



VNiVERSiDAD
DSALAMANCA

CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA
INDUSTRIAL

TESIS DOCTORAL

**Análisis y desarrollo de sensores
en el campo de los “Smart Textiles”
mediante un enfoque práctico en el
campo de la medicina**

***Analysis and development of
sensors in the field of “Smart
Textiles” through a practical
approach in the field of medicine***

Autor: José Torreblanca González
Directores: Raúl García Ovejero
Gabriel Villarrubia González

Programa de doctorado: Ingeniería Informática
Universidad de Salamanca 2022

Autoría y dirección.

Dr. Raúl García Ovejero, profesor contratado doctor en la Universidad de Salamanca, realizando su tarea docente e investigadora en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial en Béjar, dentro del Departamento de Ingeniería Mecánica y en el área de Ingeniería Eléctrica y el Dr. Gabriel Villarrubia González, profesor Titular de la Universidad de Salamanca, realizando su tarea docente e investigadora en la Facultad de Ciencias en Salamanca, dentro del Departamento de Ingeniería Informática y Automática y en el área de Ciencia de la Computación e Inteligencia Artificial.

CERTIFICAN:

Que José Torreblanca González, Ingeniero Industrial y profesor Titular de Escuela Universitaria en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial en Béjar, dentro del Departamento de Física Aplicada y en el área de Tecnología Electrónica, ha realizado bajo su dirección el trabajo de investigación titulado “Análisis y desarrollo de sensores en el campo de los “Smart Textiles” mediante un enfoque práctico en el campo de la medicina”, que presenta para poder optar al grado de Doctor.

Y para que conste, se expide el presente certificado en Béjar a 30 de mayo de 2022.

Directores:

Fdo.: Dr. Raúl García Ovejero

Fdo.: Dr. Gabriel Villarrubia González

Autor:

Fdo.: José Torreblanca González

Agradecimientos.

Después de muchos años de vicisitudes, desengaños, desencuentros y malentendidos, tengo que agradecer a D. Manuel Enrique Islán Marcos sus agradecidas palabras para convencerme en realizar una tesis y poder obtener el título de doctor.

Pero, a quien hay que agradecer realmente que se lleve a cabo este trabajo ha sido a **D. Raúl García Ovejero**, persona desinteresada que me acogió como director de tesis en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial en Béjar y me puso toda su ayuda y disposición para que llevase a cabo el desarrollo de este trabajo.

Por otro lado, quiero agradecer a **D. Gabriel Villarrubia González** profesor de la Facultad de Ciencias que haya sido también mi director de tesis, ya que al iniciar la tesis no nos conocíamos y durante su desarrollo ha sido de gran ayuda para llegar a finalizar todos los objetivos propuestos en este trabajo.

Por otro lado, debo agradecer y mucho, al grupo ESALAB por la gran acogida que me dieron y la ayuda prestada. Intentando no olvidar a nadie quiero agradecerlo a: Juan Francisco De Paz Santana, Luís Augusto Silva, André Sales-Mendes, Valderi Reis Quietinho Leithardt, Diego Manuel Jiménez Bravo, Álvaro Lozano Murciego, Daniel Hernández de la Iglesia, Héctor Sánchez San Blas, María Navarro Cáceres, Raúl Britos Hernández, está claro que alguno quedará en el olvido, pero no ha sido mi interés el hacerlo.

También me gustaría agradecer a los profesores del Departamento de Matemáticas, Jesús Martín Vaquero, Araceli Queiruga Dios, Ascensión Hernández Encinas, Juan José Bullón Pérez, y a los profesores del Departamento de Enfermería en la Universidad de Extremadura, Alfonso Martínez Nova y Beatriz Gómez Martín, que me integraron en su grupo de investigación unos años atrás para realizar la toma de medidas con sensores. Sin su buen hacer y su acogida en su grupo de investigación, esta tesis tampoco se habría podido llevar a cabo.

Al resto de personas que han estado ahí en las buenas y en las malas. A mi familia y especialmente a mi mujer e hijos que quizás en algunos momentos se han llevado con mi carácter, los malos momentos.

Muchas, muchas gracias a todos.

A mis padres que ya no están.
A mi mujer Lidia, mi hijo Marcos y mi hija Sonia.
A mis hermanos Manolo, Victor y Paqui.

Resumen

Los "Smart Textiles" denominados como textiles inteligentes ha sido, es y será un área de investigación emergente y transformadora que se ocupa de la creación y el estudio de nuevas generaciones de conjuntos de fibras y sistemas de prendas que pueden percibir, reaccionar y adaptarse a condiciones o estímulos externos de forma manual o de forma programada. El rápido desarrollo de la ciencia y las tecnologías a escala nanométrica, así como la miniaturización de los dispositivos y el avance en la conectividad y comunicaciones de diferentes elementos, hacen posible impartir nuevas funciones electrónicas y fotónicas en la superficie o en el interior de las fibras y sus conjuntos. Los dispositivos y sistemas electrónicos basados en fibras tienen flexibilidad y comodidad de uso excepcionales, una resistencia a la fatiga superior en caso de grandes deformaciones repetidas a largo plazo y una excelente capacidad de generalización. El incesante incremento de la capacidad de transmisión de datos de forma inalámbrica, antes 3G, luego 4G y ahora 5G con vistas ya hacia el 6G, hace aumentar el interés del usuario al poder interactuar con el sistema a través del ordenador personal, y lo que quizás le hace más interesante a través el móvil.

El trabajo que aquí se expone está enfocado a los sistemas inteligentes con aplicación directa en los "Smart Textiles". El estudio de estos tejidos se lleva haciendo desde hace unos 20 años, de tal manera que ahora casi todas las grandes universidades tienen actividades de investigación y publicaciones en este campo. Todo esto ha sido posible gracias a la investigación multidisciplinar, teniendo un efecto sinérgico con el rápido desarrollo de áreas como la nanociencia, tecnología de materiales, estructuras inteligentes, microelectrónica, internet y comunicación inalámbrica, etc. Los "Smart Textiles" se han convertido en un fértil campo de investigación que ha dado lugar a muchos avances tecnológicos, aunque por desgracia todo esto sigue en los laboratorios ya que actualmente es difícil transportarlo al proceso industrial.

Cuando se comenzó la realización de esta tesis, se marcó como objetivo prioritario el realizar un calcetín inteligente orientado al problema que tienen los diabéticos y más concretamente en los pies, de ahí el llamado "pie diabético". Se han hecho varios estudios en los que se relaciona un aumento de la temperatura del pie con una posible ulceración en dicho punto. De aquí el estudio de sensores que puedan medir la temperatura del pie, ya que todos sabemos lo molesto que es llevar algo en la planta del pie, motivo más que suficiente para intentar ver que sensor puede alojarse en un calcetín sin originar problemas al andar y moverse.

En el desarrollo del estudio se vio que los sensores podían estar influenciados por la resistencia eléctrica que intervienen en los textiles, debido a este problema se realizó el estudio de cómo medir la resistencia eléctrica de los textiles, cosa

que a priori parece fácil pero que es bastante más compleja puesto que un textil depende mucho del entorno en el que se encuentre, por ejemplo si está en una atmósfera húmeda o si está en una atmósfera seca, si la persona que lo lleva suda mucho o si la persona que lo lleva no suda. Al tratarse de un calcetín que está en contacto directo con el pie, este tiende a sudar ya que va dentro del zapato y por lo tanto las medidas tomadas por los sensores se podrían ver influenciadas por las pequeñas corrientes que se pueden originar en un textil debido a la alta o baja resistencia eléctrica que tenga.

Con todos estos parámetros iniciales tenidos en cuenta y una vez realizado diversos prototipos en el laboratorio, se tuvo que realizar un estudio con pacientes reales para obtener datos de sus pies, con todo este volumen de información se han analizado los posibles puntos del pie más predispuestos a sufrir ulceraciones y así poder determinar qué puntos son los más idóneos para situar los sensores de temperatura. Una vez resuelto este problema se consiguió finalmente realizar el calcetín físicamente con unos sensores que medían la temperatura de la planta del pie, esta temperatura era transmitida a un móvil y almacenada en una hoja de datos. Estos datos almacenados iban siendo tratados y analizados de tal forma que, al detectar el aumento de temperatura en algunos de los puntos de medida, podían informar al paciente que estaba en disposición de poder sufrir una ulceración en el pie. De esta manera podría ponerse en contacto con su médico y atajar el problema antes de su aparición.

Abstract

Smart Textiles has been, is and will be an emerging and transformative area of research concerned with the creation and study of new generations of fibre assemblies and garment systems that can sense, react and adapt to external conditions or stimuli manually or programmatically. The rapid development of nano-scale science and technologies, as well as the miniaturisation of devices and advances in connectivity and communications of different elements, make it possible to implement new electronic and photonic functions on the surface or inside fibres and their assemblies. Fibre-based electronic devices and systems have exceptional flexibility and user-friendliness, superior fatigue resistance under repeated long-term large deformations, and excellent generalisability. The ever-increasing capacity for wireless data transmission, previously 3G, then 4G and now 5G with a view towards 6G, is increasing user interest in interacting with the system via the personal computer, and perhaps most interestingly via the mobile phone.

The work presented here is focused on intelligent systems with direct application in "Smart Textiles". The study of these textiles has been going on for about 20 years, so that now almost all major universities have research activities and publications in this field. All this has been possible thanks to multidisciplinary research, having a synergistic effect with the rapid development of areas such as nanoscience, materials technology, smart structures, microelectronics, internet and wireless communication, etc. "Smart Textiles" has become a fertile field of research that has led to many technological breakthroughs, although unfortunately all this is still in the laboratory as it is currently difficult to transport it to the industrial process.

When this thesis began, the main objective was to create an intelligent sock oriented to the problem that diabetics have and more specifically in their feet, hence the so-called diabetic foot. Several studies have been carried out in which an increase in the temperature of the foot is related to a possible ulceration at that point. Hence the study of sensors that can measure the temperature of the foot, as we all know how annoying it is to wear something on the sole of the foot, which is more than enough reason to try to see which sensor can be housed in a sock without causing problems when walking and moving.

During the study, it became apparent that the sensors could be influenced by the electrical resistance involved in the textiles. Because of this problem, a study was carried out on how to measure the electrical resistance of textiles, which at first sight seems easy but is much more complex since a textile depends a lot on the environment in which it is found, for example, if it is in a humid atmosphere or if it is in a dry atmosphere, if the person who wears it sweats a lot or if the person who wears it does not sweat. As a sock is in direct contact with the foot,

the foot tends to sweat as it is inside the shoe and therefore the measurements taken by the sensors could be influenced by the small currents that can originate in a textile due to the high or low electrical resistance it has.

With all these initial parameters and once various prototypes had been made in the laboratory, a study was carried out under normal operating conditions with patients using one of the prototypes to obtain data on their feet. With all this volume of information, the possible points of the foot most prone to ulceration were analysed to determine which points are the most suitable for placing the temperature sensors. Once the key parameters had been determined through all this research, the final prototype of the sock was physically created. This was done by incorporating sensors that measure the temperature of the sole of the foot in a cotton textile base. The temperature is transmitted via Bluetooth to a mobile phone and stored in a data sheet. This data is processed and analysed in real time so that, by varying the parameters defined in the programme, it interprets the increase in temperature at some of the measurement points and can help to detect possible foot ulcerations in the patient. In this way, you can contact your doctor as quickly as possible and thus tackle the problem before it arises.

Índice de figuras

| | | |
|-------------|---|----|
| Figura 1.- | Textrónica o Smart Textiles. | 4 |
| Figura 2.- | Clasificación de los tipos de sensores. | 13 |
| Figura 3.- | Esquema de la toma de medida de un termopar. | 16 |
| Figura 4.- | Diferencia de potencial y temperaturas..... | 16 |
| Figura 5.- | Puente de Wheatstone con dos y tres hilos. | 22 |
| Figura 6.- | Circuito electrónico para la medida a 4 hilos sin pérdidas en el conductor. | 22 |
| Figura 7.- | Gráfico perteneciente a un termistor NTC..... | 23 |
| Figura 8.- | Termistor NTC de dimensiones reducidas. | 25 |
| Figura 9.- | a) Termómetro basado en la dependencia de la tensión base-emisor con la temperatura en un transistor bipolar. El empleo de dos fuentes de corriente con una relación dada permite prescindir de una referencia y confiere mayor linealidad. b) Esquema de las fuentes de corriente.. | 27 |
| Figura 10.- | Esquema simplificado de un conversor temperatura-corriente. ... | 28 |
| Figura 11.- | Sensores de humedad resistivos. | 32 |
| Figura 12.- | Sensor de humedad capacitivo..... | 34 |
| Figura 13.- | Comportamiento del nuevo sensor de humedad basado en fibras textiles..... | 35 |
| Figura 14.- | Sensores de humedad por medio de circuitos integrados. | 35 |
| Figura 15.- | Cuando una galga extensiométrica se contrae, su resistencia eléctrica (Ω) se reduce, en cambio, si se estira, su resistencia aumenta. | 37 |
| Figura 16.- | Esquema del sensor capacitivo de presión con su encapsulado. | 37 |
| Figura 17.- | Diferentes configuraciones del sensor piezorresistivo. | 38 |
| Figura 18.- | Dos modelos de plantilla con los sensores de presión. | 39 |
| Figura 19.- | Actor equipado con un traje de captura de movimiento óptico (por infrarrojos) y el esqueleto digital generado. | 41 |
| Figura 20.- | Actor equipado con un traje de captura de movimiento óptico (por infrarrojos) y el esqueleto digital generado. | 41 |
| Figura 21.- | Actor sin marcadores en un entorno de profundidad y con cámaras especiales. | 42 |
| Figura 22.- | Animación de personajes en 3D con el sistema de captura de movimiento Xsens MVN Animate..... | 42 |
| Figura 23.- | Esquema de los 3 componentes que forman un sensor inercial. | 44 |
| Figura 24.- | Guante de la compañía CyberGlove junto con la localización de sus sensores..... | 46 |
| Figura 25.- | Diferentes fibras ópticas flexible en la terapia médica. | 49 |
| Figura 26.- | a) Esquema de una nanofibra electroluminiscente con imagen al microscopio del electrohilado de las fibras. b) Luminiscencia de las fibras para diferentes tensiones. Visible a partir de 5,6 V..... | 49 |
| Figura 27.- | Ejemplos de aplicación de las luces LED en la ropa..... | 50 |
| Figura 28.- | Diferentes tipos de actuadores luminosos LED. | 52 |
| Figura 29.- | Vestido Bubelle, Philips Designs..... | 52 |
| Figura 30.- | Camisa inteligente para la detección de obstáculos utilizando motores de vibración como elementos actuadores..... | 55 |
| Figura 31.- | Imágenes esquemáticas del comportamiento de un guante con tecnología textil térmica. | 56 |

| | | |
|-------------|--|----|
| Figura 32.- | Comportamiento de un material con efecto de forma..... | 57 |
| Figura 33.- | Vestido realizado con actuadores SMM. | 58 |
| Figura 34.- | Vestido “Petal” de Rainbow Winters. | 59 |
| Figura 35.- | Actuador electrocrómico a) antes y b) después de aplicar una corriente eléctrica. | 60 |
| Figura 36.- | a) Ensayo del sensor termocrómico provisto de microagujas en un ratón con diabetes y b) respuesta colorimétrica en función de la sustancia que interacciona con el material cromoaactivo y de la temperatura del sudor o de la piel. | 61 |
| Figura 37.- | Fibras de algodón en su origen vegetal y examinada al microscopio. | 67 |
| Figura 38.- | SEM de las diferentes fibras estudiadas. | 68 |
| Figura 39.- | Fibras de lino a) en su origen vegetal, b) ya tratadas y c) examinada al microscopio. | 69 |
| Figura 40.- | Desde la a) hasta la f) se muestra un zoom progresivo sobre las fibras de lana modificada, y en la g) se ilustra una fibra de lana natural. | 70 |
| Figura 41.- | Esquema del proceso de fabricación de fibras de seda conductoras. | 71 |
| Figura 42.- | Piedra de amianto, hilos obtenidos del amianto y vista al microscopio de las fibras minerales de amianto. | 72 |
| Figura 43.- | Comparación de las fibras NWF con las fibras CNTs/NWF. | 73 |
| Figura 44.- | a) Grafito en crudo. b)-d) Integración del carbón activado sobre el grafito, formando AC-GC. e) Tela base de lyocell. f) Tela de lyocell cubierta del compuesto AC-GC. | 74 |
| Figura 45.- | Esquema de las telas a base de poliéster generadoras de electricidad. | 76 |
| Figura 46.- | a) Diagrama esquemático del e-textil con una estructura de núcleo-carcasa de poliéster/AgNW/grafeno, b)-d) Imágenes SEM (microscopio electrónico de barrido) de muestras de olyester/AgNW/grafeno con diferentes números de ciclos de recubrimiento de grafeno: b) un ciclo, c) dos ciclos y d) tres ciclos. Imágenes SEM de las regiones reticuladas de fibra, e) antes del recubrimiento de grafeno y f) después del recubrimiento de grafeno, g) transmitancia de luz visible del textil, el textil/AgNW y el textil/AgNW/muestras de grafeno. Son todo fotografías. | 77 |
| Figura 47.- | Imagen al microscopio de fibras de poliamida. | 78 |
| Figura 48.- | Imágenes de elasticidad de una prenda y al microscopio de fibras de elastómero. | 79 |
| Figura 49.- | Esquema de los procesos de producción para la fabricación de hilos conductores de electricidad. | 79 |
| Figura 50.- | Conexiones mediante velcro. | 84 |
| Figura 51.- | Conexiones mediante cables. | 84 |
| Figura 52.- | Conexiones mediante hilos textiles conductores. | 84 |
| Figura 53.- | Diagrama esquemático (a) y fotografía (b) de un sensor de presión tejido. En la imagen c) una fotografía real. | 85 |
| Figura 54.- | Circuito construido con la técnica de tejido de intarsia. | 86 |
| Figura 55.- | Esquema y ejemplo de “Smart Textiles” tejidos, a) estructura de superficie tejida, b) sensor de presión tejido. | 86 |

| | | |
|-------------|---|-----|
| Figura 56.- | Componentes eléctricos interconectados a través de la rejilla de alambre en la tela, los hilos de poliéster están omitidos. | 87 |
| Figura 57.- | Método de colocación de fibras conductoras a medida. | 89 |
| Figura 58.- | Esquema de bordado de doble pespunte y una almohadilla de electrodo realizada con él. | 89 |
| Figura 59.- | Ropa con pistas bordadas y electrodos. | 90 |
| Figura 60.- | Circuitos flexibles contraídos con hilo de bordar. | 90 |
| Figura 61.- | Conexión por medio de cables eléctricos entre los sensores de temperatura y el circuito de control. | 91 |
| Figura 62.- | Circuito impreso sobre textil de algodón. | 91 |
| Figura 63.- | Imágenes del sistema de medición EMG, utilizando conductor elástico. Barras de escala, 25 mm. | 92 |
| Figura 64.- | Impresión por chorro de tinta y principio de funcionamiento de una impresora CREATIF. | 94 |
| Figura 65.- | Circuito impreso con medio aislante en el punto de cruce. | 94 |
| Figura 66.- | Conexión mediante costura. | 95 |
| Figura 67.- | Conexión mediante soldadura. | 95 |
| Figura 68.- | Conexión por cinta adhesiva. | 96 |
| Figura 69.- | Ejemplo de soldadura manual. | 96 |
| Figura 70.- | La arquitectura básica de WSN. | 109 |
| Figura 71.- | La arquitectura en capas de WSN. | 109 |
| Figura 72.- | Solicitudes Nacionales presentadas electrónicamente y porcentaje respecto al total en el año 2019. | 125 |
| Figura 73.- | Solicitudes de Patentes Nacionales por CC. AA. en 2019. | 126 |
| Figura 74.- | Número de solicitudes de Patentes Nacionales en los años 2018 y 2019 por subsectores técnicos. | 127 |
| Figura 75.- | Prototipo desarrollado para recopilar datos de temperatura: a) calcetín desarrollado con ocho sensores NTC ubicados en la planta del pie, y un polímetro con termopar como referencia y b) configuramos otro calcetín con sensores PT100 y el circuito auxiliar para medir a cuatro cables. | 129 |
| Figura 76.- | a) mostramos un esquema con los puntos donde se estudian los datos de temperatura: la planta y las zonas dorsales corresponden a la misma posición, salvo el número uno que está solo en la suela: (1) talón, (2) mediopié medial, (3) medio pie lateral, (4) cabeza del primer metatarsiano, (5) cabezas del metatarsiano central, (6) cabeza del quinto metatarsiano, (7) dedo índice, (8) dedos centrales y (9)) quinto dedo y b) ilustración con áreas de riesgo en el pie. | 130 |
| Figura 77.- | Diagrama de la conexión del soporte para tubos de ensayo. ... | 138 |
| Figura 78.- | Circuito equivalente del voltímetro estático. | 139 |
| Figura 79.- | a) Proceso de carga del condensador y b) proceso de descarga del condensador. | 139 |
| Figura 80.- | Esquema general del esquivo de medida que proponemos. | 141 |
| Figura 81.- | Diagrama de bloques de la metodología utilizada para las pruebas. | 142 |
| Figura 82.- | Componentes fundamentales del equipo de prueba. | 144 |
| Figura 83.- | Características de descarga del tejido SATEN SUGAR a una temperatura de 292 K y una humedad relativa del 31% con y sin tratamiento de lavado. | 146 |

| | | |
|--------------|---|-----|
| Figura 84.- | Conductividad eléctrica en CC según HR. | 147 |
| Figura 85.- | Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC..... | 148 |
| Figura 86.- | Conductividad eléctrica en CC según RH en urdimbre y trama. | 151 |
| Figura 87.- | Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC en urdimbre y trama del tejido de algodón. | 152 |
| Figura 88.- | Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC en urdimbre y trama del tejido de lana. | 152 |
| Figura 89.- | Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC en urdimbre y trama del tejido técnico..... | 153 |
| Figura 90.- | a) Pies cubiertos con una cartulina negra antes de la imagen térmica, b) imagen termográfica obtenida y c) tomando datos de temperaturas de las nueve regiones del pie con el software mencionado..... | 165 |
| Figura 91.- | Regiones de pies donde se recopilan datos de temperatura [8]. | 165 |
| Figura 92.- | Distribución de datos..... | 166 |
| Figura 93.- | Histogramas para diferentes variables a) peso, b) altura, c) edad y d) índice de masa corporal (IMC). | 167 |
| Figura 94.- | Dendogramas de la suela derecha después de la caminata: Diabéticos (izquierda) y no diabéticos (Derecha). SLPREi representa la temperatura de la suela izquierda antes de la caminata para el índice i..... | 168 |
| Figura 95.- | Patrón para la planta del índice 1, pie derecho antes de la marcha. | 170 |
| Figura 96.- | Gráfico de violín para índices l_j , $j \in \{1, 2, 4, 6, 7\}$ | 172 |
| Figura 97.- | Diagrama de bloques del sistema propuesto que podrá medir la temperatura, analizarla y enviar una alarma al teléfono inteligente cuando sea necesario. | 172 |
| Figura 98.- | a) resistencias y termistor NTC y b) dispositivos calibradas para tomar la temperatura y medir la resistencia..... | 174 |
| Figura 99.- | Obtención de las medidas con agua y hielo para medir la resistencia de los sensores y después calcular de los parámetros de la ecuación de Steinhart-Hart. A la izquierda una medida a temperatura ambiente con los termopares del equipo RS1314 y el FLUKE 87..... | 175 |
| Figura 100.- | Placa Arduino NANO..... | 176 |
| Figura 101.- | a) calcetín deportivo y b) el mismo calcetín con los sensores a instalar y sus respectivas resistencias..... | 177 |
| Figura 102.- | a) calcetín deportivo con los sensores por la parte interior y b) el mismo calcetín por la parte exterior donde se ven las puntadas de los cables de conexiones eléctricas. | 177 |
| Figura 103.- | a) calcetín deportivo con los sensores y las conexiones eléctricas y b) el mismo calcetín ya conectado con la caja de control..... | 178 |
| Figura 104.- | Módulo bluetooth HC-06 con sus conexiones eléctricas. | 179 |
| Figura 105.- | Descripción de los pines de la tarjeta Arduino Nano. | 180 |
| Figura 106.- | Esquema eléctrico de conexiones. | 180 |
| Figura 107.- | Pantalla de la aplicación..... | 183 |
| Figura 108.- | Muestra de parte de la programación con APP Inventor. | 184 |
| Figura 109.- | Muestra de parte de la programación con APP Inventor. | 184 |

Índice de tablas

| | |
|---|-----|
| Tabla 1.- Campos de aplicación y categorías de productos comunes de “Smart Textiles”..... | 6 |
| Tabla 2.- Relación de temperaturas en función el material utilizado. | 20 |
| Tabla 3.- Características de diversos sensores de temperatura. | 29 |
| Tabla 4.- Clasificación de las fibras textiles..... | 66 |
| Tabla 5.- Una descripción general de las fibras conductoras. PANI: polianilina; PPY: polipirrol..... | 80 |
| Tabla 6.- Niveles de integración de los “Smart Textiles”. | 84 |
| Tabla 7.- Tipos comunes de procesos de contacto con textiles y productos electrónicos. | 95 |
| Tabla 8.- Posibilidades de contacto entre los componentes del dispositivo de montaje en superficie (SMD) y los textiles. | 96 |
| Tabla 9.- Dispositivos médicos portátiles para medir datos vitales. | 119 |
| Tabla 10.- Clasificación de termopares según la tensión producida. | 122 |
| Tabla 11.- Principales características de los tejidos..... | 144 |
| Tabla 12.- Principales características de los tejidos en el sentido de la urdimbre. | 145 |
| Tabla 13.- Principales características de los tejidos en el sentido de la trama. | 145 |
| Tabla 14.- Ecuación característica y coeficiente de determinación de resistividad eléctrica en CC para cada tejido estudiado en la dirección de urdimbre..... | 146 |
| Tabla 15.- Coeficientes del ajuste lineal de la resistividad eléctrica en CC en el material textil en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K..... | 148 |
| Tabla 16.- Coeficientes del ajuste lineal de la resistividad eléctrica en CC en el material textil en la dirección de la trama y una temperatura de 292 K..... | 148 |
| Tabla 17.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de la HR en la tela de algodón en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K..... | 149 |
| Tabla 18.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de la HR en el tejido de lana en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K..... | 149 |
| Tabla 19.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de RH en el tejido técnico en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K. | 149 |
| Tabla 20.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de la HR en la tela de algodón en la dirección de la trama y una temperatura de 292 K. | 150 |
| Tabla 21.- Valores de resistividad eléctrica de CC en función de la HR en el tejido de lana en la dirección de la trama y una temperatura de 292 K..... | 150 |
| Tabla 22.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de RH en el tejido técnico en la trama dirección y una temperatura de 292 K. | 150 |
| Tabla 23.- Ecuación característica y coeficiente de determinación de resistividad eléctrica en CC para cada tejido estudiado en la dirección de trama..... | 151 |

| | |
|---|-----|
| Tabla 24.- Coeficientes que se han obtenido con el modelo. SRPRE _i representa la temperatura de la suela derecha (SR) antes (PRE) de la caminata para el índice <i>i</i> , SLPOST _i representa la temperatura de la suela izquierda (SL) después de (POST) la caminata para el índice <i>i</i> , y SRPOST _i representa la temperatura de la suela derecha después de la caminata para el índice <i>i</i> . Donde <i>i</i> puede ser 1, 2, 4, 6 y 7 indicando la región donde se considera el índice. | 169 |
| Tabla 25.- Diferencia entre los índices de las dos suelas (izquierda y derecha) para personas no diabéticas antes de la caminata en las regiones 1, 2, 4, 6 y 7, ver figura 92. Aquí podemos ver el estadístico más importante de entonces como media, la desviación estándar (SD), el error estándar de la media (SEM), el rango intercuartílico (IQR), el coeficiente de variación (CV), el grado de distorsión de la curva de campana simétrica o la distribución normal o la medida de simetría (asimetría), la medida de si los datos son de cola gruesa o de cola ligera en relación con una distribución normal (curtosis) y los cuartiles. | 171 |
| Tabla 26.- Datos de resistencias (Res 1 a 6) y temperaturas (Temp 1 a 6) tomados por los seis sensores NTC..... | 175 |
| Tabla 27.- Parámetros de la ecuación Steinhart-Hart para los seis sensores NTC. Estos parámetros A, B y C son constantes que se obtienen para la ecuación que define la variación de la resistencia de los sensores en función de la temperatura..... | 175 |

Índice de contenidos

| | |
|--|-----------|
| Capítulo 1.- Introducción y objetivos | 1 |
| 1.1.- Introducción | 3 |
| 1.2.- Hipótesis y objetivos | 7 |
| 1.3.- Organización de la tesis..... | 8 |
| Capítulo 2.- Ingeniería electrónica aplicada a los “Smart Textiles” | 11 |
| 2.1.- Sensores utilizados en la tecnología “Smart Textiles” | 13 |
| 2.1.1.- Sensores de temperatura | 13 |
| 2.1.1.1.- Sensores de temperatura termopares..... | 15 |
| 2.1.1.2.- Sensores de temperatura por resistencia (RTD)..... | 18 |
| 2.1.1.3.- Sensores de temperatura termistores | 22 |
| 2.1.1.4.- Sensores de temperatura por diodos y dispositivos electrónicos programables | 25 |
| 2.1.2.- Sensores de humedad | 30 |
| 2.1.2.1.- Sensores de humedad resistivos | 31 |
| 2.1.2.2.- Sensores de humedad capacitivos..... | 32 |
| 2.1.2.3.- Sensores de humedad de última generación | 34 |
| 2.1.3.- Sensores de presión..... | 35 |
| 2.1.3.1.- Sensores de presión por medio de galgas extensiométricas | 36 |
| 2.1.3.2.- Sensores de presión capacitivos..... | 37 |
| 2.1.3.3.- Sensores de presión piezorresistivos..... | 37 |
| 2.1.3.4.- Sensores de presión de última generación | 38 |
| 2.1.4.- Sensores de movimiento | 40 |
| 2.1.4.1.- Sistema de captura de movimiento | 41 |
| 2.1.4.2.- Sistemas Inerciales | 43 |
| 2.2.- Actuadores utilizados en la tecnología “Smart Textiles” | 47 |
| 2.2.1.- Actuadores lumínicos | 48 |
| 2.2.1.1.- Fibras ópticas | 48 |
| 2.2.1.2.- Fibras electroluminiscentes | 49 |
| 2.2.1.3.- Diodos LED | 50 |
| 2.2.2.- Actuadores hápticos | 54 |
| 2.2.2.1.- Motores de vibración | 55 |
| 2.2.2.2.- Actuadores flexibles | 55 |
| 2.2.3.- Actuadores cromoactivos | 58 |
| 2.2.3.1.- Actuadores fotocromáticos..... | 58 |
| 2.2.3.2.- Actuadores electrocromáticos | 59 |
| 2.2.3.3.- Actuadores termocromáticos..... | 60 |
| Capítulo 3.- Ingeniería textil aplicada a los “Smart Textiles” | 63 |
| 3.1.- Fibras textiles utilizadas en la tecnología “Smart Textiles” | 65 |
| 3.3.1.- Fibras naturales..... | 66 |
| 3.3.1.1.- Fibras vegetales | 67 |
| 3.3.1.1.1.- Algodón..... | 67 |
| 3.3.1.1.2.- Lino | 68 |
| 3.3.1.2.- Fibras animales | 69 |
| 3.3.1.2.1.- Lana | 69 |
| 3.3.1.2.2.- Seda..... | 70 |
| 3.3.1.3.- Fibras minerales..... | 72 |
| 3.3.2.- Fibras químicas | 72 |

| | |
|--|------------|
| 3.3.2.1.- Fibras artificiales | 72 |
| 3.3.2.1.1.- Viscosa | 73 |
| 3.3.2.1.2.- Lyocell | 74 |
| 3.3.2.2.- Fibras sintéticas | 75 |
| 3.3.2.2.1.- Poliéster | 75 |
| 3.3.2.2.2.- Poliamidas | 77 |
| 3.3.2.2.3.- Fibras elastómeras | 78 |
| 3.4.-Fibras conductoras de electricidad para textiles | 79 |
| 3.4.1.- Polímeros conductores | 80 |
| 3.4.1.1.- Polianilina (PANI) | 81 |
| 3.4.1.2.- Polietilendioxitiofeno (PEDOT) | 81 |
| 3.4.1.3.- Poli(3,4-etilendioxitiofeno)-poli(estireno sulfonato) | 82 |
| 3.4.2.- Recubrimiento de plata | 83 |
| 3.5.- Sistemas de conexionado | 83 |
| 3.5.1.- Procesamiento de superficies textiles para la integración de sensores y pistas conductoras | 85 |
| 3.5.1.1.- Tejido de punto | 85 |
| 3.5.1.2.- Costura | 86 |
| 3.5.1.3.- Textiles espaciadores. Laminado | 87 |
| 3.5.1.4.- Bordado | 88 |
| 3.5.1.5.- Cableado | 91 |
| 3.5.1.6.- Placas de circuitos impresos sobre textiles | 91 |
| 3.5.1.6.1.- Impresión de pantalla o plantilla | 92 |
| 3.5.1.6.2.- Impresión Inkjet | 93 |
| 3.5.1.6.3.- La impresora CREATIF | 93 |
| 3.6.- Método de contacto entre textil y electrónica | 95 |
| 3.6.1.- Soldadura manual | 96 |
| 3.6.2.- Soldadura láser | 96 |
| 3.7.- Recubrimiento para mejorar la capacidad de lavado de componentes electrónicos integrados en textiles | 97 |
| 3.8.- Dificultad de la integración del conexionado en el traje | 97 |
| 3.8.1.- Adaptabilidad de las conexiones | 98 |
| 3.8.2.- Influencia de factores ambientales en la conductividad | 99 |
| Capítulo 4.- Ingeniería informática aplicada a los “Smart Textiles” | 101 |
| 4.1.- Introducción a la informática | 103 |
| 4.2.- La red informática | 104 |
| 4.3.- Redes inalámbricas | 105 |
| 4.3.1.- Características | 105 |
| 4.3.2.- Tipos de redes inalámbricas | 106 |
| 4.3.2.1.- Wireless Personal Área Network (WPAN) | 106 |
| 4.3.2.2.- Wireless Local Área Network (WLAN) | 106 |
| 4.3.2.3.- Wireless Metropolitan Área Network (WMAN) | 106 |
| 4.3.2.4.- Wireless Wide Área Network (WWAN) | 106 |
| 4.3.3.- Tecnologías inalámbricas | 106 |
| 4.3.3.1.- Wi-Fi | 107 |
| 4.3.3.2.- Wi-max | 107 |
| 4.3.3.3.- Bluetooth | 107 |
| 4.3.3.4.- Bluetooth-Le | 107 |
| 4.3.3.5.- Li-Fi | 107 |
| 4.3.4.- Tecnologías inalámbricas de telefonía | 107 |

| | |
|--|------------|
| 4.3.5.- Tecnología inalámbrica de automatización..... | 107 |
| 4.4.- Redes inalámbricas de sensores..... | 108 |
| 4.5.- Arquitectura básica de la red de sensores inalámbricos..... | 109 |
| 4.5.- Requerimientos de seguridad..... | 110 |
| 4.6.- Desafíos y limitaciones de la red de sensores inalámbricos..... | 110 |
| 4.6.1.- Desafíos de la red de sensores inalámbricos..... | 110 |
| 4.6.2.- Restricciones en la red de sensores inalámbricos..... | 111 |
| Capítulo 5.- Dispositivos portátiles con los “Smart Textiles” para controlar la temperatura del pie en pacientes diabéticos..... | 113 |
| 5.1.- Introducción..... | 115 |
| 5.2.- Dispositivos para monitorear la salud del paciente..... | 117 |
| 5.3.- Tecnología inteligente para monitorear continuamente la temperatura corporal..... | 120 |
| 5.4.- Actualidad en los sistemas de seguimiento de eSalud en España .. | 124 |
| 5.5.- Resultados..... | 131 |
| Capítulo 6.- Obtención de propiedades eléctricas en diferentes condiciones ambientales en los “Smart Textiles” | 133 |
| 6.1.- Introducción..... | 135 |
| 6.2.- Materiales y metodología a seguir..... | 137 |
| 6.3.- Sistema propuesto para la toma de medidas..... | 140 |
| 6.4.- Realización práctica de un caso para estudio..... | 143 |
| 6.5.- Resultados y discusión de los datos obtenidos | 145 |
| 6.5.1.- Verificación del proceso de limpieza de la metodología | 145 |
| 6.5.2.- Comportamiento de la conductividad eléctrica en CC de los tres tejidos textiles | 146 |
| 6.5.3.- Comportamiento de la conductividad eléctrica en CC según la dirección de medida en el tejido textil..... | 148 |
| 6.6.- Resultados..... | 153 |
| Capítulo 7.- Uso de termografía infrarroja para diseñar, implementar y evaluar un calcetín para monitorizar la temperatura del pie en pacientes diabéticos con “Smart Textiles” | 155 |
| 7.1.- Introducción..... | 157 |
| 7.2.- El papel de la temperatura, los puntos de presión y la actividad en el “pie diabético” | 157 |
| 7.3.- La utilidad de los dispositivos para detectar la temperatura y los objetivos del estudio | 159 |
| 7.4.- Tipos de sensores para monitorear temperaturas | 160 |
| 7.5.- Análisis y recopilación de datos..... | 163 |
| 7.6.- Un prototipo de calcetín inteligente con “Smart Textiles”..... | 172 |
| 7.6.1.- Introducción..... | 172 |
| 7.6.2.- Termistor NTC TTF 103..... | 173 |
| 7.6.3.- Toma de datos con Arduino..... | 175 |
| 7.6.4.- Desarrollo del calcetín y toma de datos con Arduino..... | 177 |
| 7.6.5.- Aplicación para smartphone | 183 |
| 7.6.- Resultados..... | 185 |
| Capítulo 8.- Resultados | 187 |
| 8.1.- Resultados..... | 189 |
| 8.2.- Líneas de continuación..... | 192 |
| Capítulo 9.- Publicaciones..... | 193 |
| 9.1.- Lista de Publicaciones..... | 195 |

| | |
|---------------------------------------|------------|
| Capítulo 10. Referencias | 197 |
| 10.1.- Referencias | 199 |

Capítulo 1

Introducción y objetivos

1.1.- Introducción

Desde la aparición de los primeros humanos con algo de conciencia, el ser humano ha utilizado tejidos textiles para fabricar la ropa con la cual poder cubrirse y protegerse de las inclemencias del tiempo, primero utilizaron pieles de animales y posteriormente empezaron a diseñar hilos que después tejían para desarrollar telas. Con el paso del tiempo, estas telas se fueron modificando de diversas formas, atendiendo a las modas de cada época y lo que es más importante adecuándose a las circunstancias de cada tiempo.

