusiones	268
5. Referencias.....	269

Capítulo 5

Sensor de temperatura y humedad con PEDOT-PSS impresos con técnicas serigráficas

1. Introducción

Es bien conocido que los materiales semiconductores tienen una resistividad relativamente grande en comparación con los metales. Además, esa resistividad (ρ) depende fuertemente de la temperatura de forma inversa (a mayor temperatura menor resistividad). Otra forma de verlo es con respecto a la conductividad (σ) (Ecuación 1), los materiales semiconductores aumentan su conductividad al aumentar la temperatura puesto que el aumento de temperatura provoca un aumento de la movilidad de los portadores de cargas eléctricas, así como su número.

$$\rho = \frac{1}{\sigma} \quad \text{Ecuación 1}$$

Dónde: ρ = Resistividad en $[\Omega \cdot \text{m}]$; σ = Conductividad en $[\Omega \cdot \text{m}]^{-1}$

En este trabajo, no se van a medir ni la conductividad ni la resistividad de los materiales, se medirá una propiedad macroscópica que es la resistencia eléctrica. La resistencia eléctrica depende tanto de la conductividad como de las dimensiones del elemento semiconductor [Ecuación 2] Figura 1.

$$R = \rho \cdot \frac{L}{S} = \frac{1}{\sigma} \cdot \frac{L}{S} \quad \text{Ecuación 2}$$

Dónde: R = Resistencia óhmica del elemento $[\Omega]$; ρ = Resistividad $[\Omega \cdot \text{m}]$,
 σ = Conductividad $[\Omega \cdot \text{m}]^{-1}$; L = Longitud del conductor $[\text{m}]$;
 S = Sección transversal al paso de las cargas del conductor $[\text{m}^2]$.

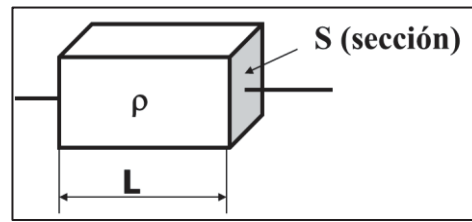


Figura 1. Resistencia eléctrica en una sustancia de longitud L , sección S y resistividad ρ . Fuente: propia.

La resistencia eléctrica que presenta un cuerpo al paso de la corriente es función de la resistividad (ρ) y de sus dimensiones físicas. Por otro lado, teniendo en cuenta que la resistividad depende de la temperatura, se puede definir el coeficiente de temperatura (C.D.T.) como la variación unitaria de la resistividad con respecto a la temperatura, tal como se indica en la Ecuación 3 [1].

$$\alpha = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{d\rho}{dT} \quad \text{Ecuación 3}$$

Dónde: α = coeficiente de temperatura [K^{-1}]; ρ = resistividad [$\Omega \cdot m$]

Si se desarrolla en series de Taylor la Ecuación 3, se obtendrá la Ecuación 4.

$$\rho(T_f) = \rho(T_0) \cdot (1 + \alpha_1 \cdot \Delta T + \alpha_2 \cdot \Delta T^2 + \dots + \alpha_n \cdot \Delta T^n \dots) \quad \text{Ecuación 4}$$

Dónde: $\rho(T_f)$ = resistividad a la temperatura T_f [$\Omega \cdot m$];

$\rho(T_0)$ = resistividad a la temperatura T_0 [$\Omega \cdot m$]; ΔT = diferencia entre T_f y T_0 [K];

α_1 = coeficiente de temperatura de orden 1 (coeficiente lineal de temperatura) [K^{-1}];

α_2 = coeficiente de temperatura de orden 2 [K^{-1}];

α_3 = coeficiente de temperatura de orden 3 [K^{-1}].

Los valores de α_1 , α_2 , α_n son valores muy pequeños, además $\alpha_1 \gg \alpha_2 \gg \alpha_n$, por lo que muchas veces, y si sobre todo si el incremento de temperatura es muy pequeño, se suele usar la aproximación dada en la Ecuación 5:

$$\rho(T_f) = \rho(T_0) \cdot (1 + \alpha \cdot \Delta T) \quad \text{Ecuación 5}$$

Dónde: $\rho(T_f)$ = resistividad que presenta un cuerpo a la temperatura T_f [$\Omega \cdot m$];

$\rho(T_0)$ = resistividad que presenta un cuerpo a la temperatura T_0 [$\Omega \cdot m$];

ΔT = diferencia entre T_f y T_0 [K]; α = coeficiente lineal de temperatura [K^{-1}].

Por lo tanto, si lo aplicamos al valor de la resistencia eléctrica de un cuerpo tendremos la aproximación mostrada en la Ecuación 6.

$$R(T_f) = R(T_0) \cdot (1 + \alpha \cdot \Delta T) \quad \text{Ecuación 6}$$

Dónde: $R(T_f)$ = resistencia que presenta un cuerpo a la temperatura T_f [Ω];

$R(T_0)$ = resistencia que presenta un cuerpo a la temperatura T_0 [Ω];

ΔT = diferencia entre T_f y T_0 [K]; α = coeficiente lineal de temperatura [K^{-1}].

1.1. PEDOT:PSS como elemento sensible a la temperatura

El PEDOT:PSS o Poli(3,4-etilendioxitiofeno)-poliestireno sulfonato [2] es un polímero resultante de la mezcla de dos ionómeros. Uno de los componentes de su mezcla está hecho de sulfonato de poliestireno de sodio, que es un poliestireno sulfonado o PSS, parte de los grupos sulfonados están deprotonados (ceden un catión hidrógeno H^+ formando la respectiva base conjugada) y por tanto tienen carga negativa. El otro componente es el Poli(3,4-etilenodioxitiofeno) o PEDOT, un polímero conjugado capaz de cargarse positivamente que está basado en el politiofeno. Juntas, estas macromoléculas cargadas forman una sal macromolecular (Figura 2).

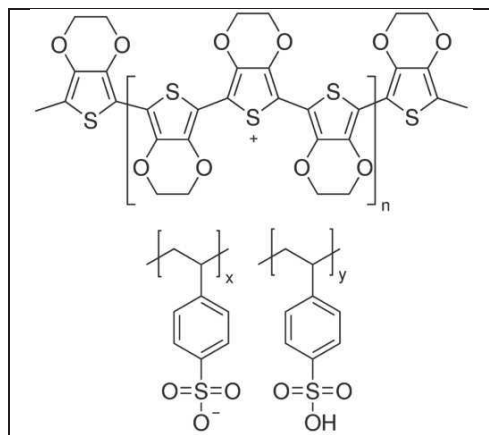


Figura 2. Estructura del PEDOT:PSS. Fuente: Wikimedia Commons

La aplicación del PEDOT:PSS se realiza habitualmente como una dispersión de partículas de gel en una emulsión de agua. Para obtener superficies conductoras sobre un sustrato, se extiende una capa mediante las técnicas del “*spin coating*” o serigrafía (“*screen-printed*”) y luego se procede al secado del agua con calor en un horno (proceso de curado). El PEDOT:PSS es muy sensible a la radiación ultravioleta (que lo degrada), así como a las altas temperaturas y a la humedad. Son estas propiedades, la sensibilidad a la temperatura y a la humedad sobre las que vamos a trabajar en este capítulo [2]–[6].

1.2. Antecedentes. Necesidad del uso del PEDOT:PSS

Este trabajo surge de la necesidad de fabricar un sensor de temperatura para un equipo experimental de hipertermia electromagnética [7], [8]. La hipertermia es una técnica de aplicación oncológica comúnmente utilizada en la lucha contra el cáncer que consiste en el calentamiento de los tejidos enfermos a una temperatura comprendida entre 40 °C a 48 °C. Su finalidad es la de debilitar y conducir a una muerte natural las células enfermas mediante apoptosis. La hipertermia electromagnética se basa en la creación de un intenso campo electromagnético con una frecuencia comprendida entre 100 kHz y 1 MHz. Este intenso campo hace que no sea posible el uso de sensores de temperatura convencionales (termopares, termoresistencias de platino, NTC, PTC, etc.) esto es debido a que estos sensores utilizan elementos metálicos conductores que se calentarían con las corrientes inducidas campo electromagnético intenso. Una posible solución es el uso de un termómetro de fibra óptica. Pero el elevado coste de estos termómetros nos condujo a buscar una solución más económica.

Se recurrió al uso del PEDOT:PSS [9] (que al ser un semiconductor tiene una resistividad varios órdenes de magnitud superior a los elementos metálicos de Cu o Ag, por lo tanto

las corrientes inducidas son mucho más pequeñas y el calentamiento inductivo es despreciable) y a la técnica serigráfica de deposición [10] puesto que ya se había trabajado anteriormente en la fabricación de electrodos/sensores basados en este material (ver capítulos anteriores). Por otro lado, se debía recurrir a diseños anti-inductivos para minimizar el efecto de las interferencias tanto EMI (“*Electromagnetic Interference*”) como RFI (“*Radio Frecuency Interference*”) [10]–[13].

2. Fabricación de Sensores basados en PEDOT:PSS

Para el primer intento de fabricar un sensor de temperatura con PEDOT:PSS se utilizó la tinta C2100629D1 de GWENT GROUP depositándola sobre un sustrato de Melinex® (un film de PET transparente de un grosor de 175 µm). Las pruebas no dieron los resultados esperados por varias razones:

- a) El PEDOT:PSS no se adhería bien al film, esto provocaba el descarte de muchos sensores (más del 75%). Este problema se solucionaba parcialmente al realizar un pretratamiento del sustrato antes de la deposición. Se probó introduciendo el sustrato en un horno a 100 °C durante 180 s; con esto se logró una mejor adherencia de la tinta al sustrato. También se optó por una abrasión de la superficie y por depositar una fina capa de polvo de talco micronizado (fórmula química $Mg_3Si_4O_{10}(OH)_2$). Los mejores resultados se obtuvieron mediante el tratamiento térmico. También se probó con la combinación de varias técnicas sin resultados.
- b) Era difícil realizar las conexiones del electrodo al resto del sistema de medida, no se podía soldar (se fundía el film) y las conexiones con conectores de presión dañaban la superficie.

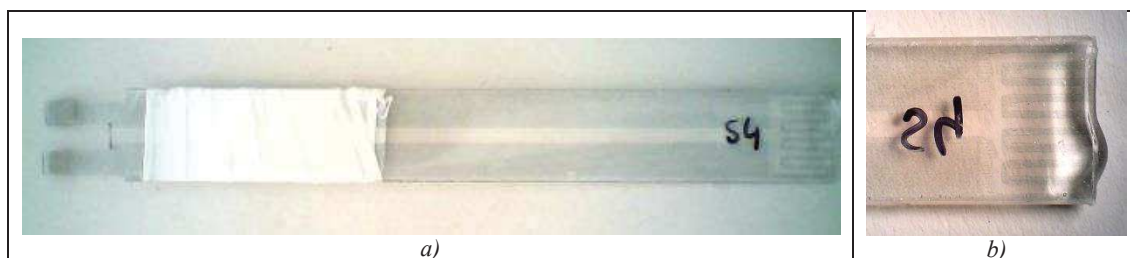


Figura 3. Sensor realizado usando Melinex® como sustrato y recubierto de polímero de silicona. a) sensor completo. b) Detalle de la punta, se observa el trazado en forma de greca. Fuente propia.

Con este diseño de sensor (Figura 3), se hicieron diferentes pruebas para ver su comportamiento. Estas pruebas consistieron en someter al sensor a varios a varios escalones de temperatura entre 4 °C y 44 °C tanto en el aire como sumergido en agua. Se hicieron gráficas de la relación entre la resistencia óhmica y la temperatura ver Figura 4. Enseguida se detectó que el PEDOT-PSS expuesto al aire libre no era estable eléctricamente, se combinaba con el agua del ambiente (humedad del aire) y variaba su resistencia eléctrica, para que la resistencia fuese estable, había que guardarlo en un recipiente con desecador (gel de sílice).

Para minimizar la influencia de la humedad y de otros factores ambientales que pudieran deteriorar al compuesto, se optó por recubrir el sensor con polímero de silicona. De esta forma disminuyó la deriva de la resistencia con el tiempo (al ir absorbiendo humedad la

resistencia eléctrica aumentaba). Sin embargo, los poros microscópicos que se forman en la capa de silicona llegan hasta el PEDOT-PSS y siguen modificando, aunque en menor medida, la resistencia debido al agua.

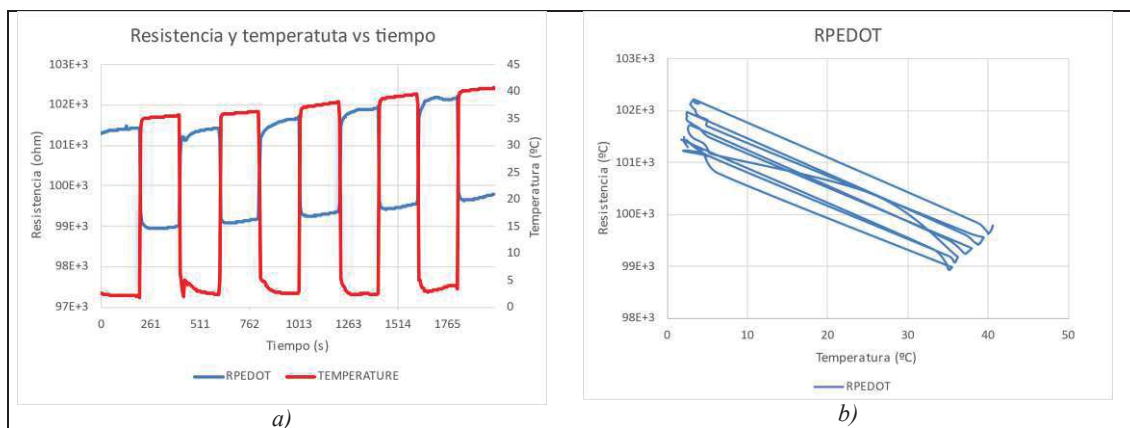
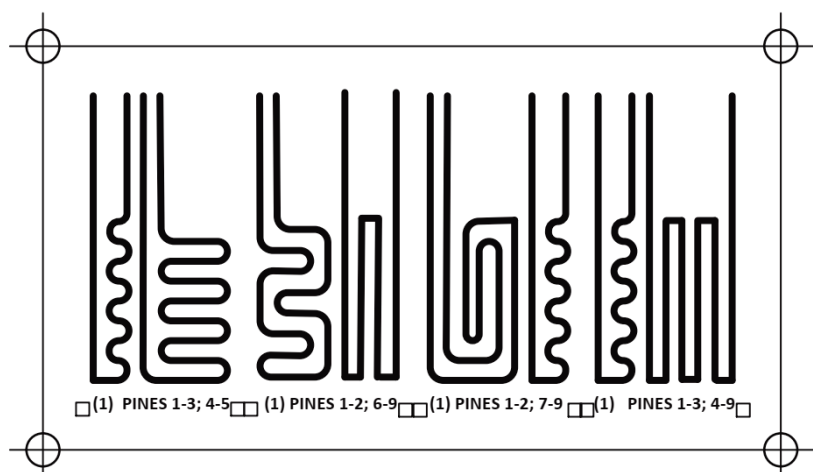


Figura 4. a) Evolución con respecto al tiempo de la temperatura y de la resistencia del sensor. b) Curva R vs T^a del sensor realizado usando Melinex® como sustrato y recubierto de silicona. Fuente propia.

En la Figura 4 se observa claramente la correlación entre la resistencia y la temperatura. Como se puede apreciar, el coeficiente de temperatura (C.D.T.) α es negativo, puesto que un incremento de temperatura supone una disminución de la resistencia. Su valor aproximado para este sensor es de $-714 \text{ ppm} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$. También se aprecia una histéresis, debida al agua que supuestamente se filtra por los poros o fallos del recubrimiento de silicona y afecta al material.

Como en principio estos sensores de temperatura iban a ser empleados en un proyecto de hipertermia por radiofrecuencia en cultivos in vitro, se necesitaba un diseño anti-inductivo. Por ello se fabricaron nuevas pantallas de serigrafía para los sensores, tal como se muestran en la Figura 5.



a)

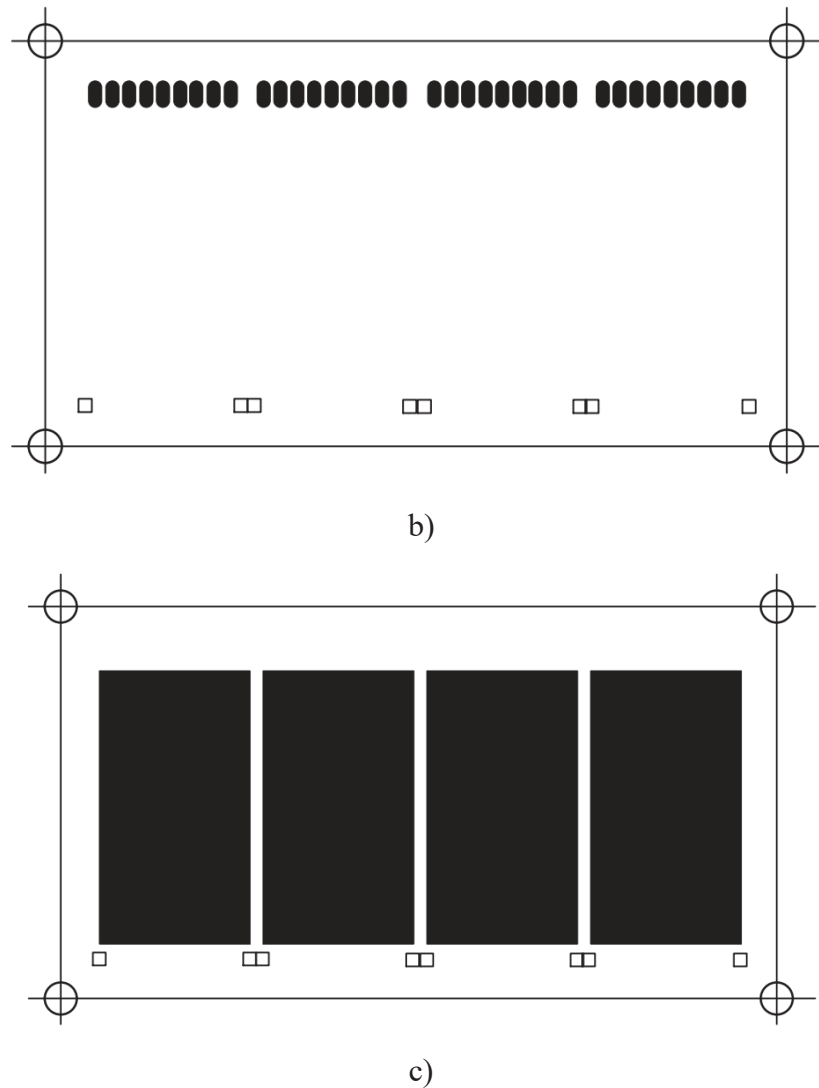


Figura 5. Fotolitos para los sensores anti-inductivos. a) Pistas de PEDOT:PSS. b) Terminales de conexión de Ag. c) Capa protectora de dieléctrico. Fuente Propia.

Con los mismos fotolitos y tintas se hicieron sensores sobre sustrato textil, concretamente fibra de poliéster. Estos sensores presentaron ciertos inconvenientes:

- Debe ponerse una capa previa de dieléctrico para tapar los poros del tejido Figura 5.c.
- Se necesita un bastidor para tensar la tela para que sea posible la deposición de las tintas.
- Durante el curado de las diferentes capas de tinta, la tela se arruga y cambian las dimensiones.
- Es muy difícil el realizar conexiones eléctricas, hay que utilizar pinzas de conexión metálicas.

También se probó el uso de sustratos rígidos, como sustrato. Se intentó implementar los sensores en un sustrato cerámico a base de alúmina. La alúmina u óxido de aluminio (Al_2O_3) también llamado trióxido de aluminio es un material que puede convertirse en un material cerámico. Las piezas de alúmina pueden ser fabricadas a través de métodos de

prensado, extrusión, colado e inyección de la alúmina en polvo. En este trabajo se usaran placas de alúmina fabricadas a través de prensado.

La alúmina se utiliza por sus cualidades de material cerámico de altas prestaciones en aplicaciones donde se necesite emplear un aislante eléctrico, en condiciones de altas temperaturas o buenas propiedades tribológicas. Otras de las propiedades son: su alta dureza, el bajo coeficiente de dilatación, gran resistencia a la corrosión, alta conductividad térmica y alta resistencia mecánica. En contra tiene la propiedad de absorber agua, tanto por inmersión en el líquido como el vapor presente en el aire. Esta propiedad higroscópica impide depositar directamente el PEDOT:PSS sobre la alúmina, tal como pasaba en el sustrato textil. Para solucionar el problema depositamos sobre una capa de polímero dieléctrico (D2070209P6 “white dielectric paste” de GWENT GROUP) que previamente se ha depositado sobre la alúmina (Figura 6).