En los últimos años han surgido dos nuevos sectores dentro de los textiles que son los textiles industriales y los textiles inteligentes comúnmente llamados “Smart Textiles”, los primeros para aplicaciones técnicas en ambientes complejos dentro de la industria y los segundos con el fin de tener unas determinadas aplicaciones que faciliten y ayuden en la vida de las personas. Con el desarrollo de esta nueva tecnología, este sector se ha acabado dividiendo en dos fuentes de investigación, una enfocada a un perfeccionamiento de la estética de los trajes realizados con tejidos inteligentes; y otra dirigida a una mejora del rendimiento que ayuda en las funciones vitales básicas del ser humano [1].

Los tejidos inteligentes o “Smart Textiles” son un tipo de textiles capaces de detectar, analizar y responder a diferentes cambios en el entorno [2] [3]. En función del tipo de tecnología que utilizan, se pueden clasificar en 3 categorías [3]: pasivos, activos y muy activos. Cuanto más activos sean mayores prestaciones ofrecerán, pudiendo reaccionar ante agentes externos o adaptándose a ese factor que provoca la señal. Sin embargo, esta mejora de características desemboca en una mayor complejidad de diseño y fabricación, así como un incremento considerable del precio.

Otros autores dan una definición ligeramente distinta a los “Smart Textiles”, y los determinan como a los productos manufacturados a través de un proceso textil, y que responden a exigencias específicas a través de funciones técnicas. Se trata de productos de alta tecnología, complejos en su producción y para los que ha sido identificada una gran capacidad de crecimiento y de desarrollo tanto comercial como tecnológico.

Este concepto está profundamente relacionado con el término “textrónica” [4], que proviene de la integración de los términos: textil, electrónica e informática, y que designa el incremento de la funcionalidad de los textiles para hacerlos inteligentes, generando la capacidad del producto textil para interactuar de forma activa con el medio que le rodea, por ejemplo, respondiendo ante estímulos. Ver figura 1.

En la actualidad una gran mayoría de los trabajos que se realizan necesitan unos trajes especiales, por ejemplo, los trajes de los bomberos, los trajes de los cirujanos o simplemente las camisetas deportivas transpirables, etc., todo esto

hace que el campo de desarrollo de los “Smart Textiles” sea tan amplio y sus aplicaciones muy grandes. Todos nos vestimos a diario y las cosas que realiza el ser humano a parte de muy diversas, algunas son más complicadas y requieren unos sistemas de seguridad más elevados, todo esto puede llevar a unas condiciones mejores en el trabajo para las personas, e incluso a unas mejoras en los servicios sanitarios tanto para el que trabaja como para el que recibe la asistencia.

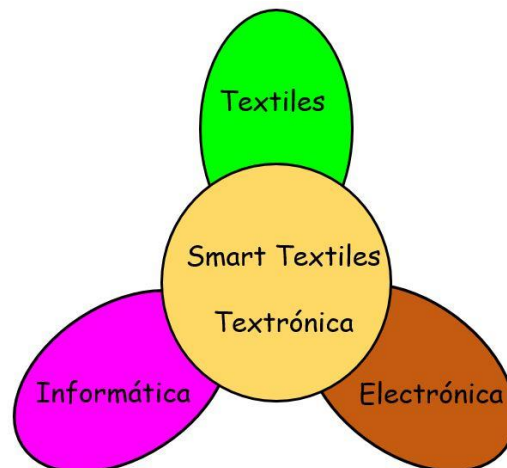


Figura 1.- Textrónica o Smart Textiles¹.

En el campo de la medicina se pueden encontrar estudios e investigaciones sobre los tejidos inteligentes aplicados para la interacción en el cerebro; así como cinturones médicos que por medio de una estimulación eléctrica neuromuscular ayudan en la recuperación de lesiones provocadas por una hernia discal; u otras cuyo objetivo es evitar obstáculos para personas con discapacidad visual utilizando una camisa inteligente [2].

Todo esto conlleva a que los “Smart Textiles” no solo abarquen los trajes con sensores electrónicos, sino que también engloban a todos aquellos tejidos que se han fabricado con una serie de materiales que da ciertas propiedades al textil, como pueden ser conductividad eléctrica, resistencia mecánica, etc.

Dado que los “Smart Textiles” pueden poseer unas características tan amplias, estos tejidos inteligentes pueden aplicarse a un gran número de áreas de la sociedad. Sobre todo, las posibles aplicaciones en el deporte, la salud, el hogar y la vida, la movilidad o la construcción abren mercados y modelos de negocio completamente nuevos para los productos de consumo y técnicos. Además de otros productos basados en productos electrónicos flexibles o portátiles, los productos electrónicos basados en textiles prometen una aceptación establecida por parte del usuario, ya que los textiles son el material más común en el entorno humano, ya sea cerca del cuerpo o rodeándolo directamente.

¹ Referencia: Propia.

Aunque la ciencia del textil se ha venido desarrollando durante muchos años, no es hasta el año 2001 cuando surge el concepto de “Smart textiles” y la tecnología wearable o de dispositivos integrados, esta última hace referencia a todos los elementos que se pueden poner en el cuerpo e interactuar con el usuario, como los relojes inteligentes, gafas inteligentes o incluso los tejidos inteligentes. Con estas nuevas iniciativas de investigación sobre un nuevo campo ya definido, es muy probable que en los próximos años se vayan viendo nuevos y perfeccionados avances que incrementen el uso de esta tecnología incipiente en las tareas diarias o profesionales.

Todo esto que se ha expuesto se hará realidad en unos años, cuando se resuelvan los siguientes problemas que intervienen en esta tecnología. Por un lado, los dispositivos eléctricos y electrónicos que, aunque tienen un gran desarrollo a nivel industrial, sus aplicaciones sobre los tejidos no están tan bien desarrollados y acondicionados para un correcto funcionamiento con el usuario sin riesgo para éste. Además, tanto los dispositivos como las conexiones deberán de ser lo más pequeños posible y con un alto grado de flexibilidad, con el fin de garantizar la continua funcionalidad del tejido inteligente. Los dispositivos eléctricos y electrónicos deben presentar unas condiciones de ligereza y comodidad adecuadas para el portador, con el fin de no interrumpir su actividad usual. Deben de ser siempre seguros para el ser humano, sin riesgo de producir alergias u otras enfermedades perjudiciales. Por ello el tema de la higiene del tejido es importante, puesto que hay que lavarlo muchas veces y esto puede llevar aparejado muchos problemas, puesto que los componentes electrónicos y su circuitería interrumpen o modifican su comportamiento con el empleo de agua y detergentes. Además, ya se puede empezar a dilucidar problemas en su funcionamiento habitual con estas variables, como por ejemplo cuando exista sudor en el usuario, que al ser principalmente salino modifica la conductividad eléctrica del tejido, variable importante en las comunicaciones eléctricas, tanto si es desde los sistemas de control hacia los sensores como en sentido contrario.

Al igual que las tecnologías comparables, los “Smart textiles” están sujetos a una euforia inicial [5] seguida de una rápida desilusión del mercado debido a la falta de comerciabilidad. Esto es debido al desafío industrial que se necesita para implementar estos componentes electrónicos y esta circuitería eléctrica dentro de los tejidos, es necesario que las tecnologías de producción permitan pasar de desde los prototipos hasta los “Smart Textiles” comercializables. Además, al seleccionar las tecnologías utilizadas, no solo se debe tener en cuenta la funcionalidad sino también todo el ciclo de vida, teniendo en cuenta también el uso y los requisitos de desarrollo del producto desde el diseño hasta la producción. Hasta la fecha, solo existen prototipos funcionales con fines demostrativos para la mayoría de los “Smart Textiles”. Aunque estos están

recibiendo mucha atención, lamentablemente estos productos no están disponibles en el mercado en grandes volúmenes con poca antelación.

La tabla 1 ofrece una descripción general de las áreas de aplicación y categorías de productos más importantes para los “Smart Textiles”. Los desarrollos de estas categorías suelen ser el resultado de horas de trabajo manual. Como ya se ha comentado algo anteriormente, hay unos fallos de transferencia económica de producción hacia los desarrollos prácticos en los pasos de fabricación en las diversas subáreas técnicas abordadas por los “Smart Textiles”. Hasta ahora, la tecnología textil, la ingeniería eléctrica y la tecnología de la información han requerido enfoques diferentes y hay una falta de normas comunes. Es necesaria una combinación de las competencias interdisciplinarias y la ilustración de una adecuada división de los pasos parciales.

| Aplicaciones | Categorías de los productos |
|------------------------------------|--|
| Medicina y Salud general [3] | Control de los signos vitales como la presión arterial y la frecuencia cardíaca. La electrocardiografía (ECG). Los electroencefalogramas (EEG). La medida de azúcar en la sangre. El seguimiento de la cicatrización de heridas. El suministro de medicamentos. La medicina y salud en el análisis de movimientos. Etc. |
| Deporte y bienestar [3] | El monitoreo de la actividad física como: la medida de pasos, el ritmo cardíaco, las distancias recorridas, etc. La monitorización del nivel de estrés. La estimulación muscular. El seguimiento de la calidad del sueño, etc. |
| Industria en general y Militar [3] | Equipo de protección. Mejoras en la ergonomía de los accesorios utilizados. Protección contra falsificaciones. Exoesqueletos, etc. |
| Arquitectura y hogar [3] | Pantallas y controles integrados. Vigilancia de la salud estructural para edificios. Seguimiento de las actividades cotidianas, etc. |
| Moda y otras [3] | Ropa señalizadora. Control de situación. Pantallas integradas y control al aire libre, etc. |

Tabla 1.- Campos de aplicación y categorías de productos comunes de “Smart Textiles”.

Se piensa que la falta de avances en el mercado para los “Smart Textiles” es el resultado de los siguientes aspectos relacionados con la tecnología:

- Dependiendo de los requisitos de uso, los “Smart Textiles” tienen que sobrevivir a tratamientos mecánicos, químicos y térmicos durante su ciclo de vida, por ejemplo, lavado, planchado, secado, estiramiento, abrasión, etc.
- En la mayoría de los casos, los “Smart Textiles” deben funcionar con fuentes de energía portátiles, como baterías o tecnologías de recolección

de energía. Las baterías flexibles y las tecnologías de recolección de energía (por ejemplo, fotovoltaica, piezoeléctrica, etc.) adolecen de una producción de energía baja, una flexibilidad baja y una compatibilidad insuficiente con la piel humana.

- La mayoría de las tecnologías de producción industrial no son compatibles con la fabricación de “Smart Textiles”. La actualización de los procesos de producción existentes desde el laboratorio a la escala industrial se considera no económica.

Las tecnologías de producción para integrar los componentes de un sistema textil inteligente en un producto “Smart Textiles” son complicadas y con una difícil resolución. El panorama industrial actual se parece mucho a la producción de un prototipo individual para las numerosas diversificaciones de productos. Como resultado, se requiere una enorme cantidad de pasos de trabajo manual, lo que aumenta enormemente los costos de producción en países con salarios altos y, por lo tanto, da como resultado una baja penetración en el mercado de los productos que de otro modo serían innovadores. Aquí tratamos de resumir el conocimiento de “Smart Textiles” anteriores con el fin de respaldar el trabajo futuro en el desarrollo e implementación de una aplicación práctica para la medicina.

1.2.- Hipótesis y objetivos

La hipótesis de partida es el diseño de un sistema inteligente mediante el manejo de un “Smart Textiles” que incorporen sensores y conexiones inalámbricas con dispositivos móviles con capacidad de envío y procesado en tiempo real para su aplicación en medicina que permita crear un sistema de ayuda a los usuarios. Concretamente se aplicará esta hipótesis de partida a la diabetes y más concretamente el “pie diabético”, para lo que se desarrollará un calcetín inteligente.

Se fijará como objetivo inicial de este trabajo de investigación el conocimiento de la tecnología de los “Smart Textiles”, así como el estudio de cada una de sus partes y su diseño, enfocado a la prevención de úlceras en los pies. Se realizará una investigación sobre los sensores a emplear, así como transductores, actuadores, etc., que se puedan integrar en las prendas de vestir. Además, se estudiará la conectividad de estos equipos por medio de hilos conductores. También se verán los textiles más empleados, sus composiciones y su clasificación general según su empleabilidad en la industria textil. Para finalizar el estudio del estado actual, se expondrá cómo se pueden realizar las comunicaciones entre los diferentes elementos que constituyen una prenda “Smart Textiles”, cómo se leen los datos, se transmiten y se procesan.

El objetivo principal de la tesis es la de realizar una aplicación práctica para la ayuda en la medicina, concretamente en la implementación de un calcetín

inteligente que sea capaz de ayudar a las personas diabéticas en su día a día, tratando sobre todo el llamado “*pie diabético*”. El prototipo final de este estudio no trata de ser comercializable a priori, pero si tiene que estar en disposición de poder serlo ya que se deberían haber solventado la problemática de las conexiones y de la comodidad de uso en el pie.

Para llevar a cabo este prototipo también es necesario incorporar otros objetivos como el análisis de la resistencia eléctrica de los “Smart Textiles” cuando están implementados con textiles normales. En la actualidad no existen métodos reglados que midan la resistividad eléctrica de los tejidos, por ello se analizará el uso de métodos como la metodología de la carga y descarga de un condensador, ya que la medición por inducción del textil se realiza para la identificación de prendas antiestáticas y obtiene otros valores eléctricos y no la resistividad eléctrica que es la variable en la que se basará las investigaciones. A todo esto, hay que considerar la necesidad de medir la resistividad en diferentes ambientes, ya que en el uso cotidiano existe modificación de la humedad y de la temperatura, dos parámetros totalmente necesarios ya que el cuerpo humano puede variar su temperatura corporal en función de dónde y cómo se encuentre, y además, esto llevaría asociado la variación de la humedad por medio del sudor.

1.3.- Organización de la tesis

La tesis se ha organizado en diferentes capítulos y cada uno de ellos lleva su justificación para el estudio que se está llevando a cabo.

El primer capítulo, introducción e hipótesis y objetivos, marca el desarrollo del trabajo indicando los aspectos más relevantes de los “Smart Textiles”, describiendo las finalidades que se quiere realizar, dando unas premisas de trabajo para alcanzar la hipótesis marcada en este trabajo de investigación. Los “Smart Textiles” son una combinación de distintas disciplinas (Ingeniería Electrónica, Textil e Informática), motivo por el cual en los siguientes capítulos se hará una revisión de la técnica actual de estos tres campos.

En el segundo capítulo se hace una revisión de los componentes utilizados en el área de “Ingeniería Electrónica”. Para ello se realiza un análisis de los sensores y actuadores que existen en la actualidad con una utilidad afín a los objetivos de la tesis y en especial los más empleados en la industria textil. Estos Además de describir los componentes más utilizados, se harán referencias a las nuevas investigaciones sobre sensores y actuadores en el mundo textil.

En el tercer capítulo se hace una revisión de los componentes utilizados en el área de “Ingeniería Textil”. Para ello se realiza hace una revisión de los materiales textiles, tanto del desarrollo de nuevas fibras textiles (los hilos textiles y su forma de combinarse para formar el tejido) como las nuevas investigaciones en prendas textiles (nuevos materiales para crear nuevos hilos).

En el cuarto capítulo se hace una revisión de las tecnologías utilizadas en el área de “Ingeniería Informática”. En concreto este capítulo se centra en las comunicaciones inalámbricas, tanto el estudio de su estado actual como los nuevos protocolos que están en estado de desarrollo.

Es en el quinto capítulo cuando se empieza a concretar los componentes y las tecnologías necesarias para la consecución de la hipótesis y los objetivos de la tesis. Inicialmente se analizan las características que deben tener los componentes electrónicos para su incorporación en el “Smart Textiles” y pueda aplicarse en el ámbito de la medicina. Gracias a estos estudios se publicó un artículo en la revista *Sensors*, de cuartil Q1 [6].

En el sexto capítulo se hace un estudio de las características de los materiales textiles con aplicación en el ámbito de la medicina y que se pueden integrar los componentes electrónicos ya elegidos en el capítulo quinto. En este tema surgió el inconveniente de como medir el valor de la resistividad eléctrica ya que no existen dispositivos capaces de medir de forma directa estos valores. Se ideó un sistema inteligente para realizar de manera automática esta medida en las fibras textiles originando un nuevo artículo en la revista *Sensors*, de cuartil Q1 [7], pudiendo variar las condiciones climáticas (la temperatura y la humedad relativa del aire) y observando como es el comportamiento eléctrico del material textil en función de esas características.

El séptimo capítulo expone los pasos realizados para la realización de una prenda textil para la monitorización en tiempo real de la temperatura en la planta del pie de las personas diabéticas. Para ello se evalúa la integración de todos los componentes y las tecnologías seleccionadas para este prototipo. Inicialmente se describe el estudio realizado a personas diabéticas y no diabéticas para buscar correlaciones entre el aumento de la temperatura en la planta del pie y la posible creación de úlceras, además de los puntos donde tomar las diferentes medidas para obtener el número idóneo para las mediciones. Esto se concreta con una lista de resultados en cuanto a los puntos idóneos y la variación de temperatura. Los resultados se publicaron en la revista *Sensors*, de cuartil Q1 [8].

En el capítulo octavo se han expuesto los resultados obtenidos en la realización de esta tesis, así como las posibles líneas de continuidad para seguir profundizando en este tema de los “Smart Textiles” y sus aplicaciones médicas.

Para finalizar, en el capítulo noveno y décimo se incluyen el listado de publicaciones y se indican las referencias del trabajo.

Capítulo 2

Ingeniería electrónica aplicada a los “Smart Textiles”

2.1.- Sensores utilizados en la tecnología "Smart Textiles"

Se definen a los sensores como todos aquellos dispositivos capaces de detectar una señal procedente del exterior y transformarla en una variable eléctrica con el fin de poder ser medida y analizada.

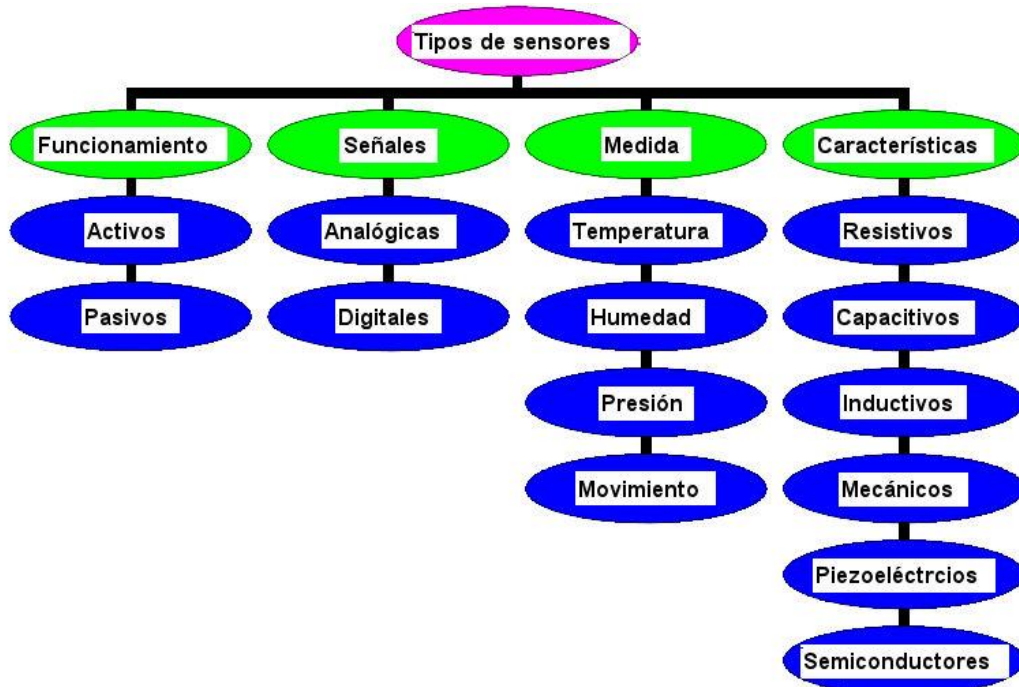


Figura 2.- Clasificación de los tipos de sensores².

La manera de clasificar estos elementos puede ser muy amplia y variada, debido a la gran multitud de sensores existentes. Por este motivo, se ha realizado una clasificación de acorde a la aplicación final que se va buscando y al desarrollo del todo el trabajo [9]. Según se ha podido ver en diferentes fuentes, la clasificación de los sensores depende mucho del autor que la realice, por este motivo y en la figura 2 ponemos una clasificación más adaptada al trabajo que se está llevando a cabo.

Se analizará cada subcategoría de esta clasificación, mostrando un especial interés sobre aquellos que tengan un empleo destacado en la tecnología "Smart Textiles", a priori la media más utilizada es la de la temperatura, pero tendremos también en cuenta la humedad.

2.1.1.- Sensores de temperatura

La temperatura se puede definir como una cantidad física que muestra la cantidad de calor en un cuerpo. Su percepción está ligada a la noción de frío y calor. Su medición se realiza mediante un sensor de temperatura, un instrumento que recoge los datos de temperatura de una determinada fuente y los convierte en información comprensible para un dispositivo o un observador. Como señala

² Referencia: Propia.

el sitio web de tutoriales de electrónica, los sensores de temperatura se pueden clasificar en dos grupos principales [10]:

1. Sensores de contacto, que deben tocar físicamente el objeto, utilizando la conductividad para medir los cambios.
2. Sensores sin contacto, que utilizan convección y radiación para advertir de un cambio de temperatura.

De estos dos tipos de sensores, los más interesantes en esta investigación son los primeros en los que hay contacto con el objeto o paciente a medir. La temperatura del cuerpo humano se ha medido y tenido en cuenta desde los inicios de la medicina. Se han descubierto cosas relacionadas con el cambio de temperatura en distintas zonas del cuerpo y han llegado al estudio de numerosas enfermedades. La toma de medida de esta variable está, actualmente, muy bien resuelta para medidas en procesos industriales y para muchas áreas del cuerpo humano, pero quizás no esté tan bien resuelta para medidas en la planta del pie. Algunos autores han desarrollado una plantilla [11] [12], pero el objetivo es definir las características de un calcetín que ayudarán a controlar de forma fiable la temperatura del pie.

Centrándose en los sensores de contacto y, además, que deben ser pequeños para evitar lesiones, se encontraron las siguientes posibilidades [13] Termopares, termorresistencias, termistores, diodos y dispositivos electrónicos programables. Puede encontrar información detallada sobre estos dispositivos eléctricos en [6].

Otros sensores no son adecuados porque es complicado obtener una magnitud de temperatura cada pocos minutos cuando se necesita un valor confiable. Entonces, los sensores infrarrojos, mecánicos, de cambio de color, etc., no son los más adecuados para los propósitos de este estudio. Un sensor de temperatura es aquel dispositivo capaz de detectar variaciones de la temperatura en función del lugar donde se encuentren ubicados. Esta variación se podrá medir de diferentes formas, por medio de la dilatación de bimetales, de un fluido o un gas, una diferencia de potencial, etc. En función del fenómeno que se utilice, la precisión de estos aparatos puede ser mayor o menor con una desviación muy pequeña de la verdadera magnitud [9].

El concepto que se tiene acerca de los sensores de temperatura es el de un dispositivo electrónico conectado a una fuente de alimentación eléctrica, y que sucesivamente está enviando la información a un sistema de control. Aunque esto es lo normal, sin embargo, no siempre es así, pues se pueden encontrar estudios como el que se realiza en [14] acerca de la regulación térmica en el textil, utilizando electrohilado coaxial. En estos tejidos, se forman fibras encapsuladas donde se utiliza como núcleo la cera de parafina y el poliacrilonitrilo como cubierta [14]. Aquí el sensor de temperatura también hace

las veces de actuador, por lo que no requiere de un sistema de gestión de la información para enviar una señal de respuesta, sino que se basa en diferentes puntos de temperatura que se pueden alcanzar y en los cuales el sensor comienza a actuar. Sin embargo, que no siempre se utilicen elementos eléctricos para la detección de la temperatura, no significa que en los tejidos inteligentes no se puedan aplicar componentes electrónicos y eléctricos, es más, en la mayoría de los casos, los sensores utilizados no son tan complejos y novedosos, puesto que esto reduce notablemente el precio.

Frecuentemente se pueden encontrar diversos estudios en los que se aplican sensores electrónicos a los tejidos. Los llamados textiles electrónicos entran dentro de esta categoría y forman parte de los "Smart Textiles" [15]. En ellos se emplean instrumentos eléctricos y electrónicos directamente sobre el textil. En [15] investigó la aplicación de un tipo de sensores de temperatura de alerta extremadamente rápida contra incendios, a partir de esponjas de melamina envueltas en cinta ancha de óxido de grafeno [16], con el fin de rediseñar la instrumentación para hacerla más adecuada a una aplicación textil.

Hay una gran variedad de sensores de temperatura, sin embargo, todos funcionan en base a cinco fenómenos principales, por lo que vamos a estudiar esta clasificación general que es la que más se adecua a nuestro estudio.

- Termopares
- Termorresistencias
- Termistores
- Diodos y dispositivos electrónicos programables.

2.1.1.1.- Sensores de temperatura termopares

La definición técnica más sencilla para describir un Termopar podría ser como un mecanismo de medida de temperatura [17]. Suena muy sencillo, y su comportamiento lo es aún más, ya que se compone de dos metales diferentes, unidos en un extremo. Cuando la unión de los dos metales se calienta o enfría, se produce una tensión que es proporcional a la temperatura.

Teniendo en cuenta lo que hace un Termopar, y su funcionamiento básico, vamos a ver un poco más a fondo cómo trabaja. Cuando tenemos un calentamiento en la junta de medición, esto provoca una tensión eléctrica, la cual, es aproximadamente proporcional a la temperatura. Esto es debido a dos factores:

- La densidad de electrodos diferentes de los dos materiales
- La diferencia de temperaturas entre punto caliente y punto frío.

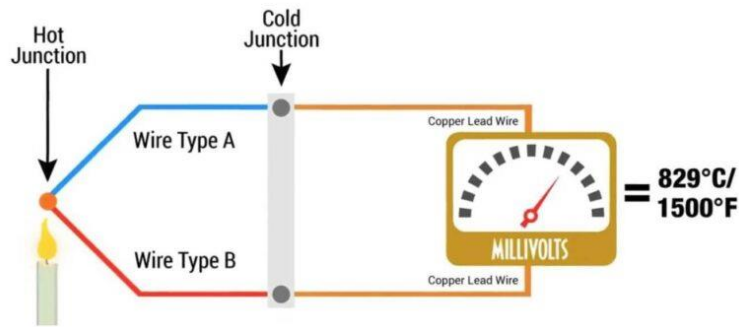


Figura 3.- Esquema de la toma de medida de un termopar³.

Un termopar no mide la temperatura absoluta, si no que mide la temperatura diferencial entre la junta caliente (Hot Junction) y la junta fría (Cold Junction). De igual manera se puede ilustrar como un circuito termoeléctrico que contenga dos uniones correspondientes a los metales distintos de unión, que para este ejemplo serán Metal A y Metal B. Los alambres de los metales A y B forman uniones a diferentes temperaturas T_1 y T_2 , lo que resulta en un potencial V (fuerza electromotriz) que es posible medir. La tensión del termopar es directamente proporcional a la diferencia de temperaturas de la unión:

$$V = \alpha \cdot (T_1 - T_2) \quad (1)$$

Donde α se llama coeficiente de Seebeck.

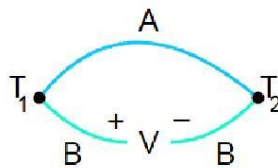


Figura 4.- Diferencia de potencial y temperaturas⁴.

Algunas consideraciones para tomar en cuenta son:

- Si ambas uniones están a la misma temperatura, no existe una diferencia de potencial neta.
- Si la temperatura de las uniones es diferente, si se produce una diferencia de potencial.
- La tensión o diferencia de potencial del termopar depende de las propiedades metálicas del metal A y B y la diferencia entre temperaturas de unión T_1 y T_2 .

Para mantener el valor para la temperatura absoluta se aplica la "compensación de la junta fría". En el pasado (en los laboratorios de calibración todavía hoy en día), se efectuaba esta compensación mediante la inmersión de

³ Referencia: <https://www.logicbus.com.mx/blog/que-es-un-termopar/>

⁴ Referencia: <https://www.logicbus.com.mx/blog/que-es-un-termopar/>

la punta fría en un baño con hielo. En los instrumentos modernos con entrada de termopares (por ejemplo, transmisores, medidores portátiles o instrumentos para montaje en panel etc.) se incorpora una compensación electrónica de la junta fría.

Cada metal tiene una electronegatividad específica. (Electronegatividad = tendencia de los átomos de atraer o emitir los electrones) Para alcanzar una máxima tensión termal se aplican combinaciones específicas de materiales para crear termopares con electronegatividades muy diferentes. Estas combinaciones de materiales tienen ciertas limitaciones – debidos por ejemplo a la temperatura máxima de aplicación.

Las siguientes normas definen los termopares:

- IEC 60584-1: Termopares: valores básicos de las tensiones térmicas
- IEC 60584-2: Termopares: desviaciones límite de las tensiones térmicas
- IEC 60584-3: Termopares: Cables de termopar y cables de compensación
- ASTM E230: Tablas con especificación estándar y diferencia de potenciales para termopares normalizados.

Los termopares se pueden clasificar en básicos o nobles. Los termopares básicos, los tipos J, K, T, y E son más económicos y son habituales en aplicaciones industriales con menos exigencias referente a la exactitud. En cambio, los termopares tipo R, S y B son termopares "nobles", que se utilizan sobre todo en la industria de proceso en aplicaciones con elevadas temperaturas.

Tipo K (Cromel/Alumen)

El termopar tipo K es el más popular debido a su gran rango de temperatura y su bajo costo, tiene un rango de temperatura de 0 a +1.317 °C (2.400 °F), se recomienda utilizar hasta temperaturas de 1.150 °C (2.100 °F). Tiene una sensibilidad entre 41 a 42 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente y una precisión de $\pm 0,7$ °C. Código de color: Amarillo.

Tipo J (Hierro/Constantán)

El termopar tipo J tiene un rango de temperatura que va desde -270 a +1.200 °C (-450 a 2.190 °F), se recomienda utilizar en un rango de temperaturas entre -18 a 872 °C (0 °F a 1.600 °F). Al usar en temperaturas superiores de 542 °C (1.000 °F) el índice de oxidación aumenta con gran rapidez. Tiene una sensibilidad entre 53 a 54 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente y una precisión de $\pm 0,1$ °C. Código de color: Negro.

Tipo T (Cobre/Constantán)

El termopar tipo T tiene un rango de temperatura de -200 a 400 °C (-320 a 750 °F), se recomienda utilizar en un rango entre -185 a 298 °C (-300 °F a 600 °F) y con una sensibilidad entre 43 a 49 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente y una precisión de $\pm 0,5$ °C. Código de color: Azul

Tipo E (Cromel/Constantán)

El termopar tipo E tiene un rango de temperatura de -200 a 1.000 °C (-320 a 1.800 °F), son ideales para uso en bajas temperaturas. Tiene una sensibilidad entre 68 a 79 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente y una precisión de $\pm 0,5$ °C. Código de color: Púrpura.

Tipo N (Nicrosil/Nisil)

El termopar tipo N tiene un rango de temperatura que varía desde -200 a 1.300 °C (-320 a 2.370 °F), es adecuado para mediciones de alta temperatura debido a su elevada estabilidad y resistencia a la oxidación de altas temperaturas. Tiene una sensibilidad de 28 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente. Código de color: Naranja.

Tipo R (Platino/Rodio de 13%)

El termopar tipo R tiene un rango de temperatura de 0 a 1.400 °C (32 a 2.550 °F), se recomienda utilizar en un rango de 0 a 1.000 °C (32 a 1.800 °F), tiene una sensibilidad entre 10 a 12 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente y una precisión de $\pm 0,5$ °C. Código de color: Verde

Tipo S (Platino/Rodio de 10%)

El termopar tipo S tiene un rango de temperatura de 0 a 1.750 °C (32 a 3.180 °F), se recomienda utilizar en un rango de 0 a 1.300 °C (32 a 2.370 °F). Tiene una sensibilidad entre 10 a 11 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente y una precisión de $\pm 0,1$ °C. Código de color: Verde.

Tipo B (Platino/Rodio)

El termopar tipo B es adecuado para las mediciones superiores a 1.800 °C. Tienen una sensibilidad de 3 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ aproximadamente. Código de color: Negro.

2.1.1.2.- Sensores de temperatura por resistencia (RTD)

La termorresistencia trabaja según el principio de variación de la resistencia al incrementarse o disminuirse la temperatura. Los dispositivos más comunes están contruidos con una resistencia de platino llamada PT100, PT1000, etc. La relación de resistencia a la temperatura correspondiente al cable de platino es tan reproducible que el termómetro de resistencia de platino se utiliza como estándar internacional de temperatura [18].

Las termorresistencias de uso más común se fabrican de alambres finos soportados por un material aislante y luego encapsulados. La relación fundamental para el funcionamiento será así:

$$R_t = R_0 \cdot (1 + \alpha \cdot t) \quad (2)$$

donde:

- R_0 : resistencia en ohmios a 0 grados Celsius
- R_t : resistencia a la temperatura t grados Celsius
- α : coeficiente de temperatura de la resistencia. Los materiales utilizados para los arrollamientos de termorresistencias son fundamentalmente platino, níquel, níquel-hierro, cobre y tungsteno.

Como se puede observar, se está suponiendo de antemano, que el material que será usado debe tener un comportamiento lineal, dentro del rango de trabajo asignado. De no ser así, la función debería tener más términos. El método de medición de la temperatura no es directo, ya que lo que se mide es una resistencia mediante un puente de Wheatstone que es un método de medida de una resistencia desconocida, por medio de una comparación con cuatro resistencias patrón regulables (una de las cuales de valor desconocido). Dicha comparación será válida cuando el puente se encuentre en equilibrio, es decir, cuando el galvanómetro no indique paso de corriente por la rama en la que se ha conectado, luego se lee el valor de la temperatura correspondiente de tabla de comportamiento de la citada resistencia. Este proceso, en la actualidad, ya está automatizado, gracias a los sistemas de control avanzados y la electrónica digital.

El platino encuentra aplicación dentro de un amplio rango de temperaturas y es el material más estable y exacto. En efecto, la relación resistencia temperatura correspondiente al alambre de platino es tan reproducible que la termorresistencia de platino se utiliza como estándar internacional de temperatura desde -260°C hasta 630°C . Desde el 1871, año en que William Siemens utilizó por primera vez una termorresistencia, hasta hoy día han sido desarrolladas numerosas formas de calibraciones para la resistencia - temperatura correspondientes al platino, y varias de ellas se han transformado en estándares nacionales en distintos países: RC21-4-1.966 de SAMA (Scientific Apparatus Makers Association) en los EEUU; DIN 43.760 – 1968 (Deutsches Institut für Normung e.V.) en Alemania, etc. Esta proliferación de distintos estándares nacionales comenzaron a crear problemas a medida que se iba incrementando el comercio a escala mundial. Y luego de varios años de análisis, se ha aceptado internacionalmente la curva DIN alemana bajo la estandarización de IEC identificada como IEC 751.

Además del hecho de que la termorresistencia de platino está siendo utilizada como estándar internacional, el alambre de platino es el material elegido con más frecuencia para las termorresistencias de uso industrial. Las termorresistencias de platino pueden medir el rango más amplio de temperaturas son las más exactas y estables por no ser fácilmente contaminadas por el medio en que se encuentran, y su relación resistencia - temperatura es más lineal que la de cualquier otro material con la excepción del cobre. Este tipo de sensores tiene una ventaja fundamental; son sumamente precisos y producen medidas altamente reproducibles. Su construcción permite disponer de ellos como elementos simples, dobles y, en casos muy especiales, hasta triples.

| METAL | RANGO DE OPERACIÓN (°C) | PRECISIÓN (°C) |
|--------------|--------------------------------|-----------------------|
| Platino | 200 a 950 | 0,01 |
| Níquel | 150 a 300 | 0,50 |
| Cobre | -200 a 120 | 0,10 |

Tabla 2.- Relación de temperaturas en función el material utilizado.

En su forma general el sensor viene introducido dentro de un tubo protector metálico de acero inoxidable pero posible, según el caso, disponer de camisas protectoras y termopozos construidos de acero especiales o aleaciones como el Inconel, Incoloy y Hastelloy. Las termorresistencias de platino tienen normalmente un valor de 100 ohmios a 0 °C con un intervalo de 38,5 Ω . Su construcción puede hacerse con 2, 3 o 4 cables, según la necesidad del proceso. La termorresistencia Industrial de alambre de platino más ampliamente utilizada se la calibra con una resistencia de 100 Ω a 0 °C o bien de 1.000 Ω a 0 °C conocidas como PT100 y PT1000 respectivamente.

Las termorresistencias de platino estándar fabricadas comercialmente resultan adecuadas para mediciones en el rango de -250 °C a 850 °C. Las tolerancias de fabricación según IEC 751 pueden estimarse, para la Clase B. entre 0,8 % y 0,5 %, siendo menores a temperaturas más elevadas. En este punto es conveniente detenerse para mencionar el frecuente uso que hacen algunos fabricantes de calibrar las termorresistencias según curvas de respuesta distintas a las normalizadas, lo que los convierte en seguros proveedores de los reemplazos. Es por este motivo que debe tratarse de adecuar las instalaciones dentro de la normalización, ya que, justamente una de las grandes virtudes de las termorresistencias es su intercambiabilidad sin practicar una nueva calibración en el sistema de medición.

Las termorresistencias de níquel no están en condiciones de medir temperatura tan elevadas como lo hacen los sensores de platino. Los límites de alcance para las termorresistencias de níquel están aproximadamente en -60 °C y 180 °C. Con exactitudes menores que las de platino y normalmente se calibran a 100 Ω en 0 °C pudiendo existir otras calibraciones especiales. La principal ventaja del níquel, además de posibilitar termorresistencias más económicas, es

su capacidad de ser linealizado (suministrando una salida que es lineal con la temperatura) con bastante facilidad utilizando un circuito puente. Esta ventaja, sin embargo, ya no es tan importante hoy en día cuando la introducción de componentes semiconductores de bajo costo ha hecho posible la linealización de los sensores de platino a un costo comparable al de los sensores de níquel.

Las termorresistencias de cobre presentan la más lineal relación resistencia - temperatura entre todas las termorresistencias, pero también tienen las desventajas de un rango estrecho de temperatura entre $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $150\text{ }^{\circ}\text{C}$ y una baja resistividad. La baja resistividad implica la necesidad de usar alambres finos de poco diámetro. La demanda de termorresistencias de níquel y cobre en las industrias de proceso se halla limitada básicamente al reemplazo de unidades existentes puesto que la gran mayoría de las nuevas instalaciones de termorresistencias se hacen con sensores de platino de $100\ \Omega$ a $0\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Las termorresistencias de tungsteno no han encontrado una utilización amplia puesto que el tungsteno ha probado ser menos estable que otros materiales. Sin embargo, su mayor resistencia mecánica permite emplear alambres extremadamente finos, lográndose de esta manera termorresistencias de elevada resistencia eléctrica. Para una termorresistencia de platino de $100\ \Omega$ a $0\text{ }^{\circ}\text{C}$, la variación de resistencia promedio para una variación de temperatura de 0 a $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ es de $0,385\ \Omega$; un circuito de medición con una fuente de corriente de 1 mA registraría $0,385\text{ mV}$ para cada $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ de variación de temperatura. Este valor de tensión es diez veces mayor que la salida de una termocupla Tipo K, y esto explica por qué los alambres de conexión de termorresistencias resultan menos susceptibles de sufrir interferencias provenientes de la cercanía de equipos eléctricos y líneas de potencia. Sin embargo, una buena instalación requiere cables de conexión blindados tanto para termocuplas como para termorresistencias.

Existen tres tipos de termorresistencias, de acuerdo con su construcción y cableado:

- de dos hilos
- de tres hilos
- de cuatro hilos

Como ya se había mencionado, la evaluación, del valor de la resistencia R_t , se hace en un puente de Wheatstone, entonces es aquí, donde se hace importante la diferencia entre ambos tipos de termorresistencias. Para las primeras, de dos hilos o bifilar, será necesario estimar la longitud del conductor del puente a la resistencia en el punto de toma del proceso, para poder calcular el valor de la resistencia. Para las de tres hilos o trifilar, si además, ajustamos el puente de tal forma que $R_1/R_2=1$, y como la longitud por lado de conductor se

hace igual, podremos ajustar el valor de la resistencia R3 para equilibrio, y ese será directamente el valor de la resistencia x. Dado que en equilibrio la ecuación del puente será:

$$\frac{R_1}{(R_3+k \cdot a)} = \frac{R_2}{(x+k \cdot b)} \quad (3)$$

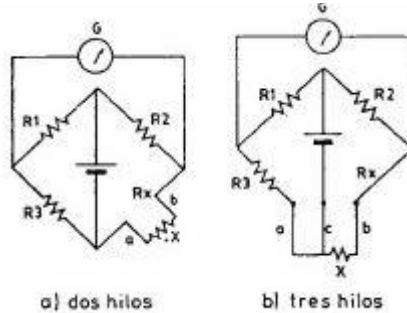


Figura 5.- Puente de Wheatstone con dos y tres hilos [19].

La vía más efectiva para eliminar los efectos de los hilos conductores es con cualquiera de las versiones de cuatro hilos o cuatrifilar. Es una aproximación que no requiere puente como se indica en la figura 5, en este método una corriente constante es conectada a dos de los hilos de la RTD, la caída de tensión en la RTD es medida en los otros dos conductores, la caída de tensión es independiente de los efectos de los hilos conductores.

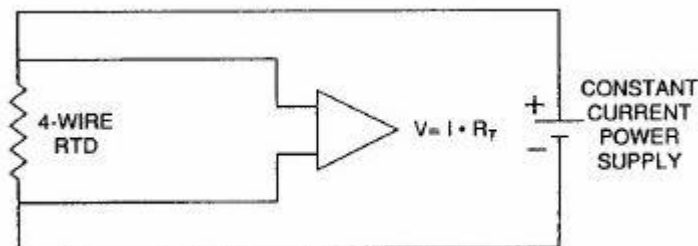


Figura 6.- Circuito electrónico para la medida a 4 hilos sin pérdidas en el conductor [19].

2.1.1.3.- Sensores de temperatura termistores

Un termistor o resistencia térmica se define como un tipo de resistencia cuya resistencia eléctrica varía con los cambios de temperatura. Aunque la resistencia de todas las resistencias fluctúa ligeramente con la temperatura, un termistor es particularmente sensible a los cambios de temperatura.

Los termistores actúan como componente pasivo en un circuito. Son una forma precisa, barata y robusta de medir la temperatura. Aunque no funcionan bien en temperaturas extremadamente calientes o frías, son el sensor elegido para muchas aplicaciones diferentes. Son ideales cuando se requiere una lectura precisa de la temperatura. En general, la resistencia aumenta con la temperatura para la mayoría de los metales, pero los termistores responden negativamente, es decir, la resistencia de los termistores disminuye con el aumento de la temperatura. Este es el principio principal detrás del termistor. Como la

resistencia de los termistores depende de la temperatura, pueden conectarse en el circuito eléctrico para medir la temperatura del cuerpo

Los termistores se utilizan principalmente como sensores de temperatura, limitadores de corriente de entrada, protectores de sobrecorriente de autoreposición y elementos de calentamiento autorregulables. Un termistor está hecho de un material semiconductor. Tiene forma de disco, varilla o cordón. Los termistores de perlas pueden tener solo unos pocos milímetros de diámetro. Algunos termistores de cuentas tienen el cordón encerrado en una cápsula de vidrio.

El principio de funcionamiento de un termistor es que su resistencia depende de su temperatura. Podemos medir la resistencia de un termistor usando un ohmímetro. Si conocemos la relación exacta entre cómo los cambios de temperatura afectarán a la resistencia del termistor, entonces midiendo la resistencia del termistor podemos derivar su temperatura. Cuánto cambia la resistencia depende del tipo de material utilizado en el termistor. La relación entre la temperatura y la resistencia de un termistor no es lineal. A continuación, se muestra un gráfico típico de un termistor:

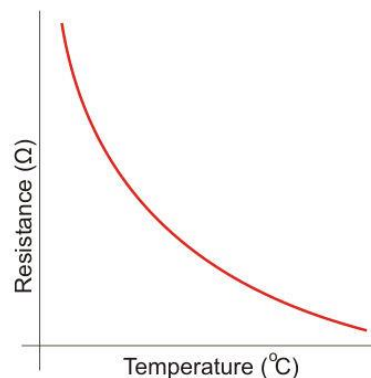


Figura 7.- Gráfico perteneciente a un termistor NTC⁵.

Si tuviéramos un termistor con el gráfico de temperatura anterior, podríamos simplemente alinear la resistencia medida por el ohmímetro con la temperatura indicada en el gráfico. Dibujando una línea horizontal a través de la resistencia en el eje y, y dibujando una línea vertical hacia abajo desde donde esta línea horizontal se cruza con el gráfico, podemos por lo tanto derivar la temperatura del termistor.

Hay dos tipos de termistores:

- Termistor de coeficiente de temperatura negativo (NTC)
- Termistor de coeficiente de temperatura positiva (PTC)

⁵ Referencia: <https://www.electronicafacil.top/sensores/termistor-definicion-usos-y-como-funcionan/>

En un termistor NTC, cuando la temperatura aumenta, la resistencia disminuye y cuando la temperatura disminuye, la resistencia aumenta. Por lo tanto, en un termistor NTC la temperatura y la resistencia son inversamente proporcionales. Estos son los tipos más comunes de termistores.

Un termistor PTC tiene la relación inversa entre la temperatura y la resistencia. Cuando la temperatura aumenta, la resistencia aumenta y cuando la temperatura disminuye, la resistencia disminuye. Por lo tanto, en un termistor PTC la temperatura y la resistencia son inversamente proporcionales.

Aunque los termistores PTC no son tan comunes como los NTC, se utilizan frecuentemente como una forma de protección de circuitos. De forma similar a la función de los fusibles, los termistores PTC pueden actuar como una limitación de la corriente por el dispositivo. Cuando la corriente pasa a través de un dispositivo si la corriente es lo suficientemente grande como para generar más calor del que el dispositivo puede perder a su alrededor, entonces el dispositivo se calienta, este calentamiento también causará que su resistencia aumente y esto creará un efecto que al aumentar la resistencia limite la corriente.

La ecuación de Steinhart y Hart es una expresión empírica que se ha determinado que es la mejor expresión matemática para la relación de temperatura de resistencia de los termistores NTC y los conjuntos de sondas NTC.

La ecuación más común es:

$$T = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R)+C \cdot [\ln(R)]^3} \quad (4)$$

dónde:

"T" está en grados Kelvin y "A", "B" y "C" son coeficientes derivados de la siguiente manera:

Primero medimos el termistor a tres temperaturas diferentes y luego las usamos para resolver tres ecuaciones simultáneas con estos pasos:

$$T_1 = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R_1)+C \cdot [\ln(R_1)]^3} \quad (5)$$

$$T_2 = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R_2)+C \cdot [\ln(R_2)]^3} \quad (6)$$

$$T_3 = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R_3)+C \cdot [\ln(R_3)]^3} \quad (7)$$

$$L_1 = \ln(R_1) \quad L_2 = \ln(R_2) \quad L_3 = \ln(R_3) \quad (8)$$

$$Y_1 = \frac{1}{T_1} \quad Y_2 = \frac{1}{T_2} \quad Y_3 = \frac{1}{T_3} \quad (9)$$

$$\gamma_2 = \frac{Y_2 - Y_1}{L_2 - L_1} \quad \gamma_3 = \frac{Y_3 - Y_1}{L_3 - L_1} \quad (10)$$

De aquí se obtienen los parámetros A, B y C.

$$\begin{aligned}
 C &= \left(\frac{\gamma_3 - \gamma_2}{L_3 - L_2} \right) (L_1 + L_2 + L_3)^{-1} \\
 B &= \gamma_2 - C * (L_1^2 + L_1 * L_2 + L_2^2) \\
 A &= Y_1 - L_1 * (B + C * L_1^2)
 \end{aligned}
 \tag{11}$$

Estos son verdaderamente los coeficientes que nos modelizan el comportamiento de nuestros termistores NTC a partir de tres mediciones en condiciones reales. Con estos tres parámetros y obteniendo el valor de la resistencia podemos obtener la temperatura. Para el cálculo de los parámetros se puede recurrir a una página web [20] donde introducidos los valores de las medidas de resistencia y temperatura nos dan los valores de A, B y C.

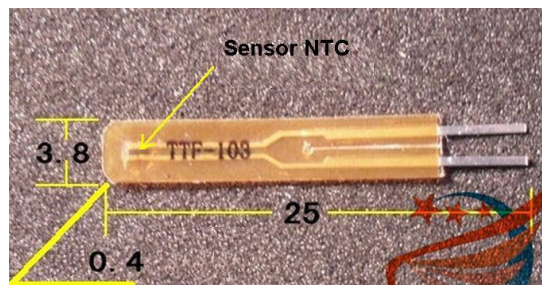


Figura 8.- Termistor NTC de dimensiones reducidas⁶.

Las NTC están fabricadas con una mezcla de óxidos de Mn, Ni, Co, Cu, Fe y están moldeadas en un cuerpo cerámico de varios tamaños, típicamente tienen una resistencia entre 50 Ω y 1 M Ω a 25 $^{\circ}\text{C}$ y una sensibilidad del 4 %/ $^{\circ}\text{C}$ a 25 $^{\circ}\text{C}$. El efecto de Coeficiente Negativo con la Temperatura puede resultar de un cambio externo de la temperatura ambiente o un calentamiento interno debido al efecto Joule de una corriente que fluye a través del termistor. La curva del termistor se puede linealizar con una resistencia montada en paralelo con la NTC.

2.1.1.4.- Sensores de temperatura por diodos y dispositivos electrónicos programables

Existen muchos tipos de sensores de temperatura que aprovechan las propiedades físicas de los materiales semiconductores. Entre ellos se encuentra el diodo, ya que su característica directa depende de la temperatura y si bien esto se considera un inconveniente en muchos casos, es posible utilizar dicha dependencia para medir la temperatura u otras magnitudes que se puedan asociar a un cambio de temperatura, sin embargo, dicha dependencia ni es lineal ni es suficientemente repetitiva de acuerdo con las existencias de los sistemas de medida. Se prefiere por ello emplear la dependencia térmica de la tensión base-emisor de un transistor cuya corriente de colector sea constante [19]. De acuerdo con el modelo de Ebers-Moll, la corriente de colector de un transistor ideal es:

⁶ Referencia:

<https://es.aliexpress.com/item/1490968921.html?gatewayAdapt=glo2esp&spm=a2g0o.9042311.0.0.274263c0RejZru>

$$i_c = \alpha_F \cdot I_{ES} \cdot \left[e^{q \frac{V_{BE}}{k \cdot T}} - 1 \right] - I_{CS} \cdot \left[e^{q \frac{V_{CB}}{k \cdot T}} - 1 \right] \quad (12)$$

Donde α_F es la relación de transferencia directa de corriente, I_{ES} es la corriente de saturación de emisor, q es la carga del electrón, V_{BE} es la tensión base-emisor, k es la constante de Boltzman, T es la temperatura absoluta, I_{CS} es la corriente de saturación de colector y V_{CB} es la tensión colector-base.

El producto $\alpha_F \cdot I_{ES}$ se designa como I_S . En la zona activa $i_s \gg I_S$ y si además la tensión colector-base se hace cero, de la ecuación (12) se deduce:

$$V_{BE} = \frac{k \cdot T}{q} \text{Ln} \frac{i_c}{I_S} \quad (13)$$

En esta ecuación se muestra ya la dependencia de V_{BE} con la temperatura, pero I_S es también función de T .

$$I_S = B \cdot T^3 e^{-\frac{q \cdot V_{g0}}{k \cdot T}} \quad (14)$$

Donde B es una constante que depende del nivel de dopado y de la geometría, y es independiente de la temperatura y V_{g0} es la anchura de la banda prohibida (1,12 V a 300 K para el silicio). Combinando las fórmulas anteriores (13) y (14) se obtiene

$$V_{BE} = \frac{k \cdot T}{q} \text{Ln} \frac{i_c}{B \cdot T^3} + V_{g0} \quad (15)$$

Si la tensión base-emisor corresponde a una corriente de colector I_{C0} a una temperatura dada T_0 , se le denomina V_{BE0} , se tiene

$$V_{BE} = \frac{k \cdot T}{q} \text{Ln} \frac{i_c}{I_{C0}} \left(\frac{T_0}{T} \right)^3 + (V_{BE0} - V_{g0}) \frac{T_0}{T} + V_{g0} \quad (16)$$

Resulta que la relación V_{BE} y T no es lineal, y depende del valor de la corriente de colector. Para analizar la no linealidad, se deriva respecto a la temperatura en un punto de corriente constante de colector, para $i_c = I_{C0}$, se obtiene

$$\frac{dV_{BE}}{dT} = \frac{V_{BE0} - V_{g0}}{T_0} - \frac{3 \cdot k}{q} \left(1 + \text{Ln} \frac{T}{T_0} \right) \quad (17)$$

El primer término del segundo miembro corresponde a la sensibilidad, mientras que el segundo término indica la no linealidad. Para el silicio son del orden de -2,1 mV/°C y 0,34 mV/°C, respectivamente. Esta fuerte no linealidad y la necesidad de trabajar con una corriente de colector que debe mantenerse constante con el tiempo, la temperatura, etc., hacen que esta solución sea poco atractiva en sistemas de alta precisión.

La alternativa preferida consiste en emplear dos transistores bipolares cuyas densidades de corriente de emisor tengan una relación constante. Un método para ello consiste en emplear dos transistores idénticos con corriente de colector distintas, tal y como se indica en la figura 9. Suponiendo los dos transistores a la

misma temperatura. la diferencia entre las tensiones base-emisor respectivas será

$$V_d = V_{BE1} - V_{BE2} = \frac{k \cdot T}{q} \ln \frac{I_{C1}}{I_{S1}} - \frac{k \cdot T}{q} \ln \frac{I_{C2}}{I_{S2}} \quad (18)$$

Si los dos transistores se suponen idénticos, se tendrá $I_{S1} \cong I_{S2}$, y se tiene

$$V_d = \frac{k \cdot T}{q} \ln \frac{I_{C1}}{I_{C2}} \quad (19)$$

Así, si $\frac{I_{C1}}{I_{C2}}$ es constante, V_d será proporcional a T , sin necesidad de mantener una fuente de corriente perfectamente estable. Basta con que sea constante la relación entre dos fuentes de corriente.

En la figura 9a la relación $\frac{I_{C1}}{I_{C2}} = 2$ de modo que $\frac{V_d}{T} = 59,73 \mu V/K$. Con un amplificador diferencial de ganancia 167,4, la tensión de salida es de 10 mV/K.

En la figura 9b se presenta un diseño práctico para las fuentes de corriente de 5 y 10 μA .

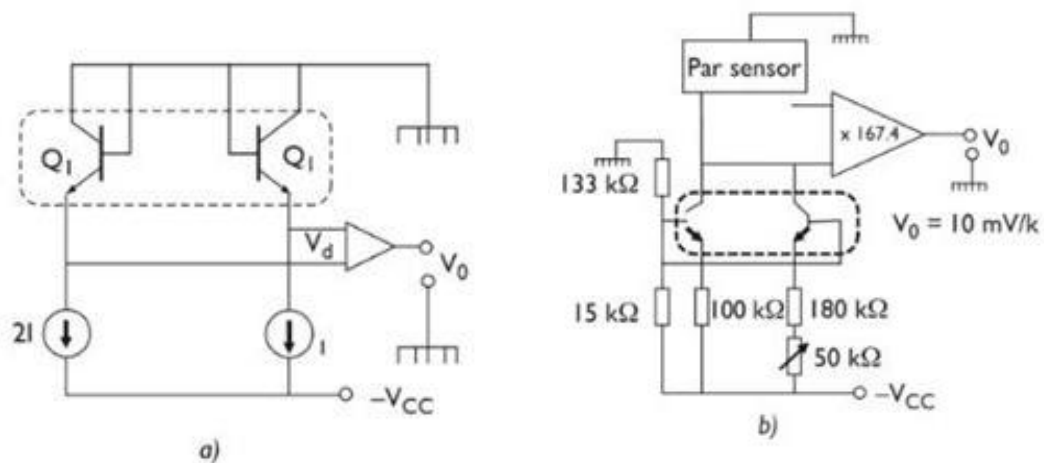


Figura 9.- a) Termómetro basado en la dependencia de la tensión base-emisor con la temperatura en un transistor bipolar. El empleo de dos fuentes de corriente con una relación dada permite prescindir de una referencia y confiere mayor linealidad. b) Esquema de las fuentes de corriente⁷.

Otro método consiste en emplear dos transistores con área de emisor distintas, pero con la misma corriente de colector. En la figura 10 se presenta el esquema simplificado de un sensor de este tipo que es un convertidor temperatura-corriente que ha encontrado amplio uso.

⁷ Referencia:

<https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=n1cpEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR5&dq=descripci%C3%B3n+de+los+sensores+t%C3%A9rmicos&ots=xIEoLse-8&sig=Kgb3YxUAgj9x0pQQFSwrILmHly8#v=onepage&q=descripci%C3%B3n%20de%20los%20sensores%20t%C3%A9rmicos&f=false>

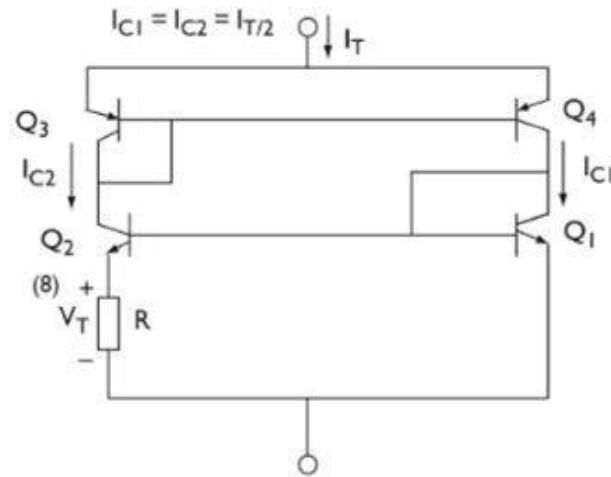


Figura 10.- Esquema simplificado de un convertor temperatura-corriente⁸.

Su circuito equivalente es una fuente de corriente de dos terminales que deja pasar la corriente numéricamente. Los transistores Q_3 y Q_4 son iguales y constituyen un espejo de corriente, de modo que Q_2 está constituido por ocho transistores en paralelo iguales entre sí, y a Q_1 . De este modo, la densidad de corriente de emisor es ocho veces mayor en Q_1 que en Q_2 . Si se designa como I_1 la corriente de colector del transistor Q_1 y como I_2 la corriente de cada uno de los transistores Q_2 , la tensión de salida será

$$V_T = V_{BE1} - V_{BE2} = \frac{k \cdot T}{q} \ln \frac{I_1}{I_2} = \frac{k}{q} \ln(8) \cdot T = 179 \cdot T \text{ (}\mu\text{V)} \quad (20)$$

La corriente de entrada será

$$I_T = 2 \cdot I_{C2} = 2 \frac{V_T}{R} \quad (21)$$

Si se ajusta R hasta que sea 358Ω , se tendrá con independencia de la tensión aplicada

$$\frac{I_T}{T} = \frac{1 \mu\text{A}}{\text{K}} \quad (22)$$

Tener una salida en forma de corriente, es una ventaja para las medidas remotas, ya que la longitud de los cables y las posibles tensiones de interferencia debidas a acoplamientos capacitivos no afectarán porque el circuito tiene baja impedancia de entrada.

Otros sensores de temperatura basados en principios similares son los circuitos integrados, que también se consiguen comercialmente. Un ejemplo muy común de esos dispositivos es el AD590. Este sensor es un dispositivo de dos terminales en el cual la corriente que pasa a través del dispositivo es

⁸ Referencia:
<https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=n1cpEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR5&dq=descripci%C3%B3n+de+los+sensores+t%C3%A9rmicos&ots=xIEoLse-8&sig=Kgb3YxUAgj9x0pQQFSwrilMhly8#v=onepage&q=descripci%C3%B3n%20de%20los%20sensores%20t%C3%A9rmicos&f=false>

numéricamente igual a la temperatura absoluta (dentro del intervalo de $-125\text{ }^{\circ}\text{C}$ hasta $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$). Esto es, si la temperatura del elemento es $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$, una corriente de $218,2\text{ }\mu\text{A}$ circulará a través del AD590. Si el dispositivo está a $0\text{ }^{\circ}\text{C}$, pasan $273\text{ }\mu\text{A}$ de corriente y así sucesivamente.

La fuente de excitación que necesita el AD590 es sólo una fuente de tensión que suministra de 4 hasta 30 V. El AD590 tiene muchas aplicaciones porque posee las ventajas de su facilidad a la hora de utilizarlo y su alta linealidad (mejor que un $\pm 1\%$), y baja tensión de excitación. Además, no necesita circuitos puente. Por último, como la salida está en forma de corriente, se pueden emplear conductores largos sin introducir errores debidos a las caídas de tensión y tensiones inducidas por el ruido.

En la tabla 3 se muestran las características de estos sensores de temperatura y de otros basados en principios similares. Su uso es frecuente en sondas de medida de temperatura para multímetros digitales. Por tener poca masa son rápidos (de 1,5 a 10 s de respuesta para cambiar de temperatura de respuesta de $50\text{ }^{\circ}\text{C}$) y, si la sonda está aislada eléctricamente, permite medir temperaturas de componentes activos en funcionamiento. Dado que su margen de medida incluye la temperatura ambiente, se emplean también en la compensación de la unión de referencia en circuitos de termopares o en la compensación térmica de otros circuitos. El TMP-01 integra, en un circuito monolítico, el sensor, el amplificador y los comparadores que permiten definir dos temperaturas de consigna (alta/baja). Las salidas de los comparadores son en colector abierto y pueden drenar hasta 20 mA, suficiente para activar relés conectados a cargas de hasta 10 W.

| Modelo | Sensibilidad | Rango temperaturas | Exactitud |
|---------------------|--------------------------|---|------------------------------------|
| AD592CN | $1\text{ }\mu\text{A/K}$ | De -25 a $+105\text{ }^{\circ}\text{C}$ | $0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ |
| LM35 | $\pm 10\text{ mV/K}$ | De -55 a $+150\text{ }^{\circ}\text{C}$ | $\pm 0,25\text{ }^{\circ}\text{C}$ |
| LM335A | 10 mV/K | De -40 a $+100\text{ }^{\circ}\text{C}$ | $\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ |
| MMBTS-102 | $-2,25\text{ mV/K}$ | De -40 a $+150\text{ }^{\circ}\text{C}$ | $\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$ |
| REF-02 ^a | $2,1\text{ mV/K}$ | De -55 a $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$ | $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ |
| TMP-01 | 5 mV/K | De -55 a $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$ | $\pm 0,6\text{ }^{\circ}\text{C}$ |

Tabla 3.- Características de diversos sensores de temperatura.

Los dispositivos electrónicos programables son los sensores de última generación ya son circuitos integrados en los que la variación de temperatura se hace electrónicamente, al igual que los diodos, por variación de tensión y corriente en la unión PN de los semiconductores. La gran diferencia de estos es que ya vienen encapsulados en elementos muy pequeños y que se comunican directamente con un microprocesador para saber la temperatura a su alrededor. Hay una gran variedad de modelos siendo unos ejemplos típicos el MAX30205, el Si7006, el AD590, etc.

De todos estos sensores los idóneos son los dispositivos electrónicos programables por su gran versatilidad al poder programar como queremos que funcionen, además, su conexionado eléctrico es más sencillo al disponer de líneas de comunicación compatibles entre todos los sensores que se conectan a la vez, como puede ser la comunicación I2C. Otra ventaja es que al darnos una comunicación bidireccional podemos obtener el valor de la temperatura directamente y no es necesario realizar operaciones con los valores leídos. La conexión eléctrica de estos dispositivos puede llegar a ser muy sencilla con tres o cuatro hilos a lo sumo. Su mayor inconveniente son las soldaduras eléctricas ya que se deben hacer con materiales y equipos especiales debido al tamaño tan pequeño de las conexiones eléctricas que muchas veces son del orden de 200 micras.

2.1.2.- Sensores de humedad

La humedad es un fenómeno natural, que se presenta a nivel molecular y se encuentra básicamente relacionada con la cantidad de moléculas de agua presentes en una determinada sustancia, la cual puede estar en estado sólido o gaseoso. Si bien el grado de concentración de agua en el ambiente, no influye mayormente sobre la vida normal de un ser humano (salvo en el confort), sabemos que sí resulta relevante para ciertos procesos, ya sean químicos, físicos o biológicos. Por ello, los científicos se han visto involucrados en el tema, dada la necesidad de desarrollar un conocimiento sustancial del fenómeno, con el fin de incorporarlo y relacionarlo con los procesos pertinentes, y de esa manera obtener cierto beneficio de ello.

Con el pasar de los años, los procesos industriales han experimentado una continua modernización, la calidad y cantidad de tecnología involucrada ha ido en aumento, y se logran cada vez sistemas óptimos y rentables. La automatización ha jugado un rol muy importante en esto último, abarcando cada vez más áreas de la ingeniería, que no siempre son cercanas a la electrónica.

Esta magnitud debe ser controlada, ya que un exceso de ella puede ocasionar enfermedades de carácter respiratorio o tipo alergias. Además, puede corroer y oxidar metales rápidamente, llegando a desgastar y estropear materiales eléctricos y electrónicos que no estén bien aislados. Por estos motivos principalmente, la medida de esta magnitud se hace útil y necesaria en muchas de las aplicaciones "Smart Textiles", puesto que un exceso de esta variable puede influir de manera negativa en el rendimiento de los sensores y componentes eléctricos, sea por un exceso de sudoración que impregne el tejido y llegue a destruir dispositivos, una humedad alta en el ambiente o por el simple hecho de mojar el traje de cualquier otra forma.

Los sensores de humedad son dispositivos empleados para la obtención y medida de la humedad, normalmente de la humedad relativa. El desarrollo de

estos sensores ha sido bastante amplio; el más utilizado es el de carácter capacitivo, aunque también se pueden encontrar sensores de condensación, electrolíticos, resistivos, etc.

2.1.2.1.- Sensores de humedad resistivos

Los sensores resistivos aprovechan el efecto del agua sobre la conductividad de un material, haciendo que la impedancia del sensor disminuya conforme aumenta la humedad. La respuesta de este tipo de sensores es de tipo exponencial inversa y, en general, varía desde el orden de los kilohmios (kΩ) hasta los megaohmios (MΩ). La respuesta viene dada por la expresión (23) y detallada en [21].

$$\log\left(\frac{R_{RH}}{R_0}\right) = \frac{\log(a) - \log(R \cdot H^n)}{1 + \frac{b}{R \cdot H^n}} \quad (23)$$

donde R_{RH} es la resistencia a una determinada humedad relativa RH, R_0 es la resistencia a 0% RH y a y b son constantes. Típicamente, los sensores de humedad resistivos ofrecen las ventajas de circuitos electrónicos simples y alta sensibilidad. Sin embargo, la dependencia con la temperatura y la histéresis debida a la humedad son un problema. Además, los materiales transductores tienen respuesta relativamente lenta y requieren mantenimiento.

Estos sensores se construyen sobre un sustrato, normalmente de vidrio o cerámica, que forma la base sobre la que se depositan posteriormente los electrodos y el material transductor. Los electrodos, generalmente, están hechos de materiales nobles y su configuración típica es la interdigital (IDT). Finalmente, se deposita entre los electrodos la película sensible a la humedad.

Aunque los materiales para la detección de humedad aún están bajo desarrollo, los sensores resistivos comerciales disponibles están hechos principalmente de polímero o de cerámica. Para la fabricación de estos sensores se emplean técnicas de deposición de película delgada o técnicas de impresión de película gruesa. La tecnología de película gruesa es deseable para la producción en masa de los sensores resistivos debido a su rentabilidad, coste, robustez y flexibilidad en el diseño del dispositivo.

Como se ha mencionado antes, los estudios actuales se centran en la mejora de las características del material transductor de estos sensores. Generalmente el material empleado puede ser de polímero, cerámico o un híbrido de los dos. Los polímeros son materiales con una estructura simple, bajo coste y alta sensibilidad, aunque cubren un rango limitado de humedad relativa y temperatura. Para sensores de tipo resistivos se emplean polielectrolitos y polímeros conductores, mientras que para los sensores capacitivos se utilizan polímeros que son orgánicos e higroscópicos. Los polielectrolitos se forman a partir de sales, ácidos y bases. Normalmente son hidrófilos y, además, tienden a ser solubles, por lo que tienen un tiempo de vida corto y se deterioran

rápidamente en atmósferas con altos niveles de humedad. Los polímeros conductores, en cambio, son parcialmente hidrófobos y, por tanto, tienen una mayor vida útil [22].

La histéresis es un problema en los polímeros, pero es menor que en algunos cerámicos. Además, son sensibles a otros químicos, no son aptos para entornos agresivos y requieren de mantenimiento regular. Para superar estos inconvenientes se pueden emplear varios métodos como la introducción de grupos hidrofóbicos por copolimerización o injertos, la aplicación de películas protectoras, la adición de dopantes o mediante el entrelazamiento [22].

Los materiales cerámicos muestran buenas propiedades mecánicas, alta estabilidad química, resistencia a ataques químicos y un amplio rango de operación. En general, el proceso de síntesis de los cerámicos es más sencillo y muestran tiempos de respuesta muy rápidos, sin embargo, los polímeros tienen menor coste [22]. Para sortear las carencias de ambos materiales, surge el grupo de los materiales híbridos de cerámicos y polímeros. Estos materiales poseen propiedades mejoradas, ya que poseen las características superiores de ambos grupos. Se ha comprobado, además, tanto para los sensores resistivos como para los capacitivos, que la sensibilidad y el tiempo de respuesta depende del tamaño y la distribución de los poros.

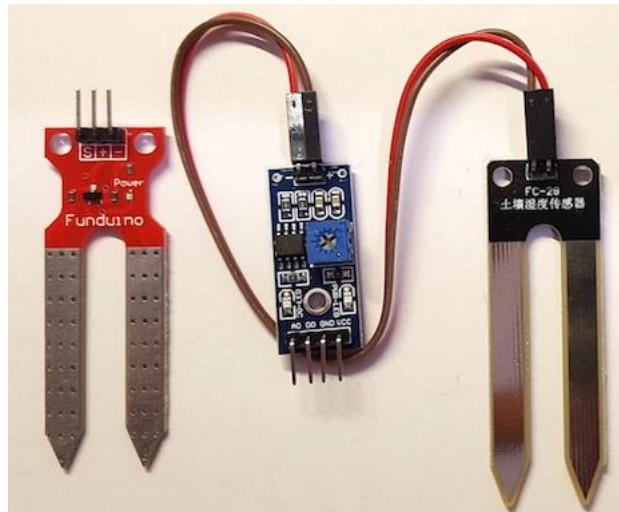


Figura 11.- Sensores de humedad resistivos⁹.

2.1.2.2.- Sensores de humedad capacitivos

Los sensores capacitivos responden a las variaciones de humedad variando la permitividad dieléctrica del material transductor. El cambio en la constante dieléctrica es proporcional a la cantidad de agua adsorbida y, por tanto, a la humedad relativa. La relación de la capacidad con la humedad de un sensor capacitivo de placas paralelas viene dada por la expresión:

⁹ Referencia: <https://foro.hacklabalmeria.net/t/comparativa-sensores-humedad-del-suelo/9053>

$$C = \frac{\epsilon \cdot A}{d} \quad (24)$$

donde ϵ es la permitividad dieléctrica, A el área de las placas y d la distancia entre las mismas

En el mercado, el precio de los sensores capacitivos es más elevado debido al coste de fabricación, pero su respuesta prácticamente lineal los hace más atractivos que los resistivos. Entre sus virtudes encontramos, además, su relativamente simple proceso de fabricación, posibilidad de miniaturización, alta fiabilidad, bajo consumo de energía y bajo coste. Todo esto ha llevado a que sean la tecnología dominante en el mercado, abarcando el 75 % de los sensores de humedad disponibles en el mercado [23].

En cuanto a la estructura típica de los sensores de humedad de tipo capacitivo, nos encontramos con una base de sustrato que puede ser de vidrio, cerámica o silicio. Sobre ella se depositan los electrodos y el material transductor. Encontramos dos configuraciones típicas de electrodos.

- La primera es similar a la de los sensores resistivos, que constaba de dos electrodos interdigitales sobre los que se deposita la película sensible.
- En la segunda, la película se deposita entre los dos electrodos dispuestos en forma de placas paralelas.