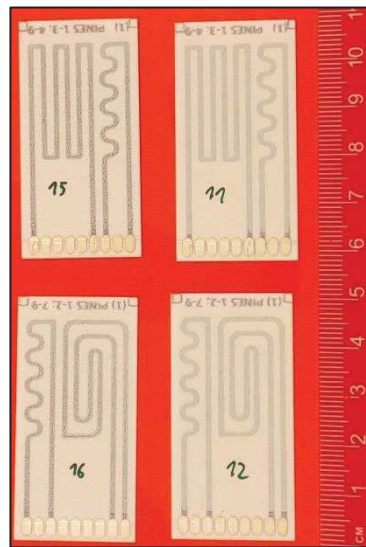


Figura 6. Fotografía de los distintos sensores fabricados sobre alúmina pretratada con pasta dieléctrica. En los sensores 11 y 12 se ha depositado una capa adicional de dieléctrico por encima del PEDOT:PSS. Fuente propia

Los sensores con diseños anti-inductivos no pudieron probarse con el equipo de hipertermia magnética por falta de disponibilidad de dicho equipo. Los sensores diseñados con estos fotolitos presentaban una resistencia eléctrica muy alta, del orden de 100 k Ω y una superficie que era difícil de controlar dado su diseño. Se buscó un diseño más simple basado en una geometría rectangular. Para hacer los ensayos se usaron los fotolitos que se muestran en la Figura 7 sobre sustrato de alúmina.

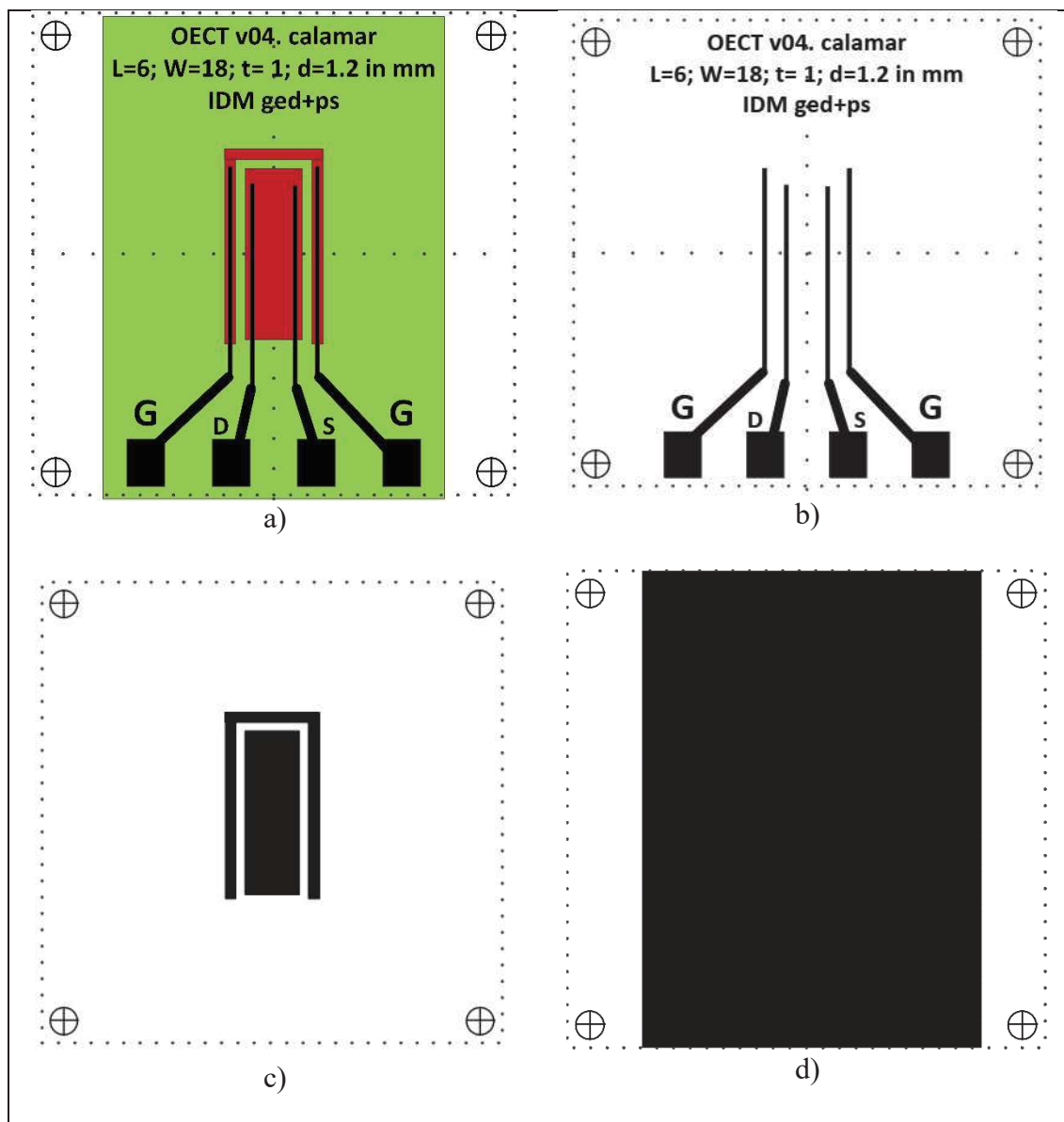


Figura 7. a) Vista conjunta de las diferentes capas, verde = dieléctrico (1ª capa), negro = tinta conductora de plata (2ª capa), rojo = tinta de PEDOT:PSS (3ª capa). b) Capa conductora de Ag. c) Capa semiconductor de PEDOT:PSS. d) Capa de dieléctrico. Fuente propia

2.1. Sensores de temperatura sobre sustratos flexibles

Los sensores sobre sustratos flexibles se hicieron usando los fotolitos de la Figura 5. La tinta de PEDOT:PSS era la C2100629D1 de GWENT GROUP. Se comprobó que con sólo una capa de PEDOT:PSS, las pistas conductoras tenían mucha resistencia eléctrica y presentaba muchos microcortes que las hacían inservibles, por lo que se optó por hacer 2 capas.

Se hizo una primera deposición, se secó con una pistola de aire caliente a 100 °C durante 60 s, se comprobó que la tinta estaba seca y se dio una segunda capa. Con este procedimiento, la tasa de errores bajó de un 90% a un 70%. El curado se hizo en un horno de aire a 120 °C durante 600 s.

Usando los fotolitos de la Figura 5 nos encontramos con 6 diseños distintos. El sensor que menos resistencia óhmica tenía y menos tasas de fallos era el sensor tipo A, al ser el diseño con menor longitud de pistas. Ese tipo es el que se usó para hacer las pruebas. Los diferentes tipos los podemos ver en la Figura 8.

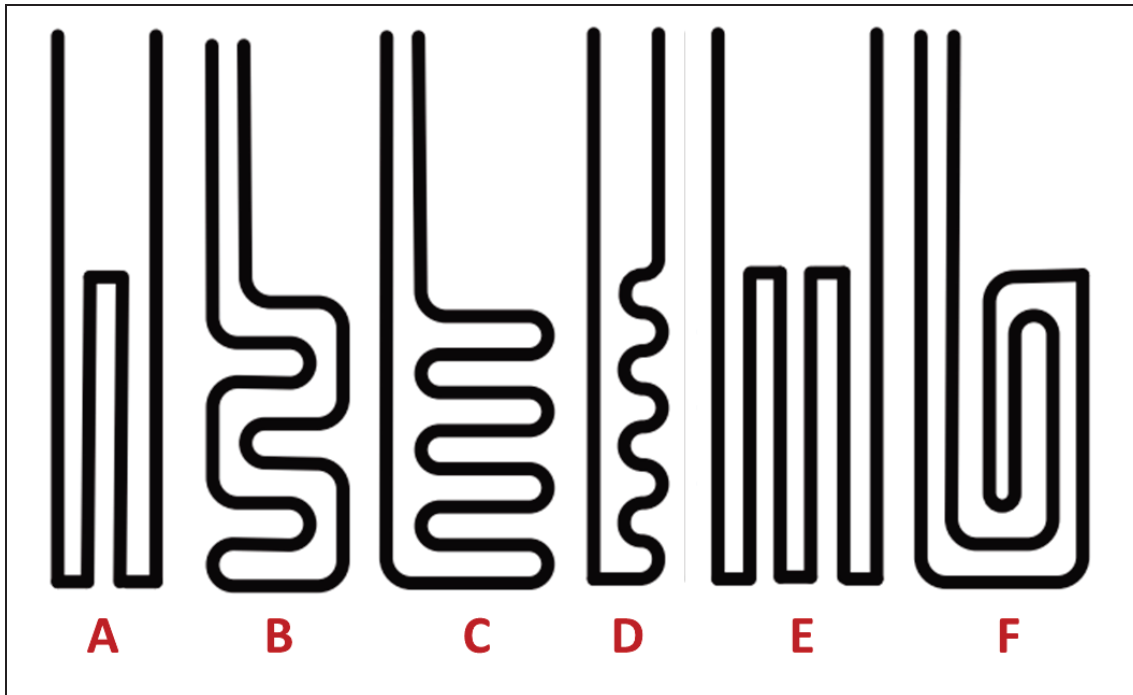


Figura 8. Distintos diseños de sensores de temperatura. Fuente propia.

2.1.1. Sustrato plástico. Melinex®.

En el caso de la impresión de tinta sobre láminas de plástico se tiene la ventaja de que el sustrato es flexible, resistente a los agentes ambientales, es duradero, barato y fácil de conseguir. Para nuestra aplicación como sensor de temperatura tiene la desventaja de que es un mal conductor del calor; por lo tanto, si se quiere medir la temperatura en una superficie, tendremos el problema de la velocidad de respuesta. Este problema desaparece si lo que queremos medir es la temperatura del aire (Figura 9).

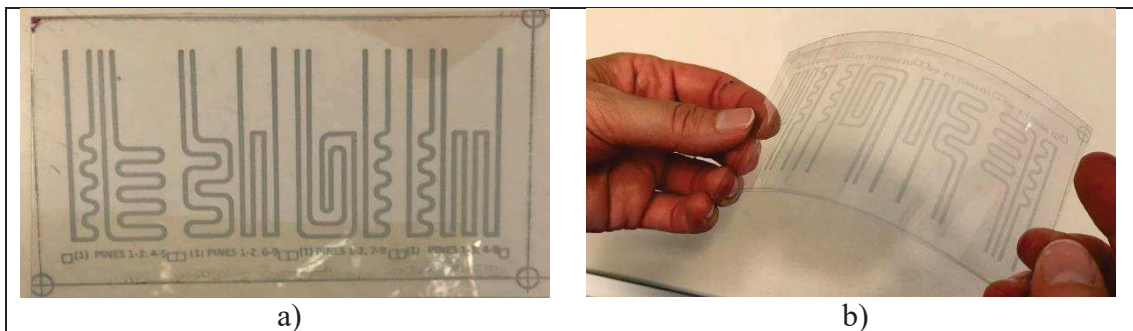


Figura 9. a) Lámina de Melinex® con 8 tipos de sensores de temperatura con PEDOT:PSS. b) Lámina flexada. Fuente propia.

La calidad de adhesión de la tinta es fundamental. Para mejorarla la solución es el tratamiento por plasma o por efecto corona.

El tratamiento por plasma incluye tres procesos que tienen lugar a nivel molecular para aumentar la adhesión de la tinta. El primero comienza cuando el plasma, un gas altamente ionizado, se expone a alta energía junto con materiales que incluyen desde polímeros, cerámica, metales, mezclas de compuestos hasta vidrio. Cuando las partículas están expuestas, los electrones alrededor del núcleo molecular empiezan a alejarse debido al aumento de la temperatura. Los átomos se calientan mucho y no se pueden quedar alrededor del núcleo. La segunda fase del proceso empieza cuando los radicales libres y diferentes partículas presentes en el plasma dinámico necesitan algo a lo que unirse. Las partículas se unen a las moléculas de la superficie del material formando otros grupos polares. El cambio que resulta de la formación de los nuevos grupos polares es una mayor receptividad del material a las tintas. Este proceso no solo aumenta la calidad de la unión, sino que también garantiza una mayor dispersión de la tinta para conseguir un acabado mejor. La descarga de iones que genera el plasma también elimina los contaminantes orgánicos y la superficie del material queda limpia [13].

El tratamiento por efecto corona se obtiene creando una descarga eléctrica, de alto voltaje y alta frecuencia, lineal y uniforme entre un electrodo sometido a alta tensión (mediante un generador conectado a un transformador elevador de tensión) y un contraelectrodo recubierto con material aislante (generalmente un rodillo) conectado a masa. La descarga eléctrica provoca una ionización por impacto: algunos iones presentes en el aire, acelerados por el campo eléctrico aplicado, golpean algunas moléculas neutras y provocan su ionización. Las nuevas partículas cargadas formadas de esta manera ionizan por impacto otras moléculas mediante un efecto bola de nieve que provoca la ruptura dieléctrica del aire. Por ejemplo, cuando los electrones entran en contacto con el polietileno, tienen una energía que puede romper el enlace hidrógeno-carbono o carbono-carbono. Los radicales formados de esta manera reaccionan con la descarga corona, principalmente en oxidación. Los grupos funcionales formados de esta manera son polares y, por lo tanto, proporcionan las bases para la adhesión de las tintas de impresión, lacas, adhesivos, etc. [14]. En la Figura 10 podemos observar cada uno de estos tratamientos.

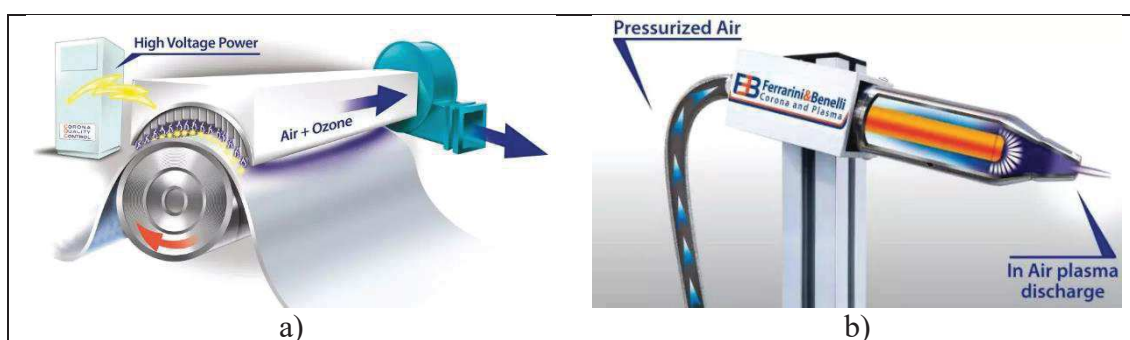


Figura 10. a) Tratamiento por efecto corona. b) Ídem por plasma de aire. Fuente: [14].

Desafortunadamente, en el momento de realizar los sensores, no disponíamos de ninguno de estos equipos. Esto dificultó enormemente la deposición de las tintas, sobre todo del PEDOT:PSS que tiene una base acuosa. La única técnica disponible con resultados aceptables fue el tratamiento térmico del film plástico. Al introducir el film en un horno a 100 °C durante 1 minuto justo antes de la deposición de las tintas, se lograba una adherencia de estas aceptable, aunque la tasa de fallos seguía siendo muy grande, más del 75%.

2.1.2. Sustrato Textil: Poliester

Un sustrato textil basado en fibras de poliéster tiene la ventaja de ser flexible, económico y resistente, pero al estar tejido, la urdimbre y la trama hacen que la superficie no sea plana. Las tintas con poca tensión superficial pueden difundirse por capilaridad entre los hilos del tejido. Además, el tejido puede tener poros que agravan el problema. Para poder depositar el PEDOT:PSS con seguridad se ha procedido a depositar primero una capa de polímero dieléctrico con el fotolito mostrado en la Figura 5.c. Tras una inspección ocular después del curado, si se detectan irregularidades como burbujas o poros, es necesario dar una segunda capa de dieléctrico. Sobre esta capa de dieléctrico, se depositan 2 capas de PEDOT:PSS y eventualmente otra nueva capa de dieléctrico para proteger al PEDOT:PSS de los agentes atmosféricos (humedad y radiación U.V.).

La capa de tinta de plata, para realizar los contactos eléctricos, puede hacerse como primera capa o como última (ver Figura 5.b). El resultado final de la fabricación de estos sensores lo podemos observar en la Figura 11. La tasa de fallos en la fabricación (50 %) es más baja que los realizados con film plástico (70 %).

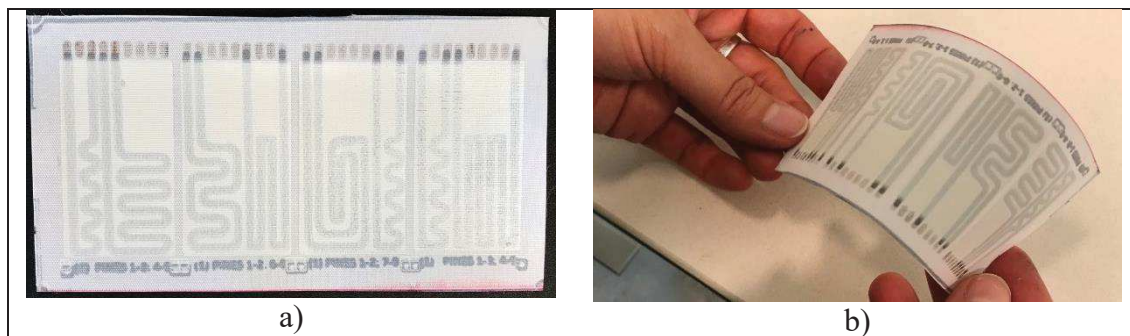


Figura 11. a) Lámina de textil de poliéster con 8 tipos de sensores de temperatura con diseño anti-inductivo realizados con PEDOT:PSS. b) Lámina flexada. Fuente propia.

2.2. Sustrato rígido. Alúmina.

Una vez fabricados y probados los sensores sobre soportes flexibles, se implementaron nuevos soportes sobre soportes rígidos, en concreto sobre placas de alúmina. Con este soporte se probaron dos diseños. En el primer diseño se utilizaron los fotolitos que ya se emplearon con los soportes flexibles de la Figura 5. Además, como ya no se disponía del equipo de hipertermia por radiofrecuencia y ya no era necesario el uso de diseños anti-inductivos, se utilizaron fotolitos con una geometría más sencilla, básicamente rectángulos (ver Figura 7)

2.2.1. Sustrato rígido de alúmina con diseño anti-inductivo.

Para la fabricación de los sensores se ha utilizado un sustrato de alúmina de dimensiones 2"x2" y 0.025" de grosor (50.84 mm x 50.84 mm y 0.63 mm de grosor). Se fabricaron distintos lotes con distintas características, se varió el número de capas de PEDOT:PSS y también se fabricaron con y sin recubrimiento dieléctrico. Con esas variantes se tomaron distintas series de muestras.

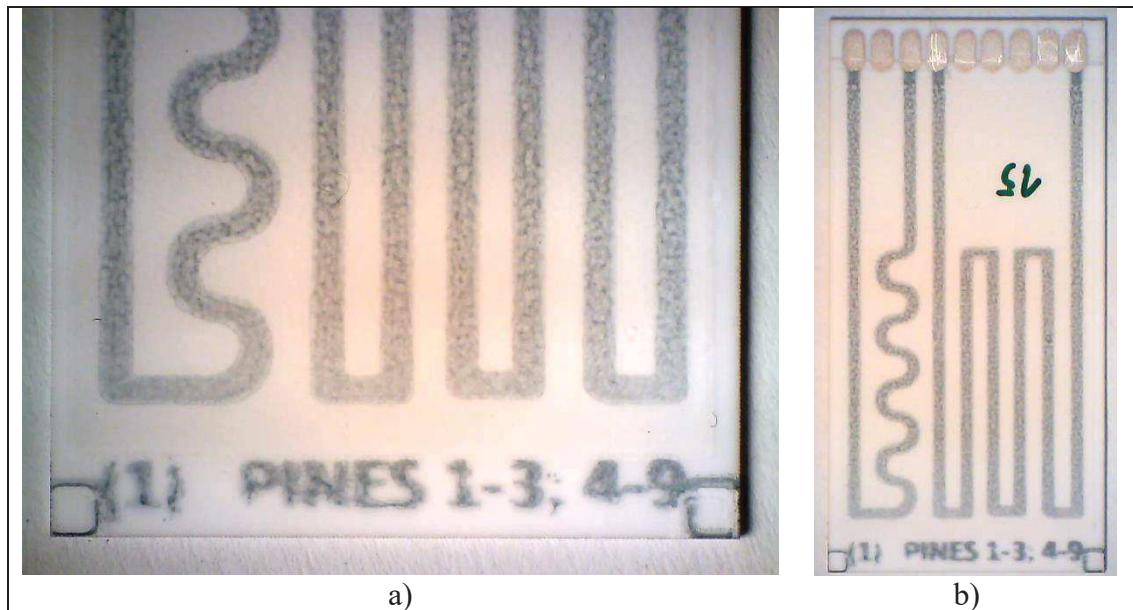


Figura 12. Fotografía del sensor realizado usando alúmina como sustrato y sin recubrimiento de dieléctrico. a) Detalle de las pistas. b) Vista completa del sensor. Fuente propia.