En este último caso, por tanto, el electrodo superior es poroso y permeable al vapor de agua. Los electrodos interdigitados son los más comunes ya que muestran buena sensibilidad y facilidad de fabricación en comparación con las placas paralelas. Además, los sensores con placas paralelas tienen un tiempo de respuesta mayor [24]. Las propiedades de estos sensores están determinadas, por tanto, por el material higroscópico y la geometría del electrodo empleado.

Para la fabricación de los sensores de humedad capacitivos se emplea una película sensible de polímero o de cerámica. Las películas de polímero están hechas de materiales hidrófobos que son parcialmente higroscópicos, con el fin de absorber el vapor agua. Tienen un coste de fabricación mayor, pero muestran una serie de ventajas frente a los sensores resistivos, como su respuesta rápida y prácticamente lineal a la humedad y su baja histéresis, además de cubrir un amplio rango de humedad relativa.

Se pueden aplicar técnicas como el entrelazamiento, lo cual permite eliminar o reducir la histéresis e incluso puede mejorar la sensibilidad de la película [21]. También se emplean materiales cerámicos, cuyas ventajas e inconvenientes se han analizado en el apartado de los sensores resistivos.



Figura 12.- Sensor de humedad capacitivo¹⁰.

2.1.2.3.- Sensores de humedad de última generación

En los últimos años se han desarrollado nuevas clases de sensores de humedad empleando las tecnologías de última generación; avances como los realizados por el ingeniero Tarek Sekrafi y su equipo muestran cómo conseguir un sensor de gran sensibilidad y un amplio rango de detección de humedad a base de películas delgadas de ZnTTP [25].

Otras investigaciones utilizan un sensor existente como es el QCM, basado en nanocristales de celulosa renovable como material sensitivo, para mejorar fácilmente la sensibilidad de estos dispositivos. En ellos, el profesor Yao Yao junto con otros compañeros de la Universidad de Ciencia y Tecnología Electrónica de China, utilizaron un tratamiento asimétrico de la estructura del electrodo de cristal de cuarzo [26].

Estos sensores muestran una gran utilidad para infinidad de aplicaciones. Pueden ser empleados en el tratamiento de heridas, patologías de la piel, monitoreo de personas que mojan la cama o para el control de microclimas en la ropa. Es por ello, que la integración de estos dispositivos en diferentes tejidos para la creación de "Smart Textiles" cada vez es más común.

Se pueden encontrar estudios acerca de sensores de humedad basados en fibras textiles que con la humedad aumentan su tamaño y repercute en una variación de una resistencia, que envía una señal a un sistema de gestión de datos. Esta investigación prevé una posible integración en ropa interior para el control de la humectación, fugas de sangre o sudor [27].

En la figura 13 se muestra un ejemplo de la variación de la resistencia en función del tiempo para un tejido altamente hidrofóbico, mostrando el sensor antes del rociado de agua, después del rociado y una vez se ha secado.

¹⁰ Referencia: <https://mx.bestdealplus.com/product/7678229/Sensor-de-humedad-del-suelo-Sensor-capacitivo-de-humedad-para-riego-de-jardin-bricolaje-5-uds-nuevo-de-2021>

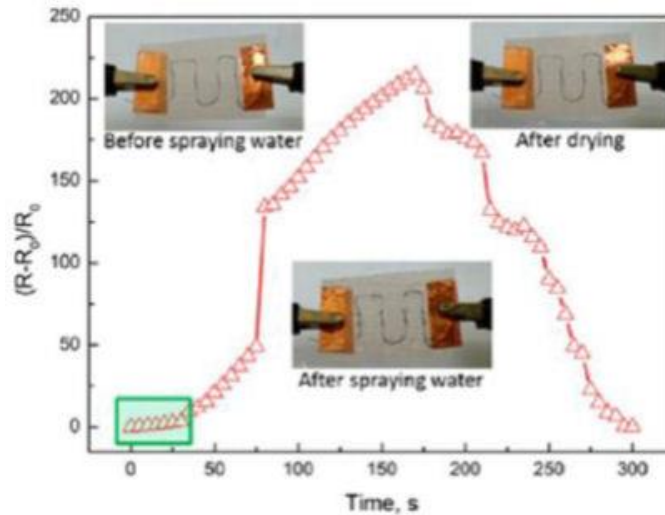


Figura 13.- Comportamiento del nuevo sensor de humedad basado en fibras textiles [27].

Actualmente y gracias al gran avance de la electrónica ya hay sensores de humedad electrónicos que nos permiten medir tanto la humedad como la temperatura, estos se conectan a microcontroladores y su lectura es totalmente digital los que los hace muy interesante para sistemas remotos, figura14.



Figura 14.- Sensores de humedad por medio de circuitos integrados¹¹.

2.1.3.- Sensores de presión

La presión es la magnitud física que determina la fuerza ejercida por unidad de superficie. Para realizar una medida de ésta se realiza una comparación con otra fuerza conocida, o la detección de su efecto sobre un elemento elástico. En los manómetros de columna de líquido se realiza una comparación de la presión a medir con una de referencia, después un sensor de nivel transmite la señal

¹¹ Referencia: http://robots-argentina.com.ar/Sensores_humedad.htm

eléctrica. Por otro lado, cuando se aplica una presión a un elemento elástico, este se deforma hasta que las tensiones internas se igualan a la presión aplicada. Este tipo de sensores variarán el desplazamiento o deformación resultante en función del material utilizado para su fabricación [19].

Estos dispositivos presentan diferentes tipos de funcionamiento, según la tecnología utilizada se pueden diferenciar los siguientes tipos [28].

2.1.3.1.- Sensores de presión por medio de galgas extensiométricas

Se trata de un tipo de sensores que varían su resistencia eléctrica en función de la fuerza aplicada. Cuando se comprime la resistencia disminuye, y cuando se tracciona aumenta. Las galgas extensiométricas consisten normalmente en una lámina y un conductor eléctrico; y su base está hecha de una lámina de poliamida, sobre la cual se aplica una capa de constantán. El constantán es una aleación generalmente formada por un 55 % de cobre y un 45 % de níquel (Cu55Ni45) y se caracteriza por tener una resistencia eléctrica constante en un amplio intervalo de temperatura. Posteriormente, se utiliza una plantilla para eliminar por decapado todas las zonas que no se desea que sean conductoras. Resultando en una rejilla de medición de constantán extremadamente delgada, unida de forma permanente a la lámina portadora. Esta rejilla de medición consiste en una "banda" con forma sinuosa, con el aspecto de un serpentín.

Una galga extensiométrica mide la deformación, pero lo que realmente nos interesa es la tensión mecánica. La tensión mecánica describe el modo en cómo se ejercen las fuerzas internas y externas sobre un material. Los factores más importantes para determinar la tensión mecánica son:

- a) los puntos en los que las fuerzas actúan sobre el material y
- b) la intensidad de las fuerzas.

Las galgas extensiométricas generalmente se fijan sobre varios puntos del material bajo prueba y se conectan mediante un cable a un amplificador de señal compuesto generalmente por un puente de Wheatstone. Si la galga se estira o comprime; la resistencia eléctrica de la rejilla de medición cambia. La razón de esto es que cuando la rejilla se estira la corriente tiene que viajar una mayor distancia y el conductor por el que fluye también se vuelve más delgado, incrementando la resistencia. Debido a este cambio en la resistencia la deformación en la galga puede ser determinada y es expresada en $\mu\text{m}/\text{m}$. La deformación también puede referirse a la compresión, en otras palabras, tensión negativa. En este caso, la resistencia se reduce proporcionalmente. En la figura15 se puede ver un ejemplo de esto.

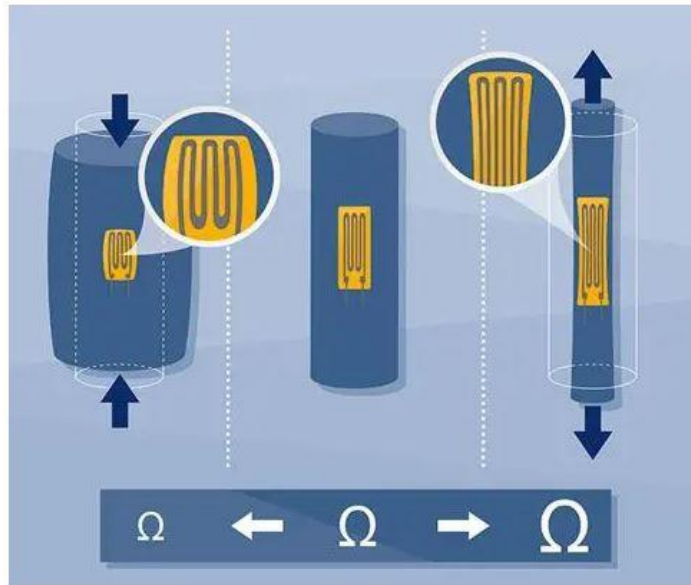


Figura 15.- Cuando una galga extensiométrica se contrae, su resistencia eléctrica (Ω) se reduce, en cambio, si se estira, su resistencia aumenta¹².

2.1.3.2.- Sensores de presión capacitivos

En esta clase de dispositivos se crea un condensador variable en su interior por medio de una cavidad de presión y una membrana. Cuando se le aplica una presión externa, la membrana se deforma y esto produce una reducción de la capacidad proporcional a la presión ejercida. Este tipo de dispositivos se emplean en la medición de bajas presiones. En la figura 16 se representa de forma esquemática el funcionamiento de estos sensores de presión.

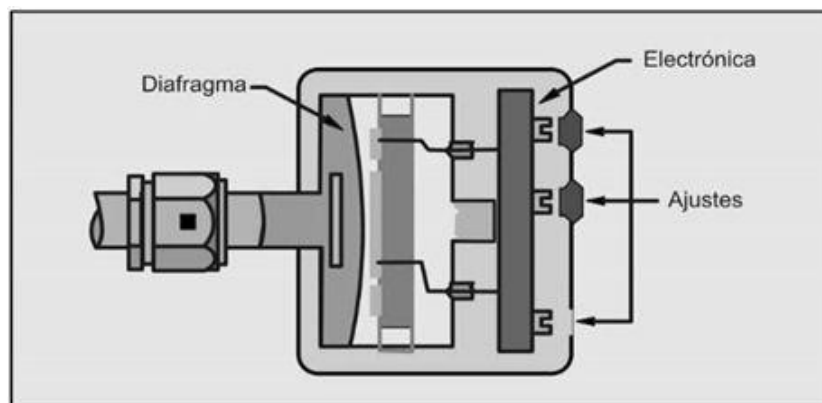


Figura 16.- Esquema del sensor capacitivo de presión con su encapsulado¹³.

2.1.3.3.- Sensores de presión piezorresistivos

Unas galgas extensiométricas integradas en una membrana de silicio u otro material detectan la deformación producida por la presión aplicada. Las galgas se configuran por medio de un puente de Wheatstone con el fin de reducir la

¹² Referencia: <https://midebien.com/que-son-y-para-que-sirven-las-galgas-extensiometricas/>

¹³ Referencia:

https://www.researchgate.net/publication/316675361_Fundamentos_de_la_medicion_de_presion_nivel_y-caudal_en_los_sistemas_hidraulicos/figures?lo=1

sensibilidad e incrementar la potencia de salida. El funcionamiento es muy similar al sensor de presión por medio de galgas extensiométricas, sin embargo, estos dispositivos están destinados para rangos de presiones bastante inferiores a los de galgas de tipo tubular.

En estos sensores y como ya se ha dicho el elemento de medición es un puente Wheatstone con base de silicio. Se extiende mínimamente bajo presión cambiando la resistencia eléctrica de esta manera, así carecen casi totalmente de desviaciones y, por lo tanto, son ideales para medir presiones estáticas. El chip de silicio detecta la presión a medir a través de una membrana y aceite de silicona no compresible. La salida de la señal de presión se indica en milivoltios. La señal de presión se compensa con la temperatura y se amplifica a una señal de salida en voltios o en miliamperios. En función de la aplicación, pueden ser adecuados para medir presión absoluta, relativa o diferencial. En la siguiente figura 17 hay descripción general que muestra las diferentes configuraciones del tipo de sensor de presión correspondiente.

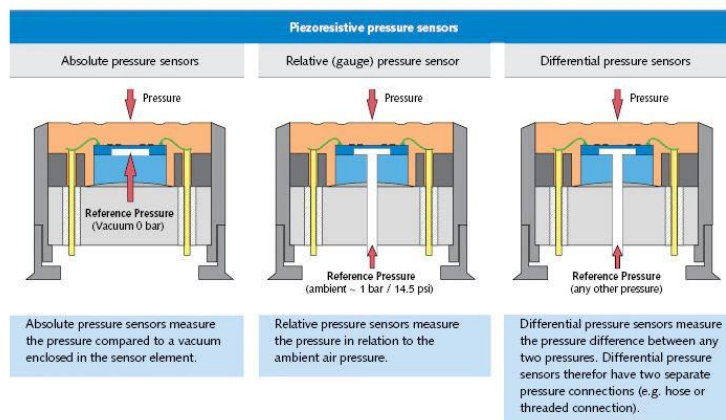


Figura 17.- Diferentes configuraciones del sensor piezorresistivo¹⁴.

2.1.3.4.- Sensores de presión de última generación

En los últimos años se han realizado nuevos avances en el campo de los sensores de presión. Éstos, cada vez son más pequeños y precisos, pueden llegar a utilizarse tanto para medir esfuerzos de compresión como de tracción. Por ejemplo, una investigación reciente realizada por el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Toledo, Ohio; muestran la realización de un sensor de presión piezorresistivo de óxido de zinc dopado con aluminio (AZO). Un sustrato de polietileno funciona como diafragma sobre el que se pulveriza el AZO; la flexibilidad del sustrato hace que el sensor pueda trabajar con una precisión óptima en esfuerzos de compresión y de tracción [29].

Las características como su flexibilidad, sensibilidad, precisión y repetibilidad, además de ser dispositivos de fácil fabricación, los convierten en sensores de

¹⁴ Referencia: <https://www.kistler.com/es/glosario/termino/sensor-de-presion-piezorresistivo/>

gran aplicación y hace que sean cada vez más utilizados. Son empleados en diversas áreas, desde electrónica de la piel, dispositivos médicos portátiles, "Smart Textiles" y hasta robótica flexible.

Otras publicaciones, introducen estos elementos en el ámbito deportivo, mostrando una gran utilidad y un futuro prometedor en este sector. Daniel T.P. Fong, de la Universidad de Loughborough, expone un sistema de tres sensores de presión integrados en zapatillas deportivas, con el objetivo de monitorear el par de supinación del tobillo durante los movimientos dinámicos realizados en el deporte. Para la realización de este experimento se utilizaron sensores de 5 mm de diámetro y 0,30 mm de grosor, por un precio aproximado de 2 € [30]. En la figura 18 se puede observar el sistema de sensores implantado sobre la plantilla de una zapatilla.



Figura 18.- Dos modelos de plantilla con los sensores de presión^{15,16}.

Otras investigaciones como las realizadas en 2019 en el Centro de investigación de Dispositivos y Tecnologías Inteligentes de China muestra un claro ejemplo del alcance de estos sensores. En ese estudio se presentó un sensor de presión piezorresistivo con ensamblaje de fibras de polipropileno aplicados en telas recubiertas con componentes de plata, para la fabricación de una almohada que pudiese monitorear las actividades fisiológicas de pacientes, niños o ancianos [31].

Desde un punto de vista médico, como es el caso de este trabajo, es muy usual encontrarse con estos detectores de presión para el monitoreo de movimientos humanos, pues son muy útiles para la detección de los movimientos de las articulaciones, así como para un análisis continuo de la respiración, utilizándose como monitores de salud portátiles y flexibles. Liming Miao y su

¹⁵ Referencia: https://www.triatlonweb.es/run/material-run/nuevas-plantillas-inteligentes-analizan-tu-tecnica-carrera_227070_102.html

¹⁶ Referencia: <https://enfermeriablog.com/salud-y-movilidad-a-traves-de-los-tejidos-inteligentes/>

equipo de la Universidad de Pekín, muestran que esto puede ser posible gracias a su nuevo sensor multifuncional a base de nanotubos de carbono-polidimetilsiloxano, la fabricación de estos dispositivos se basó en un sistema ondulatorio sobre una esponja, que imita la estructura de la piel, con unos componentes que oscilan entre unas dimensiones de micrómetros y nanómetros [32].

Todo esto demuestra que la incorporación de sensores de presión en los "Smart Textiles" se puede realizar de manera económica y que resulte cómodo para el usuario, solo falta ver cómo solucionar las conexiones eléctricas a través del propio tejido. Pues en el ámbito deportivo y médico, principalmente, los elementos livianos y agradables en el contacto con la persona, son de gran importancia para la correcta realización de los ejercicios físicos y prevención de lesiones, así como la toma de datos.

2.1.4.- Sensores de movimiento

Cuando se habla de sensores de movimiento, es necesario tener claro el tipo de movimiento a medir, porque detectar el movimiento producido por perturbaciones espaciales es diferente a capturar el movimiento que se está llevando a cabo, además, es muy interesante poder capturar este movimiento y transmitirlo a un sistema de control que lo analice y almacene en un sistema informático, así se podrían obtener diferentes parámetros como la velocidad, la aceleración o la posición.

Los sensores que detectan movimiento suelen estar equipados con una unidad transmisora y una unidad receptora. Bueno, este tipo de sensores generalmente usan luz infrarroja, lo que les permite detectar cambios de temperatura en un espacio causados por la presencia de perturbaciones de movimiento. Los sensores de este tipo tienen buenas aplicaciones en sistemas de vigilancia, zonas de tránsito, aparcamientos, escaleras de emergencia [33]. Son muy utilizados en estos servicios porque pueden proporcionar rápidamente señales que actúan de forma casi inmediata sin necesidad de complejos sistemas de gestión de datos que analicen información porque las acciones que realizan son muy sencillas.

Los sensores de movimiento para captura de movimiento o Motion Capture son mucho más complejos. Los sensores de este tipo son muy utilizados en eventos cinematográficos y en el uso de efectos especiales, también se han vuelto muy populares para hacer videojuegos, y más recientemente en la investigación médica. Para realizar la captura de movimiento se pueden utilizar diferentes métodos, entre ellos el uso de varios tipos de sensores. Dado que el objetivo de esta tesis es ver el tema de los "Smart Textiles" y su implementación en medicina realizaremos un análisis más exhaustivo de dicha recopilación de información.

2.1.4.1.- Sistema de captura de movimiento

La recopilación de información proporcionada por el sistema de captura de movimiento puede verse afectada por el tipo de programa utilizado para esta tarea. A menudo, los sensores están integrados en los trajes, lo que los convierte en "Smart Textiles" directamente y entre ellos, se pueden encontrar 4 categorías bien definidas [34]:

1. Captura de movimiento óptico pasivo: este es un sistema ampliamente utilizado en el que el sensor actúa como un marcador retrorreflectante que es rastreado por una cámara infrarroja.



Figura 19.- Actor equipado con un traje de captura de movimiento óptico (por infrarrojos) y el esqueleto digital generado¹⁷.

2. Captura de movimiento óptico activo: este método consiste en una serie de marcadores LED integrados en el traje que emiten luz que es captada por una cámara.



Figura 20.- Actor equipado con un traje de captura de movimiento óptico (por infrarrojos) y el esqueleto digital generado¹⁸.

¹⁷ Referencia: https://as.com/meristation/2017/07/27/reportajes/1501135200_167918.html

¹⁸ Referencia: <https://teseo.es/noticias/que-es-y-como-funciona-la-captura-de-movimiento/>

- Captura de movimiento de video: esta tecnología no tiene marcadores, sino que utiliza una cámara y un sensor de profundidad, vinculado a un software específico, capaz de rastrear el movimiento.



Figura 21.- Actor sin marcadores en un entorno de profundidad y con cámaras especiales¹⁹.

- Captura de movimiento inercial: este procedimiento no requiere el uso de cámaras. Para su realización, los sensores van pegados a la piel del usuario, o en un traje ajustado, los cuales recogen y envían la información a un software de procesamiento de datos de manera inalámbrica.



Figura 22.- Animación de personajes en 3D con el sistema de captura de movimiento Xsens MVN Animate²⁰.

Por ejemplo, los dos primeros sistemas (especialmente el primero) son los más utilizados en el campo cinematográfico para efectos especiales. Esto se debe a que el sistema muestra ventajas significativas sobre otros sistemas en las siguientes áreas. En primer lugar, posiblemente el sistema de medición más preciso; aunque en algunos casos la señal no rebota correctamente en el receptor debido a la ubicación compleja, donde es difícil recopilar información; se ha desarrollado un nuevo software para interpretar de una manera muy aproximada. aquellos que no pueden estar donde se colocarán los puntos

¹⁹ Referencia: https://www.youtube.com/watch?v=_43ts9Edr7g

²⁰ Referencia: https://www.xsens.com/products/mvn-animate?utm_term=traje%20de%20motion%20capture&utm_medium=ppc&utm_campaign=3DCA+%7C+Europe+%7C+Search&utm_source=adwords&hsa_cam=15270117545&hsa_src=g&hsa_mt=e&hsa_ver=3&hsa_net=adwords&hsa_tgt=kwd-1595962674696&hs

medidos [35]. En segundo lugar, el posprocesado de la información es bastante simple, lo que reduce considerablemente el tiempo necesario para la obtención de un buen resultado. Sin embargo, la calidad y precisión de este sistema se ve muy influenciado por la cantidad y la precisión de las cámaras utilizadas, lo cual variará de forma significativa el coste.

Este procedimiento, aunque es bastante costoso, sigue siendo el primero en cuanto se refiere a precisión, con lo que siguen efectuando estudios sobre él para hacerlo poquito a poco más preciso y económico. Un claro ejemplo de esto lo prueba el estudio efectuado por la Universidad de Zhejiang, China, en cooperación con la Universidad de Bath, Reino Unido. En él, se logra conseguir un sistema de atrapa de movimiento mediante un sistema óptico pasivo con una precisión del orden de 2,5 mm en concepto de medidas antropométricas. Para ello, usan sesenta cámaras digitales réflex de lente única, sincronizadas y organizadas en treinta equipos estéreo prismáticos que capturan imágenes de diferentes vistas de forma simultánea [36].

Por otro lado, el sistema de atrapa de movimiento en vídeo no es muy empleado si se pretende conseguir un resultado fiable y preciso del movimiento. Este procedimiento fue muy empleado hace unos años para el sistema Kinect de los juegos para videoconsolas puesto que no precisaba más que una cámara, un sensor de profundidad y un software para el análisis de datos. De esta manera se convertía en un sistema simple y bastante económico, prácticamente al alcance de todos.

Es sin embargo el sistema inercial el que requiere mayor atención debido a múltiples factores. Este procedimiento es bastante preciso, fiable y, sobre todo, considerablemente más económico que el óptico, aparte de esto, tanto el espacio obligatorio, como el número de dispositivos que precisa para la medición de los datos, es considerablemente más reducido que en el otro caso, así mismo, la posibilidad de transmitir los datos de forma inalámbrica y que una aplicación móvil pueda interpretar los resultados, hace que esta tecnología sea de gran interés. Es por este motivo que se convierte en un sistema muy deseado para un empleo corriente en las actividades y que prácticamente cualquier persona pueda contar con de él. Por este motivo, se examinará con mayor detenimiento esta clase de atrapa de movimiento.

2.1.4.2.- Sistemas Inerciales

Los sistemas inerciales generalmente efectúan la captura del movimiento mediante sensores inerciales. Los sensores de movimiento inerciales son capaces de medir la velocidad, aceleración y la situación de un movimiento. Estos van provistos de diferentes sensores, generalmente un giroscopio, un acelerómetro y una brújula o magnetómetro para efectuar la captura de movimiento. Sin embargo, el sistema de captura de movimiento no siempre y en

todo momento precisa tener todos estos dispositivos al unísono, o que exactamente se trate de esta clase de sensores. La captura de movimiento inercial sencillamente se fundamenta en la tecnología consistente en la integración de unos sensores incorporados en un traje lo más ajustado posible a la piel para efectuar la medición sin precisar cámaras; por la tanto, no se detalla que sea preciso un género de sensor inercial para efectuar esta medición, y se da a comprender que se puede efectuar con otro género de sensores cuya administración de información se efectúa de forma afín [37]. En esta categoría se pueden localizar sensores electromecánicos, electromagnéticos o inerciales. Por tal razón se analizarán los sensores más corrientes para la realización de esta tarea. Como ya se ha dicho, los sensores inerciales van provistos de 3 elementos, por consiguiente, se marchan a estudiar separadamente esos dispositivos como géneros de sensores empleados en la atrapa de movimiento inercial.

Se conocen como sensores inerciales o IMU (unidad de medición inercial) aquellos dispositivos capaces de medir una aceleración, una velocidad angular y un campo magnético. Son empleados para efectuar la captura de movimiento en sistemas inerciales. Dichos dispositivos van proveídos de 3 medidores diferentes, estos son: un giroscopio, un acelerómetro y un magnetómetro capaces de efectuar las mediciones de forma individual [38]. Cada uno de ellos puede definirse como un sensor individual, puesto que se encargan de efectuar una medida diferente, figura 23. Por tanto, es el conjunto de todas y cada una esas medidas lo que hacen que estos sensores sean tan empleados en el campo de la captura de movimiento, pues las incapacidades de unos son compensadas por los otros.

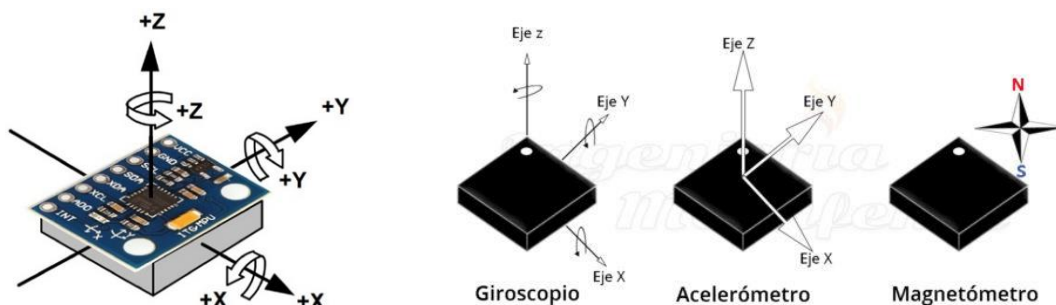


Figura 23.- Esquema de los 3 componentes que forman un sensor inercial²¹.

Giroscopios: se trata de sistemas microelectromecánicos (MEMS) capaces de medir una velocidad angular. Son pequeños y de bajo coste, que pueden determinar la orientación por lo que se encuentran en la mayoría de los sistemas de navegación autónoma. Estos dispositivos pueden medir la rotación producida en un eje, en dos o en los tres ejes a la vez. El de tres ejes, se está convirtiendo en el más utilizado, ya que proporciona más información, es más preciso y cada

²¹ Referencia: <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/sensores/sensor-inercial/>

vez se están haciendo más baratos y pequeños. El principio de funcionamiento es simple. Consiste en una pequeña masa alojada dentro del sensor que se desplaza al variar la velocidad angular, traduciéndose en una señal eléctrica que es amplificada y leída por un microcontrolador.

Acelerómetros: son sensores capaces de medir una aceleración o una vibración. Existen diferentes modelos en función de la tecnología empleada, que influye directamente sobre su tamaño, rango de medida, precisión, etc. Entre ellos, se pueden encontrar principalmente sensores acelerómetros piezorresistivos, piezoeléctricos y capacitivos. Los primeros, debido a su tecnología extensiométrica, están pensados para aceleraciones o vibraciones de baja frecuencia. Son capaces de medir frecuencias desde cero Hz hasta varios miles de Hz. Los piezoeléctricos, por otro lado, son capaces de medir medias y altas frecuencias. Mientras que los capacitivos son usados para frecuencias bajas o muy bajas. Los acelerómetros son los sensores más utilizados para la medición de la captura de movimiento. También son empleados para la determinación de la frecuencia cardíaca, además de tener un papel importante para la determinación de temperatura [39]. En los últimos años se han hecho más fiables, precisos y económicos, convirtiéndose así en los elementos estrella utilizados para el monitoreo de la actividad deportiva. Sin embargo, recientemente se han buscado alternativas al uso de acelerómetros en determinadas aplicaciones, como es el caso de la medición de frecuencia cardíaca. Nuevas investigaciones han tratado de disputarle el liderato usando sensores giroscópicos, debido a que los acelerómetros tienen la desventaja de no poder diferenciar la aceleración debida al movimiento con la de la gravedad [40]. Aunque finalmente se determinó que ambos sensores pueden realizar medidas muy acertadas, mostrando una equiparación en los resultados de las diversas pruebas realizadas. Como son capaces de detectar vibraciones, también son muy utilizados para el control de estructuras, muy utilizados en la aviación y tecnologías aeroespaciales; además de como ya es sabido, para la captura de movimiento.

Magnetómetros: son sensores que cuantifican en fuerza o dirección una señal magnética. Capaces de medir un campo magnético como es el terrestre, y en función de él proporcionar una señal. Este tipo de dispositivos hacen las veces de una brújula corriente, cuya medición se traduce en una señal eléctrica con el fin de proporcionar una orientación o posición del elemento en cuestión. Los magnetómetros muestran una desventaja o una ventaja principal en función de la aplicación para lo que sean requeridos. Se trata de que estos sensores se ven influenciados por diferentes factores naturales que alteran el campo magnético, como pueden ser las rocas o la interacción de partículas cargadas de radiación solar. Por este motivo son artilugios muy utilizados en la industria aeroespacial, para la exploración de los campos magnéticos de nuevos planetas. Por otro lado,

aunque también son muy útiles para realizar captura de movimiento, se deben de tener precauciones sobre el entorno donde se están utilizando estos sensores, para que diversas fuerzas magnéticas externas no alteren los resultados.

Como ya se ha comentado con anterioridad, la captura de movimiento inercial no precisa necesariamente el empleo de sensores inerciales, acelerómetros, giroscopios o magnetómetros. Nuevos métodos como el elaborado por Chi Cuong Vu y Jooyong Kim, de la Universidad de Soongsil, Seúl, muestran diferentes sensores para realizar la captura de movimiento [41]. El estudio utiliza sensores de estiramiento basados en nanotubos de carbono de pared simple (SWCNT) y tela de spandex (PET/SP) con sistemas de interferencia difusa para el reconocimiento de movimientos humanos en aplicaciones realistas. Estos sensores textiles funcionan en base al cambio en la resistencia eléctrica en la capa sensorial con relación al estiramiento producido.

La utilidad de este nuevo método va relacionada con el tiempo de respuesta y capacidad de recuperación de los sensores, los cuales, también se ven afectados por la naturaleza viscoelástica del tejido. Los tiempos de respuesta fueron del orden de unos 200 ms, por lo que todavía es un método que requiere una mayor investigación para mejorar sus características. Sin embargo, muestran un futuro prometedor debido a los buenos resultados obtenidos.

Otros sistemas nuevos como el que ofrece la empresa CyberGlove, utilizan diversidad de sensores simultáneamente para realizar la captura del movimiento. Este comercial se especializa en la captura del movimiento de las manos, por lo que han desarrollado un sistema que introducen sensores de curvatura, de abducción, de flexión de la palma.

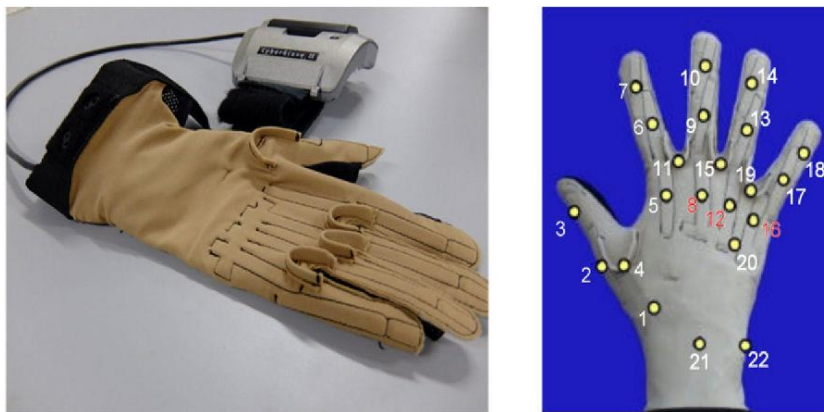


Figura 24.- Guante de la compañía CyberGlove junto con la localización de sus sensores²².

Un estudio independiente a la marca realizó un análisis sobre la funcionalidad de este tipo de dispositivos, demostrando que, si estos sensores se

²² Referencia: <https://www.semanticscholar.org/paper/A-large-calibrated-database-of-hand-movements-and-Jarque-Bou-Atzori/c8142febde50a0fc28774c8c42e5c970865047ef>

intercambiaban de guantes, perdían la utilidad, pues son específicos para el proporcionado por el fabricante. Con el uso de estos guantes, se trató de analizar cada sensor para determinar cómo debían de ser calibrados en función de las diversas características anatómicas de cada sujeto y de la fatiga [42]. A continuación, se muestra un ejemplo del guante empleado en el estudio, con la localización de sus 22 sensores distribuidos por todo el tejido figura 24.

2.2.- Actuadores utilizados en la tecnología "Smart Textiles"

Los actuadores son dispositivos capaces de transformar energía eléctrica, hidráulica o neumática en movimientos con el fin de actuar en un proceso normalmente automatizado. De forma habitual, estos elementos se encuentran en procesos industriales, cadenas de montaje o producción automatizadas, sistemas de control, etc. Por este motivo y de manera general los actuadores suelen ser pesados y tienen unas dimensiones considerables, lo cual los convierte en elementos de difícil integración sobre los tejidos. Por ejemplo, un actuador como puede ser una válvula neumática de doble efecto sería muy complicado de introducir en un textil, sin que resultase molesto y muy aparatoso para el usuario. Por este motivo, debido a sus características de tamaño, comodidad y flexibilidad se recurre al empleo de nuevos actuadores poco convencionales, de mucho menor tamaño y además, de menor consumo de energía.

Hay que tener en cuenta que los actuadores y los sensores están muy emparejados, hasta el punto de que muchas veces se habla de sensor/actuador, ya que el mismo sensor que analiza una señal realiza la acción. Sin embargo, algunos de esos sensores que también se pueden clasificar en la categoría de actuadores, ya se han comentado en el apartado 2.1 de este trabajo, y por tanto no se tendrán en consideración en este nuevo punto.

Habitualmente los actuadores empleados en los tejidos inteligentes se clasifican en dos grupos: actuadores para señalización y actuadores para el control del entorno. Los primeros son usados para proporcionar información mientras que los segundos para transferir energía. Es común encontrar ambas categorías empleadas en labores de protección, mientras un actuador muestra una señal lumínica de advertencia, el otro se emplea para proporcionar calor, por ejemplo. Una clara muestra de esto, muy extendido en el uso cotidiano, se encuentra en las mantas eléctricas; en ellas se puede emplear una luz que indique que está conectada a la fuente de alimentación (actuador de advertencia lumínica), mientras una resistencia termoeléctrica calienta el tejido (actuador emisor de energía).

Sin embargo, esta clasificación de los actuadores es un poco ambigua, ya que algunos actuadores no se pueden ubicar en un grupo u otro fácilmente. En el caso de que un actuador realice la misma señal tanto para advertir de algo, como

para transmitir energía al entorno, se llega a una paradoja en cuanto a su clasificación. Por ejemplo, un actuador lumínico que proporciona una señal podría incluirse en la primera categoría si la acción se realizase para advertir de algo, sin embargo, si además de eso, la intensidad lumínica aportada al entorno es suficiente para alumbrar una zona, se trataría de una iluminación del entorno y quedaría dentro de la segunda. Por lo tanto, se ha decidido organizar los actuadores en función de la acción que realiza en vez de según su propósito.

2.2.1.- Actuadores lumínicos

Los actuadores lumínicos son aquellos que proporcionan luz por medio de una fuente láser, fibras electroluminiscentes o luces LED en su mayoría. En los "Smart Textiles" es muy común encontrar este tipo de actuadores, debido a la multitud de aplicaciones para los que pueden ser empleados. Es tan amplia su utilidad que ya se han empleado en el ámbito deportivo, moda o incluso en la medicina. Sin embargo, no todos los actuadores luminosos son adecuados para todo tipo de aplicaciones textiles, pues su tamaño, coste, flexibilidad, facilidad de incorporación en el tejido o rendimiento entre otras cosas, determinarán la elección de un dispositivo u otro a la hora de ser utilizados.

2.2.1.1.- Fibras ópticas

Desde hace varios años, este tipo de elementos se han utilizado en el campo de la medicina para tratar diferentes tipos de cáncer o enfermedades dermatológicas principalmente. En 2010 se presentó una manta flexible luminosa fabricada con capas de PVC, con una fibra óptica de emisión lateral devanada en su interior y en cuyo extremo se encontraba un espejo minúsculo, el cual reflejaba la luz emitida por una fuente láser; con ello se buscaba la cura de enfermedades pleurales mediante terapia fotodinámica [2]. Sin embargo, este tipo de terapia emplea diodos LED normalmente, ya que su coste es mucho más barato y son más fáciles de usar. A pesar de ello, los LED en ocasiones muestran falta de homogeneidad en el haz de luz por lo que no resulta tan efectivo como el láser para tratar diferentes dolencias.

En la figura 25 se muestran los cambios de color a lo largo de las fibras que favorecen la atención y el enfoque del usuario. El contacto de la fibra nos ayuda a percibir las diferentes partes de nuestro cuerpo y por lo tanto es ideal para causa y efecto en el desarrollo de actividades que potencian la comunicación. Gracias a la tecnología LED la fibra óptica brilla con un vibrante centelleo de luz a lo largo de su de fibra óptica creando un gran efecto visual siendo indicado en el tratamiento médico para parálisis cerebral, trastorno del espectro autista, daño cerebral como ictus, traumatismo craneoencefálico, etc., discapacidad intelectual, personas mayores, discapacidad visual, niños pequeños, atención temprana.

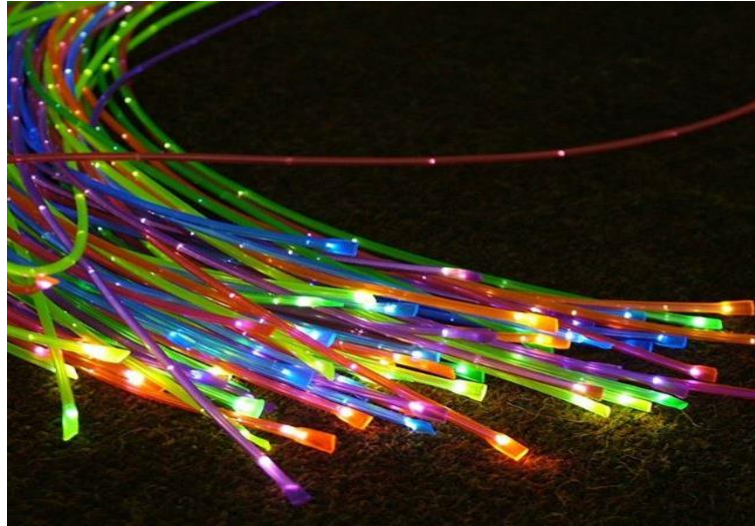


Figura 25.- Diferentes fibras ópticas flexibles en la terapia médica²³.

2.2.1.2.- Fibras electroluminiscentes

En los últimos años un equipo de la Universidad del Estado de Iowa, EEUU [43], han desarrollado un sistema de nanofibras electroluminiscentes conocidas como TELF, compuestas por un núcleo de metal líquido que funciona como cátodo, una capa electroluminiscente a base de complejos metales de transición y un revestimiento transparente de óxido de estaño-indio que hace las veces de ánodo, ver figura 26a. Este tipo de fibras son capaces de emitir luz cuando son alimentadas por una corriente eléctrica, las cuales aumentan su luminiscencia a medida que aumenta la tensión entre ánodo y cátodo, haciéndose visible al ojo humano para tensiones del orden de 5,6 V en una base de nitrógeno, ver figura 26b.

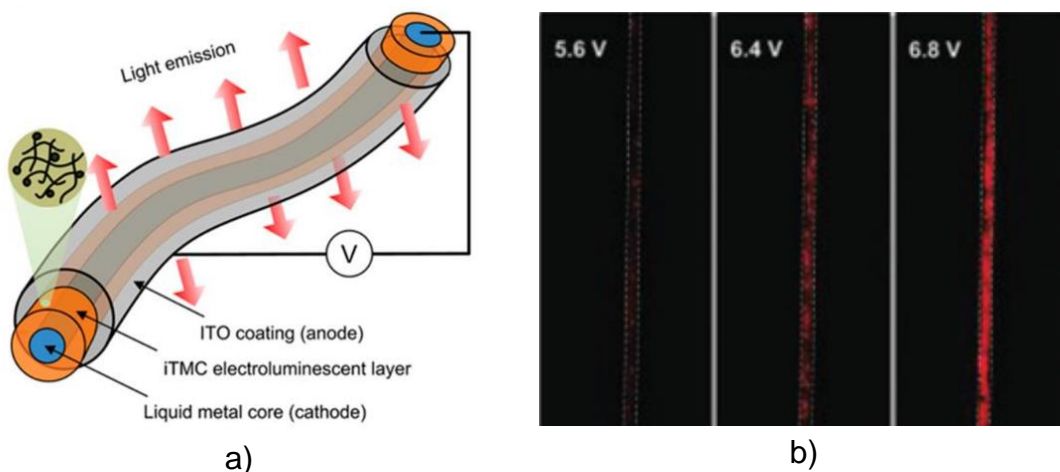


Figura 26.- a) Esquema de una nanofibra electroluminiscente con imagen al microscopio del electrohilado de las fibras. b) Luminiscencia de las fibras para diferentes tensiones. Visible a partir de 5,6 V [43].

Por ello, tienen una gran aplicación para el desarrollo de textiles optoelectrónicos, pantallas de panel flexible o detección química y biológica. Por

²³ Referencia: <https://bjadaptaciones.com/fibras-opticas/888-fibra-optica-2m-uv-con-fuente-de-luz-pasiva.html>

estos motivos, y por la fácil integración de las nanofibras en materiales textiles, es por lo que se cree que muy pronto sustituirán a las fibras ópticas de fuente láser.

2.2.1.3.- Diodos LED

A pesar de las buenas prestaciones de los otros dispositivos, el uso de diodos LED es la tecnología preferida para el desarrollo de "Smart Textiles", pues son dispositivos de bajo coste, fáciles de usar y con gran flexibilidad a la hora de ser aplicados. Tan amplio es su desarrollo, que ya se pueden encontrar empresas que se dedican a su perfeccionamiento y comercialización. Compañías como OSRAM, han trabajado en la fabricación de ropa deportiva con soluciones lumínicas LED, para aplicaciones de seguridad, señalización en actividades al aire libre, mejora de la visibilidad en deportes, etc. En la figura 27 se pueden ver varios ejemplos de aplicación de este tipo de actuadores en ropa. Por un lado, se muestra cómo pueden ser utilizados para deportes individuales, como por ejemplo el atletismo; y por otro lado se ilustra su aplicación para deportes de equipo, en este caso hockey.

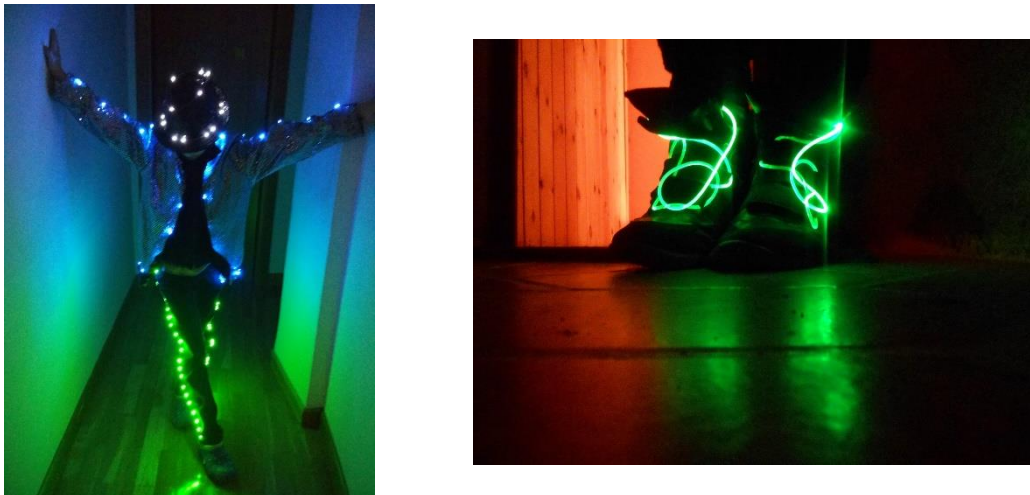


Figura 27.- Ejemplos de aplicación de las luces LED en la ropa²⁴.

Esta finalidad es bastante útil para aquellas personas que practican deporte al aire libre en las primeras horas de la mañana o últimas de la tarde, cuando escasea la luz solar. Por este motivo presentan una mayor relevancia y demanda en los países nórdicos (donde hay menos horas de luz) que en los países del sur.

El diodo LED consiste en un componente semiconductor que tiene la capacidad de emitir luz cuando es atravesado por una corriente en polarización directa, y al igual que en cualquier otro diodo presenta dos terminales, es decir, un ánodo y un cátodo. Este tipo de tecnología se ha desarrollado enormemente en los últimos años, creando una gran variedad de tipos de LED, por lo que una

²⁴ Referencia: <https://cableluminoso.com/wp-content/uploads/2014/06/cableluminoso-disfraz-gotas-luz-2.jpg>

clasificación de ellos no siempre resulta fácil. Aunque existen más tipos de estos dispositivos, comúnmente se clasifican de la siguiente manera:

- LED HIGH POWER: son diodos LED de alta potencia, muy empleados para el alumbrado. Sin embargo, necesitan un elemento disipador de calor debido a las temperaturas alcanzadas.
- LED SMD: consisten en dispositivos montados en una superficie. Los diodos son encapsulados en una resina semirrígida y después montados sobre una placa. Se pueden encontrar disponibles en tiras o en placas con múltiples LED. Estos carecen de filamentos, por lo que son muy resistentes a los golpes. Además, debido a su disposición, aunque un LED falle, el resto puede seguir funcionando. Por otro lado, permiten una amplia gama de colores gracias al sistema RGB (rojo, verde y azul), que funciona mezclando los LED de esos tres colores de manera independiente para proporcionar los diferentes colores de la escala cromática. Estas características entre otras cosas, los hacen muy apropiados para iluminaciones artísticas.
- LED COB: son LEDs agrupados en serie o paralelo dentro de un encapsulado. Similar a los SMD, pero con mejor disipación del calor. Además, presentan mayor intensidad lumínica y no producen deslumbramientos.
- LED MULTICOB: este tipo de tecnología es una agrupación de los LED COB, con el fin de mejorar sus características. Sin embargo, el alto coste evita que sea uno de los dispositivos más utilizados.
- LED OLED: se trata de un diodo emisor de luz de naturaleza orgánica, de nueva generación. Son capaces tanto de emitir luz como de cambiar de color, gracias a una carga eléctrica que hace la sustancia electroluminiscente produzca el color deseado. Son ligeros, flexibles y más delgados entre otras cosas, y se comercializan como pantallas de multitud de tamaños. Las amplias mejoras que estos dispositivos muestran respecto a los otros tipos han conseguido propulsar esta nueva categoría y hacerlos cada vez más utilizados, sobre todo en la industria de los televisores.

En la figura 28 se muestra un ejemplo de cada uno de los distintos LED mencionados. Se puede ver como los LED DIP cambian el color del encapsulado para proporcionar diferentes tonalidades, sin embargo, otro tipo de LED como los SMD con sistema RGB no necesitan cambiar la cápsula, sino que se puede regular el color de la luz emitida en función de la tensión aplicada.

Debido a la gran variedad de dispositivos LED disponibles en el mercado, así como a su versatilidad, se pueden encontrar un amplio rango de aplicaciones en los "Smart Textiles". Comúnmente estos dispositivos se utilizan como indicadores luminosos, dispuesto de forma individual, en serie, reproduciendo formas o en formato de pantalla.



Figura 28.- Diferentes tipos de actuadores luminosos LED²⁵.

Características como la gran gama cromática que pueden presentar los convierte en el modelo más ampliamente desarrollado a la hora de crear nuevas tendencias en el mundo de la moda. Como por ejemplo el vestido Buble, de Philips Designs, que es capaz de cambiar de color en función de las emociones que detecta. Para ello, presenta dos capas, una interna compuesta de sensores, junto con una externa formada por luces LED, ver figura 28. Además, esta particularidad también los hace muy útiles en el ámbito deportivo, pues permiten diferenciar visualmente a un equipo del otro en condiciones de baja iluminación ambiental. Sin embargo, no solo el cambio de color los hace útiles para el ámbito deportivo, ya que el gran poder de luminosidad que tienen les permite señalar a atletas o ciclistas que entrenan en carreteras, o incluso aumentar la visibilidad de los motoristas.



Figura 29.- Vestido Buble, Philips Designs²⁶.

²⁵ Referencia: <https://www.factorled.com/blog/es/tipos-de-diodos-led-caracteristicas-tecnicas-y-formatos/>

²⁶ Referencia: <https://crunchwear.com/bubelle-emotion-sensing-dress/>

Otras peculiaridades como la gran flexibilidad, o la carencia de hilos en algunos casos, así como su agrupación en conjunto hace que los LED puedan integrarse en los tejidos inteligentes en formato de pantallas, en serie o reproduciendo formas. Este rasgo ha hecho posible una gran cantidad de diferentes investigaciones sobre la incorporación de estos dispositivos en los "Smart Textiles". La Universidad de Maryland, por su parte, vio un gran potencial en la aplicación de pantallas luminosas a la ropa deportiva [44]. Demostraron que con el uso de éstas se potenciaba el rendimiento físico individual y grupal, ya que servían como elemento motivador. Puesto que la integración de estos dispositivos en un equipamiento deportivo no es tarea fácil, ya que interfieren directamente sobre el rendimiento del atleta, se barajaron diferentes opciones. Compararon dos pantallas flexibles diferentes, una de ellas personalizada con dos filas matriciales de LED integrados en una placa de circuito impreso (PCB) y otra con una única matriz de alta resolución proporcionada por la compañía Erogear; y por otro lado una pantalla de tinta electrónica. Para que los prototipos fuesen eficaces, tuvieron en cuenta diferentes factores como la comodidad, la robustez de la pantalla, el contenido que podía mostrar cada una y el más importante de todos, la experiencia del usuario. El diseño de tinta electrónica (e-ink) requería una mayor cantidad de dispositivos para ser utilizados, además, el peso y la cinta que necesitaba para albergar todos los elementos hacía que el modelo fuese incómodo para los deportistas y rápidamente fue descartado, centrando así la investigación en las pantallas a base de LED. Estos prototipos mostraron un peso semejante entre ellos, e inferior al e-ink, sin embargo, el diseño personalizado de la PCB tenía un grosor superior al otro, y la visibilidad de los LED no era adecuada para todos los ambientes. Por tanto, concluyeron que el prototipo de la pantalla de alta resolución era el más adecuado puesto que presentaba las mejores condiciones de visibilidad, un brillo adecuado y era cómodo para el usuario.

Sin embargo, aunque las pantallas tienen un gran potencial en los tejidos inteligentes, y son las que mejores características ofrecen para la transmisión de información, no es totalmente necesario el uso de estos dispositivos para elaborar un mensaje luminoso, pues con una correcta disposición de los LED también es posible caracterizar una forma, aunque de manera más simple y con un mensaje único e inamovible [45].

Por otro lado, un uso más frecuente de los LED que se pueden encontrar en los "Smart Textiles", es el utilizado como indicadores luminosos para indicaciones de alerta, emergencia o señalización. En ellos normalmente se emplea un único dispositivo LED o varios en serie con la intención de que la luz resalte en su conjunto y sea lo más llamativa posible. Sin embargo, el uso de LED unitarios reduce mucho el número de aplicaciones para los que pueden ser utilizados. Por otro lado, este tipo de métodos reduce notablemente el peso, pues

la cantidad de dispositivos empleados para su desarrollo es menor, lo cual hace que el usuario se encuentre mucho más cómodo al portarlos. Debido a estas características, se ha investigado sobre el desarrollo de sistemas que presenten las ventajas de los dispositivos de múltiples LED, junto con un bajo peso y un espacio reducido propio de los diodos unitarios o en serie.

Un claro ejemplo lo muestra la investigación de Ostmann de la Universidad de Berlín [46]. Él y su equipo estudiaron la integración de dispositivos LED SMD sobre delgadas placas electrónicas flexibles, para ser incorporadas sobre tejidos, con el fin de que resultasen cómodas para el usuario. Añadieron sensores acelerómetros para que detectasen el movimiento y por medio de unos controladores de LED, regulasen la luminosidad de cada una de las luces. Además, con el fin de ser lo más liviano posible, y que éstos se pudiesen adaptar bien al traje y al cuerpo, debido a que van montados sobre circuitos impresos rígidos, los microcontroladores utilizados no superaban el tamaño de una moneda de dos céntimos. Tan amplias son sus características y mejoras continuas, que se cree que en los próximos años se irán viendo de manera más habitual en los uniformes, trajes deportivos o nuevas tendencias de la moda.

2.2.2.- Actuadores hápticos

La tecnología háptica es un nuevo campo que trata de recrear el sentido del tacto mediante una serie de fuerzas, vibraciones o movimientos sobre la persona [47]. Por tanto, los actuadores hápticos son todos aquellos que, mediante accionamientos neumáticos, con el uso de poleas, motores, motores vibratorios, etc. son capaces de transmitir una información kinestésica. Esto quiere decir que en esta categoría se pueden encontrar actuadores con distintos principios de funcionamiento, pero con un fin común, la comunicación háptica. Esta nueva ciencia se ha comenzado a desarrollar hace muy poco tiempo, por lo que todavía está en vías de desarrollo para poder tener una aplicación textil óptima.

En los primeros momentos, se evaluó la eficacia de actuadores neumáticos y motores que conectaban diferentes engranajes de un exoesqueleto mecánico y que se acoplaban sobre las manos. Con ellos el operador experimentaba fuerzas de contacto que simulaban el mecanismo, con el fin de obtener una ilusión de telepresencia [48]. Este tipo de dispositivos no resultaba muy cómodo para el usuario, por lo que no se aplicaron a los "Smart Textiles". Sin embargo, si se considera un tipo de tecnología wearable, es decir, dispositivos que se puede poner un usuario para obtener diferentes experiencias y, por consiguiente, puede que sea el inicio para el desarrollo de un "Smart Textiles" basado en estos elementos.

Por tanto, para la incorporación de estos dispositivos en los "Smart Textiles" se buscaron alternativas más pequeñas y cómodas para el usuario. Actualmente,

los actuadores hápticos en los tejidos inteligentes suelen ser de dos tipos: motores de vibración y actuadores flexibles.

2.2.2.1.- Motores de vibración

Se trata de motores eléctricos que producen una vibración en lugar de un giro, con el fin de agitar pequeños elementos o que un usuario pueda recibir respuestas cinestésicas. Este tipo de dispositivos suelen ser de dimensiones reducidas, y son muy empleados en los teléfonos móviles para producir vibraciones que interactúen con el operador.

Desde hace varios años era usual encontrar motores de vibración aplicados a cintas deportivas, que realizaban masajes o entrenamientos de un músculo específico realizando una actividad pasiva, es decir, entrenamientos estáticos en los que el usuario no tenía que moverse para fortalecer los músculos. Estos elementos no se englobaban dentro de los textiles inteligentes, debido a que normalmente no eran dispositivos adaptados a una prenda de ropa y resultaban bastante incómodos para el portador de ellos. Es por eso, que más adelante se comenzó a utilizar el mismo principio de esos aparatos, aplicados a una prenda textil. El ingeniero Vladan Koncar y su equipo [2], llevaron estos motores vibratorios a la práctica para la creación de un "Smart Textiles". Ellos los utilizaron para el desarrollo de una camisa inteligente que tenía el objetivo de advertir de obstáculos a personas invidentes. Para ello, colocaron varios de estos actuadores sobre los extremos de las mangas y en ambos lados de la parte baja de la camisa. Cuando los sensores detectaban la presencia de un obstáculo, uno de los motores generaba un impulso, y en función de la ubicación del motor que produjese la vibración, el usuario podía identificar la procedencia del objeto.

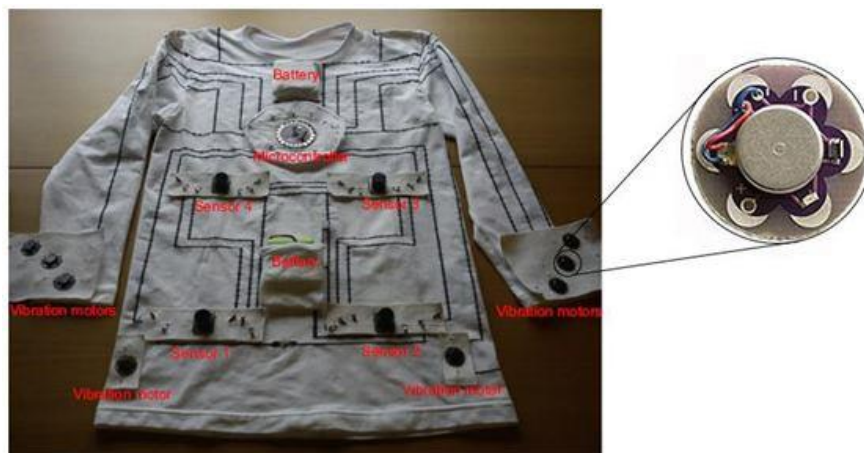


Figura 30.- Camisa inteligente para la detección de obstáculos utilizando motores de vibración como elementos actuadores [2].

2.2.2.2.- Actuadores flexibles

Este tipo de actuadores son capaces de producir movimientos sobre el medio que estén instalados. Pueden variar su estado físico, contrayéndose, estirándose

o endureciéndose, produciendo así diferentes respuestas hápticas para el usuario. La utilidad de estos dispositivos en la tecnología "Smart Textiles" es bastante amplia, pues suelen ser elementos perfectamente integrados sobre el textil. Por tanto, hay una amplia gama de estos actuadores aplicados a textiles, cada uno de ellos con diferentes materiales de fabricación. Sin embargo, la mayoría de ellos responden a tres principios de funcionamiento, por lo que se hará una pequeña clasificación de éstos.

Textiles térmicos: estos actuadores son normalmente tejidos a los cuales se les ha incorporado una serie de componentes termoplásticos, que pueden cambiar sus propiedades mecánicas de manera drástica, al superar o descender la temperatura bajo el umbral de la temperatura vítrea del material. De forma habitual, se suelen añadir dispositivos termoeléctricos a estos materiales con el fin de realizar un calentamiento o enfriamiento de diferentes zonas, y variar así sus propiedades mecánicas de manera controlada. El material empleado para tal desarrollo no puede ser cualquiera, ya que al incorporarse a una prenda funcional para una persona no puede sobrepasar por encima o por debajo una temperatura que fuese perjudicial para el sujeto.

Un estudio reciente incorporó estos elementos a un guante [49]. Con la integración de dispositivos termoeléctricos y diferentes sensores, éste era capaz de enfriarse cambiando sus propiedades mecánicas a un estado de rigidez, o mediante un ligero calentamiento volver a su estado normal de suavidad y flexibilidad; consiguiendo una interacción kinestésica con el usuario.

En la figura 31 se muestra una visualización esquemática del comportamiento de estos guantes, con una representación gráfica del endurecimiento o ablandamiento del tejido de spandex/PBMA en función de la temperatura. En este caso, el PBMA (poli-metracrilato de butilo) es el que actúa como material termoplástico.



Figura 31.- Imágenes esquemáticas del comportamiento de un guante con tecnología textil térmica [49].

EAP: son actuadores eléctricos a base de polímeros conductores, conocidos con el nombre de polímeros electroactivos. Estos pueden agruparse en dos grupos: EAP iónicos y electrónicos. Los primeros varían su volumen en función del transporte de iones y solventes; y son adecuados para operar en ambientes húmedos. Mientras que los segundos, suelen incorporar polímeros piezoeléctricos, electrostrictivos o elastómeros dieléctricos para variar sus dimensiones; además, deben ir protegidos para poder emplearse en ambientes húmedos [50]. Debido a su capacidad para contraerse o expandirse, suele emplearse en aplicaciones biomédicas, para el tratamiento de lesiones musculares. Además, los estiramientos de las telas producen sonidos diferentes que pueden ser empleados para la previa detección de lesiones, muy útiles para el ámbito deportivo.

SMM: se trata de materiales con memoria de forma, es decir, estos dispositivos pueden cambiar su forma debido a diferentes estímulos térmicos, de presión, eléctricos, de estrés, etc. y una vez cese su influencia sobre ellos, volver a su estado original. Para la elaboración de estos elementos normalmente se emplean aleaciones en las que el efecto de forma lo consigue una transformación martensítica reversible; o polímeros con una estructura dual de una parte fija y otra elástica, también conocidos como SMP. Los SMP, es decir, polímeros con memoria de forma, normalmente son los más empleados debido a las grandes ventajas que presentan frente a los otros. Estos son mucho más ligeros que los fabricados con aleaciones, lo cual favorece notablemente la integración en las prendas funcionales. Además, el coste se reduce de forma considerable y las características que ofrece en cuanto a flexibilidad, estabilidad química o activación por medio de diferentes estímulos son totalmente aceptables. En la figura 32 se muestra un ejemplo del comportamiento de este tipo de actuadores. En este caso el material utilizado es el nitinol, una aleación de níquel y titanio; que puede recuperar su forma multitud de veces sin deteriorarse. Además, pueden ser fabricados en diversas formas y tamaños, desde alambres a láminas.



Figura 32.- Comportamiento de un material con efecto de forma²⁷.

²⁷ Referencia: https://www.seas.es/blog/disenio_mecanico/materiales-con-memoria-de-forma-el-nitinol/

Estos elementos muestran un gran potencial para ser aplicados en textiles y en la confección de productos afines. Se pueden encontrar prototipos de esta tecnología aplicados a cortinas que se pliegan o despliegan con las diferentes temperaturas, o vestidos en los cuales el calor puede recoger el vuelo de la falda [51]. Por lo que se puede ver claramente como esta tecnología presenta un gran futuro en la industria textil. Un ejemplo de ello se puede ver en la figura 33.



Figura 33.- Vestido realizado con actuadores SMM [51].

2.2.3.- Actuadores cromoactivos

Se tratan de materiales que responden con un cambio de color ante un estímulo externo. Estos dispositivos se pueden clasificar según el estímulo que necesiten para realizar el cambio cromático. Por eso, se pueden encontrar actuadores termocrómicos, electrocrómicos, piezocrómicos, mecanocrómicos, etc. en función de su principio de funcionamiento. Sin embargo, a la hora de clasificarlos, normalmente se ordenan en tres categorías vinculadas a los fenómenos más comunes y extendidos, estos son los siguientes [52].

2.2.3.1.- Actuadores fotocromicos

Los actuadores fotocromicos basan su principio de funcionamiento en el cambio de color, normalmente de incoloro a color, originado por la luz ultravioleta. La reacción fotocromica, normalmente es producida de manera fotoquímica o térmicamente; y revierte a su estado original cuando el estímulo de la luz UV cesa [2]. Hay una gran cantidad de materiales que poseen esta peculiar característica, tales como óxidos metálicos, componentes de mercurio o de cobre, compuestos químicos como el espiropirano, etc.

Este tipo de dispositivos se han ido introduciendo en la industria textil a lo largo de los años. Además, se han perfeccionado lo suficiente como para ser puestos a la venta, pudiendo encontrar vestidos como "Petal" de la compañía Rainbow Winters, realizado con tintas fotocromicas [53] que son serigrafiadas sobre el vestido y que cambian de color cuando se exponen a la luz solar. En la figura 34 se muestra un ejemplo de este vestido cuando se encuentra en interiores y cuando se expone al sol en exteriores.



Figura 34.- Vestido "Petal" de Rainbow Winters²⁸.

La técnica de la serigrafía es muy conocida y utilizada para la elaboración de diferentes diseños textiles que incluyen este fenómeno cromático. La razón se debe principalmente a que el método es muy sencillo y rápido, además de ser bastante económico y reproducible a mayor escala sin comprometer las propiedades referidas al manejo y comodidad de la ropa [54].

2.2.3.2.- Actuadores electrocromicos

Estos materiales cambian sus propiedades ópticas cuando se les aplica un potencial eléctrico. Este proceso está vinculado a su estado de oxidación, es decir, la ganancia o pérdida de electrones puede manipularse mediante un proceso de oxidación o reducción. El cambio cromático se produce al aplicar un potencial de tan solo unos pocos voltios, y este se mantiene aun cuando el flujo eléctrico ha dejado de circular por él, solo volviendo a su estado original cuando se le aplica el mismo potencial, pero invertido.

Hay una gran variedad de materiales que sigan este principio de funcionamiento, por lo que normalmente se suelen clasificar en dos grandes grupos, materiales electrocromicos en función de su especie química o en función de su estado físico. Los primeros abarcan tanto compuestos orgánicos como inorgánicos entre los que se pueden encontrar polímeros conductores, viológenos o metalopolímeros [2].

La aplicación de estos actuadores normalmente queda limitada para ser empleada en elementos rígidos, tales como ventanas que puedan permitir la entrada de luz, o volverse opacas para evitar deslumbramientos de forma controlada. Sin embargo, debido al gran potencial que puede presentar controlar el color, la opacidad o reflexión de los materiales de forma eléctrica, se han realizado nuevos avances para aplicaciones textiles. Normalmente estos dispositivos se han empleado para la realización de flexibles pantallas textiles,

²⁸ Referencia: <https://www.rainbowwinters.com/>

fabricadas en varias capas [55]. La fabricación habitual de estos dispositivos consta de una placa de poliuretano que se recubre con telas de poliéster, formando así la base para el material electrocrómico, y se finaliza con una última capa transparente que permita ver el cambio cromático. En la figura 35 se puede ver un ejemplo de este tipo de actuadores. En ella se muestra una figura con forma de X en color ocre antes de aplicar una corriente a la pantalla electrocrómica. Una vez se introduce la corriente, este material cambia a color azul como se observa en la imagen. Es importante tener presente que este tipo de elementos son muy delgados y ligeros, además de flexibles, por lo que son muy válidos para la incorporación en los "Smart Textiles".

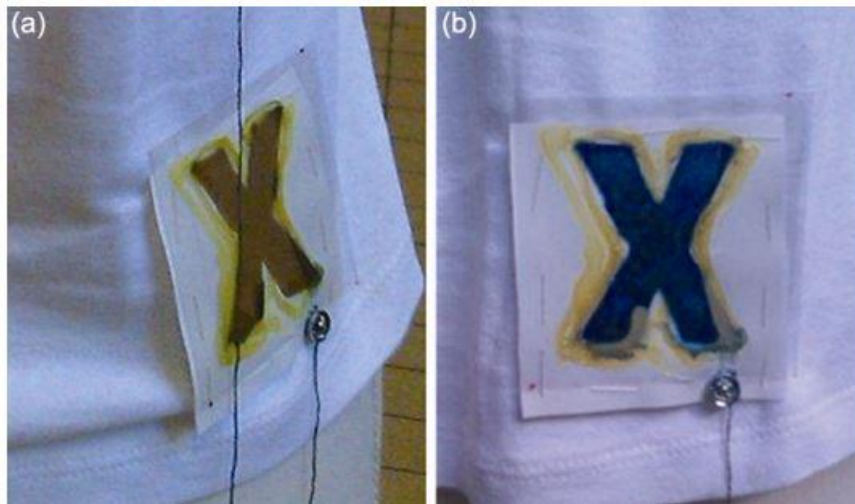


Figura 35.- Actuador electrocrómico a) antes y b) después de aplicar una corriente eléctrica [55].

2.2.3.3.- Actuadores termocrómicos

Son materiales que cambian de color producto de una variación de la temperatura. En función del material que se use para realizar la transición de color, puede presentar una amplia gama cromática fruto de las diferentes temperaturas aplicadas. La reversibilidad de un estado de color a otro dependerá del material empleado en la fabricación, pues algunos recobrarán el estado original, mientras que otros cambiarán de color de forma permanente [53].

El cambio de color se puede producir de manera directa o indirecta. La forma directa emplea materiales termocrómicos, que funcionan mediante reordenamientos moleculares, cambios en la estructura líquida o cristalina, o sistemas macromoleculares. Mientras que el sistema indirecto no emplea materiales termocrómicos, es decir, utilizan otros materiales crómicos que responden a diferentes alteraciones para realizar la variación cromática.

Como los halocromáticos que cambian su color en función de una variación de pH, o ionocromáticos, sensibles a iones específicos. La variación de la temperatura influye sobre las propiedades químicas y físicas del ambiente, lo cual produce alteraciones en el pH o en el flujo de iones, que desencadenan finalmente un cambio de color en los actuadores [2].

Cada vez es más común encontrar aplicaciones de estos elementos en tejidos inteligentes. La gran escala cromática que pueden ofrecer en rangos de temperatura no perjudiciales para el ser humano los hace muy atractivos a la hora de ser empleados. Se pueden encontrar aplicaciones de estos materiales con una finalidad de protección sobre el usuario, como es el caso de la integración de éstos sobre uniformes de bombero [56].

Estos trajes se encuentran coloridos a una temperatura ambiente normal, y se vuelven de color blanco cuando se produce un exceso calorífico, contribuyendo así a la reflexión del calor y a proporcionar una señal de advertencia que además facilite su visualización. Cuando estos actuadores se utilizan principalmente para señalar algo, muchas veces se clasifican como sensores termocrómicos. Es decir, al actuar cambiando de color, pueden proporcionar una información necesaria para el operador.

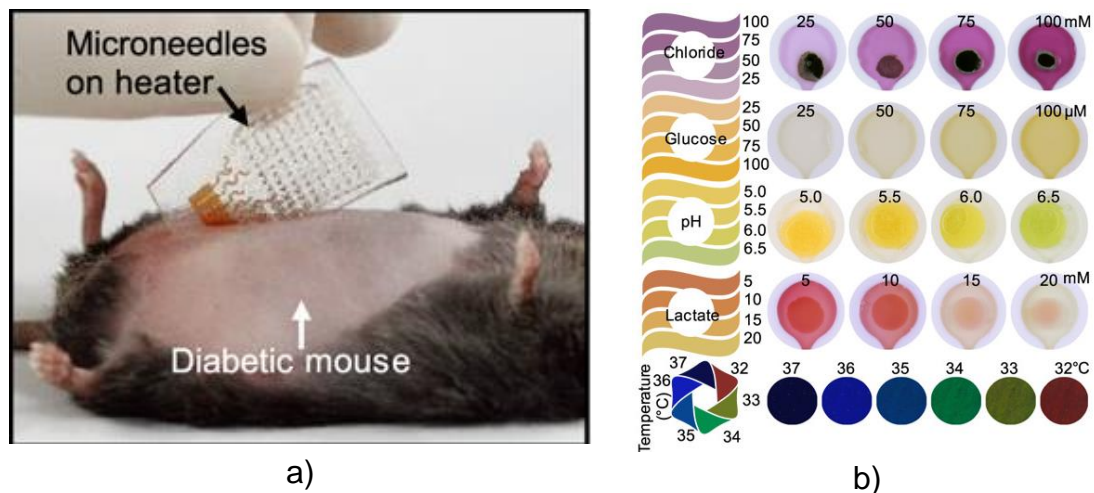


Figura 36.- a) Ensayo del sensor termocrómico provisto de microagujas en un ratón con diabetes y b) respuesta colorimétrica en función de la sustancia que interacciona con el material cromoactivo y de la temperatura del sudor o de la piel [57].

Por ejemplo, Jungil Choi y su equipo emplearon estos dispositivos para realizar un estudio del sudor y ver como influía éste al rendimiento deportivo y estado físico [57]. Además, también podían ser utilizados para aplicaciones médicas, pues en función de la sustancia liberada en el sudor, el color cambiaba; mientras que si lo que se modificaba era la temperatura, variaba la intensidad de la tonalidad, ver figura 36a.

Para probar su alcance médico se realizaron ensayos con ratones que padecían diabetes, a los cuales se les colocaron estos sensores provistos de microagujas. Tras el ensayo se pudo observar cómo dichos sensores habían cambiado la tonalidad al permanecer durante un tiempo determinado sobre el ratón, lo que equivale a un aumento de la temperatura del material termocrómico, ver figura 36b. Estos elementos resultaron ser muy útiles para diversas aplicaciones debido a su flexibilidad y gran adaptabilidad al contacto con la piel.

Capítulo 3

Ingeniería textil aplicada a los “Smart Textiles”

3.1.- Fibras textiles utilizadas en la tecnología "Smart Textiles"

Fibra es cada uno de los filamentos que, dispuestos en haces, entran en la composición de los hilos y tejidos, ya sean minerales, artificiales, vegetales o animales; fibra textil es la unidad de materia de todo textil. Las características de una fibra textil se concretan en su: flexibilidad, finura y gran longitud referida a su tamaño (relación longitud/diámetro: de 500 a 1000 veces); es el plástico llevado a su máximo grado de orientación. Se conocen como fibras textiles todos aquellos materiales capaces de convertirse en hilos o tejido [58].

Éstas serán la base sobre el que se conforme cualquier tipo de "Smart Textiles", por lo que su estudio también requerirá una especial atención. Es importante saber que no todas las fibras textiles presentan las mismas características de resistencia o flexibilidad, así como de peso, recuperación elástica o propiedades eléctricas. Por ello, es conveniente conocer cuál es la naturaleza de cada uno de estos materiales que forman los tejidos, con el fin de poder elegirlos mejor en función de las aplicaciones para las que se vayan a destinar. Es decir, si el objetivo del traje es que resulte lo más cómodo y flexible para la realización de movimientos deportivos, por ejemplo; no se podrán elegir fibras pesadas ni duras. Además, conociendo la procedencia de los materiales, se previenen posibles reacciones alérgicas que pueda presentar el usuario.

Las fibras que se emplearon en primer lugar en la historia del textil fueron las que la propia naturaleza ofrecía, pero aunque existen más de 500 fibras naturales, muy pocas son en realidad las que pueden utilizarse industrialmente, pues no todas las materias se pueden hilar, ni todos los pelos y fibras orgánicas son aprovechables para convertirlos en tejidos. El carácter textil de una materia ha de comprender las condiciones necesarias de resistencia, elasticidad, longitud, aspecto, finura, etc. En la naturaleza, y con la única excepción de la seda, las fibras tienen una longitud limitada, que puede variar desde 1 mm, en el caso de los asbestos, hasta los 350 mm de algunas clases de lanas, y las llamamos fibras discontinuas. Químicamente podemos fabricar fibras de longitud indefinida, que resultarían similares al hilo producido en el capullo del gusano de seda y que denominamos filamentos; estos filamentos son susceptibles de ser cortados para asemejarse a las fibras naturales (fibra cortada).