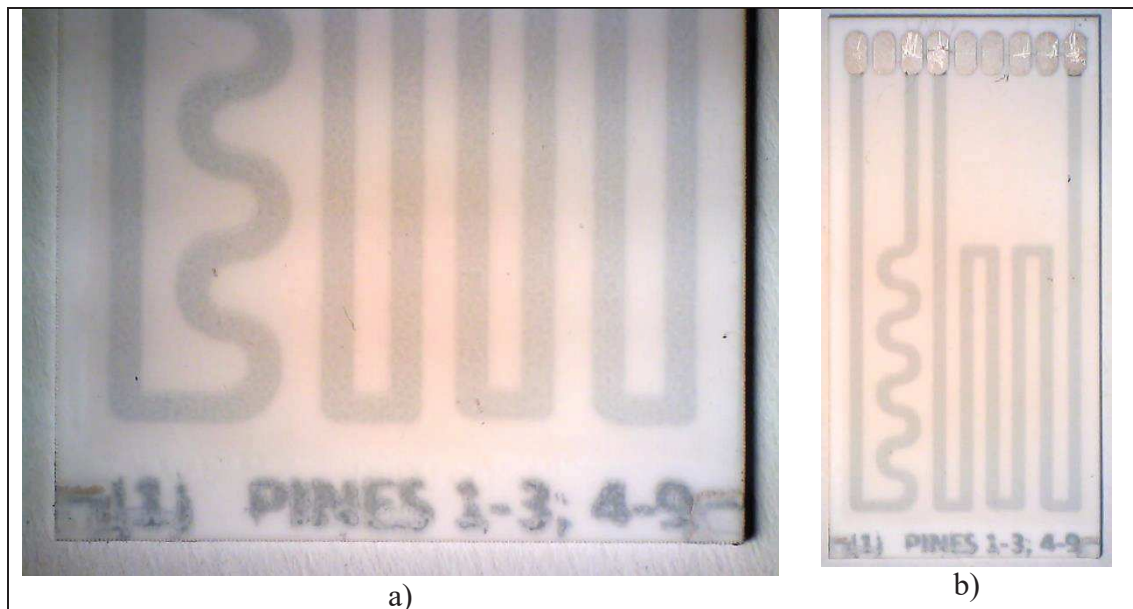


Figura 13. Fotografía del sensor realizado usando alúmina como sustrato y con recubrimiento de dieléctrico. a) Detalle de las pistas. b) Vista completa del sensor. Fuente propia.

En las Figura 12 y Figura 13 se puede apreciar 2 modelos de sensor de temperatura. En la Figura 12 el orden de las capas es: 1ª alúmina, 2ª dieléctrico, 3º PEDOT-PSS (2 capas) y 4º dieléctrico y 5º plata. En la Figura 13 el orden de las capas es: 1ª alúmina, 2ª dieléctrico, 3º PEDOT-PSS (2 capas), 4º dieléctrico y 5º plata.

2.2.2. Sustrato rígido de alúmina con diseño rectangular

Una vez descartadas las pruebas en el equipo de hipertermia por radiofrecuencia, se pensó en utilizar un nuevo diseño de sensor. Para ello se reutilizaron los fotolitos usados en experimentos anteriores para la fabricación de OECTs (“Organic electrochemical transistors”). Estos dispositivos estaban fabricados sobre sustrato rígido (alúmina) y

presentaban 4 contactos y 2 circuitos resistivos. Uno de estos circuitos era el canal D-S en forma de rectángulo que presenta una longitud de 6 mm y una anchura de 18 mm y el otro circuito era el terminal de puerta G-G, que es una pista de 1mm de anchura en forma de U invertida con una longitud expuesta al aire de 45 mm en unos modelos (con toda la pista expuesta) y de 11.4 mm en otros modelos (cuando se extienden los electrodos de plata y “cortocircuitan” parte de la pista Figura 14.a). Los fotolitos los podemos ver en la Figura 7c y los prototipos fabricados en la Figura 14. Se fabricaron diferentes modelos con pequeñas variaciones: a) con los electrodos conductores de Ag extendidos (Figura 14.a y b) con electrodos conductores de Ag cortos (Figura 14.b). También se hicieron pruebas con varias capas de PEDOT:PSS. El prototipo que mejor sensibilidad dio fue el de 1 sola capa de PEDOT:PSS usando electrodos extendidos.

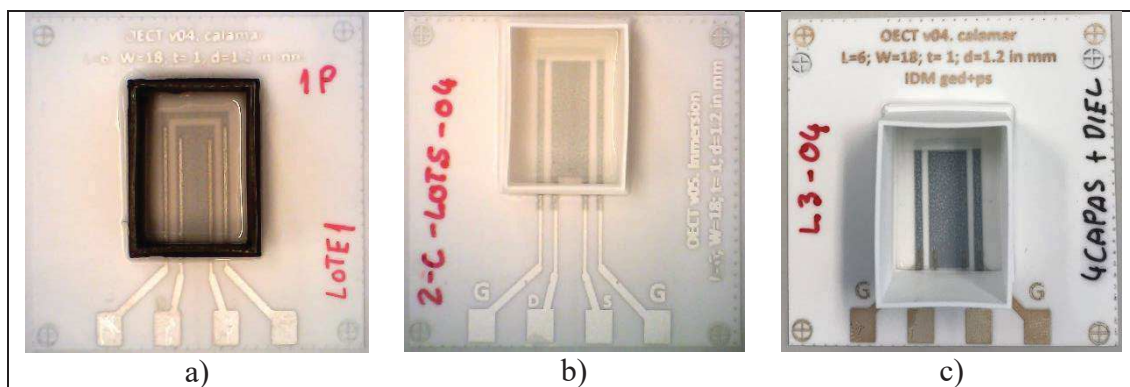


Figura 14. Sensor de temperatura con sustrato rígido. a) Con una sola capa de PEDOT:PSS y electrodos extendidos. b) Con 2 capas. c) Con 4 capas. Fuente propia.

3. Medidas y resultados

Una vez realizadas las primeras pruebas, se comprobó que los prototipos empleados eran sensibles tanto a la temperatura, como a la humedad ambiental. Se plantearon entonces dos tipos de experimentos:

- Experimental usando el SETUP-1. En el cual solo interviene el efecto de la temperatura, manteniendo la humedad lo más baja posible y protegiendo al PEDOT:PSS de la humedad ambiental usando recubrimiento o bien de silicona o bien de un dieléctrico.
- Experimental usando el SETUP-2. En el cual intervienen los efectos de la temperatura y de la humedad ambiental. El PEDOT:PSS está expuesto al aire.

En el SETUP-1 se han estudiado las características Resistencia vs Temperatura de los sensores realizados con PEDOT:PSS y en el SETUP-2 además de estudiar las características Resistencia vs Temperatura también se estudió la influencia de la humedad ambiental.

Este primer “*setup*”, denominado SETUP-1 (Figura 15) constaba de:

- Una pequeña cámara climática con:
 - Recipiente hermético de polipropileno transparente.
 - Célula Peltier (Módulo Peltier Laird Technologies, alim 16.4V dc, 14.3 A, pot. refrigeración máx. 134.4 W, ΔT máx. +75 °C, área 62 x 62 mm).

- Fuente de alimentación (F.A.) triple 2 x 0-30 V 2 A + 5 V 3 A.
- Termoresistencia platino PT100. (TC Direct modelo 578-062 clase A dimensiones 3 mmx25 mm).
- Disipador de aluminio.
- Ventilador 4”.
- Termómetro + higrómetro modelo RS-PRO 1364.
- Un equipo de caracterización de semiconductores, concretamente el 4200-SCS de Keithley con 2 SMU (“*Source Measure Unit*”) dotadas de preamplificador.

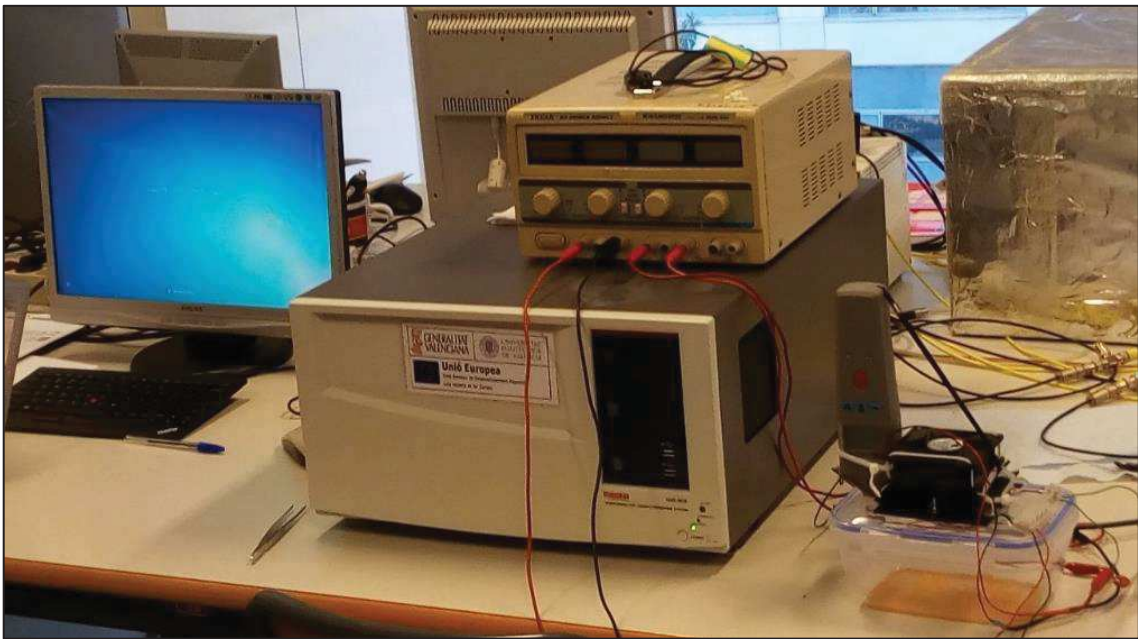


Figura 15. Fotografía del SETUP 1 utilizado para hallar característica $R-T^{\circ}$ de los termómetros con PEDOT:PSS. Fuente propia.

El esquema de este SETUP-1 se puede visualizar en la Figura 16. La célula Peltier va conectada a la F.A. y dependiendo de la polaridad se puede hacer que el sensor se enfríe o se caliente. La velocidad de calentamiento-enfriamiento depende de la corriente que se aplique a la célula Peltier (en este experimental no se pasó de los 2 A). Los 2 terminales de la PT100 van conectados a la SMU-1 del 4200 SCS y se les aplica una tensión de 100 mV para evitar el autocalentamiento. Los 2 terminales del sensor con PEDOT:PSS van conectados a la SMU-2 del 4200 SCS y se les aplica una tensión de 5 V (después de varias pruebas se comprobó que era la más adecuada, no producía autocalentamiento y era inmune al ruido electromagnético ambiente). En la Figura 16 se puede ver un esquema del SETUP-1.

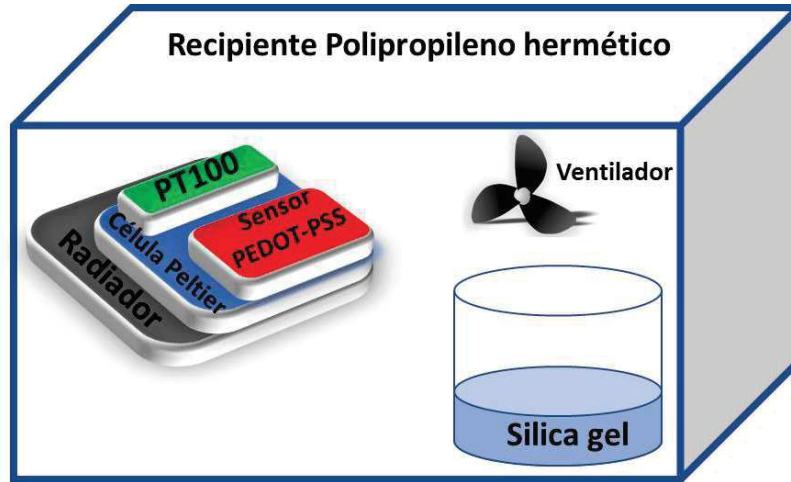


Figura 16. Esquema del SETUP-1. Fuente propia.

Para medir la resistencia del sensor de PEDOT-PSS se le aplicó una tensión constante de 5 V y se midió la corriente. La resistencia se determinó mediante la conocida ley de Ohm [Ecuación 7]

$$R_{PEDOT:PSS} = \frac{V_{PEDOT:PSS}}{I_{PEDOT:PSS}} \quad \text{Ecuación 7}$$

Para determinar la temperatura del PEDOT:PSS, se empleó una termorresistencia de platino del tipo PT100 a la que se aplica una tensión de 100 mV y se mide la corriente que la atraviesa. La PT100 presenta una resistencia óhmica de 100 Ω a la temperatura de 0 $^{\circ}\text{C}$ y de 138.51 Ω a la temperatura de 100 $^{\circ}\text{C}$. Su coeficiente de temperatura α es aproximadamente igual a 3851 ppm \cdot $^{\circ}\text{C}^{-1}$ (0.003851 $^{\circ}\text{C}^{-1}$), por lo tanto, si conocemos por la Ecuación 8 la resistencia que tiene la PT100 a una temperatura determinada, se puede despejar de la Ecuación 9 el valor de T_F [Ecuación 10] que será la temperatura en $^{\circ}\text{C}$ que tiene el cuerpo de la PT100.

$$R_{PT100} = \frac{V_{PT100}}{I_{PT100}} \quad \text{Ecuación 8}$$

$$R_{PT100} = R_0 \cdot (1 + \alpha \cdot (T_F - T_0)) \quad \text{Ecuación 9}$$

$$T_F = \frac{R_{PT100} - R_0}{R_0 \cdot \alpha} = \frac{R_{PT100} - 100 \Omega}{100 \Omega \cdot 0.003851 (^{\circ}\text{C}^{-1})} \quad \text{Ecuación 10}$$

Tanto la PT100 como el sensor de PEDOT:PSS están íntimamente unidos por unas bridas a la célula Peltier, por lo tanto, suponemos que tanto la célula Peltier, como la PT100 como el sensor de PEDOT:PSS están a la misma temperatura.

El disipador de aluminio sirve para evacuar el calor de la célula Peltier y sirve tanto para refrigerarla cuando se utiliza para enfriar al sensor, como para calentarla cuando queremos calentar al sensor. Hay que tener en cuenta que la célula Peltier, dependiendo

del sentido de la corriente que la atraviesa, puede calentar o enfriar una de sus caras, produciendo en la otra cara la operación inversa.

Las perlas de gel de sílice (silica gel) que hay en la cámara sirven para bajar la humedad de esta y evitar la condensación del vapor de agua presente en el aire. Cuando se llega al punto de rocío, las superficies se mojan y esto falsea los resultados. El gel de sílice hace que dentro de la cámara la humedad relativa esté por debajo del 30 % a las temperaturas de los experimentos.

Una vez realizados los experimentos para relacionar la resistencia del sensor de PEDOT:PSS con la temperatura con una humedad fija, hubo que hacer otro montaje (SETUP-2) para comprobar la relación de la resistencia del sensor con la temperatura y humedad ambiente [15]–[19]. El esquema de este SETUP-2 se puede ver en la *Figura 17*.

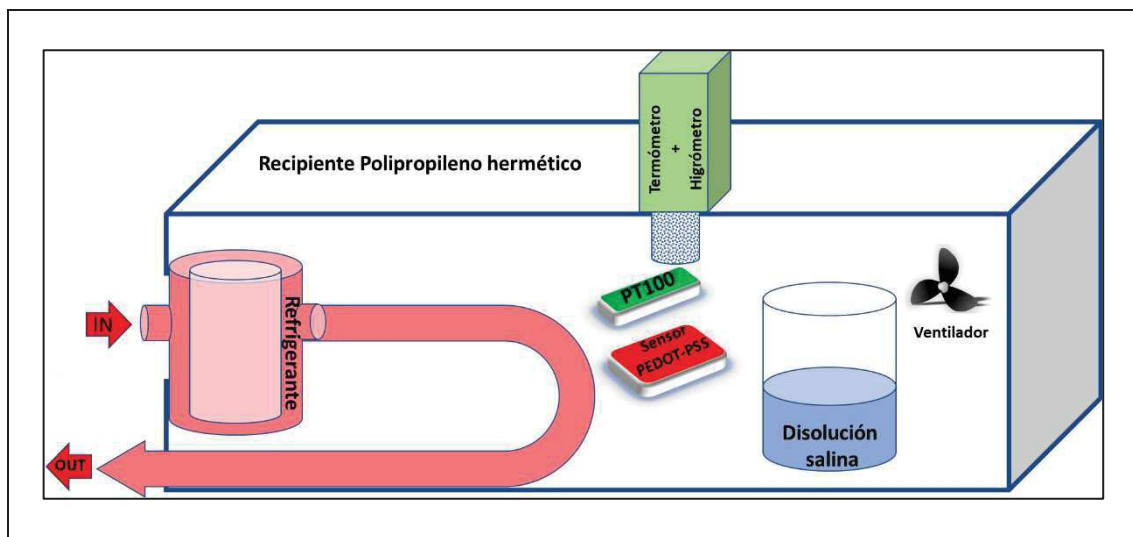


Figura 17. Esquema del SETUP-2. Fuente propia.

Este segundo “*setup*”, denominado SETUP-2 (*Figura 17*) constaba de:

- Una pequeña cámara climática con:
 - Recipiente hermético de polipropileno transparente.
 - Termoresistencia platino PT100. (TC Direct modelo 578-062 clase A dimensiones 3 mm x 25 mm).
 - Ventilador 4”.
 - Termómetro + higrómetro modelo RS-PRO 1364.
 - Vaso de recirculación de líquido refrigerante.
 - Vaso de precipitados con solución salina saturada.
- Un equipo de caracterización de semiconductores, concretamente el 4200-SCS de Keithley con 2 SMU’s (“*Source Measure Unit*”) dotadas de preamplificador.
- Un monitor de 21”.
- Equipo de baño de recirculación modelo PolyScience 9102A11B “*6-liter High-Stability Digital Controller Refrigerated/Heated Circulating Bath*” (*Figura 18*).

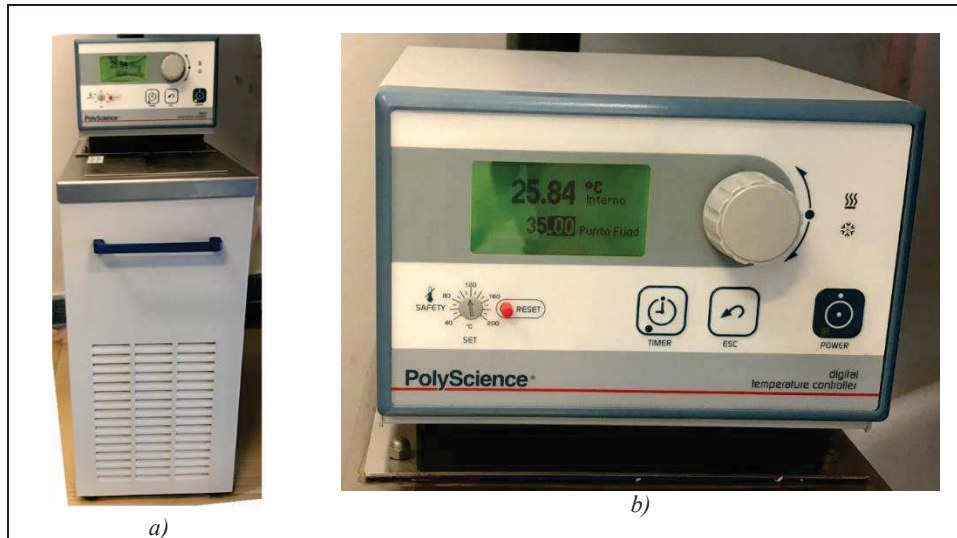


Figura 18. a) Controlador de temperatura PolyScience 9102A11B usado en el SETUP-2. b) Detalle. Fuente propia.

El esquema de este SETUP-2 se puede visualizar en la Figura 18. La célula Peltier se sustituye por un vaso de recirculación de líquido, este líquido puede estar caliente o frío. El calor del vaso se difunde al aire de la cámara a través de corriente de aire forzada por un ventilador. La velocidad de calentamiento-enfriamiento depende de la programación del controlador de temperatura, pero es relativamente lento puesto que hay que calentar o enfriar el depósito de 6 litros de líquido del baño. Los 2 terminales de la PT100 van conectados a la SMU-1 del 4200 SCS y se les aplica una tensión de 100 mV para evitar el autocalentamiento. Los 2 terminales del sensor con PEDOT:PSS van conectados a la SMU-2 del 4200 SCS y se les aplica una tensión de 5 V.

El vaso de precipitados con la solución salina hace que dentro de la cámara la humedad sea más o menos constante. Dependiendo de la sal empleada la humedad relativa de la cámara variará [20], [21].

3.1. Medidas R vs T^a sobre sensores con diseño anti-inductivo

La primera prueba se hizo utilizando un sustrato de alúmina con el diseño E con 2 capas de PEDOT:PSS, la temperatura ambiente era de 25 °C y la humedad relativa de un 70 %. Se utilizó el SETUP-1 y el diseño del experimento era comprobar cuáles serían los límites de la cámara, es decir, cuáles serían las temperaturas máxima y mínima. Las gráficas se muestran en la Figura 19.