La clasificación de las fibras textiles normalmente se agrupa en dos grandes categorías, fibras naturales y fibras químicas, según la forma en que se obtienen. Sin embargo, lo más habitual es encontrar una clasificación diferente, en la que las fibras químicas se dividen en artificiales y sintéticas en función de donde se obtenga el material. El problema que presenta esta organización es que algunas nuevas categorías como fibras recicladas o de altas prestaciones, no se sabe muy bien donde ubicarlas. Por eso, debido al avance del sector textil y el surgimiento de nuevas fibras, se ha vuelto a la clasificación según su origen de obtención, para evitar dejar alguna categoría descolgada.

El primer grupo está constituido por todas aquellas fibras que como tales se encuentran en estado natural y que no exigen más que una ligera adecuación para ser hiladas y utilizadas como materia textil. El segundo grupo lo forman una gran diversidad de fibras que no existen en la naturaleza, sino que han sido fabricadas mediante un artificio industrial. En cuanto a las fibras naturales, cabe hacer una subdivisión según el reino natural del que proceden: animales, procedentes del reino animal; vegetales, procedentes del reino vegetal; minerales, procedentes del reino mineral.

| | | | |
|-------------------------|----------------------------|-------------------------|--|
| Fibras Naturales | Animales | De glándulas sedosas | Seda y seda salvaje |
| | | De folículos pilosos | Pelo de alpaca, de angora, de buey, de caballo, conejo, castor, camello, cachemira, cabra, guanaco, llama, nutria, vicuña, yak |
| | Vegetales | De la semilla | Algodón |
| | | Del tallo | lino, cáñamo, yute, ramio, kenaf |
| | | De la hoja | abacá, sisal |
| | | Del fruto | Coco |
| | | Otras | Esparto, banana, dunn, hennequén, formio, magüey, ananá |
| | Minerales | Asbestos | |
| | Fibras artificiales | Manufactura física | Del papel |
| Del metal | | | |
| Del vidrio | | | |
| De otras materias | | | |
| Manufactura química | | De polímeros naturales | Conocidas como fibras artificiales |
| | | De polímeros sintéticos | Conocidas como fibras artificiales |

Tabla 4.- Clasificación de las fibras textiles.

En este apartado se realizará una clasificación de los materiales más usados en los "Smart Textiles" en función de las dos categorías principales, y se comentarán las características que incitan a elegirlos en función de su aplicación final.

3.3.1.- Fibras naturales

Son aquellas que se presentan como fibras en la naturaleza, y pueden ser de tres procedencias diferentes, origen vegetal, animal o mineral. Normalmente las

más utilizadas son las fibras vegetales, mientras que las minerales quedan relegadas de la industria textil [58].

3.3.1.1.- Fibras vegetales

Las fibras vegetales son fibras obtenidas directamente o por procesamiento de plantas. Se componen principalmente de celulosa, el polisacárido muy presente en la naturaleza, además de más o menos otras sustancias. Estas fibras se pueden obtener de cuatro partes diferentes de la planta, a saber, semillas, tallos, hojas o frutos. Sin embargo, dónde obtener el hilo varía según la especie de planta. Hay que tener en cuenta que el lugar de obtención de las fibras también influye directamente en la calidad del tejido.

Por ejemplo, las fibras que se extraen de las hojas son duras y gruesas, y poco flexibles, por lo que no se utilizan mucho para confeccionar ropa, pero sí para fabricar diferentes tipos de cuerdas, zapatos, etc. En cuanto a las fibras vegetales más utilizadas en la industria textil, destacan el algodón y el lino [58].

3.3.1.1.1.- Algodón

El algodón, es una fibra obtenida de las semillas del algodónero. Es el material vegetal más utilizado para la fabricación de tejido debido que posee unas características excelentes. Se trata de un material muy suave e hipoalergénico, lo cual es muy importante a la hora de prevenir daños dermatológicos. Tiene una gran transpirabilidad, lo que proporciona una ventilación muy adecuada para el usuario; sin embargo, esto también hace que su nivel de absorción de agua y humedad sea alto.

Esta característica lo convierte en un tejido bastante empleado para la fabricación de ropa deportiva, aunque en ocasiones pueda presentarse como una desventaja y se prefieran telas más ligeras. Por este motivo, en muchas ocasiones las hebras se mezclan con otras fibras químicas para mejorar sus propiedades [59]. En la figura 37 se muestra el lugar de obtención de este material, con una imagen al microscopio de las fibras de algodón.



Figura 37.- Fibras de algodón en su origen vegetal y examinada al microscopio [59].

La gran comercialización de este producto ha hecho que se encuentre muy presente en la tecnología "Smart Textiles". Al tratarse de un producto que pueden ser lavado en muchas ocasiones, con frecuencia y con intensidades moderadamente altas; hace que sea muy empleado en el mundo de la moda.

Además, al tratarse de una fibra celulósica, resiste bien los reactivos químicos alcalinos. Por ello, es un material bastante empleado para ser serigrafiados con nanopartículas de sílice fotocromático [54]. También pueden ser utilizado para la impresión de circuitos conductores sobre tela, aunque normalmente se mezclan con fibras de celulosa derivadas de la madera [60].

Por otro lado, las continuas investigaciones a cerca del almacenamiento de energía portátil en la ropa, ha conseguido que se hayan realizado nuevos estudios respecto al algodón, pudiendo mejorar sus propiedades. En 2019 [61], se demostró que, al aplicarle un recubrimiento de óxido metálico y un pirólisis posterior se conseguía un tejido conductor con alta porosidad y una gran tenacidad. Presentando una densidad de energía 3 veces superior a otros supercondensadores comerciales, y una densidad de potencia con más de 2 órdenes de magnitud superior a las baterías de litio. A diferencia de otros enfoques actuales, en los que el revestimiento adicional conduce a textiles mecánicamente frágiles. Para examinar este tipo de fibras se realizó una microscopía electrónica de barrido (SEM) para cada tipo de recubrimiento metálico, como se ilustra en la figura 38. La primera imagen representa una fibra de algodón sin haber sido procesada, y la segunda es una fibra a la cual se le ha realizado una pirólisis sobre el algodón crudo y que se utilizó como fibra de referencia para aplicarle los diferentes recubrimientos metálicos. Se puede ver como las fibras PCT y PCT-ZnCl₂ presentan una superficie lisa y suave, mientras que las fibras PCT-V₂O₅ y PCT-V₂O₅/ZnCl₂ tienen una superficie rugosa y con la presencia de nanopartículas. Estas características de las fibras son de gran importancia a la hora de fabricar las prendas de ropa, pues aquellas que muestran una mayor rugosidad y aspereza resultan más incómodas para el usuario y por tanto son descartadas en muchas ocasiones.

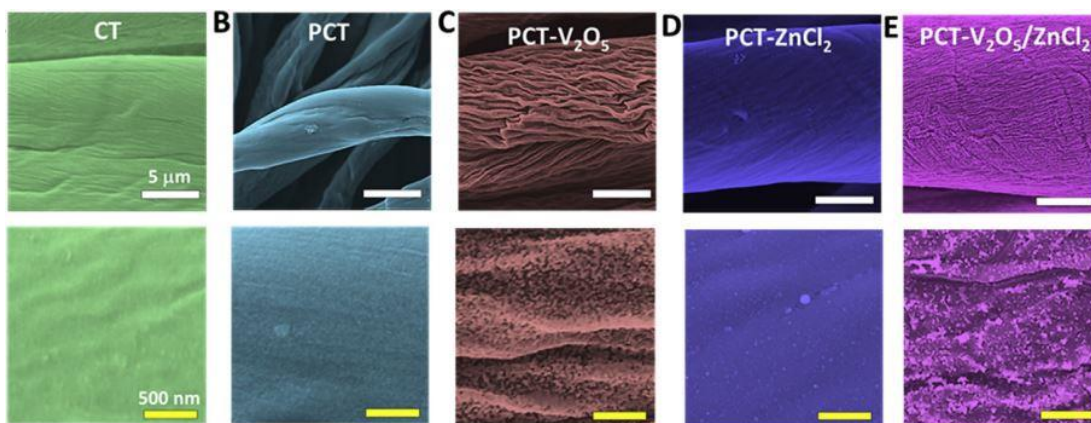


Figura 38.- SEM de las diferentes fibras estudiadas [61].

3.3.1.1.2.- Lino

Es un material muy antiguo obtenido de los tallos de las plantas de lino. Es cómodo, ligero y suave. Al igual que el algodón, el lino permite la transpiración al poseer un alto nivel de absorción de agua; sin embargo, tiene una mayor

resistencia y seca más rápido que el algodón, aunque es menos elástico [58]. Si bien es más caro que el algodón, este se puede mezclar con diferentes fibras sin perder sus características y reduciendo su coste, por lo que actualmente está cobrando un papel muy importante en el sector de la moda.

Se ha representado en la figura 39 una imagen al microscopio de este tipo de fibras. En comparación con el algodón, se observa como la superficie de este material es más rugosa y áspera; por lo que no suele emplearse para la confección de ropa deportiva. Principalmente las desventajas que presenta este material hacen que no sea muy empleado en los textiles inteligentes, por lo que normalmente su uso se debe a razones estéticas más que prácticas.

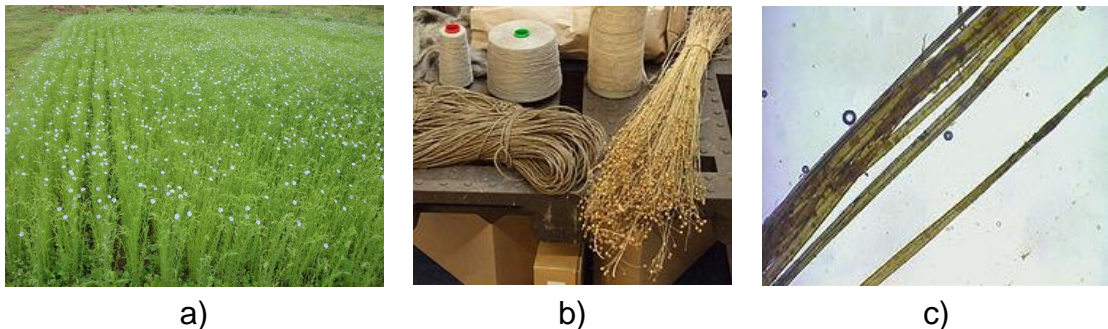


Figura 39.- Fibras de lino a) en su origen vegetal, b) ya tratadas y c) examinada al microscopio^{29,30}.

3.3.1.2.- Fibras animales

Se tratan de fibras procedentes de los animales y que están constituidas por aminoácidos que forman proteínas, las macromoléculas base de todos los animales. Estos materiales se clasifican en dos grupos según su procedencia de obtención. Pueden ser, fibras de bulbo, obtenidas del pelo de los mamíferos, como la lana; o fibras de glándula, secretadas por diversas especies animales como los gusanos de seda [58].

3.3.1.2.1.- Lana

La lana es el pelo de las ovejas, el cual variará en función de las diferentes especies de ovejas y de si este material se ha obtenido de un animal muerto o vivo. Este tipo de fibras tienen un poder de absorción de agua menor que las fibras vegetales, sin embargo, la absorción de humedad es mucho mayor, es decir, el agua se introduce en las fibras en forma de vapor presentando una gran retención. Por otro lado, al igual que todas las fibras naturales, se pueden quemar sin llegar a fundir, pero en éstas el fuego se propaga más despacio llegando a extinguirse en ciertas condiciones [58].

Aunque tiene un buen comportamiento elástico y buenas características generales, no es uno de los materiales más empleados en los tejidos inteligentes.

²⁹ Referencia: <https://www.cuidatualfombra.com/blog/fibras-vegetales-de-tallo/>

³⁰ Referencia: <https://kripkit.com/lino-fibra/>

Sin embargo, nuevas investigaciones han conseguido modificar las propiedades de la lana mediante la introducción de nanopartículas de sílice, titanio o plata; consiguiendo un material antibacteriano con propiedades de autolimpieza e hidrofobia [62]. Por lo que es probable que aumente su uso gracias a estos nuevos avances.

Se ha realizado una comparación entre fibras de lana natural y otras a las que se les ha aplicado el tratamiento de nanopartículas de sílice representadas en la figura 40. Las figuras 40a-f muestran un zoom progresivo sobre las fibras de lana modificada; mientras que la figura 40g ilustra una fibra de lana natural. Como se puede ver, la introducción de nanopartículas pasa totalmente desapercibida tanto a la vista como al tacto, alojándose en los extremos de las "escamas" que conforman la fibra. El hecho de que las nanopartículas se fijen en esa zona de las fibras contribuye a suavizar ligeramente la superficie de las fibras de lana.

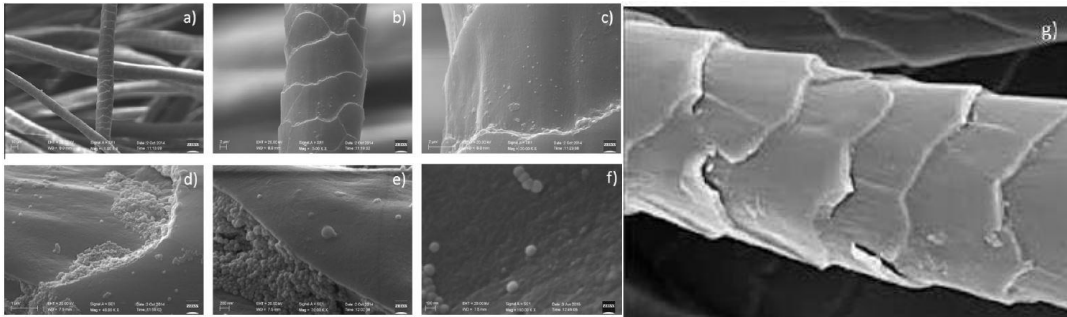


Figura 40.- Desde la a) hasta la f) se muestra un zoom progresivo sobre las fibras de lana modificada, y en la g) se ilustra una fibra de lana natural [62].

3.3.1.2.2.- Seda

Se trata de un tipo de fibras que secretan una glándula de una especie de gusanos. La seda natural es suave, lisa y no resbaladiza. Es una de las fibras más resistentes que hay en la naturaleza, sin embargo, pierde parte de esa fuerza al humedecerse. En cuanto al resto de características, es bastante similar a la lana, excepto por presentar una elasticidad muy pequeña y un nivel de absorción de humedad menor.

Por lo demás, es un material bastante caro, por lo que su uso en la ropa suele reservarse para artículos de lujo. Sin embargo, en el sector de los "Smart Textiles", es muy corriente que estas fibras se junten con nanotubos de carbono (CNT) para elaborar fibras de seda conductora para aplicaciones en los tejidos inteligentes [63]. En estos sistemas, la seda proporciona resistencia mecánica y tenacidad, mientras que los nanotubos de carbono aportan propiedades de repelencia de agua, resistencia a solventes químicos, conductividad térmica y eléctrica. La resistencia mecánica de estas fibras permite que se puedan entretejer en tejidos electrónicos y que estos puedan soportar lavados de alta intensidad, mostrando un gran potencial para este sector textil.

En la figura 41 se muestra un esquema del proceso de fabricación de este tipo de fibras y el resultado que se obtiene mirado al microscopio. En primer lugar, se toman las fibras de seda desgomadas obtenidas de la especie *Bombyx mori* (nombre científico del gusano de seda), aptas para realizar el tratamiento con CNT; y se introducen en la mezcla de CNT con hexafluoroisopropanol (HFIP) durante 2 días a 60 °C.

Una vez se obtienen las fibras de seda recubiertas de los nanotubos de carbono, se realiza un proceso de hilado para obtener hilo de seda/CNT con las propiedades anteriormente citadas. En la última imagen se representa una vista al microscopio de la fibra de seda conductora que se ha obtenido. Como se puede ver, la superficie de la fibra es bastante lisa y suave, por lo que se deduce que el recubrimiento con CNT no interfiere mucho en esta característica de la seda.

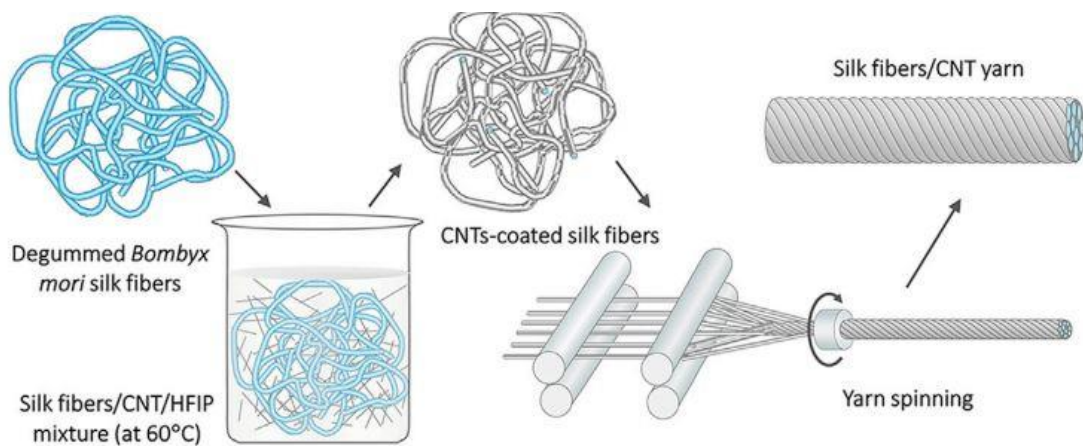


Figura 41.- Esquema del proceso de fabricación de fibras de seda conductoras [64].

Sin embargo, la seda de gusano no es la única presente en la naturaleza, pues las arañas también producen la suya. Esta presenta unas propiedades extraordinarias, pero todavía se desconoce su alcance total. Es un material ligero, estéril, casi invisible y cinco veces más resistente que el acero (por unidad de masa).

Además, es mucho más elástico que el nylon y la mayoría de los materiales plásticos actuales, con un poder de elongación del 140 % antes de llegar a la rotura. Debido a sus grandes propiedades, está siendo muy estudiado por diferentes empresas. La compañía Spiber en colaboración con The North Face diseñaron y fabricaron una chaqueta a base de seda de araña [65], con unas propiedades de impermeabilidad, transpirabilidad y calidez muy buenas. Gracias a sus buenas prestaciones, los diseñadores piensan que con el continuo desarrollo de este material algún día pueda incorporarse a los trajes de los astronautas.

3.3.1.3.- *Fibras minerales*

Hasta el momento solo hay un tipo de fibras minerales que se obtengan directamente de la naturaleza, sin la necesidad de ser procesadas químicamente. Se trata del amianto, un silicato cálcico magnésico presentes en la naturaleza en forma de fibras delgadas, duras y rígidas, figura 42. Gracias a su resistencia a la tracción y su carácter ignífugo, fue muy empleado para la realización de placas de fibrocemento en la construcción, o para la elaboración de trajes de bombero. Años más tarde, se descubrió que este elemento era cancerígeno, por lo que se retiró del mercado y se condujo a su extracción de los lugares en los que se habían utilizado.



Figura 42.- *Piedra de amianto, hilos obtenidos del amianto y vista al microscopio de las fibras minerales de amianto*^{31,32}.

3.3.2.- *Fibras químicas*

Las fibras químicas son aquellas que se obtienen mediante algún proceso de transformación o manipulación química, y que requieren un proceso de extrusión para obtener las hebras que conformen el hilo [58]. En función de la procedencia del polímero empleado para la elaboración de las fibras, se clasifican en dos grupos principales, fibras artificiales y fibras sintéticas. Sin embargo, las nuevas tecnologías y el creciente desarrollo han potenciado la obtención de diferentes fibras de manera artificial, creando así nuevas categorías pertenecientes a las fibras químicas como, por ejemplo, las fibras recicladas.

3.3.2.1.- *Fibras artificiales*

Son fibras químicas creadas a partir de polímeros obtenidos de la naturaleza, normalmente de la celulosa y las proteínas. La celulosa, es la materia prima natural, más utilizada para realizar fibras artificiales. Habitualmente ésta se disuelve en un primer momento para después ser regenerada en forma de filamento.

A partir de aquí, se obtienen materiales como el rayón de viscosa, la polinósica o el rayón cuproamoniacal, en función del procedimiento empleado para su fabricación. También se pueden obtener mediante la reacción química de la acetilación, obteniendo rayón de diacetato o triacetato. Otro tipo de fibras muy

³¹ Referencia: <https://www.fDMINERALS.es/2018/03/09/crisotilo-y-amianto/>

³² Referencia: http://www.edym.net/Materia_prima_textil_gratis/2p/matprim/cap06/cap06-5.htm

utilizadas son las de poliisopreno natural, obtenidas de la vulcanización del caucho; se caracterizan por su gran poder de elongación [58].

La principal ventaja que presentan frente a las anteriores es que son más baratas y, por otro lado, al obtenerse de la naturaleza, no pierden su condición de biodegradabilidad. Por lo demás, son muy parecidas a las fibras naturales.

A continuación, se comentarán las fibras más utilizadas en la tecnología "Smart Textiles", sin embargo, aquellas que presentan unas características muy similares a otras no se estudiarán, ya que en la mayoría de los casos se emplean en conjunto con las primeras. Este es el caso del cupro, el cual es muy similar a la viscosa, por lo que muchas veces se emplea tanto uno como otro.

3.3.2.1.1.- Viscosa

Es la fibra artificial más utilizada, obtenida a partir de la celulosa industrial. Es suave, ligera y se puede mezclar con otras fibras fácilmente. Tiene una capacidad de absorción de agua muy alta, similar a las fibras de algodón; sin embargo, el nivel de recuperación elástico es mucho menor.

Al tratarse de fibras económicas y con buenas características, suelen utilizarse, muchas veces mezcladas con otras fibras, para la fabricación de tejidos conductores para algunos textiles inteligentes. Han sido utilizadas para la realización de tela no tejida conformada mediante un nuevo método de nanosoldadura por ultrasonidos, que forman la base de un tejido conductor compuesto por nanotubos de carbono. Presentándose como un material de soporte perfecto para funciones médicas o de filtrado, son el fundamento para la realización de muchos tejidos electrónicos [66].

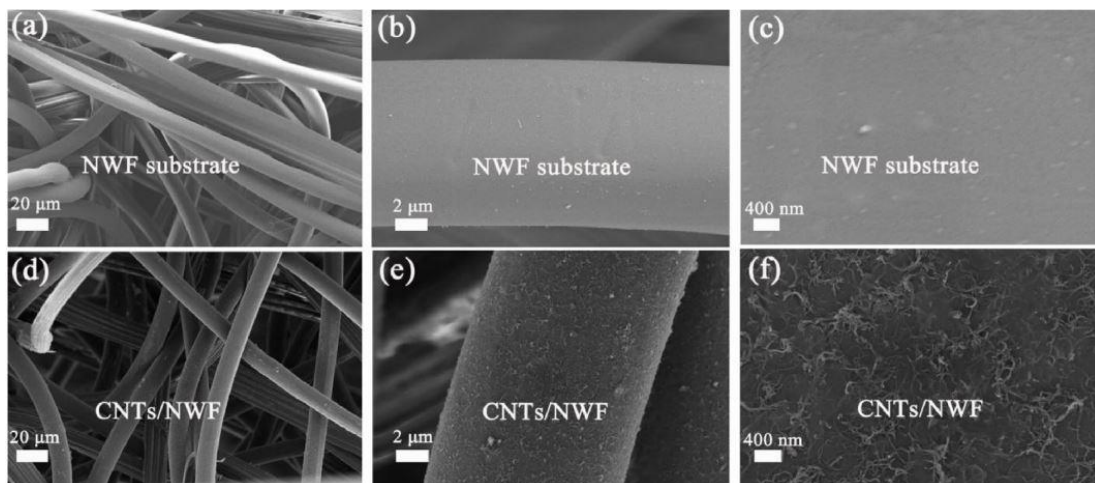


Figura 43.- Comparación de las fibras NWF con las fibras CNTs/NWF [66].

En la figura 43 se puede ver una comparación de la superficie de las fibras de tela no tejida (NWF) con la de las fibras a las que se les ha añadido el tratamiento con nanotubos de carbono (CNT). Como se muestra en la imagen, se requieren varios aumentos para poder apreciar las discontinuidades en las nuevas fibras

conformadas, por lo que a efectos del tacto y a simple vista pasan totalmente desapercibidas.

3.3.2.1.2.- Lyocell

Es un material obtenido de la celulosa de algunos árboles. Surgió con la idea de sustituir a la viscosa, ya que su método de obtención es mucho menos contaminante. Tiene una capacidad de absorción de agua similar al algodón, y un nivel de humedad alto, equivalente a la viscosa. Al igual que la mayoría de las fibras artificiales, presenta un nivel de recuperación elástico bastante pequeño, por lo que se debe mezclar con otras fibras para mejorar esta característica [58].

El lyocell ha sido muy utilizado para la fabricación de tejidos inteligentes, en la mayoría de los casos para la elaboración de telas conductoras [67]. Para la fabricación de este tipo de telas, el lyocell se utiliza como base a la cual se le recubre con una película de un compuesto de grafito con carbón activado. De esta forma se consigue un electrodo flexible, altamente conductor y con gran estabilidad en agua. A continuación, se mostrarán diferentes ejemplos que ayuden a entender este tipo de materiales con la ayuda de diferentes imágenes.

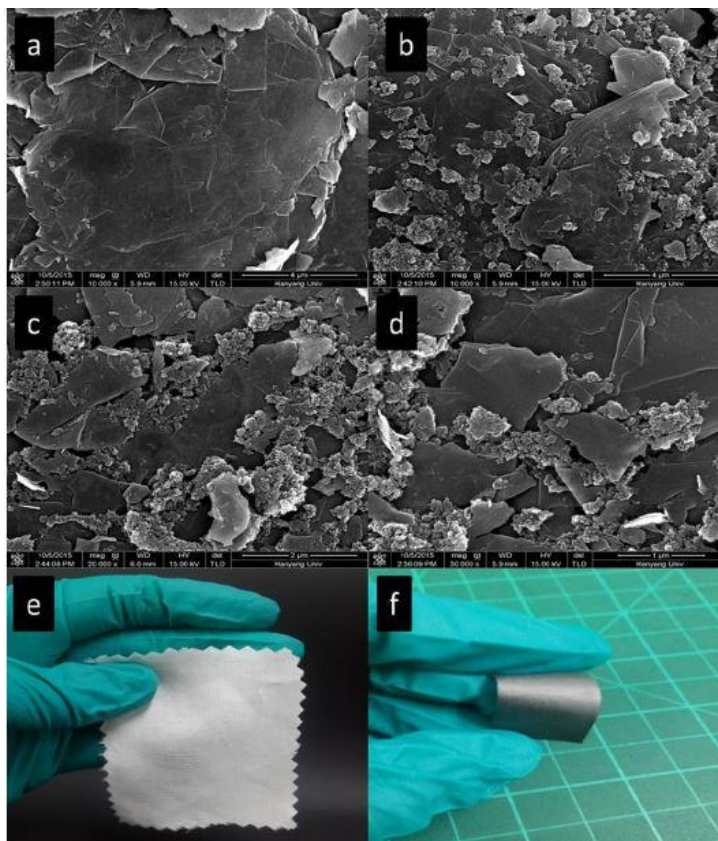


Figura 44.- a) Grafito en crudo. b)-d) Integración del carbón activado sobre el grafito, formando AC-GC. e) Tela base de lyocell. f) Tela de lyocell cubierta del compuesto AC-GC [67].

En la figura 44a, se ha representado una vista al microscopio de la estructura de grafito en crudo (GC). Sobre éste, se ha añadido el carbón activado (AC),

representado en las figuras 44b hasta la 44d en diferentes aumentos. Por último, en las figuras finales se puede ver una comparación de la tela base de lyocell con la tela a la que se le ha aplicado el recubrimiento AC-GC. Como se observa a simple vista, la fabricación de electrodos conductores aplicados a textiles modifica permanentemente el color de la tela, proporcionándole un tono metálico. Además, continúa siendo un material flexible, aunque no tanto como antes; pero totalmente válido para su incorporación a prendas de ropa.

También han sido empleados para la elaboración de telas conductoras sin electrodos [68]. En este caso, la celulosa se impregna con cobre utilizando gluconato complejo de Cu, que cambia la propiedad conductora de la fibra. Esta posibilidad que tiene la celulosa de poder incorporar metales, lo convierte en un material muy apreciado a la hora de crear textiles conductores sin electrodos sobre un sustrato no conductor. Se ha comprobado que este tipo de tejidos garantizan una capa conductora continua, magnética y con propiedades mecánicas.

3.3.2.2.- Fibras sintéticas

Están compuestas por polímeros sintéticos que se obtienen por síntesis química de diferentes derivados del petróleo. Existe una gran variedad de estas fibras, entre las que destacan la poliamida, el poliéster, el polietileno, el polipropileno, el elastano, la aramida, etc. Las más utilizadas son el poliéster, la poliamida y la acrílica. La característica más llamativa de estas fibras es que presentan carácter termoplástico, es decir, cuando se calientan se vuelven plásticos y pueden llegar a fundir. A diferencia de las fibras naturales, éstas absorben poco la humedad, lo que dificulta la transpiración. Por otro lado, hace que presenten un secado rápido y un cuidado fácil. Otra de las principales ventajas de estas fibras es que tienen una alta resistencia a la rotura, mucho más elevada que en las fibras naturales [58].

A continuación, se comentarán las fibras de poliéster, poliamida y las elastómeras. No se tendrá en cuenta la acrílica, aun tratándose de un material muy empleado, debido a que no presenta ninguna ventaja notable frente a las otras. De forma general, muestran unas características muy parecidas al poliéster y la poliamida, sin embargo, son menos resistentes y elásticas, lo que hace que se descarten para determinadas aplicaciones en la mayoría de los casos.

3.3.2.2.1.- Poliéster

Se obtiene mediante una reacción de polimerización por etapas de dos monómeros, un diol y el ácido tereftálico, formando un grupo éster. Se trata de la fibra sintética más utilizada a día de hoy, debido a sus buenas características y bajo precio. Es un material liviano, resistente a diferentes agentes bacterianos y con una buena elasticidad. La tela de poliéster es una de las más utilizadas en

los diferentes sectores textiles, es en los tejidos propios del ámbito deportivo donde quizás haya causado mayor repercusión [69].

En cuanto a los "Smart Textiles", la gran mayoría utilizan este tejido para su elaboración, debido a sus propiedades de elasticidad, ligereza y confort principalmente, además de su bajo precio. En ocasiones también se puede encontrar mezclado con otras fibras sintéticas como la poliamida, el polipropileno o el elastano, mejorando así sus propiedades. Este método se usa principalmente para proporcionar un mayor poder de estiramiento; aunque en muchos casos la tela es únicamente de poliéster [2].

También es un material muy utilizado para la elaboración de telas conductoras, que puedan generar electricidad con el movimiento. Gracias a su buena flexibilidad y adaptabilidad a la piel, se está estudiando el desarrollo de guantes generadores de electricidad [70]. Para ello, se utiliza el poliéster como base sobre la que se aplica una lámina de nano-cables conductores de plata, que sirven como elemento conductor. Después se aplica un revestimiento protector de óxido de grafeno que aporta una excelente estabilidad eléctrica, química y mecánica. Gracias a estos materiales, el dispositivo es capaz de generar electricidad, mediante la recolección de energía mecánica fruto de la fricción de baja frecuencia. Se puede apreciar en la figura 45 un esquema de la composición y funcionamiento de este tipo de dispositivos.

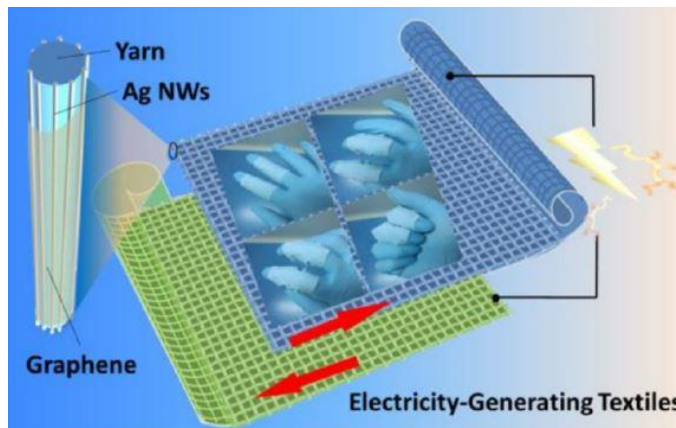


Figura 45.- Esquema de las telas a base de poliéster generadoras de electricidad [70].

La incorporación de los nano-cables de plata no interfieren demasiado en la suavidad de las fibras de poliéster, incluso después de haberles aplicado el revestimiento de grafeno. Es más, se puede ver cómo al realizar el recubrimiento de grafeno sobre las fibras de poliéster y plata, las cavidades que presentaban en un principio se rellenan, quedando una superficie más uniforme y lisa, ver figura 46c.

En la figura 46e se representa una imagen realizada con un microscopio normal de una fibra de poliéster sin modificar con un aumento de 20 μm , mientras que en la figura 46b, se puede ver la estructura de las fibras al aplicarle el

tratamiento de los nano-cables de plataido, con un aumento de 10 μm . En esta imagen se pueden observar pequeños hilos (similares a una telaraña) que se unen a las fibras gruesas de poliéster, creados por el tratamiento de plata. Por último, en la figura 46f, se observa cómo se rellenan las cavidades formadas por los hilos de plata, gracias al tratamiento con grafeno.

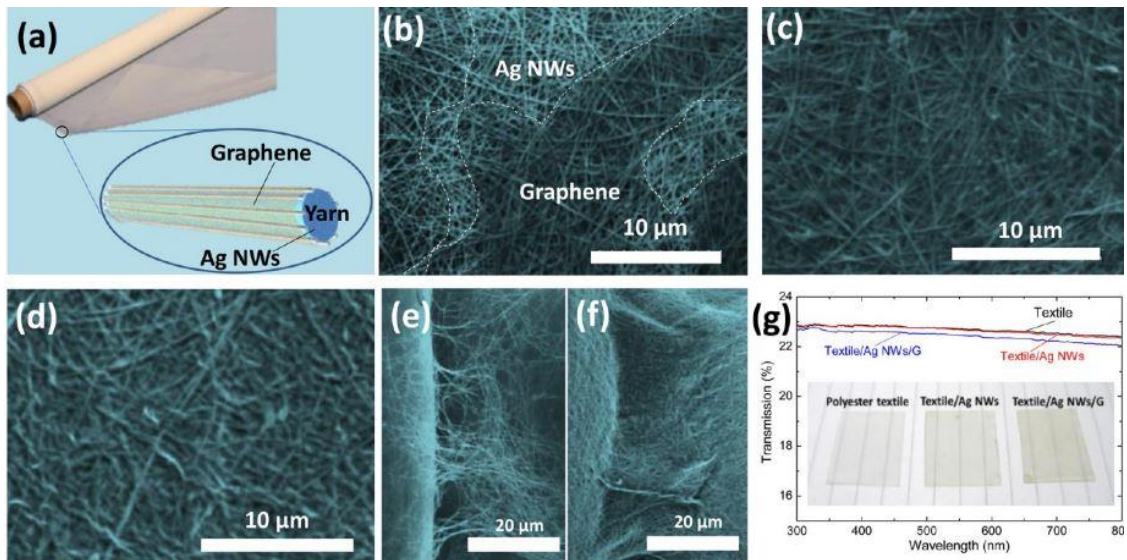


Figura 46.- a) Diagrama esquemático del e-textil con una estructura de núcleo-carcasa de poliéster/AgNW/grafeno, b)-d) Imágenes SEM (microscopio electrónico de barrido) de muestras de polyester/AgNW/grafeno con diferentes números de ciclos de recubrimiento de grafeno: b) un ciclo, c) dos ciclos y d) tres ciclos. Imágenes SEM de las regiones reticuladas de fibra, e) antes del recubrimiento de grafeno y f) después del recubrimiento de grafeno, g) transmitancia de luz visible del textil, el textil/AgNW y el textil/AgNW/muestras de grafeno. Son todo fotografías [70].

3.3.2.2.2.- Poliamidas

Se obtienen por medio de una reacción de polimerización a partir de aminas con ácidos, formando grupos amidas. Este tipo de fibras presentan una gran resistencia y excelente comodidad, por lo que son muy utilizadas para hacer ropa deportiva de larga duración. A diferencia del poliéster, la poliamida es un poco más pesada, tiene un nivel de elasticidad más alto y absorbe más agua, lo que facilita la transpiración. Pero de forma general, las características de la poliamida son muy parecidas a las del poliéster, por lo que en muchas ocasiones se utilizan indistintamente para un fin determinado. Eso sí, este material es más caro que el anterior, por lo que en muchas ocasiones se sacrifica una mayor durabilidad por un mejor precio. Por eso, la mayoría de las veces se mezclan sus fibras para subsanar algunas carencias de cada una, consiguiendo así tejidos más duraderos y económicos. Cabe mencionar, que con este tipo de fibras se elaboran materiales de alta calidad y mundialmente conocidos, como los de la marca Nylon [60]. Se puede ver una imagen al microscopio de este tipo de fibras en la figura 47.