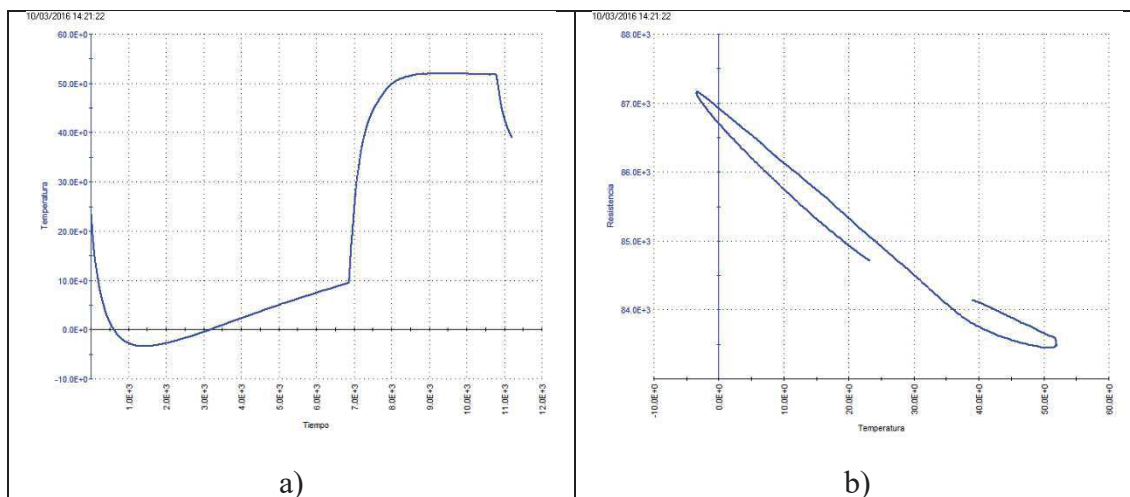


Figura 19. a) Evolución de la temperatura con el tiempo del sensor. b) Relación Resistencia vs Temperatura. Fuente propia.

En esta primera experiencia se comprobó que la célula Peltier era capaz de cubrir un rango de temperatura entre $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $52\text{ }^{\circ}\text{C}$. Abarcaba las necesidades previas del diseño para la hipertermia por radiofrecuencia ($30\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $50\text{ }^{\circ}\text{C}$). Al bajar la temperatura, subía la humedad relativa dentro de la cámara climática, llegando a la condensación del agua y mojando al sensor. Esto hacía que a la misma temperatura hubiese 2 medidas distintas de resistencia. Este problema se solucionó usando gel de sílice en el interior de la cámara (Figura 19.b) y recubriendo con tinta dieléctrica al PEDOT:PSS. También se comprobó que el sustrato de alúmina y el textil de poliéster eran en parte hidrófilos y absorbían parte del agua de la humedad del aire. Esto se solucionó poniendo una capa previa de dieléctrico antes de depositar el PEDOT:PSS (Figura 20.a).

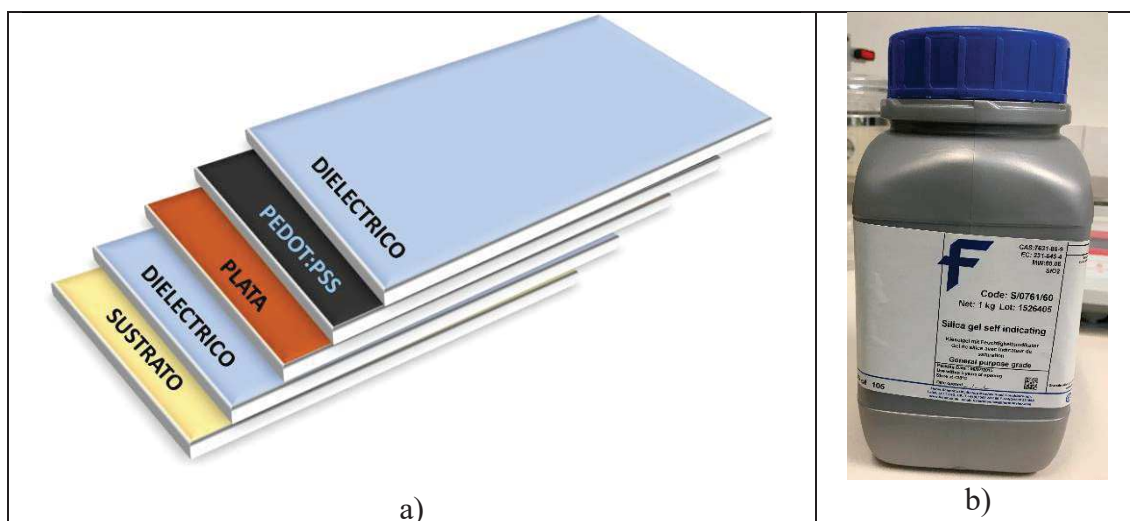


Figura 20. a) Disposición de las diferentes capas. b) Gel de sílice empleado para controlar la humedad. Fuente propia.

En la Tabla 1 se puede observar los resultados sobre 3 prototipos, cada uno con un sustrato distinto, usando el mismo tipo de PEDOT-PSS y con las mismas pasadas y tiempos de curado. El cálculo del coeficiente de temperatura (CDT) o α se halló mediante la Ecuación 6. Se puede apreciar que α es muy similar, las diferencias en los valores pueden ser debidos a que los sustratos tienen diferente coeficiente de dilatación, y que la rugosidad

de la superficie de los mismos puede tener alguna influencia en la deposición de la capa semiconductor.

Tabla 1. Resultados de las mediciones en el SETUP-1 usando diferentes sustratos

Prototipo	Sustrato	Rmin (kΩ)	Rmax (kΩ)	Tmin (°C)	Tmax (°C)	α (ppm °C ⁻¹)
E7	Film Plástico Melinex	72.036	73.371	24.74	42.27	-1037.8
E11	Textil Poliéster	82.693	84.191	26.65	43.12	-1080.7
E15	Cerámico Alúmina	81.177	82.668	26.34	43.30	-1063.1

En la Figura 21.b se puede ver un registro de variación de temperatura de un sensor con sustrato plástico (Melinex®). Se parte de temperatura ambiente (25 °C) se incrementa a 42 °C y después se vuelve de nuevo a la temperatura ambiente. La variación de temperatura se realizó aplicando una tensión de 5 VDC a la célula Peltier. El registro se efectuó durante 1000 s muestreando la temperatura y la resistencia del sensor cada 3 s. En la Figura 21.a se aprecia, a simple vista, claramente una correlación lineal entre la resistencia óhmica del sensor y la temperatura de este.

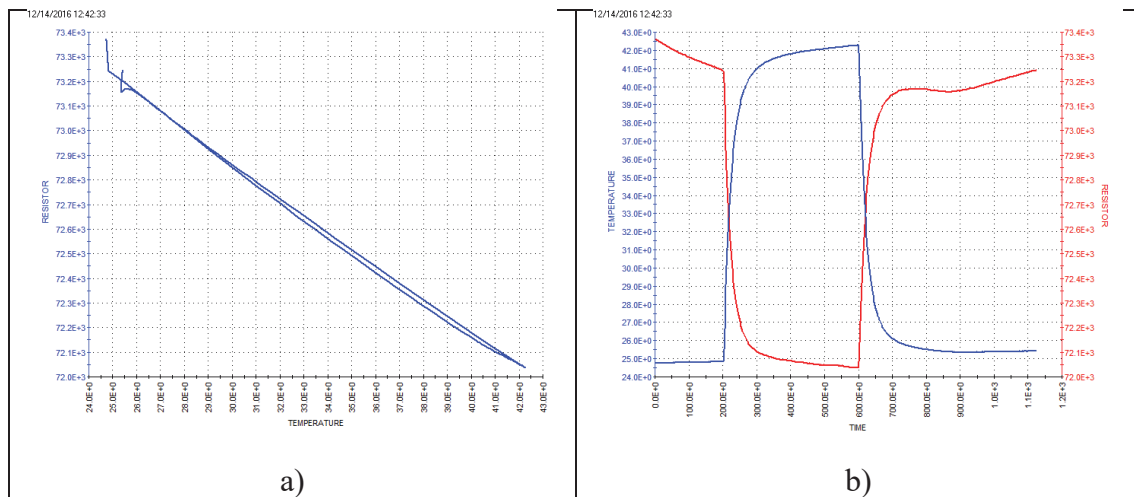


Figura 21. Caracterización del prototipo E7 (sustrato plástico). a) Curva Resistencia vs Temperatura. b) Evolución de la Resistencia y de la temperatura del E7 en función del tiempo. Fuente propia.

En la Figura 22.b se puede ver un registro de variación de temperatura de un sensor con sustrato textil (Poliéster). Se parte de temperatura ambiente (27 °C) se incrementa a 43 °C y después se vuelve a temperatura ambiente. El procedimiento es idéntico al descrito en el párrafo anterior. En la Figura 22.a se aprecia claramente una correlación lineal entre la resistencia óhmica del sensor y la temperatura del mismo.

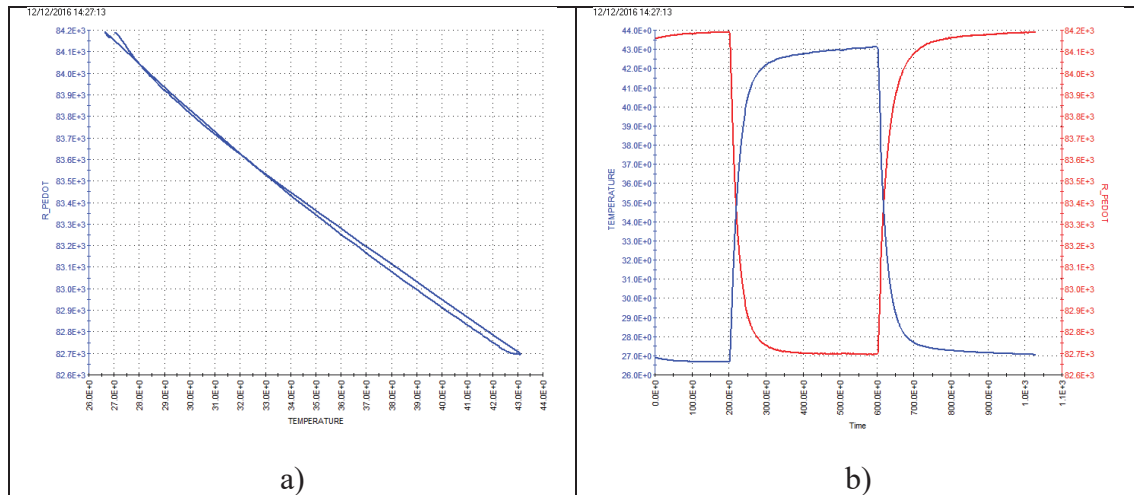


Figura 22. Caracterización del prototipo E11 (sustrato textil). a) Curva Resistencia vs Temperatura. b) Evolución de la Resistencia y de la temperatura del E11 en función del tiempo. Fuente propia.

En la Figura 23.b se puede ver un registro de variación de temperatura de un sensor con sustrato cerámico (Alúmina) se parte de temperatura ambiente (27 °C) se sube a 43 °C y después se baja y estabiliza a 33 °C y pasados unos 300 s se vuelve a temperatura ambiente. El procedimiento difiere un poco de los anteriores, pero también se puede apreciar claramente en la Figura 23.a una correlación casi lineal entre la temperatura del sensor y la resistencia óhmica del mismo.

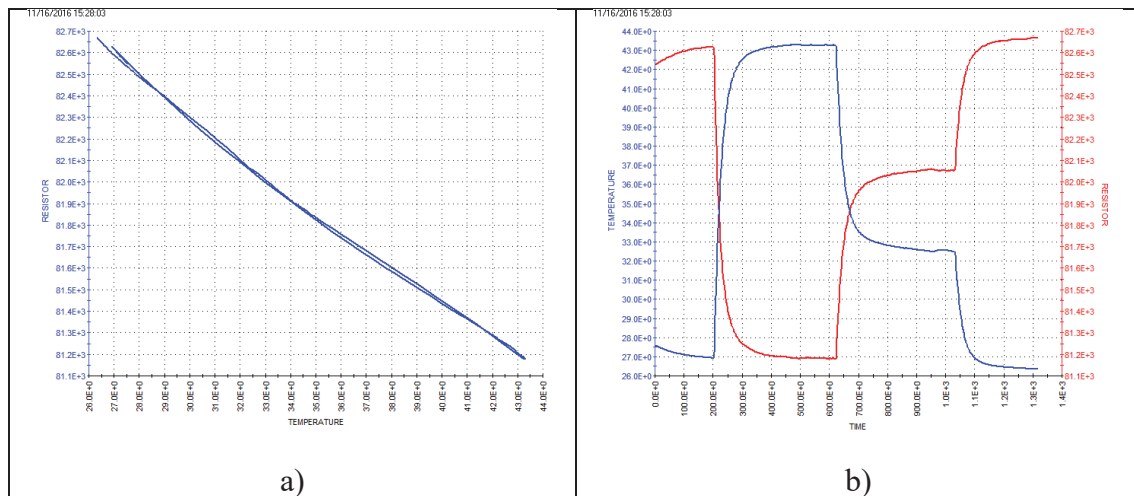


Figura 23. Caracterización del prototipo E15 (sustrato cerámico). a) Curva Resistencia vs Temperatura. b) Evolución de la Resistencia y de la temperatura del E15 en función del tiempo. Fuente propia.

En la Tabla 1 se aprecia que las resistencias óhmicas de los 3 prototipos se aproximan mucho, aunque no son iguales, para compararlas se va a proceder a una normalización y se dará el valor de 100 a la resistencia que presentan a 35 °C (se elige esta temperatura por estar cercana a la temperatura superficial del cuerpo humano ya que una de las posibles aplicaciones es medir la temperatura del mismo). Para los cálculos se usará la temperatura termodinámica en Kelvin, es decir, $35\text{ °C} = 308.15\text{ K}$.

En la Figura 24 podemos comprobar la evolución de la resistencia normalizada de los 3 sensores con respecto a la temperatura. Los prototipos E11 (poliéster) y E15 (alúmina) presentan una evolución muy similar, mientras que el prototipo E7 (Melinex®) presenta una clara desviación, posiblemente debida al coeficiente de dilatación del sustrato o bien debido a algún otro fenómeno sin determinar.

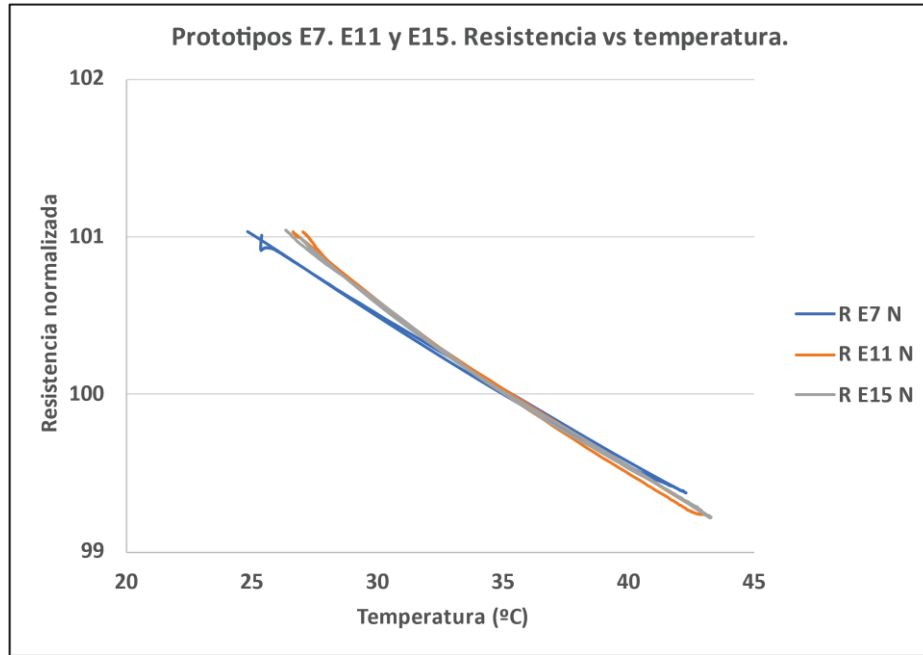


Figura 24. Comparación de la variación de las resistencias normalizadas a 35 °C con la temperatura. (R E7 N, R E11 N Y R E15 N, se corresponden con las resistencias de los prototipos sobre sustrato de film plástico, textil de poliéster y cerámico de alúmina respectivamente). Fuente Propia.

3.1.1. Fórmulas de ajustes de los prototipos

El fin último de estos sensores es la medida de la temperatura, si se conoce su resistencia, mediante alguna fórmula matemática. Un sistema basado en un microcontrolador que dispusiera de un ADC (convertidor analógico digital) podría calcular la temperatura a la que está el sensor basándose en el valor de la resistencia. Se ha de hallar la relación matemática entre la resistencia óhmica del sensor y la temperatura. Se proponen seis métodos de ajuste para cada prototipo basándose en la regresión polinomial, donde la resistencia óhmica es la variable dependiente y la temperatura en Kelvin es la variable independiente.

En la Tabla 2 se muestran los resultados de los diferentes ajustes para el prototipo E7 (plástico). Todos los métodos de ajuste presentan una muy buena correlación, por encima del 99.9 % para el estadístico R^2 . Para las temperaturas usuales de funcionamiento (temperatura externa superficial del cuerpo humano), la mejor opción es el ajuste polinomial de orden 1 con T como variable independiente (Ecuación 11, Ecuación 12 y Ecuación 13) puesto que el coste computacional y, por lo tanto, el gasto energético del microcontrolador será el más pequeño. En las Figura 25 y Figura 26 se puede comparar la gráfica de la curva medida con los diversos ajustes. Al aumentar el grado del polinomio, el estadístico R^2 aumenta para el intervalo muestreado.

$$R = 129.15 - 0.09447 \cdot T \tag{Ecuación 11}$$

$$T = \frac{129.15 - R}{0.09447} = 1367.13 - 10.483 \cdot R \tag{Ecuación 12}$$

$$t = 1093.98 - 10.483 \cdot R \tag{Ecuación 13}$$

Dónde: T = Temperatura [K]; R resistencia normalizada (100 a 35 °C);
t = temperatura [°C].

Tabla 2. Comparación de los distintos métodos de ajustes para el prototipo E7

Método de ajuste: Regresión Polinomial – R E7 N versus T Variable dependiente: R E7 N Variable independiente: T Número de observaciones: 427	R-cuadrada (%)	Fórmula de ajuste (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) (T en K)
Orden del polinomio = 1 Variable independiente: T	99.9095	$R E7 N = 129.154 - 0.0944704 \cdot T$
Orden del polinomio = 2 Variable independiente: T	99.924	$R E7 N = 175.238 - 0.395106 \cdot T + 0.00049 \cdot T^2$
Orden del polinomio = 3 Variable independiente: T	99.9379	$R E7 N = -3072.04 + 31.3616 \cdot T - 0.103008 \cdot T^2 + 0.00011241 \cdot T^3$
Orden del polinomio = 1 Variable independiente: T ⁻¹	99.9217	$R E7 N = 71.1928 + 8884.65 \cdot T^{-1}$
Orden del polinomio = 2 Variable independiente: T ⁻¹	99.9234	$R E7 N = 87.1018 - 875.298 \cdot T^{-1} + 1.49597E6 \cdot T^{-2}$
Orden del polinomio = 3 Variable independiente: T ⁻¹	99.938	$R E7 N = 3407.35 - 3.05689E6 \cdot T^{-1} + 9.38882E8 \cdot T^{-2} - 9.58211E10 \cdot T^{-3}$

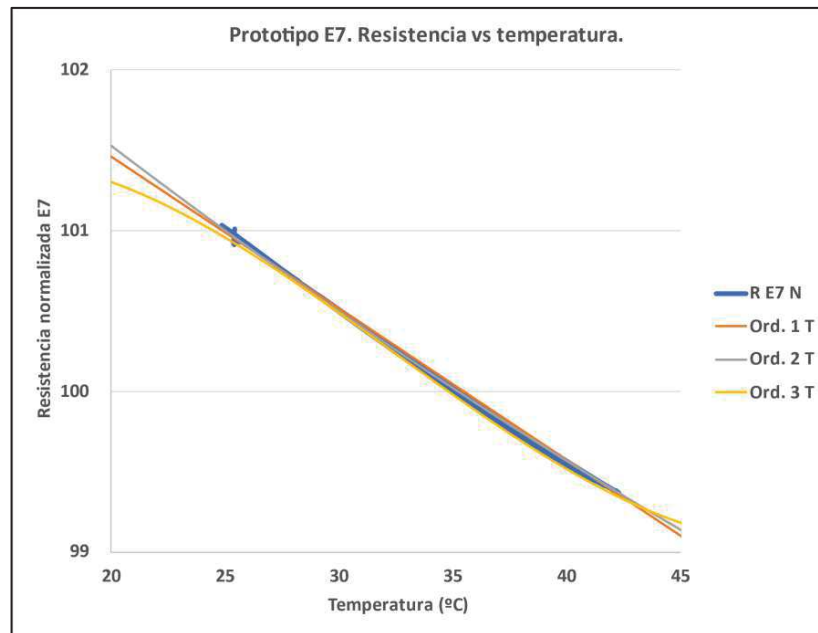


Figura 25. Prototipo E7. Comparación de los ajustes polinomiales con respecto a T de la resistencia normalizadas a 35 °C (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) con la temperatura. Fuente propia.

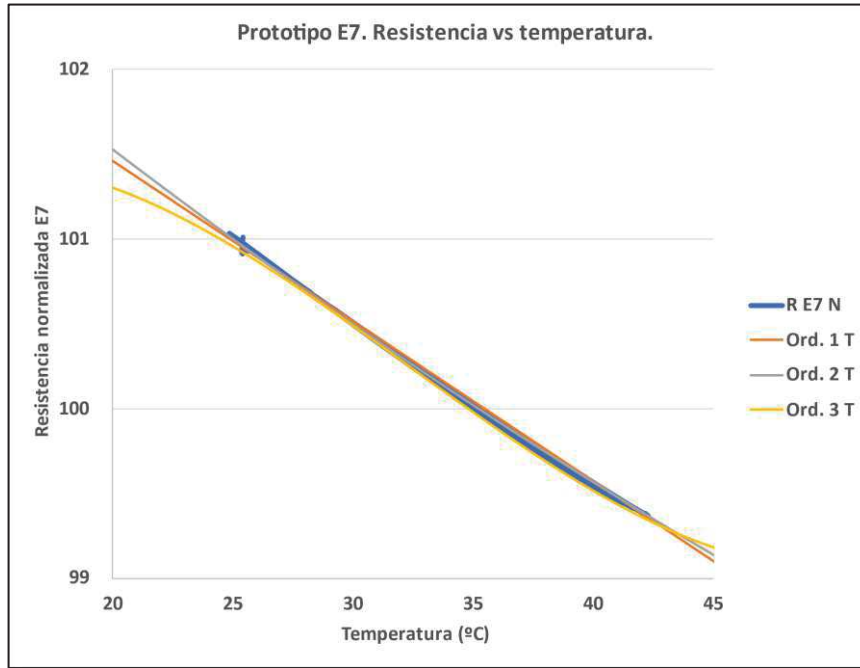


Figura 26. Prototipo E7. Comparación de los ajustes polinomiales con respecto a T^{-1} de la resistencia normalizadas a 35 °C (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) con la temperatura. Fuente propia.

En la Tabla 3 se muestran los resultados de los diferentes ajustes para el prototipo E11 (Textil), todos presentan una muy buena correlación, por encima del 99.8 % para R^2 . Para las temperaturas de uso (temperatura externa del cuerpo humano), la mejor opción es el ajuste polinomial de orden 1 con T como variable independiente tal como explicó para el prototipo E7. La Ecuación 14 indica cual sería, según el ajuste, el valor de la resistencia normalizada, la Ecuación 15 calcula cual sería la temperatura en Kelvin del sensor conocida la resistencia y la Ecuación 16 calcula cual será la temperatura en °C.

En las Figura 27 y Figura 28 se puede comparar la gráfica de la curva medida con los diversos ajustes. Al aumentar el grado del polinomio, el estadístico R^2 aumenta para el intervalo muestreado.

$$R = 134.59 - 0.11189 \cdot T \quad \text{Ecuación 14}$$

$$T = \frac{134.59 - R}{0.11189} = 1202.87 - 8.937 \cdot R \quad \text{Ecuación 15}$$

$$t = 929.72 - 8.937 \cdot R \quad \text{Ecuación 16}$$

Dónde: T = Temperatura [K]; R resistencia normalizada (100 a 35 °C);
t = temperatura [°C].

Tabla 3. Comparación de los distintos métodos de ajustes para el prototipo E11

Método de ajuste: Regresión Polinomial – R E11 N versus T Variable dependiente: R E11 N Variable independiente: T Número de observaciones: 509	R-cuadrada (%)	Fórmula de ajuste (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) (T en K)
Orden del polinomio = 1 Variable independiente: T	99.8423	$R_{E11 N} = 134.59 - 0.111894 \cdot T$
Orden del polinomio = 2 Variable independiente: T	99.929	$R_{E11 N} = 285.504 - 1.09253 \cdot T + 0.00159208 \cdot T^2$
Orden del polinomio = 3 Variable independiente: T	99.9299	$R_{E11 N} = -814.107 + 9.62343 \cdot T - 0.0332103 \cdot T^2 + 0.0000376682 \cdot T^3$
Orden del polinomio = 1 Variable independiente: T⁻¹	99.8773	$R_{E11 N} = 65.6653 + 10607.7 \cdot T^{-1}$
Orden del polinomio = 2 Variable independiente: T⁻¹	99.9285	$R_{E11 N} = 181.632 - 60816.1 \cdot T^{-1} + 1.0991E7 \cdot T^{-2}$
Orden del polinomio = 3 Variable independiente: T⁻¹	99.93	$R_{E11 N} = 1599.88 - 1.37075E6 \cdot T^{-1} + 4.14206E8 \cdot T^{-2} - 4.13627E10 \cdot T^{-3}$

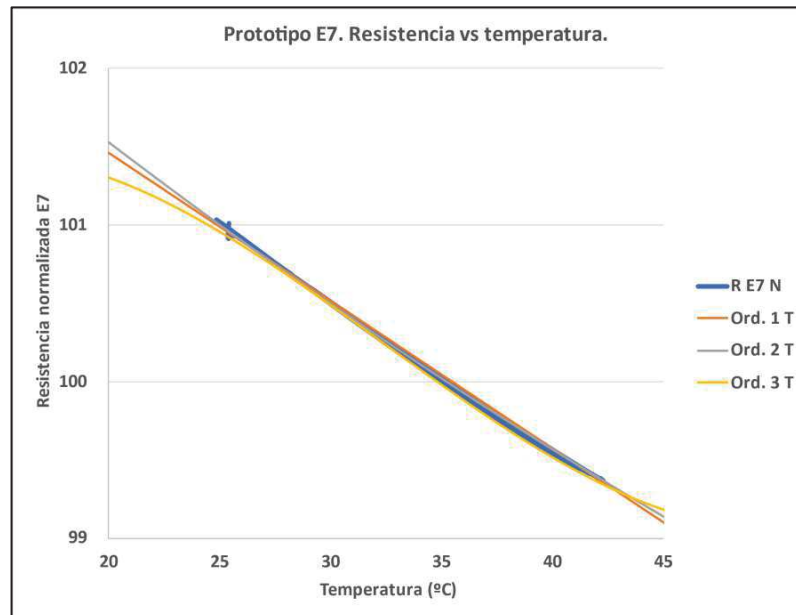


Figura 27. Prototipo E11. Comparación de los ajustes polinomiales con respecto a T de la resistencia normalizadas a 35 °C (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) con la temperatura. Fuente propia.

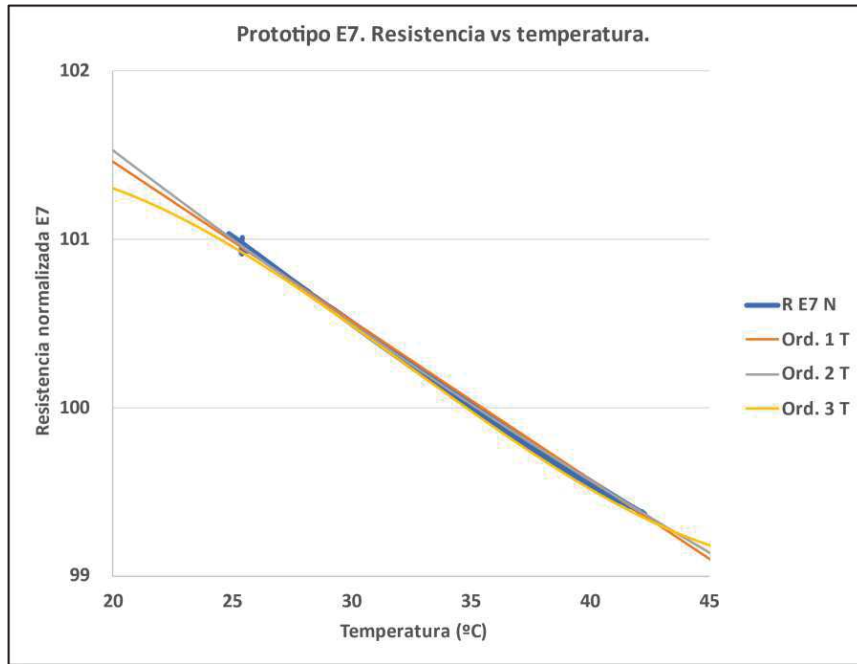


Figura 28. Prototipo E11. Comparación de los ajustes polinomiales con respecto a T^{-1} de la resistencia normalizadas a 35 °C (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) con la temperatura. Fuente propia.

En la Tabla 4 se muestran los resultados de los diferentes ajustes para el prototipo E15 (Textil), todos presentan una muy buena correlación, por encima del 99.6 % para R^2 . Para las temperaturas de uso (temperatura externa del cuerpo humano), la mejor opción es el ajuste polinomial de orden 1 con T como variable independiente tal como explicó para el prototipo E7.

En las Figura 29 y Figura 30 se puede comparar la gráfica de la curva medida con los diversos ajustes. Al aumentar el grado del polinomio, el estadístico R^2 aumenta para el intervalo muestreado.

$$R = 132.95 - 0.10667 \cdot T \quad \text{Ecuación 17}$$

$$T = \frac{132.95 - R}{0.10667} = 1246.36 - 9.3747 \cdot R \quad \text{Ecuación 18}$$

$$t = 937.21 - 9.3747 \cdot R \quad \text{Ecuación 19}$$

Dónde: T temperatura en Kelvin, R resistencia normalizada (100 a 35 °C);
t = temperatura en °C.

Tabla 4. Comparación de los distintos métodos de ajustes para el prototipo E15

Método de ajuste: Regresión Polinomial – R E15 N versus T Variable dependiente: R E15 N Variable independiente: T Número de observaciones: 644	R-cuadrada (%)	Fórmula de ajuste (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) (T en K)
Orden del polinomio = 1 Variable independiente: T	99.6685	$R E15 N = 132.952 - 0.106673 \cdot T$
Orden del polinomio = 2 Variable independiente: T	99.9786	$R E15 N = 260.887 - 0.937295 \cdot T + 0.00134758 \cdot T^2$
Orden del polinomio = 3 Variable independiente: T	99.9813	$R E15 N = 1712.59 - 15.1034 \cdot T + 0.0474163 \cdot T^2 - 0.0000499275 \cdot T^3$
Orden del polinomio = 1 Variable independiente: T^{-1}	99.8082	$R E15 N = 67.1878 + 10131.1 \cdot T^{-1}$
Orden del polinomio = 2 Variable independiente: T^{-1}	99.9793	$R E15 N = 161.142 - 47762.1 \cdot T^{-1} + 8.91412E6 \cdot T^{-2}$
Orden del polinomio = 3 Variable independiente: T^{-1}	99.981	$R E15 N = -998.242 + 1.0219E6 \cdot T^{-1} - 3.1997E8 \cdot T^{-2} + 3.36993E10 \cdot T^{-3}$

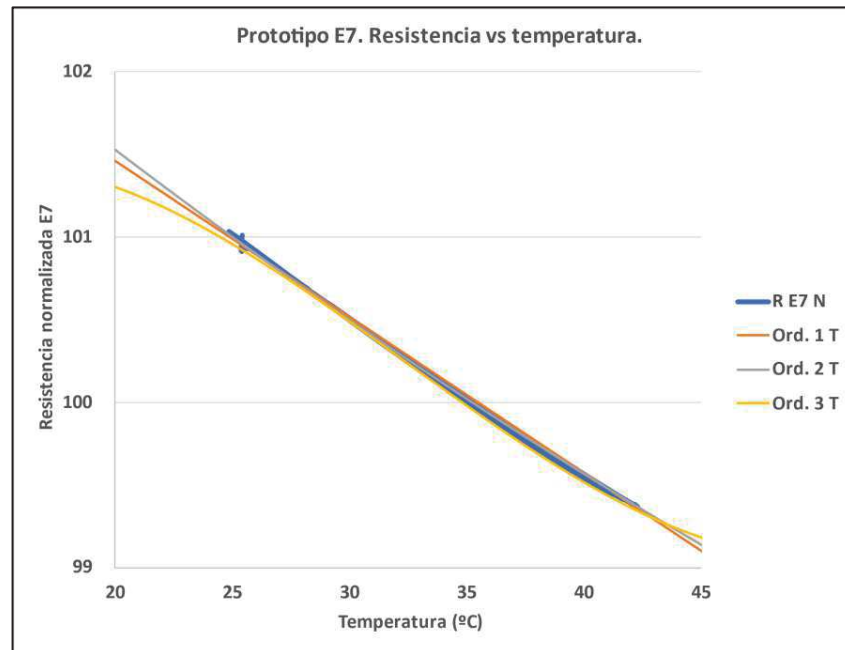


Figura 29. Prototipo E15. Comparación de los ajustes polinomiales con respecto a T de la resistencia normalizadas a 35 °C (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) con la temperatura. Fuente propia.

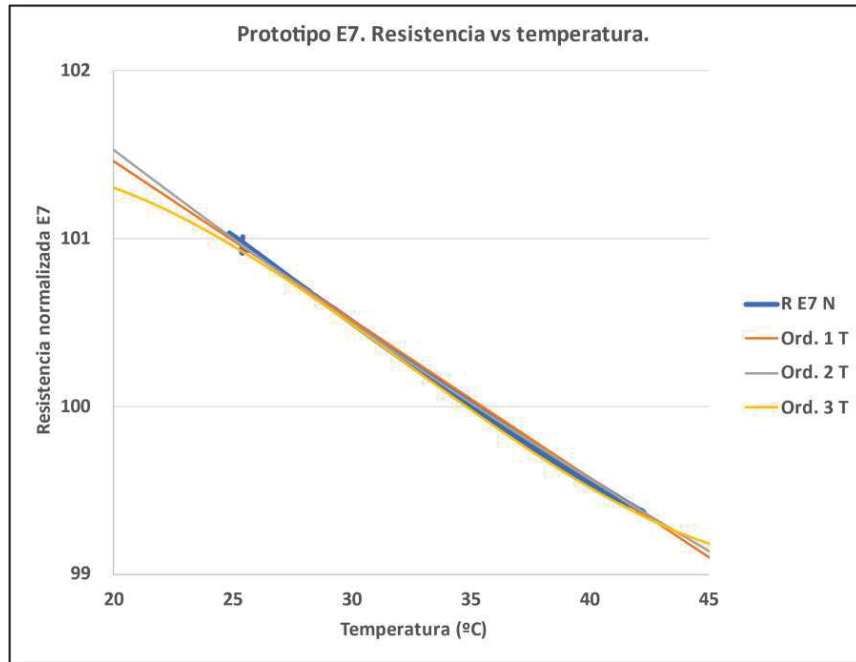


Figura 30. Prototipo E15. Comparación de los ajustes polinomiales con respecto a T^{-1} de la resistencia normalizadas a 35 °C (Valor normalizado = 100 a 308.15 K) con la temperatura. Fuente propia.

3.2. Medidas R y H vs T^a sobre sensores con diseño anti-inductivo

En el punto anterior se comprobó que al usar el PEDOT-PSS, este es sensible a la humedad del aire. En los siguientes experimentos se procedió a comprobar como esta sensibilidad afecta a la resistencia del dispositivo y se presenta alguna ley de variación que puede ser útil para determinar la humedad en el aire.

Se utilizaron sensores con sustratos rígidos, puesto que ya los teníamos fabricados para experiencias anteriores, el que mejor resultado proporcionó fue la serie OECT v04. Concretamente se midió la resistencia de un rectángulo de PEDOT-PSS de 6 mm de largo por 18 mm de ancho. El valor de resistencia eléctrica obtenido para este sensor a 25 °C fue de 15 kΩ aproximadamente. Teniendo en cuenta que la superficie del rectángulo de PEDOT-PSS era relativamente grande, era esperable una alta sensibilidad del sensor a los cambios de humedad.

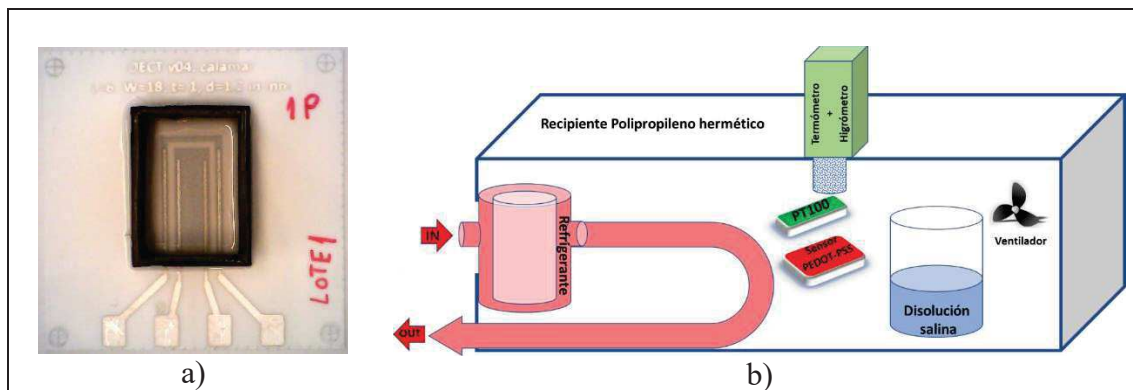
A continuación, presentaremos los resultados obtenidos para el sensor M07 (ver Figura 31.a). En la Figura 31.b se muestra el setup para este experimento. Las sales empleadas en la solución salina fueron el NaCl y MgCl₂.

El experimento consistía en variar la temperatura del aire de la cámara usando la recirculación de un líquido refrigerante. Se midieron simultáneamente la temperatura del aire (usando una termorresistencia PT100) la resistencia óhmica del PEDOT-PSS y la humedad del aire. Durante el ensayo la temperatura evolucionó según la siguiente secuencia:

1. Desde 25 °C a 10 °C (enfriamiento).

2. Desde 10 °C a 50 °C (calentamiento).
3. Desde 50 a 28 °C (enfriamiento),
4. Desde 28 °C a 36 °C (calentamiento).
5. Desde 36 a 25 °C (enfriamiento).

Se muestrearon los valores de las variables cada 3 minutos durante 6 horas (Figura 32). Durante el proceso de medida se registraron: la temperatura del aire (mediante una PT100 conectada a una SMU del 4200-SCS de Keithley), la resistencia del sensor (con una SMU del 4200-SCS de Keithley) y la humedad relativa del aire en la cámara (mediante un higrómetro modelo RS-PRO 1364). De los valores de la temperatura del aire y de la HR se calculó la HA.



En la Figura 32 se puede ver la evolución de la temperatura en este experimento, En la gráfica se ha representado la temperatura en Kelvin, puesto que es la escala de la temperatura termodinámica y todos los procesos físicos están relacionados con dicha escala.

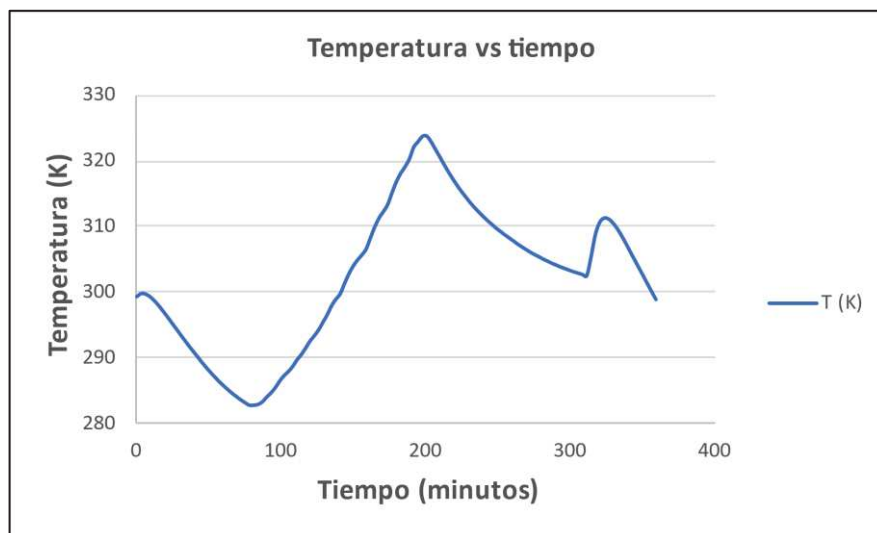


Figura 32. Evolución en el tiempo de la temperatura para el Prototipo E15. Fuente propia.

En la Figura 33 se puede apreciar la dependencia de la resistencia con la temperatura del aire, se comprueba que, al aumentar la temperatura, la conductividad del PEDOT-PSS aumenta y, por lo tanto, disminuye su resistencia eléctrica. También se puede observar que a la misma temperatura el material presenta valores de resistencia distintos. Esto es

debido a la diferencia en la humedad del aire. La evolución de la humedad en el aire, tanto la humedad relativa (HR) como la humedad absoluta (HA) se puede observar en las Figura 34 y Figura 35 respectivamente.

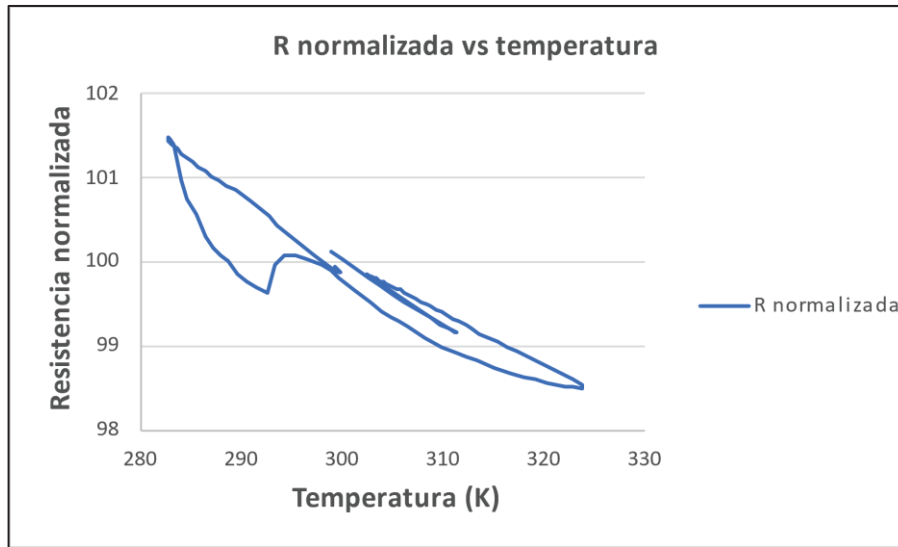


Figura 33. Evolución en el tiempo de la Resistencia normalizada para el Prototipo E15. Fuente propia.