En el sector de los "Smart Textiles" han sido bastante utilizados tanto para el uso de tejidos base sobre los que incorporar un sistema eléctrico [54], como para producir nuevos sistemas de tejidos inteligentes. En cuanto a los segundos, la Universidad de Minho [71], Portugal, investigó acerca de la integración de polímeros conductores sobre poliamidas, con el fin de obtener materiales electroactivos.

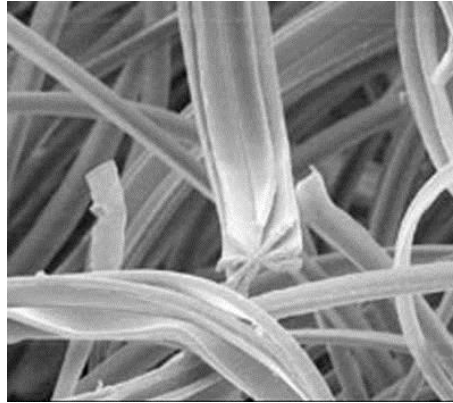


Figura 47.- Imagen al microscopio de fibras de poliamida³³.

De esta manera, se conseguían materiales semiconductores, flexibles y duraderos, manteniendo su integridad. Gracias al uso de la poliamida y a estas características mostradas, se puede abrir el rango de aplicabilidad para el campo biomédico.

3.3.2.2.3.- Fibras elastómeras

Son aquellas que, gracias a su composición, muestran un gran poder de alargamiento. Normalmente se pueden distinguir dos tipos de fibras elastómeras; el elastodieno, obtenido del caucho; y el elastano, una fibra constituida a base de poliuretano segmentado, conocido como spandex.

Se caracterizan por presentar una tenacidad baja, pero un nivel de alargamiento antes de la rotura muy elevado, del orden de 500-900%. Son sensibles al calor y a los agentes químico. Para subsanar estas deficiencias, siempre van acompañados de otra fibra que les aporte una mayor resistencia [72]. Son muy utilizadas para aportar elasticidad a las diferentes prendas, tanto para el ámbito deportivo como para el uso doméstico.

Por tanto, se pueden encontrar en múltiples aplicaciones "Smart Textiles" en mayor o menor porcentaje, en función de la elasticidad que requiera el tejido para cada aplicación. En la figura 48 se puede ver un ejemplo de la elasticidad de este tipo de telas, junto con una ampliación al microscopio que muestra una superficie lisa, suave y bastante uniforme.

³³ Referencia: <http://esitex.blogspot.com/2013/05/micro-fibra-de-poliamida.html>



Figura 48.- Imágenes de elasticidad de una prenda y al microscopio de fibras de elastómero^{34, 35}.

3.4.-Fibras conductoras de electricidad para textiles

Una de las propiedades más importantes de los materiales para "Smart Textiles" es su conductividad eléctrica. En este apartado se ofrece una descripción general de los polímeros conductores y los recubrimientos de plata, ya que son los más representativos de las materias primas que alimentan las tecnologías de producción.

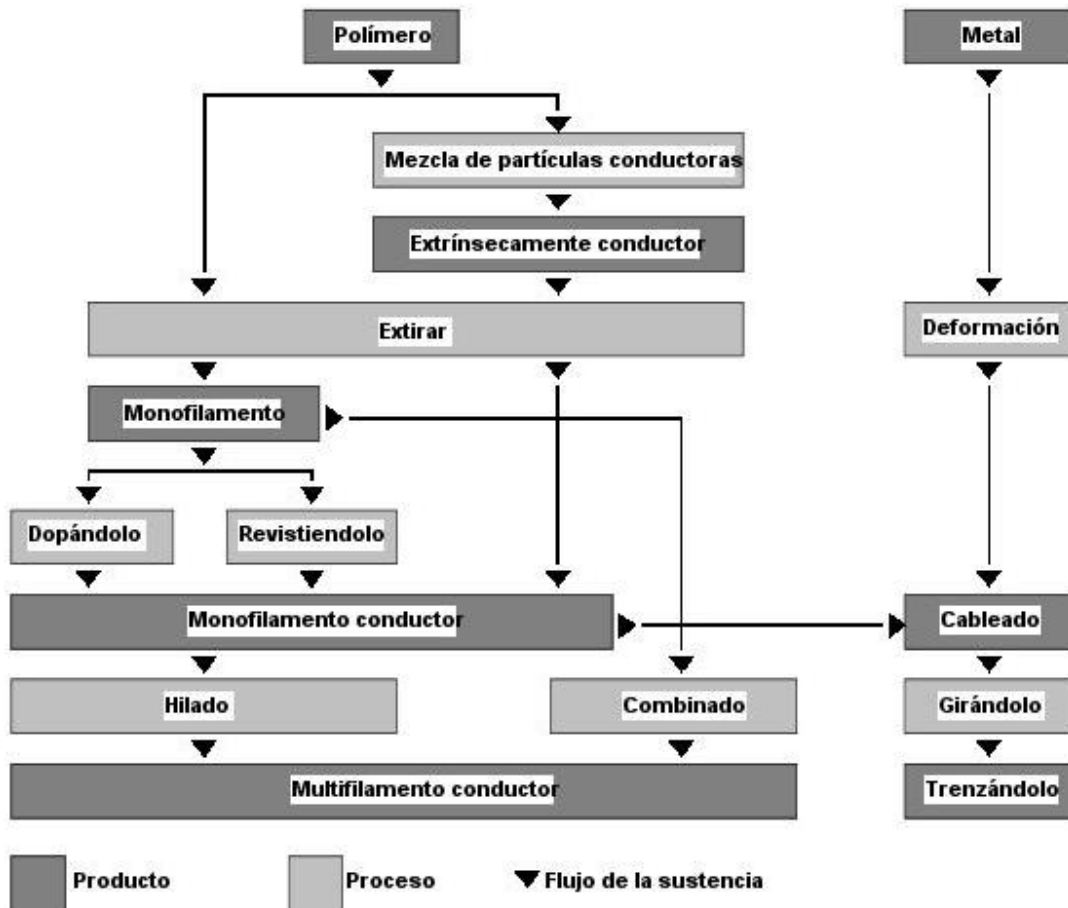


Figura 49.- Esquema de los procesos de producción para la fabricación de hilos conductoras de electricidad³⁶.

³⁴ Referencia: <https://differentreat.blogspot.com/2013/04/elasticidad-en-las-telas-de-punto.html>

³⁵ Referencia: <https://programadetextilizacion.blogspot.com/2015/01/capitulo-5-maria-de-perinat-1997-2000.html>

³⁶ Referencia: Propia.

La descripción general se basa en las referencias [73] a menos que se indique lo contrario. Las fibras conductoras pueden ser intrínsecamente conductoras, dependiendo del material, o alternativamente se puede lograr una conductividad extrínseca mediante pasos de procesamiento adicionales, como se muestra en la figura 49 y en la tabla 5.

Mientras que los principales temas de investigación de las fibras conductoras de electricidad son los nanotubos de carbono y el grafeno, por ejemplo, las aplicaciones industriales suelen utilizar polímeros conductores o hilos recubiertos de metal, que se describen con más detalle a continuación.

| | | | |
|--------------------|----------------------------------|---|------------|
| Fibras conductoras | Intrínsecamente conductor | Metal | |
| | | Polímeros | Con dopaje |
| | Sin dopaje | | |
| | Extrínsecamente conductor dopado | Nano tubos de carbón | |
| | | Hollín | |
| | | Partículas metálicas | |
| | | Polímeros intrínsecamente conductores | |
| | Revestimiento con... | Metal | |
| | | Sustancias galvánicas | |
| | | Polímeros conductores | |
| | | Carbón, grafeno | |
| | Hilos combinados | Varias combinaciones de polímeros metálicos | |

Tabla 5.- Una descripción general de las fibras conductoras. PANI: polianilina; PPY: polipirrol.

3.4.1.- Polímeros conductores

Los plásticos suelen ser ligeros, duraderos, fáciles de formar y procesar, y económicos de fabricar. Por su estructura química, los polímeros son perfectos aislantes de la electricidad, es decir, exactamente lo contrario de los metales. Bajo estas condiciones, debería ser paradójico suponer que son los plásticos los que conducen la corriente. Sin embargo, los investigadores estadounidenses Alan Heeger y Alan MacDiarmid, junto con el investigador japonés Hideki Shirakawa, que fueron galardonados colectivamente con el Premio Nobel de Química en 2000, descubrieron cómo construir y tratar polímeros para que se vuelvan conductores de electricidad [74].

Para que los electrones se muevan libremente en los plásticos, en lugar de estar acoplados a núcleos atómicos como suele ser el caso, deben formar alternativamente enlaces simples y dobles entre átomos de carbono (dobles enlaces conjugados). En el poliacetileno, que se produce a partir del gas acetileno, estos elementos estructurales se combinan perfectamente para formar una cadena "conjugada". El poliacetileno se conocía desde hacía mucho tiempo

como un polvo negro cuando, a principios de la década de 1970, Shirakawa y un colega descubrieron cómo sintetizar el poliacetileno de una nueva forma y obtener películas negras que podían desprenderse de la pared interior del recipiente de reacción. Además, oxidaron (o doparon) el poliacetileno con cloro, bromo y yodo, y así pudieron aumentar la conductividad a 10^3 S cm^{-1} , que está en el rango de semiconductores y metales. Una desventaja del poliacetileno es su sensibilidad al aire; la conductividad inicialmente muy buena disminuye rápidamente debido a las reacciones con el oxígeno. Una forma de resolver este problema es utilizar poliacetileno dopado como componente de mezclas de polímeros fabricadas especialmente con termoplásticos, por ejemplo, como una película transparente antiestática. De esta forma, el poliacetileno está mejor protegido contra el envejecimiento. Hoy en día, los plásticos conductores se utilizan como películas antiestáticas, blindaje electromagnético en circuitos electrónicos, protectores de pantalla, en placas de circuitos enchapadas en la industria electrónica y en protección contra la corrosión.

3.4.1.1.- Polianilina (PANI)

Considerada un plástico "metálico", la polianilina (PANI) es altamente cristalina, en gran parte químicamente inerte y eléctricamente conductora (contiene muchos electrones libres). Los aviones furtivos del Ejército de los EE. UU. son invisibles para el radar porque, entre otras razones, están recubiertos con una capa conductora de PANI que absorbe por completo las microondas emitidas por el radar en lugar de reflejarlas. Otra aplicación son las pantallas a color con un consumo mínimo de energía, que brillan hasta 100 veces más que las pantallas a color convencionales.

Debido a su estructura interna, PANI también parece ser muy adecuado para aplicaciones en nanotecnología. Se puede dividir en los llamados primarios, partículas de 7 a 15 nm de tamaño (esto se refiere a las unidades más pequeñas que poseen todas las propiedades del plástico). Para poder procesarlo, el PANI producido en forma de polvo debe disolverse en agua. Dependiendo de la aplicación se utilizan dispersiones con un contenido de PANI de hasta el 2 % en peso. En el medio, el PANI forma automáticamente una estructura de telaraña, similar a una telaraña. Se requiere un total de 2 % de PANI para dispersiones por corrosión. protección, 1 % para la producción de diodos emisores de luz y solo 0,1 % para la producción de superficies soldables en placas de circuito. Los tamaños de las partículas también varían y van desde 10 a 30 nm para componentes electrónicos hasta aproximadamente 70 nm para pinturas antioxidantes.

3.4.1.2.- Polietilendioxitiofeno (PEDOT)

Se logró un gran progreso hacia la aplicación industrial de polímeros conductores con el desarrollo del poli (etilendioxitiofeno) (PEDOT o PEDT) por

Bayer a principios de la década de 1990. Gracias a su estructura química, es el más estable de todos los polímeros conductores conocidos y se utiliza como una fina capa antiestática en películas fotográficas fabricadas por la filial de Bayer Agfa-Gevaert NV. La producción anual de muchos cientos de miles de metros cuadrados de estas ultra-capas delgadas requieren solo unos pocos miles de kilogramos de polímero.

3.4.1.3.- Poli(3,4-etilendioxitiofeno)-poli(estireno sulfonato)

Otro ejemplo de polímeros eléctricamente conductores con una amplia gama de aplicaciones, por ejemplo, en dispositivos optoelectrónicos [75], es el poli (3,4-etilendioxitiofeno) dopado con aniones poli (estireno sulfonato), también llamado PEDOT:PSS, es una mezcla de derivado catiónico de politiopeno, dopado con un polianión. Después del dopado con soluciones adecuadas y el aumento significativo asociado de la conductividad eléctrica, PEDOT:PSS se puede utilizar como un electrodo transparente y, por lo tanto, como una alternativa al óxido de indio y estaño (ITO) de uso frecuente. Con una conductividad de hasta 4600 S cm^{-1} , también se puede utilizar como material de cátodo en condensadores [76].

Debido a su alta conductividad eléctrica y buena resistencia a la oxidación, PEDOT:PSS se puede utilizar para recubrir sustratos textiles para aplicaciones tales como electrodos para electrocardiógrafos, transistores eléctricos y químicos, electrodos para células solares orgánicas y diodos emisores de luz orgánicos (OLED) [77]. Por ejemplo, la producción de electrodos de electrocardiografía (ECG) usando PEDOT:PSS se explica en base a un artículo de Pani [78]. Se sumerge una solución de una dispersión PEDOT:PSS y un segundo donante en tejido de algodón o poliéster durante 48 h. A continuación, el tejido se prensa y se trata térmicamente para eliminar la dispersión y evaporar el segundo donante o agua [78]. En comparación con los electrodos convencionales de Ag/AgCl utilizados para ECG, los electrodos PEDOT:PSS tienen la ventaja de que funcionan tanto en seco como en húmedo. En principio, su conductividad es comparable o mejor que la de los electrodos convencionales. La desventaja de los electrodos PEDOT:PSS es que tienen una mayor impedancia de contacto debido al material y su superficie irregular [78].

PEDOT:PSS también se puede utilizar para revestir hilos y aplicar trayectorias conductoras a sustratos textiles utilizando métodos convencionales como la costura y el bordado. En 2017, Ryan et al. produjo un PEDOT: hilo de seda recubierto de PSS de hasta 40 m de longitud con un módulo de Young de 2 GPa y una conductividad eléctrica de 14 S cm^{-1} .

Los ciclos de lavado y secado eran posibles, aunque limitados, sin pérdida de conductividad. Como segundos donantes se utilizaron etilenglicol (EG), dimetilsulfóxido (DMSO) y metanol al 99 % (MeOH) [77].

Otro proceso mostró como una solución conductora PEDOT:PSS se imprime en un tejido mediante serigrafía mediante la adición de un aglutinante para crear una pasta. La solución es una dispersión acuosa de acrílico autorreticulante con un contenido de sólidos del 47,5 % en peso. Para el revestimiento textil, se mezcla una solución PEDOT:PSS con un aglutinante comercial y un agente espesante a base de poliuretano. Se utiliza etilenglicol como segundo donante. En comparación con las pastas convencionales a base de poliuretano, esta pasta ofrece la ventaja de no contener partículas metálicas. Las partículas de plata tienen un efecto negativo comprobado en su medio ambiente si se escapan del tejido durante el lavado o el uso.

3.4.2.- Recubrimiento de plata

Los hilos recubiertos de plata también se utilizan como conductores eléctricos. Estos incluyen, por ejemplo, multifilamentos de poliamida recubiertos de plata. Tales hilos se pueden procesar muy fácilmente en todos los procesos textiles, por ejemplo, tejido de urdimbre y trama, tejido y bordado. La alta conductividad de la plata la hace adecuada para la transmisión de energía y datos a través de textiles. A diferencia de las aplicaciones antibacterianas, los recubrimientos de plata son sensibles a los procesos de lavado y otras tensiones mecánicas cuando se utilizan como conductores eléctricos. Debido a su conductividad estable y buena procesabilidad, las aplicaciones industriales suelen utilizar fibras recubiertas de plata o cobre, como las marcas de productos Elitex, Shieldex y SEFAR.

3.5.- Sistemas de conexión

En este apartado se comentarán las diferentes formas por las cuales se pueden conectar entre sí los distintos elementos del "Smart Textiles". Se explicarán aquellos métodos más utilizados en los diferentes estudios, y se hará un pequeño análisis de las dificultades que presenta la integración del conexionado en un traje.

Los sistemas "Smart Textiles" difieren en la medida en que sus componentes eléctricos están integrados [3]. La tabla 6 distingue entre tres niveles de integración de Smart Textiles.

- Adaptado a textiles. Esta es la variante de integración más simple. El textil y la electrónica están separados (es decir, el textil es puramente una cáscara). Ejemplo: un reproductor de MP3 se almacena en un bolsillo especialmente diseñado en la ropa y los cables se enrutan a través de ojales y canales hacia la capucha (tabla 6, arriba).
- Textil integrado. Con "Smart Textiles" integrados en textiles, las funciones individuales ya están completamente mapeadas en textiles (es decir, producidas por materiales de fibra eléctricamente conductores y procesos

de fabricación textil). Estos incluyen pistas conductoras, bucles y superficies de calentamiento, resistencias, condensadores e interruptores. El textil cubre entre el 0 y el 100% de la función electrónica, creando una interfaz entre el textil y la electrónica. Esto se puede salvar con varios métodos de contacto. La mayoría de las aplicaciones se encuentran actualmente en este nivel de integración.

- A base de textiles. La función electrónica está cubierta al 100% por el tejido. Al considerar un material textil inteligente, esto puede ser la realización de trayectorias conductoras y sensores hechos de hilos conductores, fibras piezoeléctricas para la generación de energía o fibras ópticas poliméricas para la transmisión de luz.


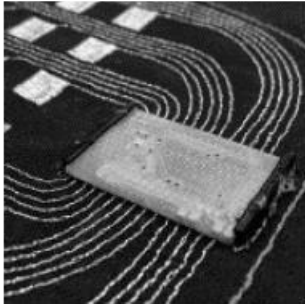
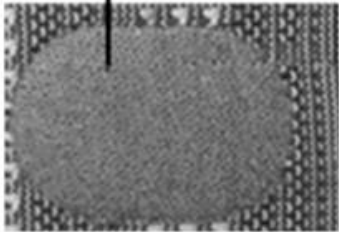
| Nivel de integración | Ejemplo | Descripción |
|----------------------|---|--|
| Adaptado a textiles |  <p><i>Figura 50.- Conexiones mediante velcro [3].</i></p> | Conexión de los componentes textiles y eléctricos, por ejemplo, mediante bolsillos cosidos o cierres de velcro |
| Textil integrado |  <p><i>Figura 51.- Conexiones mediante cables [3].</i></p> | Integrado en el textil, por ejemplo, utilizando hilos conductores. El estado de la técnica actual |
| A base de textiles |  <p><i>Figura 52.- Conexiones mediante hilos textiles conductores [3].</i></p> | Los propios textiles asumen las tareas de la electrónica convencional, las tareas de los componentes electrónicos convencionales, por ejemplo, fibra piezoeléctrica, fibra fluorescente, transistor de efecto de campo |

Tabla 6.- Niveles de integración de los "Smart Textiles".

3.5.1.- Procesamiento de superficies textiles para la integración de sensores y pistas conductoras

Si se procesan hilos conductores con procesos de superficie textil, se pueden producir pistas conductoras, sensores y actuadores. Estas "almohadillas de electrodos" son adecuadas, por ejemplo, para medir funciones vitales cercanas al cuerpo, estimulación muscular, monitorización de componentes funcionales y como elementos operativos flexibles, pantallas o elementos calefactores. Han sido objeto de investigación desde la década del 2000 y ya se han implementado en numerosos prototipos.

Además de la integración de la trayectoria del conductor directo durante la producción de superficies, las superficies textiles también se pueden terminar con hilos bordados, cosidos, con revestimientos a base de impresión o con hilos conductores. A continuación, vemos diferentes tipos de conexionado eléctrico de los "Smart Textiles" creando estructuras conductoras dentro de los tejidos textiles.

3.5.1.1.- Tejido de punto

Los electrodos tejidos hechos de fibras de poliamida recubiertas de plata ya se han utilizado para controlar el ritmo cardíaco, la respiración y la bioimpedancia (composición del tejido corporal). Footfalls and Heartbeats (UK) Limited (Nottingham, Reino Unido) ofrece comercialmente sensores tejidos hechos de hilos de polímero revestidos de acero inoxidable, figura 53. Se pueden lograr resistencias en el rango de $5-5.000 \text{ W cm}^{-2}$, de modo que los sensores de presión y los electrodos se pueden implementar para diversas aplicaciones. Diagrama esquemático y ejemplo de presión tejida.

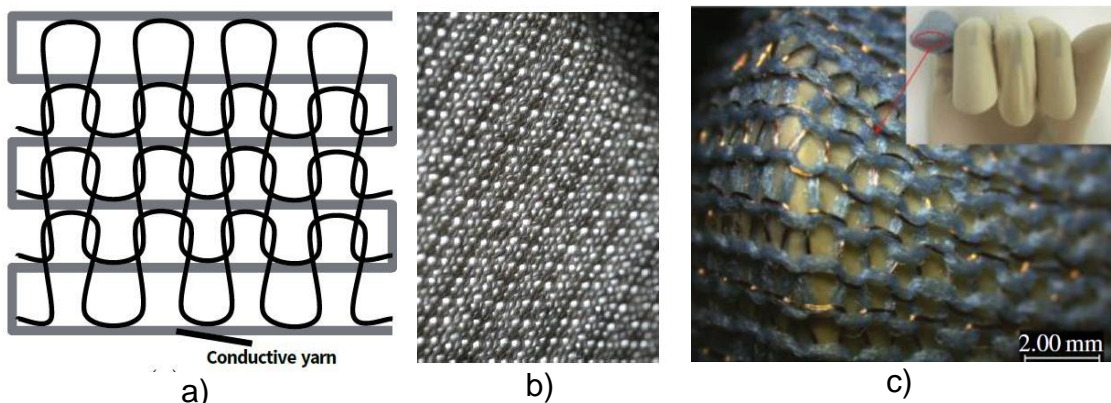


Figura 53.- Diagrama esquemático (a) y fotografía (b) de un sensor de presión tejido. En la imagen c) una fotografía real [3].

En tejidos de punto de trama, la distancia entre conductores está limitada a aproximadamente $500 \mu\text{m}$ debido al tamaño de los bucles del tejido. Li y Col. utilizó la técnica de tejido de intarsia para producir circuitos a partir de fibras de cobre recubiertas con poliuretano utilizando una máquina de tejer de superficie plana, figura 54 [79].

El tejido de trama es flexible y estirable con solo un 1 % de cambio en la resistencia eléctrica después de 1.000.000 de ciclos de estiramiento con un 20 % de estiramiento máximo. Después de 30 ciclos de lavado para prendas delicadas a 30 °C, el 16 % de las muestras mostró un cambio de resistencia. El tejido de trama se utilizó en un demostrador con un chaleco protector para medir la carga y la tensión [79]. A pesar de que el tejido de cama plana puede automatizarse, su reproducibilidad, lavabilidad y precisión aún son demasiado bajas para tejer circuitos a escala industrial.

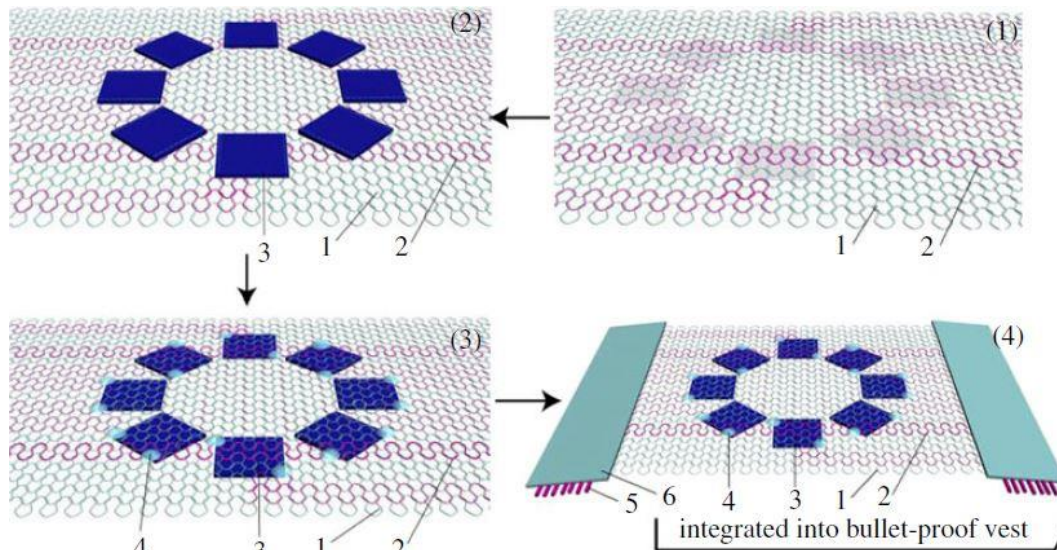


Figura 54.- Circuito construido con la técnica de tejido de intarsia [3].

3.5.1.2.- Costura

Los hilos conductores se utilizan directamente como hilos de urdimbre en el proceso de tejido y, según el proceso de tejido utilizado, forman trayectorias conductoras. El tejido convencional solo permite tramas lineales, mientras que las tramas en Jacquard o tejido de lengüeta abierta también se pueden desplazar lateralmente a la dirección de producción. Los electrodos y sensores también se pueden fabricar de esta manera como se muestra en la figura 55.

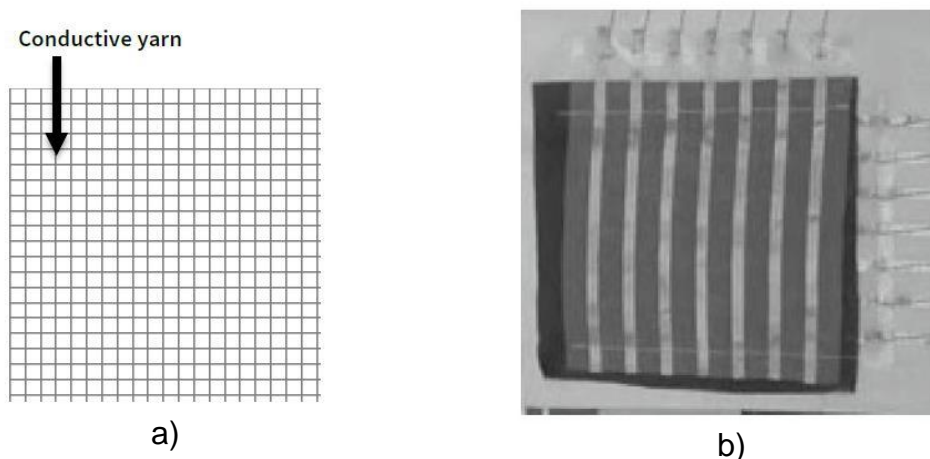


Figura 55.- Esquema y ejemplo de "Smart Textiles" tejidos, a) estructura de superficie tejida, b) sensor de presión tejido [3].

Para producir circuitos en tejidos, se deben seguir pasos adicionales después de tejer con hilos conductores. Por ejemplo, Locher et al. describen un método en el que la capa aislante de un tejido de poliéster y pistas de cobre aisladas se retira primero con un láser en los puntos deseados y luego las pistas conductoras se separan del resto de la rejilla [80]. Los puntos de cruce de los hilos de trama y urdimbre se unen con un adhesivo conductor y finalmente se sellan con epoxi figura 56. Aunque los diseños de circuitos se pueden realizar de esta manera con una resolución más fina (distancia entre conductores de 150 μm) que mediante el tejido, el proceso es difícil de industrializar debido a los pasos adicionales y el diseño se puede diseñar con menos libertad que en el caso del bordado. o tejido [80].

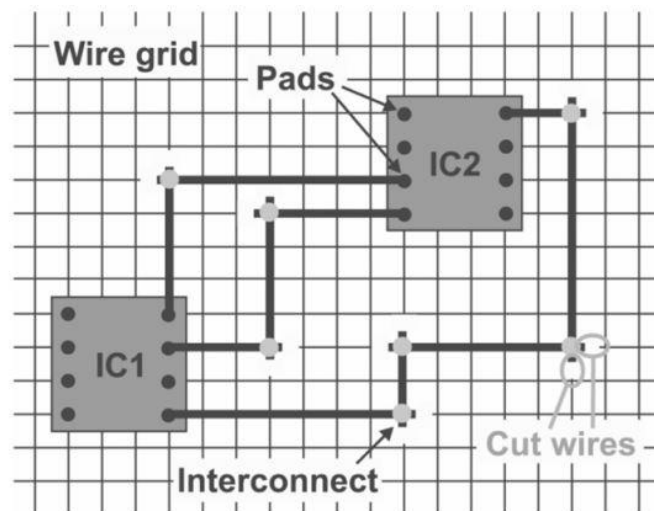


Figura 56.- Componentes eléctricos interconectados a través de la rejilla de alambre en la tela, los hilos de poliéster están omitidos [80].

3.5.1.3.- Textiles espaciadores. Laminado

Como alternativa a los tejidos planos, los tejidos espaciadores también se pueden utilizar como sensores. Un tejido espaciador consta de dos capas de tejido conectadas por hilos de pelo. En el proyecto KostBar, se insertó una banda conductora de aluminio-poliéster en un tejido espaciador como sensor de presión, funcionando así, como un demostrador para colchonetas de evacuación en camas de hospital. También se pueden utilizar como sensores de presión resistivos tejidos de punto de trama o urdimbre con espaciador hechos de hilos conductores, en los que el contacto inducido por presión entre las superficies textiles superior e inferior produce un cambio en la resistencia. Alternativamente, se pueden introducir materiales inteligentes en la estructura espacial.

El método de laminado consiste en introducir materiales conductores sobre tejidos no conductores, con el fin de crear un sistema que pueda transportar la corriente. A la hora de ser aplicados para realizar un conexionado de dispositivos, estos elementos se diseñan como pequeñas láminas flexibles conductoras. Para ello, se dispone de un material flexible no conductor, sobre el

que se inserta una lámina de cobre o plata normalmente. El metal, hará la función de elemento conductor mientras que el tejido servirá como soporte. Una de las ventajas que presenta este método, es que las láminas conductoras pueden ser intercambiadas por otras que se adapten mejor a las necesidades, sin que sea necesaria una modificación completa del traje.

3.5.1.4.- Bordado

El método de bordado consiste en la aplicación de un hilo conductor cosido al textil, y que conecta cada componente eléctrico o electrónico, es decir, sensores, actuadores, placas, etc. El hilo conductor actúa como conexión cableada y resistencia del circuito entre los diferentes componentes.

Esta resistencia variará en función del material utilizado y del grosor del hilo de acero, plata, cobre, etc. Por otro lado, la longitud del hilo también influirá en la resistencia, es decir, si entre los diferentes componentes se utilizan más metros de hilo, la resistencia del circuito aumentará lo que puede dar problemas en las comunicaciones de señales eléctricas.

Por otro lado, el estilo de puntada empleada influirá directamente sobre el rendimiento del tejido inteligente. Normalmente se utiliza el patrón en zigzag debido a diversas ventajas frente a la puntada recta. Lo más importante es que, al coser los hilos con esta técnica, la tela se puede estirar sin dañar los sensores ni romper el conexionado, lo cual aumenta la confiabilidad del sistema.

Además, se utiliza una mayor longitud de hilo conductor, lo que por un lado resulta más caro, pero por otro aumenta la inductancia, lo que ayuda a mejorar la sensibilidad del sensor y la resistencia a la interferencia de otros dispositivos. Además, las dimensiones del patrón en cuanto a longitud, ángulo y ancho influyen directamente sobre el valor de la inductancia [81]. Se ha demostrado que a medida que disminuye el ancho del zigzag, la inductancia aumenta notablemente, para una misma altura de la puntada.

Los métodos de bordado de puntada de cadena, bordado estándar y de colocación de fibra a medida se definen actualmente en la literatura. Con la tecnología de bordado, se pueden realizar diseños de pistas conductoras flexibles a partir de hilos conductores o incluso cables metálicos sobre textiles. En el proceso de colocación de fibra, un hilo se posiciona con alta precisión sobre el sustrato textil por medio de un hilo superior e inferior.

Esta tecnología se desarrolló inicialmente para la producción de compuestos de fibra. Si se utiliza un hilo conductor de electricidad como hilo de tendido y se colocan cables a medida, las rutas de los conductores se pueden implementar de esta manera. El método de colocación de fibra es muy adecuado para procesar hilos metálicos figura 57.

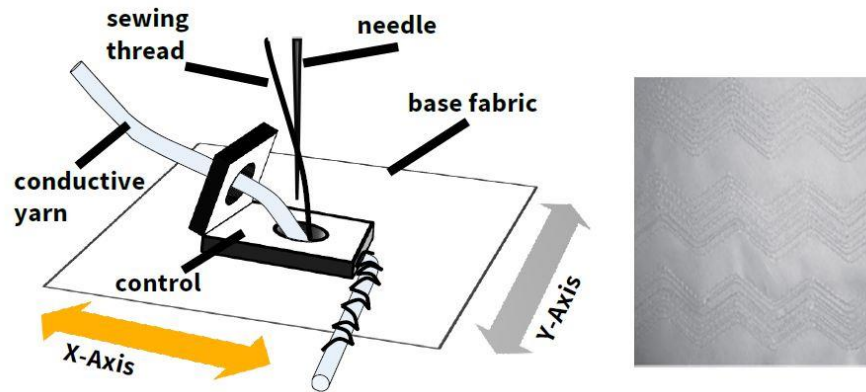


Figura 57.- Método de colocación de fibras conductoras a medida [3].

Se pueden realizar circuitos electrónicos textiles basados en tecnología de bordado. Por ejemplo, un proyecto del instituto de investigación Textilforschungsinstitut Thüringen-Vogtland e.V. (Greiz, Alemania) demostró la tecnología de bordado de conexiones eléctricas entre componentes electrónicos basada en hilo de poliamida conductora ELITEX recubierto de plata, la tecnología de bordado de cruces de conductores aislados y la contactabilidad [3]. Con bordado de doble pespunte, los sensores, las trayectorias de los conductores, los cables calefactores, etc., se pueden aplicar de forma flexible a las superficies textiles. Dependiendo de si uno o ambos hilos superior e inferior son conductores, se pueden producir almohadillas de electrodos de una o dos caras, figura 58 [3]. Wang y col. han realizado antenas de radiofrecuencia (RF) con fibras de metal-polímero utilizando bordados, logrando una intensidad de señal sólo 1 dB por debajo de las antenas de RF de cobre convencionales. Sin embargo, es necesario probar la durabilidad y la capacidad de lavado [3].

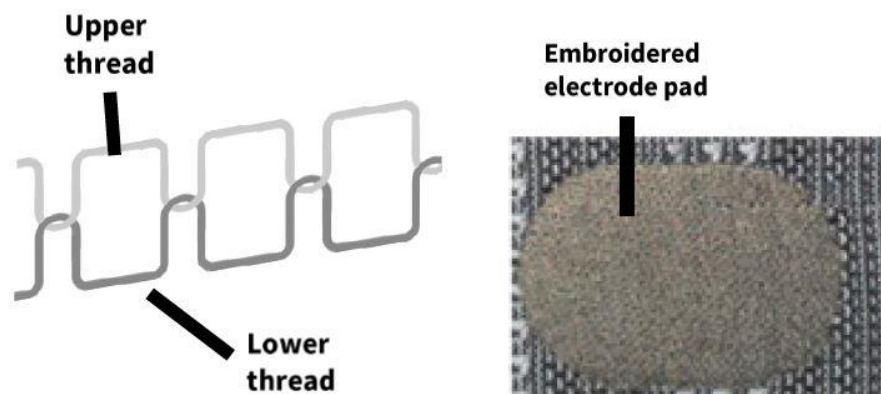


Figura 58.- Esquema de bordado de doble pespunte y una almohadilla de electrodo realizada con él [3].

Los electrodos con bordado de musgo tienen la ventaja de que el contacto permanente se puede lograr mejor a través de su estructura 3D, figura 58. Además, se puede medir la forma y el volumen de los electrodos, que se pueden adaptar de forma flexible a la forma del cuerpo. Se han realizado y probado con éxito demostradores para la monitorización de las corrientes cerebrales (gorra

de béisbol de electroencefalografía [EEG]), frecuencia cardíaca (camiseta de electrocardiografía [ECG]) y equilibrio de líquidos.

Los componentes microelectrónicos pueden contactarse en el circuito bordado utilizando varios métodos. Además de pegar y soldar, los circuitos flexibles pueden contactarse directamente con el hilo de bordar figura 57. El instituto de investigación Textilforschungsinstitut Thüringen-Vogtland e.V. (Greiz, Alemania), en cooperación con Tajima (Nagoya, Japón), ha desarrollado lentejuelas especiales equipadas con estructuras conductoras y componentes de dispositivos de montaje en superficie (SMD) como los LED. Estos "dispositivos funcionales de lentejuelas" se pueden aplicar directamente y contactar a través de los dispositivos de alimentación de la máquina de bordar.



Figura 59.- Ropa con pistas bordadas y electrodos³⁷.

La tecnología de bordado es un proceso estable para la integración de sensores y estructuras de vías conductoras. La resolución está limitada por el tamaño de la puntada. Por otro lado, la carga de temperatura para el textil es baja en comparación con la carga térmica impuesta por los procesos de ensamblaje electrónico como por ejemplo con la soldadura.