Los higrómetros suelen dar la lectura de la humedad relativa del aire, que se define como el cociente entre la presión parcial de vapor de agua en el aire y la presión parcial de saturación [Ecuación 20].

$$H_r = \frac{p_v}{p_{vw}(T)} \tag{Ecuación 20}$$

Dónde: H_R = Humedad relativa; p_v = presión parcial de vapor de agua (Pa); $p_{vw}(T)$ = presión parcial de saturación de vapor de agua en el aire a temperatura T (Pa).

La humedad relativa generalmente se suele dar en % (Ecuación 21).

$$HR = H_r \cdot 100 \tag{Ecuación 21}$$

Dónde: HR = Humedad Relativa (%); H_r = Humedad relativa.

La presión parcial de saturación de vapor de agua en el aire depende de la temperatura y se puede calcular mediante la fórmula de Magnus (Ecuación 22).

$$p_{vw} = 6.112 \cdot 10^{\frac{7.4475 \cdot t}{234.07 + t}} \tag{Ecuación 22}$$

Dónde: p_{vw} = presión parcial de saturación de vapor de agua en el aire (mb); t = temperatura (°C.)

Se define como humedad absoluta (HA) a la masa de vapor de agua en una unidad de volumen de aire. Es una medida del verdadero contenido de vapor de agua en el aire (Ecuación 23)

$$HA = \frac{m_v}{V} \quad \text{Ecuación 23}$$

Dónde: HA= Humedad absoluta (kg/m³); m_v = masa de vapor de agua (kg);
V = volumen (m³).

Conocidas la humedad relativa y la presión de saturación del vapor, se puede calcular la presión parcial del vapor de agua en el aire a una temperatura dada (Ecuación 24).

$$p_v = p_{vw} \cdot \frac{HR}{100} \quad \text{Ecuación 24}$$

Dónde: p_v = presión parcial de vapor de agua en el aire (Pa);
p_{vw} = presión parcial de saturación de vapor de agua en el aire (Pa);
HR = Humedad relativa (%).

Si se utiliza la ley de los gases perfectos (Ecuación 25).

$$p_v \cdot V = \frac{m}{M} \cdot R \cdot T \quad \text{Ecuación 25}$$

Dónde: p_v = presión parcial de vapor de agua en el aire (Pa); V = volumen (m³);
m = masa de vapor de agua (g); M = masa de 1 MOL de agua (18 g);
R = cte. gases perfectos 8.3145 (m³·Pa·mol⁻¹·K⁻¹); T = Temperatura (K).

De la Ecuación 25 se puede hallar el valor de la humedad absoluta (Ecuación 26).

$$HA = \frac{m}{V} = \frac{p_v \cdot M}{R \cdot T} = \frac{p_{vw} \cdot \frac{HR}{100} \cdot M}{R \cdot (t + 273.15)} \quad \text{Ecuación 26}$$

Dónde: HA = Humedad Absoluta (g/m³);
p_v = presión parcial de vapor de agua en el aire (Pa);
M = masa de 1 MOL de agua (18 g); R = cte. gases perfectos 8.3145 (m³·Pa·mol⁻¹·K⁻¹);
T = Temperatura (K); t = temperatura (°C);
p_{vw} = presión parcial de saturación de vapor de agua en el aire (Pa).

Usando la Ecuación 26 se puede hallar la humedad absoluta dada la temperatura y la humedad relativa HR. La humedad relativa HR se mide con el higrómetro y la temperatura con un termómetro, en el caso del experimento con una termorresistencia de platino PT100.

En la Figura 34 se muestra la evolución de la HR con el tiempo y en la Figura 35 la evolución de la HA con el tiempo.

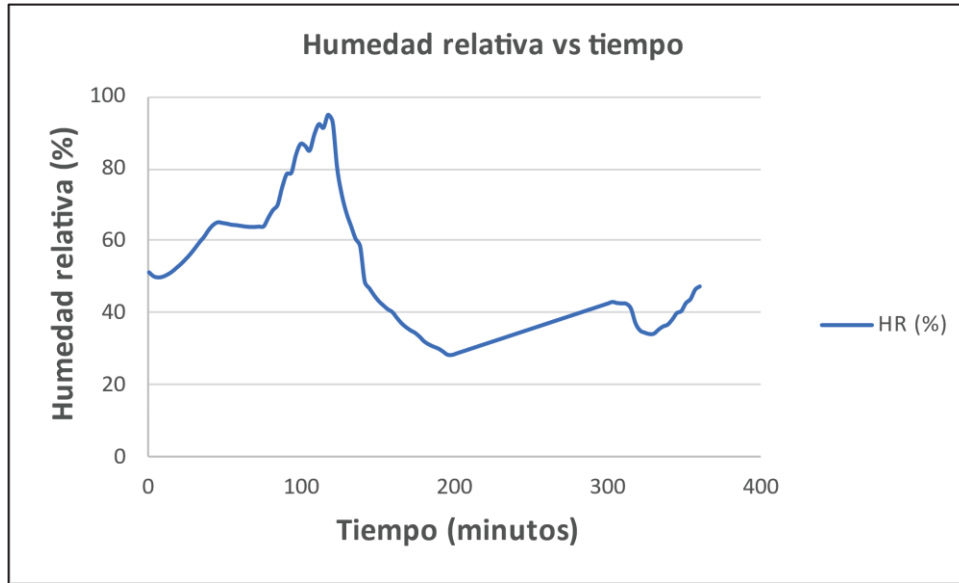


Figura 34. Evolución en el tiempo de la Humedad relativa (HR) para el Prototipo E15. Fuente propia.

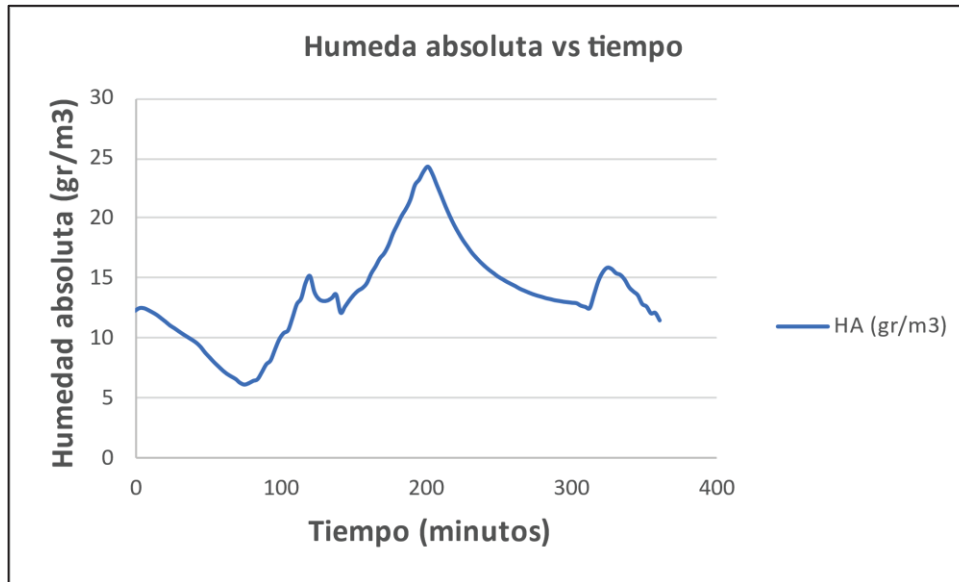


Figura 35. Evolución en el tiempo de la Humedad absoluta (HA) para el Prototipo E15. Fuente propia.

En la cámara climática empleada en los experimentos, se podía controlar de forma precisa la temperatura, pero la HR era difícil de controlar, a pesar de usar soluciones salinas saturadas para controlar la humedad. Tanto la HR como la HA dependen de la temperatura. En la Figura 36 se puede observar la variación de la HR con la temperatura y en la Figura 37 se observa la variación de la HA con la temperatura.

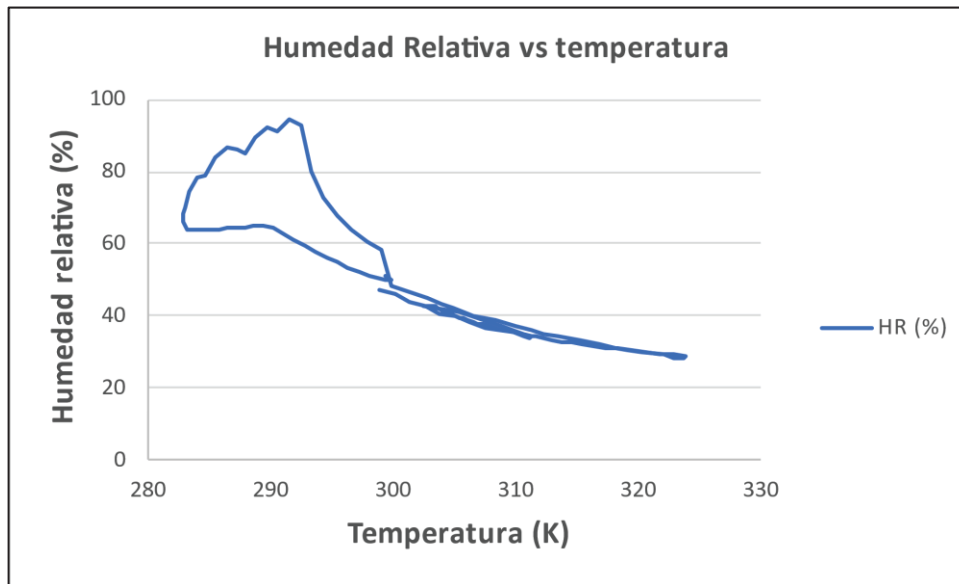


Figura 36. Relación entre la Humedad relativa (HR) y la temperatura absoluta para el Prototipo E15. Fuente propia.

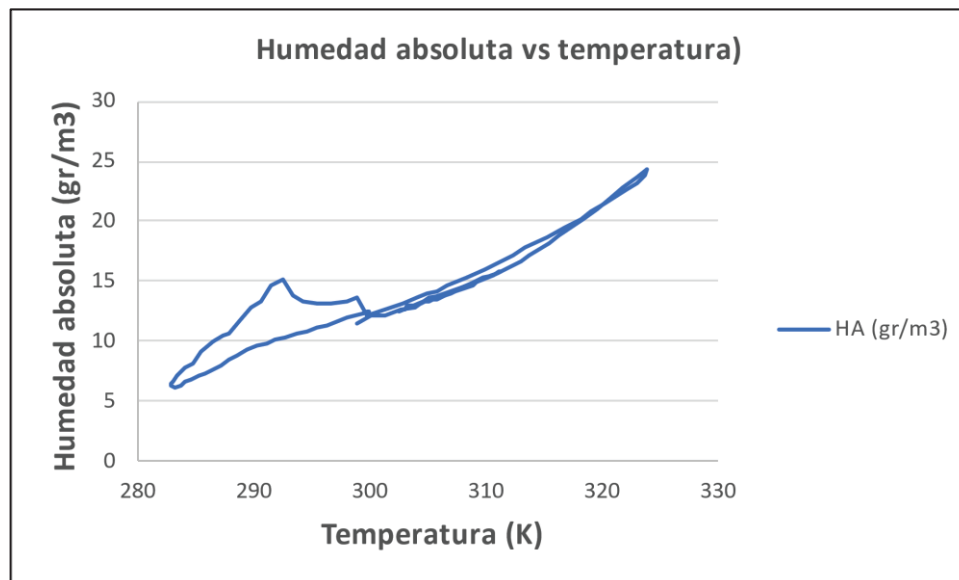


Figura 37. Relación entre la Humedad absoluta (HA) y la temperatura absoluta para el Prototipo E15. Fuente propia.

Como se vio en los apartados anteriores, la conductividad del PEDOT-PSS aumenta con la temperatura; pero como puede verse en las Figura 38 y Figura 39, la resistencia del sensor también depende de la humedad del aire. En la Figura 39 puede apreciarse que al aumentar la humedad absoluta del aire (aumenta la masa de vapor de agua por unidad de volumen) también aumenta la conductividad del PEDOT-PSS y, por lo tanto, disminuye la resistencia del sensor. En la Figura 38, que representa el valor de la resistencia del sensor con respecto a la humedad relativa, la relación entre ambas es menos evidente, puesto que, con la misma concentración de vapor de agua en el aire, la HR depende de la temperatura del aire; es decir, con la misma concentración obtendremos distintas HR a distintas temperaturas. Hay que tener en cuenta que el experimento se ha llevado a cabo en un recipiente cerrado en el que había una solución salina saturada que regulaba la humedad. Por esta razón la humedad absoluta varía durante el experimento, a mayor

temperatura más agua se evapora y aumenta la HA. Como la capacidad del aire para absorber vapor de agua depende de la temperatura, un aumento de la HA no tiene por qué implicar necesariamente un aumento de la HR.

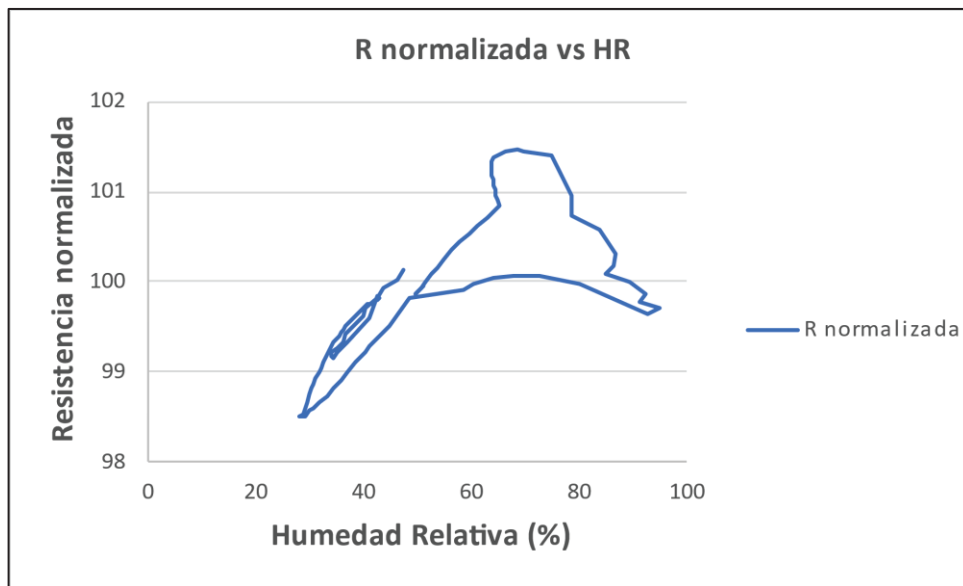


Figura 38. Relación entre la Resistencia normalizada y la humedad relativa (HR) para el Prototipo E15. Fuente propia.

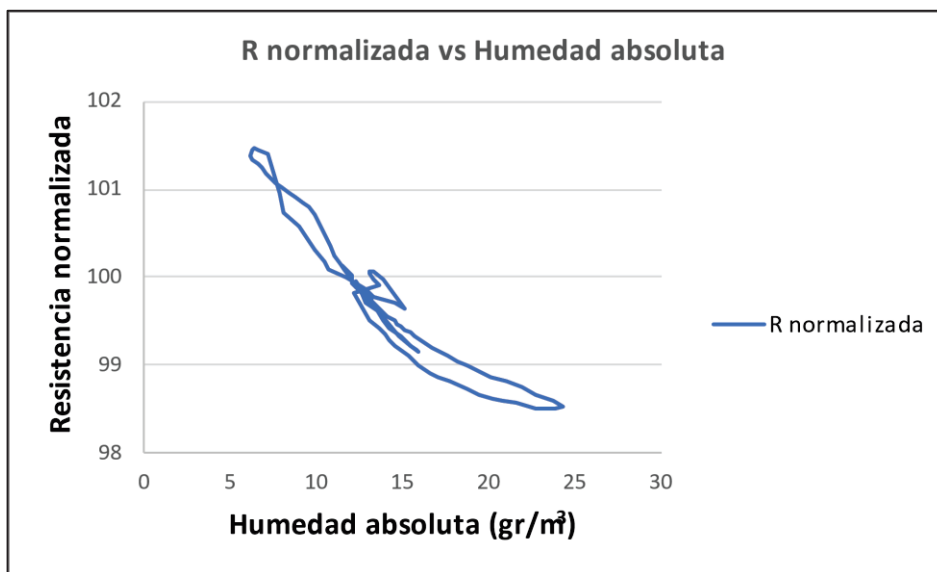


Figura 39. Relación entre la Resistencia normalizada y la humedad absoluta (HA) para el Prototipo E15. Fuente propia.

En la Figura 40 se puede apreciar la relación entre la HR y la HA en el experimento.

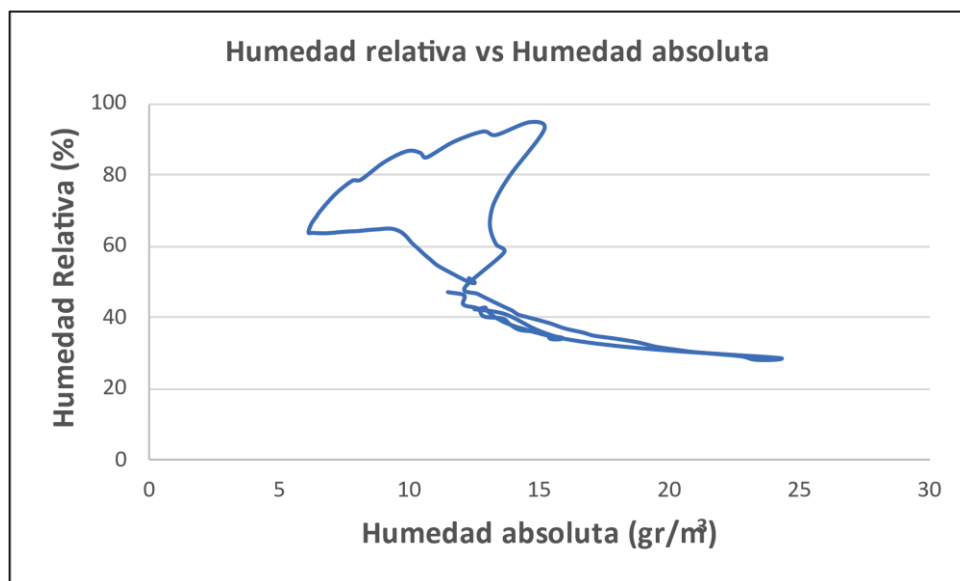


Figura 40. Relación entre la humedad relativa (HR) y la humedad absoluta (HA) para el Prototipo E15. Fuente propia.

Al inicio del experimento, la HR era del 45 % y la temperatura del aire era de 25 °C (298.17 K), con esos valores se obtuvo el valor de 100 como valor de la resistencia normalizada. En la Figura 41 se puede observar en un gráfico 3D la evolución de la resistencia normalizada del sensor (R normalizada) al variar la temperatura y la HA en la cámara climática. En la Figura 46 se obtiene lo mismo, pero usando la HR en vez de la HA.

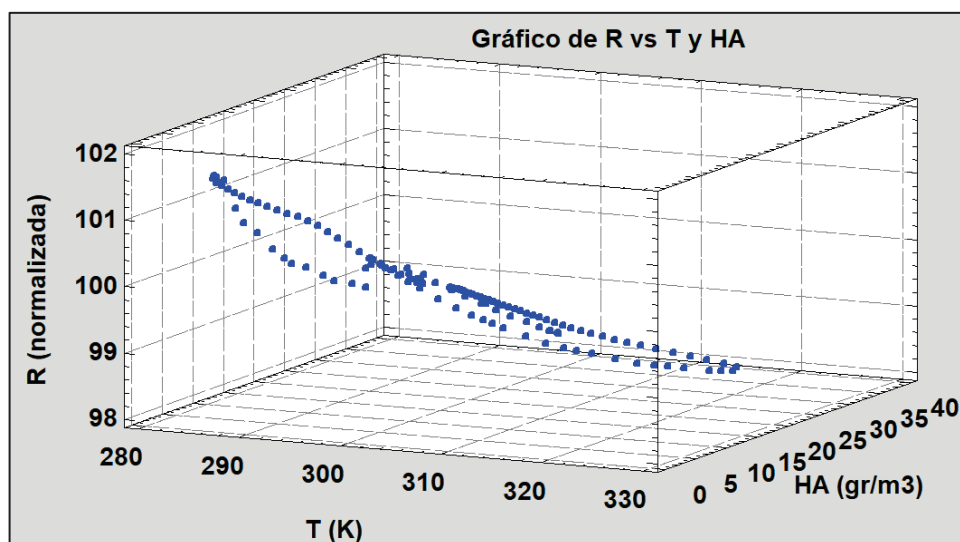


Figura 41. Gráfico en 3D de los valores medidos de la R normalizada vs T y humedad absoluta. Fuente propia.

Con los datos obtenidos, usando el programa STATGRAPHICS Centurion 18 (v 18.1.13 (64 bits)) se investigó la posible relación que pudiera haber entre la resistencia del sensor, la HA, la HR y la temperatura del aire. Después de algunas pruebas se comprobó que si que existía una correlación multifactorial entre las variables antes enunciadas, los mejores resultados son los que se muestran en la Tabla 5. Los datos dan como resultado una correlación, mediante el estadístico R^2 , que va desde el 92.84 % al 96.69 %. Estos valores

de R^2 confirman que con el método desarrollado es posible relacionar la resistencia del sensor con la temperatura y la humedad, tanto absoluta como relativa.

Tabla 5. Comparación de los distintos métodos de ajustes para el prototipo M07a

Método de ajuste Regresión T vs H Variable dependiente: R Variables independientes: T, HA, HR Número de observaciones: 126	R-cuadrado (%)	Fórmula de ajuste (Valor normalizado R = 100 a 308.15 K) (T en K)
Orden del polinomio = 1 Variables independientes: T, HA	92.8421	$R = 110.293 - 0.0303677 \cdot T - 0.0982508 \cdot HA$
Orden del polinomio = 1 Variables independientes: T⁻¹, HA	93.3843	$R = 91.4297 + 2908.67 \cdot T^{-1} - 0.0946968 \cdot HA$
Orden del polinomio = 1 Variables independientes: T, HR	95.4346	$R = 129.8 - 0.0956703 \cdot T - 0.0227435 \cdot HR$
Orden del polinomio = 1 Variables independientes: T⁻¹, HR	96.6955	$R = 71.2724 + 8967.06 \cdot T^{-1} - 0.0246986 \cdot HR$

En la Figura 42 podemos ver una gráfica en 3 D en la que se representa el ajuste de la respuesta de la R normalizada frente variaciones de T [K] y HA [gr/m³]. El ajuste se ha realizado con un polinomio de grado 1 y la curva resultante sería un plano (Ecuación 27).

$$R = 110.293 - 0.0303677 \cdot T - 0.0982508 \cdot HA \tag{Ecuación 27}$$

Dónde: R = R normalizada; T = temperatura del aire (K); HA = HA (gr/m³)

A partir de la gráfica de la Figura 43 o de la Ecuación 27 resulta sencillo obtener el valor de una de las variables si se conoce el valor de las otras dos. Por ejemplo, conocidos los valores de la temperatura y de la R normalizada se puede calcular el valor de la humedad absoluta.

En la Figura 44 se muestra la gráfica 3D correspondiente al ajuste de la respuesta de la R normalizada frente a variaciones de 1/T [K] y HA [gr/m³]. El ajuste se ha realizado con un polinomio de grado 1 y la curva resultante sería casi un plano (Ecuación 28). En la Figura 45 podemos observar las curvas de nivel de la gráfica en 3D.

$$R = 91.4297 + 290.67 \cdot T^{-1} - 0.0946968 \cdot HA \tag{Ecuación 28}$$

Dónde: R = R normalizada; T = temperatura del aire (K); HA = HA (gr/m³)

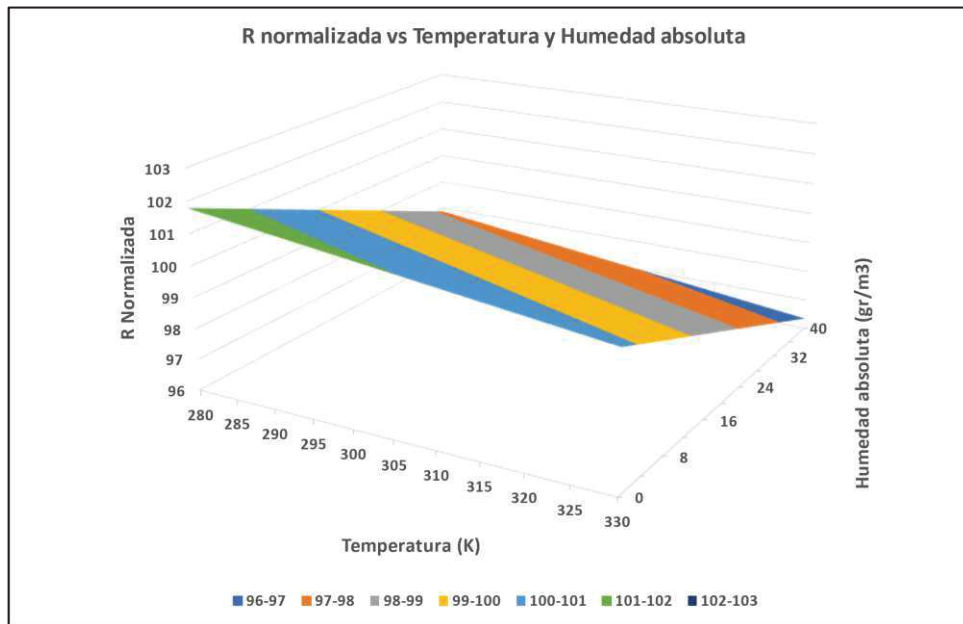


Figura 42. Gráfico en 3D del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T y HA como variables independientes. Fuente propia.

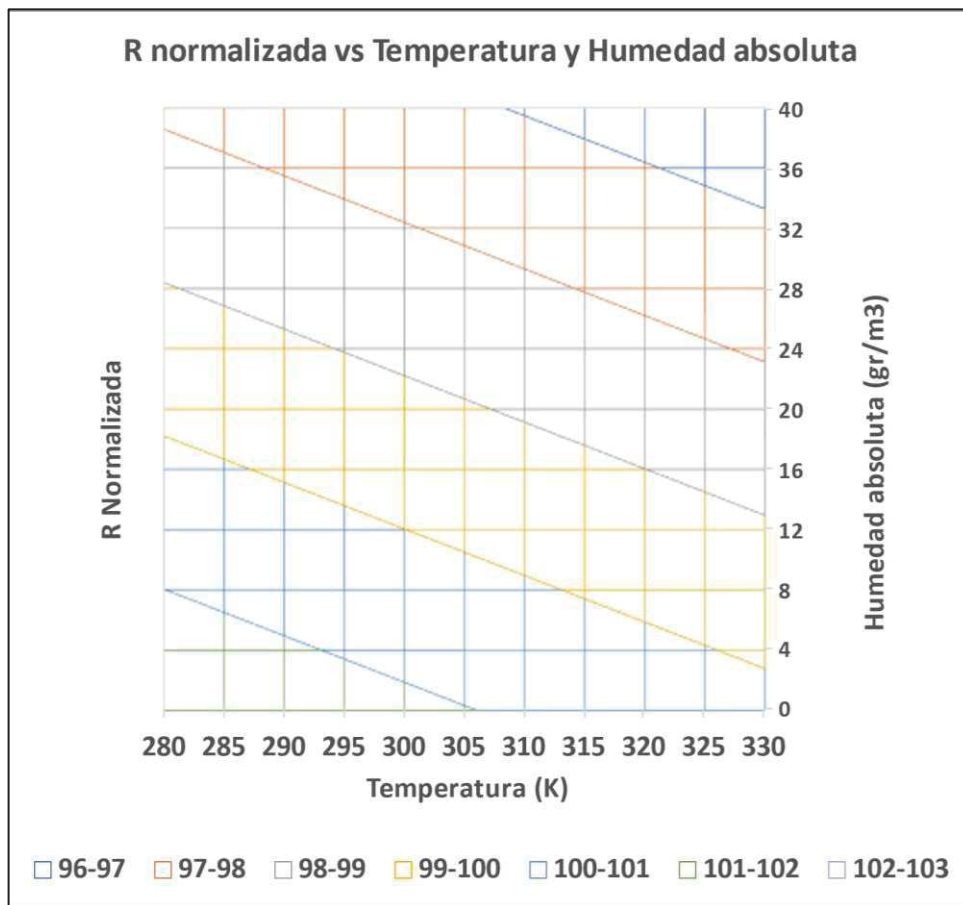


Figura 43. Curvas de nivel del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T y HA como variables independientes. Fuente propia.

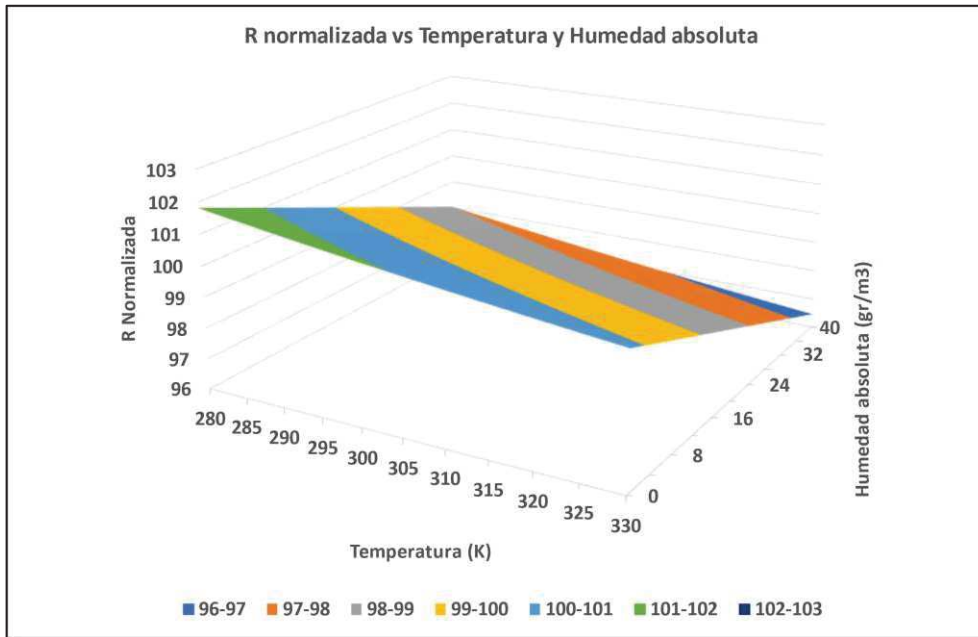


Figura 44. Gráfico en 3D del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T^{-1} y HA como variables independientes. Fuente propia.

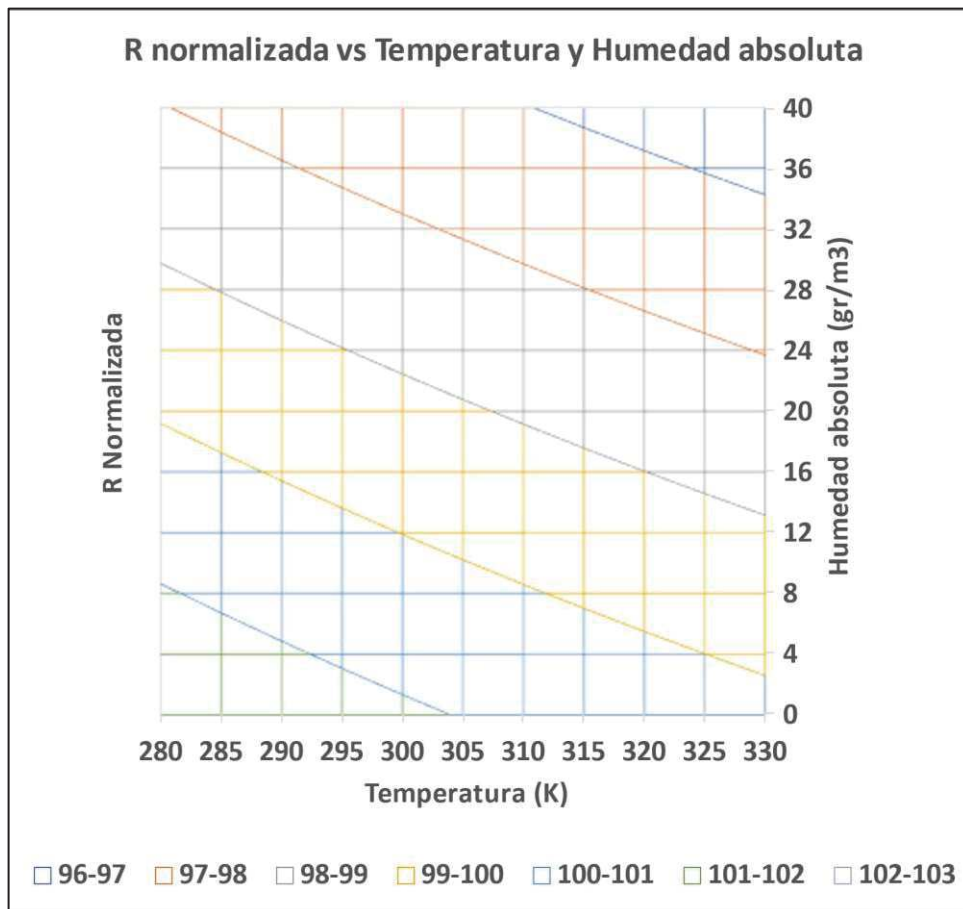


Figura 45. Curvas de nivel del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T^{-1} y HA como variables independientes. Fuente propia.

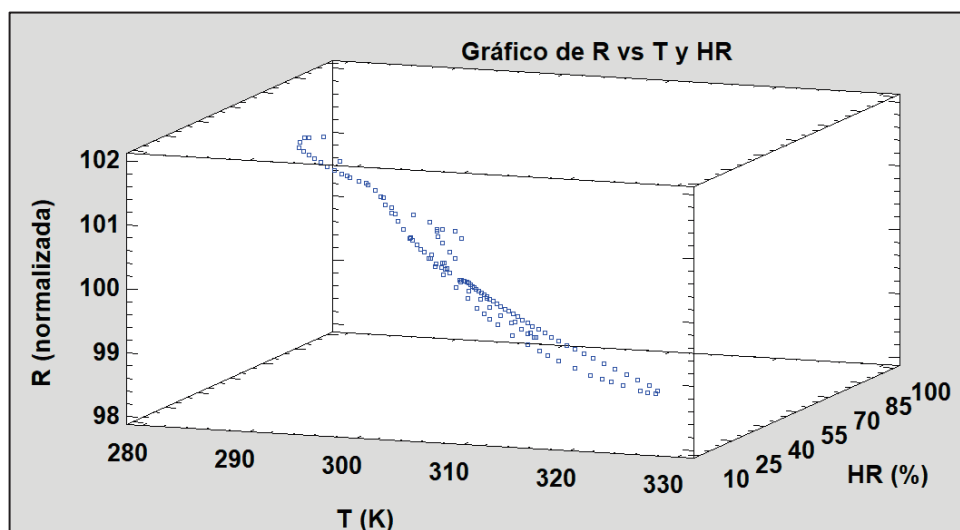


Figura 46. Gráfico en 3D de los valores medidos de la R normalizada vs T y humedad absoluta. Fuente propia.

Para los ajustes anteriores se empleó la HA, pero es conocido que sabiendo la HA, la temperatura y la presión, se puede calcular la HR. Por otro lado, se llevaron a cabo ajustes de la HR con los datos adquiridos. En la Tabla 5 están los ajustes usando la HR.

En la Figura 47 se muestra una gráfica en 3D con el ajuste de la respuesta de la R normalizada frente a variaciones de T [K] y HR [%]. El ajuste se ha realizado con un polinomio de grado 1 y la curva resultante es un plano (Ecuación 29). En la Figura 48 podemos observar las curvas de nivel de la gráfica en 3D.

$$R = 129.8 - 0.0956703 \cdot T - 0.0227435 \cdot HR \quad \text{Ecuación 29}$$

Dónde: R = R normalizada; T = temperatura del aire (K); HR = HR (%)

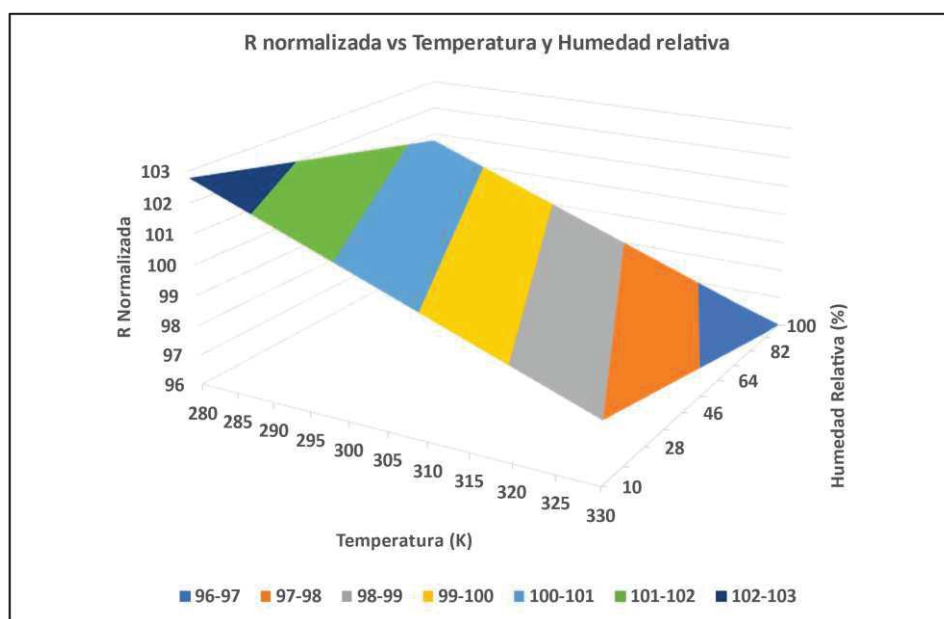


Figura 47. Gráfico en 3D del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T y HR como variables independientes. Fuente propia.

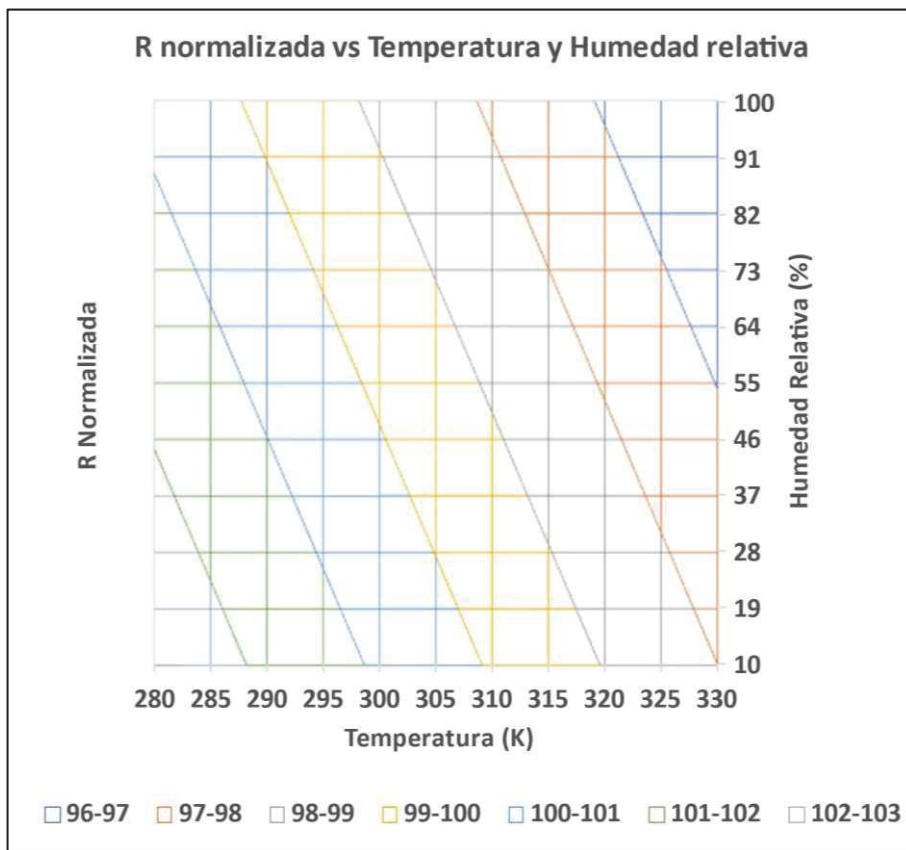


Figura 48. Curvas de nivel del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T y HR como variables independientes. Fuente propia.

En la Figura 49 se muestra gráfica en 3D con el ajuste de la R normalizada frente a variaciones de $1/T$ [K] y HR [%]. El ajuste se ha realizado con un polinomio de grado 1 y la curva resultante es casi un plano (Ecuación 30). En la Figura 50 podemos observar las curvas de nivel de la gráfica en 3D.

$$R = 71.2724 + 8967.06 \cdot T^{-1} - 0.0246986 \cdot HR \tag{Ecuación 30}$$

Dónde: R = R normalizada; T = temperatura del aire (K); HR = HR (%)

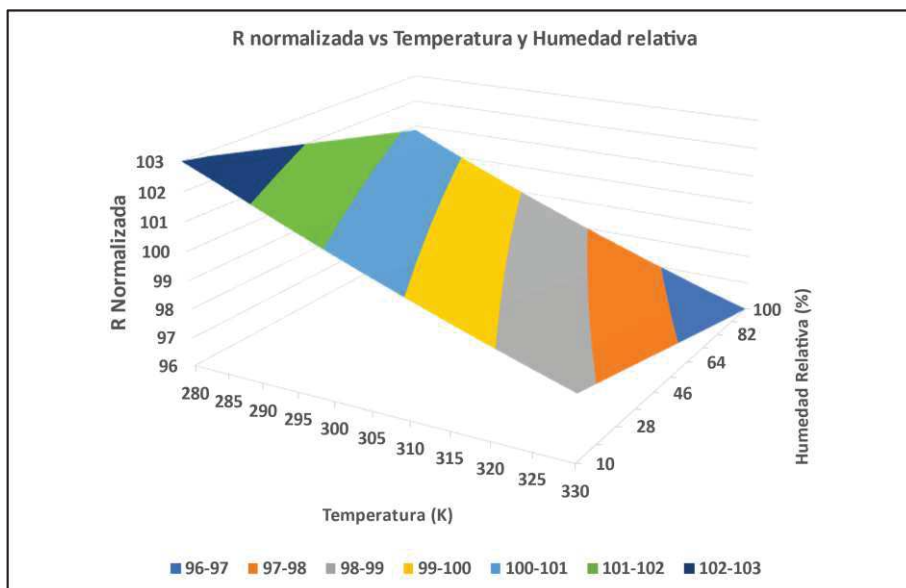


Figura 49. Gráfico en 3D del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T^{-1} y HR como variables independientes. Fuente propia.

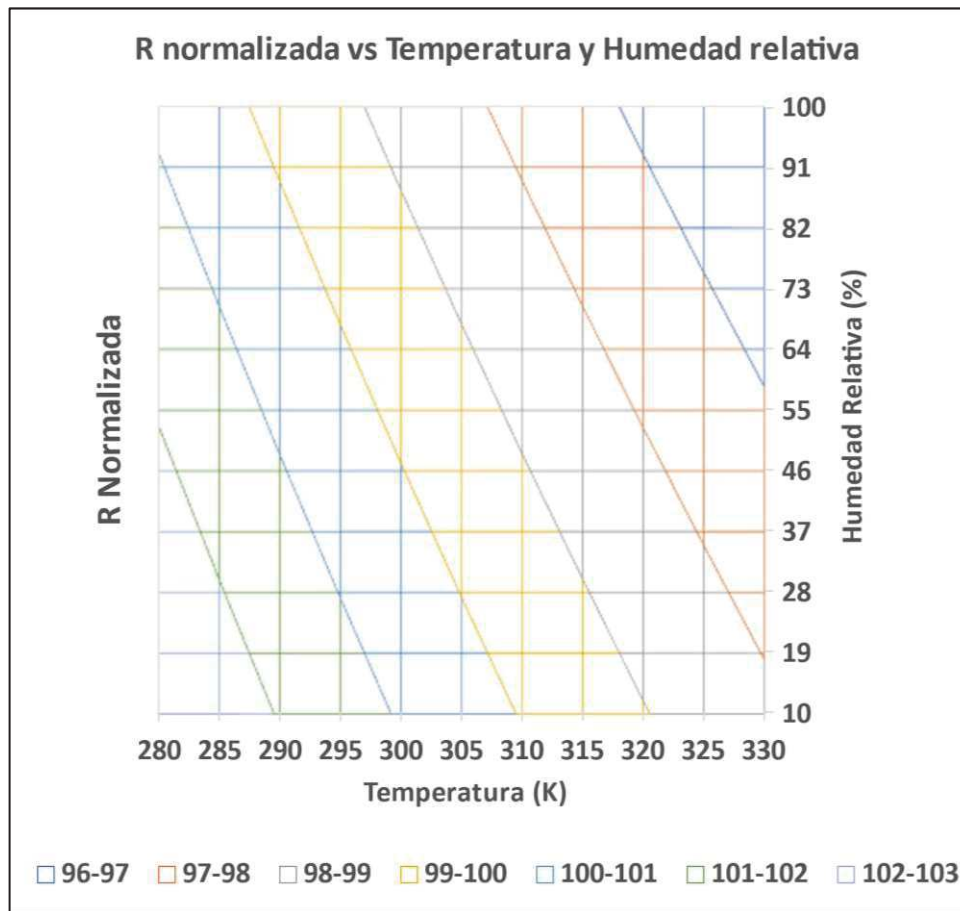


Figura 50. Curvas de nivel del ajuste de R utilizando polinomio de grado 1 con T^{-1} y HR como variables independientes. Fuente propia.

3.3. Circuito de aplicación

Una vez estudiado el comportamiento de los sensores elaborados con PEDOT-PSS se propone el circuito de la Figura 51 para determinar la temperatura del aire y su humedad. Viendo los estadísticos de la Tabla 5 la mejor solución es usar un ajuste polinomial multivariante de grado 1 (Ecuación 29). Estos cálculos son fácilmente realizables por un microcontrolador. En el circuito se usan 2 sensores fabricados de manera idéntica, pero con la salvedad de que uno de ellos está aislado de la humedad ambiente mediante una capa de dieléctrico y el otro tiene toda su superficie expuesta al aire para sensar la humedad. El sensor que usaremos para el cálculo de la temperatura presenta una resistencia R_T que depende únicamente de la temperatura del aire. El otro sensor presenta una resistencia R_H que dependerá tanto de la temperatura del aire como de su humedad.

Mediante la Ecuación 31 podemos calcular el valor de R_T conocidas V_{cc} , R_1 y V_A . Usando la fórmula de ajuste de la Ecuación 29, una vez eliminada la contribución de la HR, tendremos la Ecuación 32. Si despejamos la temperatura absoluta podemos obtener su valor en función de V_{cc} , V_A , R_1 y de los parámetros del sensor K_1 y a_1 (Ecuación 31).

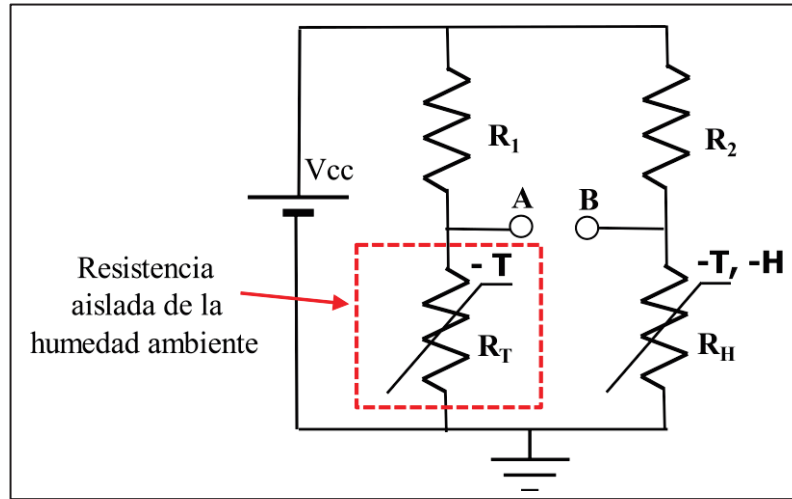


Figura 51. Circuito para la medición simultánea de la temperatura y de la humedad en el aire. Fuente propia.

$$V_A = \frac{R_T}{R_T + R_1} \cdot V_{CC} \quad \text{Ecuación 31}$$

Dónde: V_A = tensión en bornes de R_T (V); V_{CC} = Tensión de alimentación (V);
 R_T = Resistencia del sensor de temperatura (Ω); R_1 = Resistencia de polarización (Ω).

$$R_T = K_1 - a_1 \cdot T \quad \text{Ecuación 32}$$

Dónde: R_T = Resistencia del sensor de temperatura (Ω); K_1 = Parámetro del sensor (Ω);
 a_1 = Parámetro del sensor (Ω/K); T = Temperatura absoluta (K).

$$T = \frac{K_1 - \frac{V_A \cdot R_1}{V_{CC} - V_A}}{a_1} \quad \text{Ecuación 33}$$

Dónde: T = Temperatura absoluta (K); K_1 = Parámetro del sensor (Ω);
 a_1 = Parámetro del sensor (Ω/K); V_A = tensión en bornes de R_T (V);
 V_{CC} = Tensión de alimentación (V); R_1 = Resistencia de polarización (Ω).

Una vez obtenida la temperatura del aire en Kelvin, se puede pasar a la escala Celsius simplemente restando 273.15.

Para calcular la humedad, en el ejemplo la HR, nos basaremos en la Ecuación 29, en el valor de V_B (Tensión en bornes de R_H) y en el valor de T obtenido previamente. De la Ecuación 34 se puede calcular el valor de la resistencia óhmica del sensor expuesto a la humedad del aire. La Ecuación 35 nos relaciona la resistencia del sensor con la temperatura y la humedad ambiente relativa. Operando obtendremos el valor de HR (Ecuación 36).

$$V_B = \frac{R_H}{R_H + R_2} \cdot V_{CC} \quad \text{Ecuación 34}$$

Dónde: V_B = tensión en bornes de R_H (V); V_{CC} = Tensión de alimentación (V);
 R_H = Resistencia del sensor de humedad (Ω); R_2 = Resistencia de polarización (Ω).

$$R_H = K_2 - a_2 \cdot T - b_2 \cdot HR \quad \text{Ecuación 35}$$

Dónde: R_H = Resistencia del sensor de humedad (Ω); K_2 = Parámetro del sensor (Ω);
 a_2 = Parámetro del sensor (Ω/K); T = Temperatura absoluta (K);
 b_2 = Parámetro del sensor (Ω); HR = Humedad relativa (%).

$$HR = \frac{\left(\frac{V_B \cdot R_2}{V_{CC} - V_B} \right) - K_2 + a_2 \cdot T}{b_2} \quad \text{Ecuación 36}$$

Dónde: HR = Humedad relativa (%); K_2 = Parámetro del sensor (Ω);
 a_2 = Parámetro del sensor (Ω/K); T = Temperatura absoluta (K);
 b_2 = Parámetro del sensor (Ω); V_B = tensión en bornes de R_H (V);
 V_{CC} = Tensión de alimentación (V).

4. Conclusiones

En este capítulo se ha demostrado que es factible fabricar sensores de temperatura resistivos basados en PEDOT-PSS sobre diferentes tipos de sustratos, tanto rígidos (alúmina) como flexibles (textiles y film plásticos). La deposición del PEDOT-PSS, así como de las pistas de Ag y la capa de dieléctrico, se han realizado usando técnicas serigráficas.

Se han podido realizar un sensor de humedad resistivo usando el PEDOT-PSS, pero debido a las limitaciones de los sustratos flexibles empleados, los resultados sólo fueron satisfactorios usando la alúmina como sustrato.

Utilizando PEDOT-PSS y técnicas de deposición serigráficas, es posible la fabricación en grandes series y a bajo coste de sensores de temperatura y humedad.

Se pueden integrar en una prenda de vestir de manera cómoda, un gran número de sensores de temperatura que pueden monitorizar la temperatura de las diferentes partes del cuerpo humano para aplicaciones médicas o deportivas.

Es necesario el estudio de estos sensores sobre diversos sustratos textiles para comprobar la idoneidad de las técnicas utilizadas. Estos sustratos deben tener las características técnicas apropiadas para que las tintas se adhieran de forma estable.

Se hace preciso el recubrimiento del PEDOT-PSS con alguna película permeable protectora de forma que la tinta esté expuesta a la humedad del aire, pero al mismo tiempo protegida del desgaste y rozaduras.

Se puede hacer un prototipo con un sistema basado en μ Controladores o μ Procesadores de bajo consumo que registre, indique y transmita la información de la temperatura y humedad en diferentes puntos, de una prenda o de un cuerpo.

5. Referencias

- [1] R. Álvarez Santos, *Materiales y componentes electrónicos*. Litoprint, 1984.
- [2] G. B. Tseghai, D. A. Mengistie, B. Malengier, K. A. Fante, and L. Van Langenhove, "PEDOT:PSS-based conductive textiles and their applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 7, Apr. 2020, doi: 10.3390/S20071881.
- [3] R. M. Morais, M. S. Klem, M. S. Ozório, T. C. Gomes, and N. Alves, "Roughness influence on the sheet resistance of the PEDOT:PSS printed on paper," *Curr. Appl. Phys.*, vol. 18, no. 2, 2018, doi: 10.1016/j.cap.2017.11.008.
- [4] S. Stříteský et al., "Printing inks of electroactive polymer PEDOT:PSS: The study of biocompatibility, stability, and electrical properties," *J. Biomed. Mater. Res. - Part A*, vol. 106, no. 4, 2018, doi: 10.1002/jbm.a.36314.
- [5] A. Kumar et al., "Charge transport mechanism and thermoelectric behavior in Te:(PEDOT:PSS) polymer composites," *Mater. Res. Express*, vol. 6, no. 11, 2019, doi: 10.1088/2053-1591/ab43a7.
- [6] X. Fan et al., "PEDOT:PSS for Flexible and Stretchable Electronics: Modifications, Strategies, and Applications," *Advanced Science*, vol. 6, no. 19, 2019, doi: 10.1002/advs.201900813.
- [7] R. Montes Robles, "Diseño y desarrollo de sistemas electrónicos de hipertermia y liberación controlada para aplicaciones bioquímicas y farmacológicas," UPV, 2018.
- [8] Santiago Sánchez-Cabezas, Roberto Montes-Robles, Juan Gallo, Félix Sancenón, and Ramón Martínez-Máñez, "Combining magnetic hyperthermia and dual T₁/T₂ MR imaging using highly versatile iron oxide nanoparticles," *Dalt. Trans.*, vol. 48, no. 12, pp. 3883–3892, Mar. 2019, doi: 10.1039/C8DT04685A.
- [9] Z. Fan and J. Ouyang, "Thermoelectric Properties of PEDOT:PSS," *Advanced Electronic Materials*, vol. 5, no. 11, 2019, doi: 10.1002/aelm.201800769.
- [10] E. Bihar et al., "Fully Printed Electrodes on Stretchable Textiles for Long-Term Electrophysiology," 2017, doi: 10.1002/admt.201600251.
- [11] Y. Wang et al., "Bi_{0.5}Sb_{1.5}Te₃/PEDOT:PSS-based flexible thermoelectric film and device," *Chem. Eng. J.*, vol. 397, 2020, doi: 10.1016/j.cej.2020.125360.
- [12] M. Soni, M. Bhattacharjee, M. Ntagios, and R. Dahiya, "Printed Temperature Sensor Based on PEDOT: PSS-Graphene Oxide Composite," *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 14, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2969667.
- [13] Tantec A/S Lunderskov, "No Title." <https://tantec.es/que-es-el-tratamiento-de-superficies/>.
- [14] Ferrarini & Benelli Srl. Romamengo, "No Title." <https://es.ferben.com/productos/corona/tratamiento-corona-ferrarini-benelli.kl>.

- [15] S. Liu, H. Li, and C. He, “Simultaneous enhancement of electrical conductivity and seebeck coefficient in organic thermoelectric SWNT/PEDOT:PSS nanocomposites,” *Carbon* N. Y., vol. 149, 2019, doi: 10.1016/j.carbon.2019.04.007.
- [16] G. U. Siddiqui, M. Sajid, J. Ali, S. W. Kim, Y. H. Doh, and K. H. Choi, “Wide range highly sensitive relative humidity sensor based on series combination of MoS₂ and PEDOT:PSS sensors array,” *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 266, 2018, doi: 10.1016/j.snb.2018.03.134.
- [17] J. K. Park, T. G. Kang, B. H. Kim, H. J. Lee, H. H. Choi, and J. G. Yook, “Real-time Humidity Sensor Based on Microwave Resonator Coupled with PEDOT:PSS Conducting Polymer Film,” *Sci. Rep.*, vol. 8, no. 1, 2018, doi: 10.1038/s41598-017-18979-3.
- [18] E. Assunção da Silva, C. Duc, N. Redon, and J. L. Wojkiewicz, “Humidity Sensor Based on PEO/PEDOT:PSS Blends for Breath Monitoring,” *Macromol. Mater. Eng.*, 2021, doi: 10.1002/mame.202100489.
- [19] X. Yao and Y. Cui, “A PEDOT:PSS functionalized capacitive sensor for humidity,” *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 160, 2020, doi: 10.1016/j.measurement.2020.107782.
- [20] World Meteorological Organization, “Guía de Instrumentos y Métodos de Observación,” 2018. https://library.wmo.int/index.php?lvl=notice_display&id=20073#.YXQ2vxztaUk.
- [21] P. S. Anderson, “Mechanism for the Behavior of Hydroactive Materials Used in Humidity Sensors,” *J. Atmos. Ocean. Technol.*, vol. 12, no. 3, 1995, doi: 10.1175/1520-0426(1995)012<0662:mftboh>2.0.co;2.

ÍNDICE

Conclusiones:

Conclusiones de la Tesis 271

 1. Conclusiones 271

Conclusiones de la Tesis

1. Conclusiones

De los estudios y trabajos realizados durante la elaboración de la presente tesis se han sacado las siguientes conclusiones:

Se han fabricado electrodos tripolares y bipolares sobre sustratos flexibles (textiles y films plásticos) para la captación de potenciales laplacianos de la actividad eléctrica del corazón (ECG). Se han realizado mediciones in-vivo en seres humanos y los resultados han sido satisfactorios. Las medidas son comparables a las realizadas por los electrodos convencionales comprobando su validez.

Se han diseñado y fabricado distintos modelos de touch-pad sobre sustratos flexibles. Su funcionamiento se ha validado mediante circuitos integrados comerciales de aplicación específica. Se han fabricado diversos prototipos con distintas dimensiones y utilizando diversos sustratos textiles. La tecnología desarrollada permite que estos touch-pads puedan integrarse en una prenda de vestir.

Se ha fabricado sobre un sustrato textil un sensor capaz de detectar gestos de una mano humana en 3D sin necesidad de tocar la superficie sensora.

Se han empleado tintas a base de PEDOT-PSS para la fabricación de dispositivos sensibles a la temperatura. Estos dispositivos han dado resultados satisfactorios tanto sobre sustratos flexibles como (textiles y plásticos) como sobre sustratos rígidos (alúmina).

Se han empleado tintas a base de PEDOT-PSS para la fabricación de dispositivos sensibles a la humedad en el aire, detectando y midiendo tanto la humedad relativa como la humedad absoluta. Debido a las limitaciones de materiales, sólo se ha conseguido un sensor operativo sobre sustrato rígido (alúmina). Sobre sustratos flexibles (textil y films plásticos) no se han conseguido resultados aceptables.

ÍNDICE

Líneas futuras 273
1. Líneas futuras..... 273

Líneas futuras

1. Líneas futuras

- Transferir a la piel mediante tintas los electrodos para captar la actividad eléctrica del corazón. De esta forma sería muy cómodo llevar estos dispositivos durante largos periodos de tiempo sin ocasionar molestias.
- Adherir a la piel humana mediante parches adhesivos los electrodos para captar la actividad eléctrica del corazón. La aplicación de los electrodos sería muy rápida, cómoda y precisa. Sería muy útil en urgencias médicas donde el tiempo de actuación es crítico.
- Realización de una prenda de vestir interior que integre: múltiples electrodos concéntricos, todo el cableado, circuitos de adaptación de señales, amplificación y transmisión inalámbrica para la monitorización de pacientes durante largos periodos.
- Usar telas extensibles que se adapten perfectamente al contorno del cuerpo humano y usar tintas capaces de soportar estas deformaciones elásticas.
- Aumentar la durabilidad y fiabilidad de las tintas usadas en la fabricación de sensores y electrodos.
- Usar técnicas serigráficas que permitan reducir el grosor de los conductores para poder realizar una mayor densidad de sensores.
- Integración de los paneles touch-pad y de los sensores gestuales 3D en prendas de vestir de uso comercial.
- Fabricación de sensores de humedad usando electrodos interdigitales con PEDOT-PSS, de esta manera se podrá monitorizar tanto la variación de la permitividad dieléctrica como de la resistividad eléctrica del polímero, de esta forma la sensibilidad será mayor.
- Probar telas y films plásticos que sean hidrófugos para la fabricación de sensores de humedad.

AGRADECIMIENTOS:

Quisiera agradecer la colaboración que han hecho muchas personas al desarrollo de esta tesis doctoral.

En primer y destacado lugar, a mis directores de tesis: Eduardo García Breijo y Miguel Alcañiz Fillol por sus desvelos y sabios consejos.

A mis compañeros en el grupo de investigación GED+PS (Grupo Desarrollo Electrónico y Sensores imPresos) del IDM (Instituto Interuniversitario de Investigación de Reconocimiento Molecular y Desarrollo Tecnológico) por la ayuda prestada tanto material, como técnica. Muchas gracias a: Laura Contat, Clara Pérez, Rafael Massot, Roberto Montes, Javier Ibañez, José M. Terres, Cristian Olguín, Javier Monreal, Nicolás Laguarda, Luis Gil, José Garrigues, Edwin Loewe, Javier Carretero y Javier Carrascosa.

A mis compañeros de departamento en la E.T.S.I.I. por su colaboración en las pruebas y desarrollo de los electrodos concéntricos: Yiyao Ye Lin, Gema Prats y Javier Casado.

Al instituto AITEX por las aportaciones en los sensores sobre textiles, especialmente a: Josue Ferri, Raúl Llinares, Jorge Moreno y Gabriel Martínez.

A mis compañeros del grupo de CTNM (Caracterización Tecnológica de Nuevos Materiales) por enseñarme a medir e investigar: Enrique Sánchez, Abel García, Vicente Compañ, María Jesús Sanchis, Marta Carsi, Pilar Ortiz y Ricardo Diaz.

En resumen, esta tesis sólo ha sido posible por la ayuda de todas estas personas, muchas gracias a todos, en especial a Eduardo García Breijo, sin su empuje, ayuda y entusiasmo no podría haberla realizado.

MUCHAS GRACIAS.