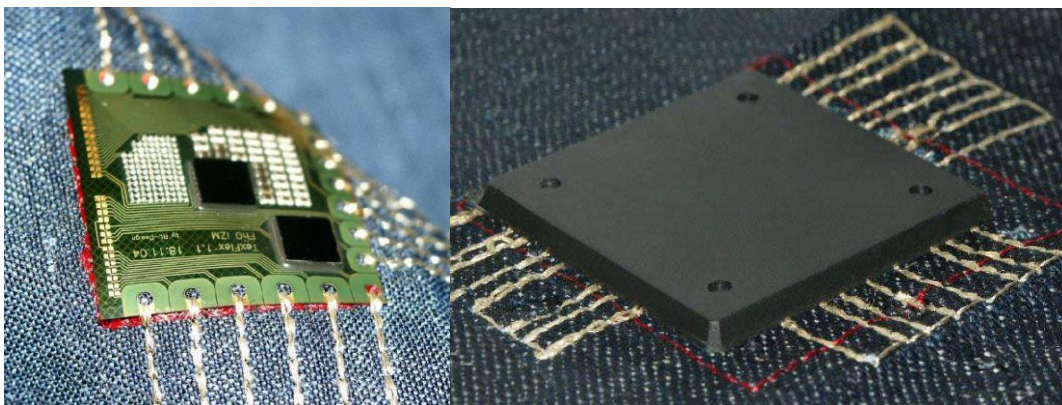


Figura 60.- Circuitos flexibles contraídos con hilo de bordar [82].

³⁷ Referencia: <https://www.dr-hempel-network.com/digital-health-technolgy/smart-textiles-in-healthcare/>

3.5.1.5.- Cableado

El sistema de cableado es el método más convencional para la conexión de dispositivos. Para ello, se utilizan cables que conectan cada componente electrónico. Este método es mucho más tosco que los anteriores, por lo que normalmente resulta más incómodo para el usuario. Para hacerlo más confortable, en muchas ocasiones el cable va adherido a la tela de alguna manera, ya sea mediante pequeños puntos de agarre realizados con hilo, o con elementos adhesivos. Otra opción es protegerlos con otra capa de tejido que funcione a modo de funda, lo cual también ayuda a preservar más los materiales. Se puede ver un ejemplo de lo mencionado en la figura 61, donde se muestra la conexión de los sensores por medio de cables que van entrelazados por la prenda textil del calcetín, llegando hasta el extremo donde se realizan las conexiones eléctricas.

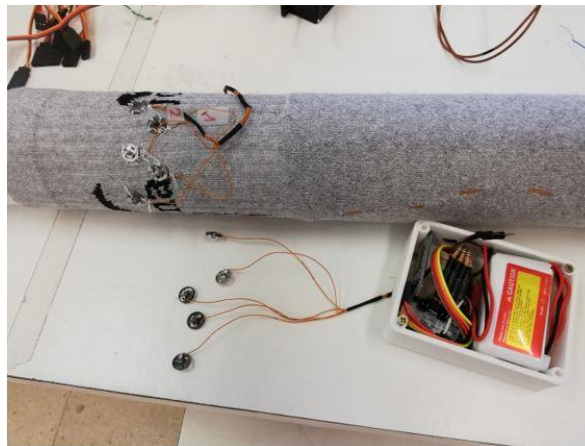


Figura 61.- Conexión por medio de cables eléctricos entre los sensores de temperatura y el circuito de control³⁸.

3.5.1.6.- Placas de circuitos impresos sobre textiles

Debido a la posibilidad de mayores resoluciones de las rutas conductoras y por lo tanto la posibilidad de integrar SMD con dimensiones mucho más pequeñas, se trata de un método en el cual el circuito de conexión se imprime sobre una base textil.

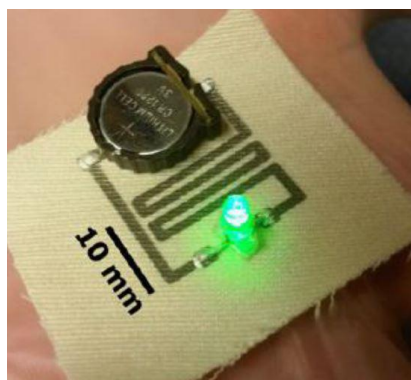


Figura 62.- Circuito impreso sobre textil de algodón [3].

³⁸ Referencia: Propia.

El elemento conductor, normalmente suele ser una aleación de un metal como la plata, la cual, al imprimirse sobre un textil flexible, no pierde las características de conductividad. Por norma general, este tipo de conexiones pueden estirarse junto con el tejido sin perder la conectividad entre dispositivos. Se puede ver un ejemplo de esta tecnología en la figura 62.

3.5.1.6.1.- Impresión de pantalla o plantilla

Si bien las tecnologías de producción mencionadas anteriormente utilizan hilos conductores para lograr propiedades inteligentes, a continuación, veremos las aplicaciones de "Smart Textiles" que involucran la impresión en textiles.

Las tintas especiales permiten la implementación de funciones inteligentes en textiles a alta resolución. La resistencia al lavado y la susceptibilidad al agrietamiento bajo estrés mecánico son los mayores desafíos en la impresión funcional en textiles. Investigadores de la Universidad de Tokio han desarrollado un nuevo tipo de tinta conductora con alta conductividad, resistencia mecánica y facilidad de uso. La conductividad de un conductor elástico con un alargamiento del 0 % es un máximo de 738 S cm^{-1} , y tiene un mínimo de 182 S cm^{-1} con un alargamiento del 215 %, conductividad del cobre, $58\text{-}104 \text{ S cm}^{-1}$. Los componentes de la tinta son copos de plata, caucho de flúor y tensioactivos. Los tensioactivos de flúor disponen la red conductora en el conductor de tal manera que se consiguen una alta conductividad y ductilidad. Se ha demostrado la funcionalidad de una matriz de transistores orgánicos estirada en un 110% y la de un sensor EMG impreso en textil [83]. La figura 63 muestra el sensor EMG impreso con tejido integrado.

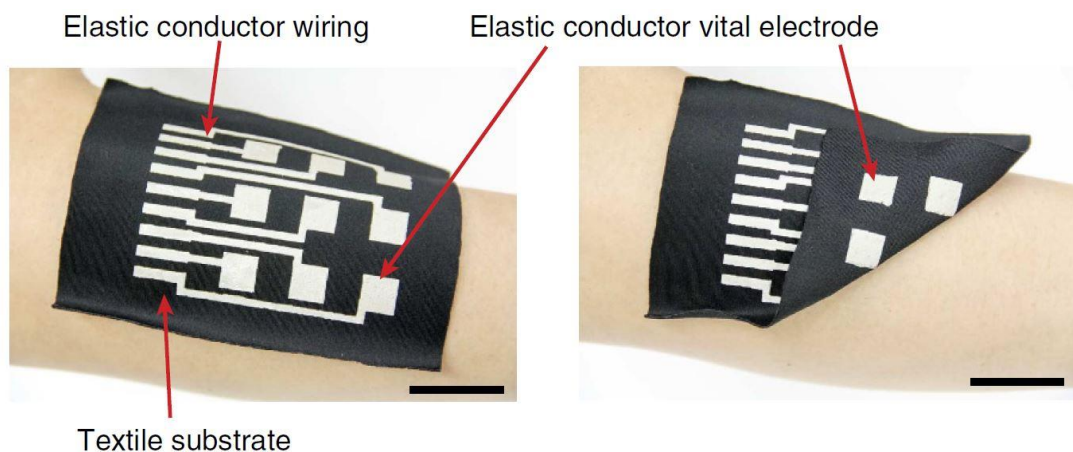


Figura 63.- Imágenes del sistema de medición EMG, utilizando conductor elástico. Barras de escala, 25 mm [83].

La impresión de muestras de colores clásicos sobre textiles se puede realizar mediante diferentes procesos. Estos incluyen impresión en rouleaux, impresión de estarcido plano e impresión de estarcido rotativo. En la impresión rouleaux, el patrón a imprimir se graba en rodillos que transfieren el patrón al tejido. Los métodos de serigrafía se pueden utilizar para imprimir trayectorias conductoras

en una amplia variedad de materiales, desde textiles hasta láminas y cerámicas. En la impresión con plantilla plana, también conocida como serigrafía, el patrón se aplica a una plantilla plana. La pasta de impresión se presiona a través de la pantalla permeable de la plantilla sobre el tejido en el patrón deseado. En los lugares donde no se va a imprimir el textil, la plantilla para la pasta de impresión es impermeable. En la impresión de estarcido rotatorio, el patrón de estarcido se aplica a un rodillo que imprime la pasta sobre el textil. A diferencia de la impresión de plantilla plana, este proceso se puede llevar a cabo continuamente. El proceso de serigrafía requiere un curado posterior del textil impreso en un horno, lo cual es esencial para mantener una alta conductividad y fijar el material impreso al sustrato.

3.5.1.6.2.- Impresión Inkjet

La impresión por inyección de tinta es una técnica alternativa que no requiere la creación de una plantilla. Es un proceso de impresión digital que utilizan la mayoría de las impresoras de papel comerciales. La impresora procesa una imagen digital y la pasta de impresión se aplica al tejido portador en pequeñas gotas a través de una boquilla sin tocar el tejido. Esto significa que se puede imprimir cualquier patrón dependiendo de la resolución de la impresora. Solo son importantes la procesabilidad de la pasta de impresión para la impresora y la capacidad de impresión del textil. Al imprimir sobre textiles, hay algunos problemas que deben tenerse en cuenta:

- Las superficies irregulares y no lisas de los textiles dificultan la impresión uniforme de pastas conductoras.
- Los textiles son elásticos y flexibles y también deben ser lavables y transpirables cuando se usan en la ropa. Esto conduce a una carga extraordinaria en la electrónica impresa.
- Cualquier contacto físico con la impresión impone exigencias especiales a la pasta de impresión, que por lo tanto debe ser agradable para la piel.

3.5.1.6.3.- La impresora CREATIF

Además de las tecnologías de impresión convencionales, la denominada "impresora CREATIF", que lleva el nombre del proyecto de investigación CREATIF, fue desarrollada por el Institut für Textiltechnik (ITA) de la Universidad RWTH Aachen, Alemania, la Escuela de Electrónica y Ciencias de la Computación, Universidad de Southampton, Reino Unido, y socios industriales. Es una impresora digital equipada con cabezales de impresión para pastas funcionales, cabezal de inyección de tinta y sus correspondientes unidades de secado. Imprime sobre textiles con pastas eléctricamente conductoras, termocrómicas, luminiscentes, piezorresistivas y muchas otras, que realizan las funciones inteligentes del textil.

Los componentes de las pastas conductoras suelen ser escamas de plata, caucho fluorado y tensioactivos fluorados. Debido a la alta elasticidad de las pastas, la alta conductividad se mantiene incluso cuando el material se estira tres veces. La impresión se realiza por capas. La pasta DuPont 5025 (DuPont, Wilmington, Delaware, Estados Unidos) se utiliza para la producción de trayectorias conductoras. En la primera capa se imprimen las pistas que no se cruzan, y en la siguiente capa se imprime un dieléctrico (puente aislante) para las futuras intersecciones de las pistas. Este proceso se repite hasta que se ha realizado el circuito eléctrico completo. El principio de funcionamiento de la impresora CREATIF se puede ver en la figura 64.

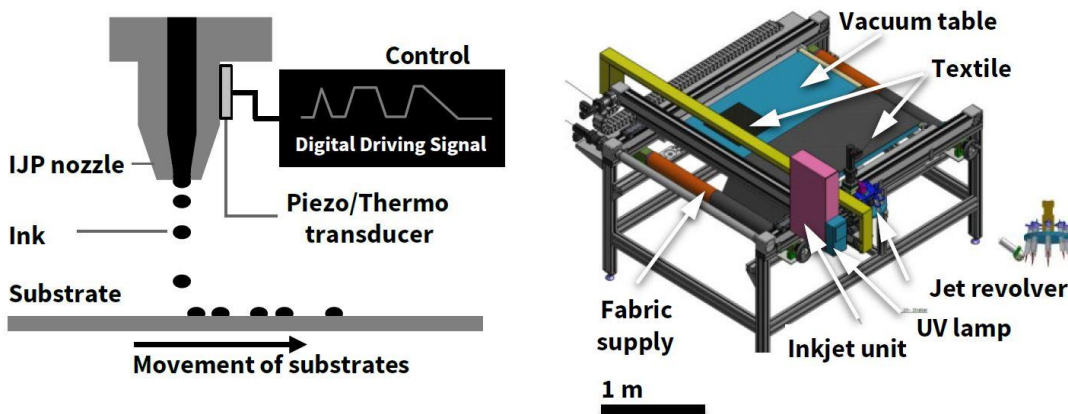


Figura 64.- Impresión por chorro de tinta y principio de funcionamiento de una impresora CREATIF [3].

En el ITA de la Universidad RWTH Aachen, los conceptos de producción para productos "Smart Textiles" se desarrollan y optimizan continuamente. Al usar la impresora CREATIF, la placa de circuito impreso se imprime en una tela tejida recubierta de PVC como se muestra en la figura 62. Las pistas conductoras que se cruzan se pueden unir imprimiendo un material dieléctrico en una estructura multicapa. La resistividad medida, ρ , de la tinta conductora, "DuPont 5025 Silver Conductor", es en este caso de $133 \Omega \text{ mm}^2 \text{ m}^{-1}$, resistividad de la plata $\rho=0,015 \Omega \text{ mm}^2 \text{ m}^{-1}$.

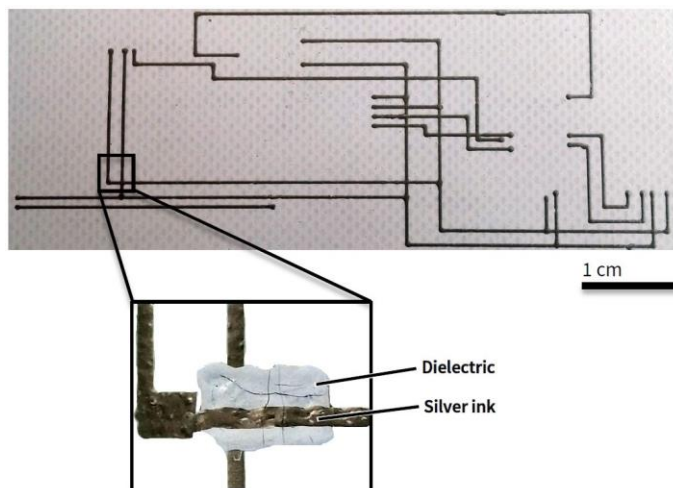


Figura 65.- Circuito impreso con medio aislante en el punto de cruce [3].

Para lograr una alta conductividad, las pistas conductoras impresas en el tejido deben curarse. Los parámetros de curado pueden variar según la tinta utilizada. Las muestras creadas en el ITA de la Universidad RWTH Aachen se insertaron en un horno de reflujo a 130 °C durante 15 minutos. Después de repetir el proceso de curado cuatro veces, se observó una disminución en la resistencia eléctrica.

3.6.- Método de contacto entre textil y electrónica

En la actualidad, existen cuatro métodos comunes para poner en contacto componentes eléctricos con trayectorias de conductores. La tabla 7 ofrece una descripción general de los procedimientos.

| Procedimiento | Método de contacto | Idoneidad |
|---------------|--|--|
| 1 | Directamente mediante soldadura | (+) |
| 2 | Con eléctricamente adhesivos conductores | (-) Riesgo de cortocircuitos si el adhesivo penetra en el tejido en caso de distancias entre conductores estrechas (<2 mm) |
| 3 | Primero soldado a un intercalador, que está cosido con hilos conductores de electricidad | (+) |
| 4 | Costura directa del componente conexiones | (-) No apto para pequeños componentes SMD |

Tabla 7.- Tipos comunes de procesos de contacto con textiles y productos electrónicos.

La tabla 8 ofrece una descripción general de las posibilidades de contacto alternativas entre los SMD electrónicos y los textiles.

| | | | | |
|------------|--------------|----------------------|---|---|
| Conexiones | Irreversible | Cerrando el circuito | <ul style="list-style-type: none"> • Costura • De coser • Bordado • Prensado • Remachado | <p>Figura 66.- Conexión mediante costura [3].</p> |
| | | Enlace adhesivo | <ul style="list-style-type: none"> • Soldadura • Cinta adhesiva • Adhesivos conductivos | <p>Figura 67.- Conexión mediante soldadura [3].</p> |

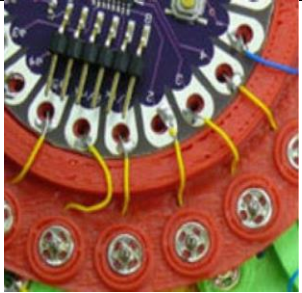
| | | | | |
|------------|------------|----------|--|--|
| Conexiones | Reversible | Adhesión | <ul style="list-style-type: none"> • Conexión de tornillo • Imán • Sujetador rápido |  <p><i>Figura 68.- Conexión por cinta adhesiva [3].</i></p> |
|------------|------------|----------|--|--|

Tabla 8.- Posibilidades de contacto entre los componentes del dispositivo de montaje en superficie (SMD) y los textiles.

3.6.1.- Soldadura manual

La soldadura manual es el proceso de soldadura blanda más simple (<450 °C) que se utiliza para crear uniones soldadas. El proceso de soldadura se lleva a cabo en tres pasos: en primer lugar, las rutas de los conductores se cortan térmica o mecánicamente; segundo, se corta un extremo de la traza; y finalmente, el extremo libre de la traza se pasa a través del orificio del pasador en la parte inferior del componente SMD y se establece el punto de soldadura, figura 69.



Figura 69.- Ejemplo de soldadura manual [84].

La unión manual de pequeños componentes electrónicos sobre textiles implica numerosas fuentes potenciales de error. Por ejemplo, el tejido puede quemarse fácilmente al tocar el soldador, y la precisión de la posición de la unión es comparativamente baja. Los procesos automatizados pueden aumentar la velocidad de producción en un factor de 30. Por ejemplo, Molla et al. LED SMD contactados en circuitos cosidos usando soldadura por reflujo manual. Las pruebas de desgaste mecánico de catorce horas mostraron una tasa de falla del 3 % [84].

3.6.2.- Soldadura láser.

La soldadura por láser es especialmente adecuada para la producción de textiles inteligentes, ya que el rayo láser enfocado solo provoca una carga térmica breve y espacialmente limitada en el tejido.

3.7.- Recubrimiento para mejorar la capacidad de lavado de componentes electrónicos integrados en textiles

Quitar los componentes electrónicos antes de lavarlos generalmente no es una solución deseable para los "Smart Textiles". Sin embargo, aún no se ha encontrado una solución lista para el mercado para este desafío. Se exploran diferentes técnicas de recubrimiento y encapsulación. Por ejemplo, el departamento de textiles de la Universidad de Gante investigó la mejora de la capacidad de lavado de textiles integrados con SMD [85]. La investigación tuvo como objetivo mejorar la capacidad de lavado mediante el uso de una capa protectora de poliuretano para cubrir pistas conductoras, impresas en diferentes textiles: algodón (CO), viscosa (CV), poliamida (PA) y poliéster (PES). Ensayos de lavado según ISO 6330: 2000 en lavadora doméstica a los 40 ± 3 °C mostró que aproximadamente la mitad de las muestras usadas perdieron su conductividad después de 20 ciclos de lavado. Se imprimieron pistas conductoras con las tintas comerciales Electrodag PF 410 y 5025 (Henkel AG & Company, KGaA, Düsseldorf, Alemania) [85]. Además, Molla et al. mejoró la durabilidad de las uniones de soldadura por reflujo en trazos de circuitos cosidos utilizando cintas de polímero como encapsulado. Las mejores muestras podían soportar hasta 1000 minutos de lavado y secado.

En el ITA de la Universidad RWTH Aachen se llevan a cabo investigaciones adicionales sobre los textiles inteligentes lavables. Con el fin de probar la capacidad de lavado de los SMD recubiertos integrados en un tejido y su fuerza de conexión, se probaron 30 lotes, cada uno con ocho pistas conductoras, para determinar su conductividad eléctrica después del lavado. Los SMD utilizados variaron entre LED (NEVARK 5988210107F) y resistencias con diferentes tamaños. Las pistas conductoras fueron serigrafiadas con pasta de plata. Para crear una capa de protección contra las influencias ambientales, los SMD se recubrieron con silicona. Los resultados muestran que todos los 150 SMD sobrevivieron al primer ciclo de lavado después de ser recubiertos con silicona. Después de repetir la prueba de lavado 20 veces, casi todos los LED sobrevivieron. Estos resultados proporcionan una clara indicación de una fuerte conexión entre los SMD y las pistas conductoras, incluso después de repetidos esfuerzos mecánicos.

3.8.- Dificultad de la integración del conexionado en el traje

La integración de los componentes eléctricos y electrónicos como sensores, actuadores, fuentes de alimentación, etc. presentan una serie de inconvenientes a la hora de ser colocados en el tejido. Se trata de buscar dispositivos cómodos, ligeros y flexibles, para el confort del usuario, y que además de esto, sean fiables y funcionen sin inconvenientes.

3.8.1.- Adaptabilidad de las conexiones

Con los nuevos avances en la tecnología electrónica, se han conseguido dispositivos cada vez más pequeños y a precios razonables, por lo que pueden ser integrados en los textiles de forma bastante discreta. Sin embargo, aun pudiendo poner estos dispositivos en el punto requerido con relativa facilidad, el conexionado que necesita el circuito eléctrico se complica a la hora de ser integrado en el traje. Por un lado, existe el método más convencional de unir los elementos del circuito, mediante cables. Aunque el uso de cables es un procedimiento muy sencillo; a la hora de ser integrados en un traje resulta problemático, puesto que son muy poco flexibles y se pueden romper con facilidad. Además, tampoco son muy agradables para un continuo contacto con la piel y el lavado los deteriora notablemente.

Por otro lado, los hilos de bordar conductores se presentan como una gran alternativa para minimizar este problema. Normalmente suelen estar formados por fibras sintéticas bañadas en plata, aportándole una buena conductividad y resistencia al hilo. Las principales ventajas que presentan, es que tienen la misma flexibilidad que un hilo de costura habitual, se puede lavar y la integración en el traje resulta bastante cómodo. Sin embargo, este método no es la panacea en cuanto a los sistemas de conexionado, pues a la hora de ser aplicados presentan varios inconvenientes. Por un lado, carecen de una capa aislante que los proteja, por lo que, si estos se cosen muy juntos unos de otros, pueden un ligero roce entre ellos puede interferir en el circuito, comprometiendo el correcto funcionamiento de los dispositivos. Además, la carencia de esta capa puede hacer que un pequeño enganchón rompa el hilo fácilmente y abra el circuito. Otro de los grandes inconvenientes de estos materiales es que tienden a deshilacharse por lo que se dificulta mucho su manejo correcto funcionamiento. También habrá que tener en cuenta que cada hilo presenta una resistencia por unidad de longitud diferente según el grosor y material empleado, por lo que habrá que calcular los metros utilizados de este hilo en el traje para no interferir en el rendimiento del resto de dispositivos.

Dado que es un material que todavía está en desarrollo, sus propiedades se pueden perfeccionar para hacerlo más funcional y fácil de usar. Además, el carrete de hilo tiene un precio muy elevado, por lo que normalmente se prefieren otras alternativas de conexionado. Otros métodos como el laminado requieren de una tecnología avanzada y un complejo procedimiento de fabricación. Al no existir un producto comercial, ya que el circuito de conexión es diferente para cada "Smart Textiles", no son muy utilizados a la hora de incorporarse en el traje. Sin embargo, es el sistema más cómodo y que mayor potencial ofrece, por lo que probablemente en los próximos años se incremente el uso de esta tecnología de manera apreciable.

Los sistemas en los que el circuito se imprime sobre el tejido presentan buenas características en cuanto a su funcionamiento. Por un lado, la impresión permite una gran diversidad de libre diseño del circuito. Además, la flexibilidad del material permite que el traje se pueda estirar simultáneamente con el conductor sin comprometer la continuidad del circuito. Por otro lado, se presenta un gran inconveniente a la hora de lavar estos trajes, pues todavía no se ha conseguido una buena adherencia de la tinta conductora con el textil. Esto hace que el sistema no sea muy empleado en aplicaciones de ámbito deportivo.

3.8.2.- Influencia de factores ambientales en la conductividad

La conductividad de los elementos conductores que no presentan una capa aislante, como los hilos conductores, tejidos laminados o circuitos impresos, pueden verse influenciados por la presencia de algunos factores como la humedad o la temperatura.

Por un lado, un aumento de la humedad relativa del aire puede provocar una disminución de la resistencia del hilo conductor y, por tanto, conducir a un aumento de la conductividad. La disminución de la resistencia aumenta el paso de corriente eléctrica por el conductor, lo que puede influir de forma negativa en el correcto funcionamiento los dispositivos electrónicos. Si esta intensidad es elevada y está en contacto con la piel, es decir, el conductor no va provisto de una capa aislante, la corriente atravesará el cuerpo humano pudiendo provocar diversos daños. Es por ello, que tanto el material empleado, como el sistema de conexionado, deben tenerse presentes para aplicaciones en ambientes húmedos, con el fin de no comprometer la integridad del sistema. En los "Smart Textiles" aplicados al ámbito deportivo, este factor debe de tenerse muy controlado, pues el sudor del cuerpo humano puede influir de manera directa sobre el rendimiento del traje.

Por otro lado, un aumento de la temperatura provocará un aumento de la resistencia y de la resistividad del conductor. Como se sabe que la conductividad es la inversa de la resistividad, se concluirá diciendo que un aumento de la temperatura en el medio provocará una disminución de la conductividad en el elemento conductor. La variación de estos valores con la temperatura puede ser muy grande o pequeña en función del material utilizado. Por ello, es conveniente conocer estas características del material que se vaya a utilizar, pues tanto la temperatura ambiente, como el propio calor corporal puede interferir en el correcto funcionamiento de los dispositivos. El efecto de la temperatura será más notable en los elementos que no presenten una capa aislante que sirva de revestimiento del conductor. Además, cuanto más pegado al cuerpo se encuentre, mayor influencia térmica habrá.

Capítulo 4

Ingeniería informática aplicada a los “Smart Textiles”

4.1.- Introducción a la informática

El término informática proviene del francés *informatique*, implementado por el ingeniero Philippe Dreyfus a comienzos de la década del 60. La palabra es, a su vez, un acrónimo de *information* y *automatique*.

La informática se refiere al procesamiento automático de información mediante dispositivos electrónicos y sistemas computacionales. Los sistemas informáticos deben contar con la capacidad de cumplir tres tareas básicas: entrada (captación de la información), procesamiento y salida (transmisión de los resultados). El conjunto de estas tres tareas se conoce como algoritmo.

La informática reúne a muchas de las técnicas que el hombre ha desarrollado con el objetivo de potenciar sus capacidades de pensamiento, memoria y comunicación. Su área de aplicación no tiene límites: la informática se utiliza en la gestión de negocios, en el almacenamiento de información, en el control de procesos, en las comunicaciones, en los transportes, en la medicina y en muchos otros sectores.

La informática abarca también los principales fundamentos de las ciencias de la computación, como la programación para el desarrollo de software, la arquitectura de las computadoras y del hardware, las redes como Internet y la inteligencia artificial. Incluso se aplica en varios temas de la electrónica, principal aplicación que tenemos con los "Smart Textil".

La informática supuso una auténtica revolución que comenzó a finales de los años 70 con los ordenadores caseros, pero cobró más fuerza durante los 80 y estalló en los 90. Estamos, por lo tanto, frente a un proceso que tomó alrededor de dos décadas para florecer por completo, aunque su nivel de masificación aumentó drásticamente a mediados del siglo XXI cuando finalmente se conjugaron los tres elementos cruciales de la informática: los videojuegos, Internet y los teléfonos móviles. Sí, los dispositivos portátiles jugaron un papel fundamental en la difícil tarea de convencer a los más escépticos de derribar sus barreras y comenzar a disfrutar de la informática.

Cualquier uso que hagamos de un programa para automatizar nuestras actividades puede englobarse en la categoría de informática, sin que importe en qué aparato se encuentre. Gracias a la inserción de los teléfonos móviles y, más tarde, las tabletas muchas personas se atrevieron a dar sus primeros pasos por las casillas de correo electrónico, la mensajería instantánea y la redacción de documentos en formato digital, para más adelante pasar a los ordenadores, en particular los portátiles, y finalmente aprovechar la serie de prestaciones que llevaban años existiendo.

En el ámbito laboral, la destreza en el uso del ordenador puede ser clave para acceder a ciertas ofertas, aunque esto se representa de forma errónea mediante

la exigencia de diferentes títulos académicos. Este requisito es muy común y gracias a él proliferan miles de instituciones de capacitación que ofrecen certificación oficial tras los cursos. La informática es la base de casi todas las tareas que se realizan en la mayoría de las empresas, porque nos permite organizarlas y controlarlas de una forma más ordenada y eficiente que el lápiz y el papel.

4.2.- La red informática

La red informática es una estructura que dispone de un patrón que la caracteriza. La noción de informática, por su parte, hace referencia a los saberes de la ciencia que posibilitan el tratamiento de datos de manera automatizada a través de ordenadores. Con estos conceptos en claro, podemos comprender a qué se refiere la idea de red informática. Se trata del conjunto de equipos (computadoras, periféricos, etc.) que están interconectados y que comparten diversos recursos. Este tipo de redes implica la interconexión de los equipos a través de ciertos dispositivos que permiten el envío y la recepción de ondas, las cuales llevan los datos que se desea compartir. En las redes informáticas, por lo tanto, hay emisores y receptores que intercambian mensajes.

El objetivo de una red informática es que los ordenadores puedan compartir sus recursos a distancia. De este modo, si en una oficina hay cinco equipos, pueden conectarse en red para que desde cada uno se pueda acceder a los datos de las demás. Si además se conecta una impresora a la red, también será posible imprimir documentos desde cualquiera de ellos. Otro de los fines de una red informática es la reducción de costes; en muchas compañías, los equipos que utilizan sus empleados no son más que nodos que se comunican constantemente con un gran servidor, el verdadero responsable del procesamiento de los datos y de enviar respuestas a los primeros para que los usuarios puedan aprovechar la información resultante y llevar a cabo sus tareas. Si en un caso como éste no se utilizara una red, sino que se dotara a cada trabajador de un ordenador capaz de realizar todo el trabajo de forma independiente, la inversión de la empresa debería ser mayor, no solamente a la hora de comprar los equipos sino de mantenerlos, ya que la complejidad de cada uno sería mayor que la de los nodos.

De acuerdo con el tipo de conexión, a la relación entre los elementos y al alcance, es posible calificar una red informática de diferentes formas. Internet, de hecho, es una red informática: millones de computadoras están interconectadas a través de servidores y pueden compartir todo tipo de datos. Para que una red informática pueda desarrollarse, se necesita que las computadoras dispongan de una tarjeta de red (también conocida como placa de red). Este dispositivo de hardware permite el envío y la recepción de paquetes de datos. A grandes rasgos, los componentes básicos para crear una red informática son el hardware (los equipos y la parte física), el software (la parte

lógica) y los protocolos (modelos y estándares que sirven para determinar cómo deben funcionar la red). Con respecto a la parte física, es posible distinguir entre los dispositivos de usuario final (ordenadores y periféricos que ofrecen servicios al usuario de forma directa) y los de red (todos los que se interconectan para permitir que los primeros se comuniquen entre sí).

En el plano del software encontramos los siguientes dos componentes de una red informática:

Sistema operativo de red: sirve para que las computadoras puedan conectarse entre sí y permitan a los usuarios que accedan a los diferentes recursos y servicios. Una red necesita del sistema operativo para poder funcionar correctamente del mismo modo que un ordenador personal. Por lo general, este sistema operativo es parte del que usan los clientes y los servidores;

Aplicaciones: en este grupo tan amplio entran todos los programas que los usuarios pueden usar directamente, tales como procesadores de texto, planillas de cálculo y bases de datos. Si bien la configuración de fondo difiere de aquella que se utiliza en un ordenador personal, ya que la red informática se enfoca en el uso de datos compartidos y en el control de estos, la experiencia final de cada usuario puede ser muy similar a la que tenga en su hogar, por ejemplo.

4.3.- Redes inalámbricas

Las redes inalámbricas son conexiones que se dan por medio de ondas electromagnéticas, permitiendo la transmisión y recepción de información, prescindiendo de una conexión física (cableado). Esto hace posible que los dispositivos remotos se conecten fácilmente mientras se encuentren dentro del área de la red. Además, las redes inalámbricas permiten que varios terminales puedan establecer comunicación sin necesidad de conexión cableada.

Las redes inalámbricas facilitan la conexión de computadores que no permanecen en un solo lugar. A raíz de esto, existen dos amplias categorías de redes inalámbricas, redes de larga distancia y redes de corta distancia. Este fenómeno ha entrado en auge desde 1997 y se encuentra más vigente que nunca, desde conexiones wifi, hasta la transmisión de datos vía Bluetooth.

4.3.1.- Características

Dependiendo del medio, las redes inalámbricas tendrán una característica u otra según el rango de frecuencia utilizado para transmitir. La transmisión puede variar entre las que se nombran a continuación:

- **Ondas de radio:** esta transmisión utiliza una frecuencia de ondas electromagnéticas omnidireccionales. Además, no necesita de antenas parabólicas.

- **Microondas por satélite:** Enlaza dos o más estaciones terrestres (estaciones base). En este caso, el satélite recibe la señal en una banda de frecuencia, la amplifica y la retransmite en otra banda.
- **Infrarrojos:** enlaza transmisores y receptores que modulan la luz infrarroja no coherente. Deben estar alineados directamente o con una reflexión en una superficie.
- **Microondas terrestres:** utilizada en antenas parabólicas, tiene una cobertura de kilómetros, pero con el inconveniente de que el emisor y el receptor deben estar perfectamente alineados.

4.3.2.- Tipos de redes inalámbricas

Existen diferentes tipos de redes inalámbricas, los cuales varían según su alcance de cobertura. A continuación, se detallan cuáles son.

4.3.2.1.- Wireless Personal Área Network (WPAN)

La red inalámbrica de área personal, son redes que cubren distancias de hasta 10 metros. Estas se emplean comúnmente para que un usuario pueda conectar sus dispositivos de uso personal a una red.

4.3.2.2.- Wireless Local Área Network (WLAN)

Una red inalámbrica de área local es un tipo de red que cubre distancias de hasta 100 metros. Son implementadas bajo protocolos wifi o bluetooth, y utilizadas para establecer una red de menor coste, evitando los de una conexión cableada.

4.3.2.3.- Wireless Metropolitan Área Network (WMAN)

La red inalámbrica de área metropolitana es una red de la que su cobertura comúnmente puede abarcar unos 50 km. Como puede intuirse, estas redes se establecen para dar cobertura dentro de un área metropolitana, a un grupo de edificios céntricos, por ejemplo, o una cualquier zona extensa (zonas rurales o un campus universitario).

4.3.2.4.- Wireless Wide Área Network (WWAN)

Una red inalámbrica de área extensa ofrece una de cobertura más extensa que todas las redes inalámbricas. Las empresas de telefonía móvil se sirven de este tipo de redes para poder ofrecer sus servicios, y establecer conexiones entre sus usuarios.

4.3.3- Tecnologías inalámbricas

Existen diferentes tecnologías inalámbricas capaces de generar redes inalámbricas para conectar dispositivos de todo tipo. A continuación, se describen algunos de los tipos de tecnologías inalámbricas más importantes.

4.3.3.1.- Wi-Fi

Es una red que permite la interconexión inalámbrica con un adaptador inalámbrico y un router. El Wi-Fi es especialmente popular en áreas domésticas para conectar varios dispositivos a internet.

4.3.3.2.- Wi-max

Similar al funcionamiento de la red Wi-fi, con transmisión de ondas microondas capaz de alcanzar una cobertura de hasta 70km. Además, permite la recepción de datos por microondas y retransmisión por ondas de radio.

4.3.3.3.- Bluetooth

Hace posible transmitir datos y voz entre distintos dispositivos (por ejemplo, de teléfono a teléfono) mediante un enlace por radiofrecuencia. Cuenta con poca cobertura de emisión, por lo que sólo se pueden conectar dispositivos que se encuentren dentro del rango de alcance de la red Bluetooth.

4.3.3.4.- Bluetooth-Le

Esta tecnología está destinada a aplicaciones novedosas, y a diferencia del Bluetooth clásico, esta consume mucha menos energía. Incluso, permite desplegar redes inalámbricas de área personal, por lo que se pueden vincular dispositivos sin cables de por medio.

4.3.3.5.- Li-Fi

Es una nueva conexión inalámbrica que utiliza bombillas LED insertadas en un decodificador. Mediante estas, se establece una conexión transmitida a través de luz visible. Cabe destacar que puede llegar a ser hasta 100 veces más eficiente que una red Wi-Fi.

4.3.4.- Tecnologías inalámbricas de telefonía

Engloba las tecnologías de comunicación inalámbrica utilizadas por los teléfonos celulares modernos. Las más más utilizadas en la actualidad son:

- **Red 4G:** Es utilizada para transmitir datos y navegar por internet a alta velocidad, desde la comodidad de un dispositivo portátil, o móvil.
- **Red 5G:** Esta generación de tecnología inalámbrica precisa tres gamas de frecuencias fundamentales: por debajo de 1 GHz, entre 1 y 6 GHz y por encima de 6 GHz. Además, pretende establecer un estándar de transferencia de datos de hasta 1 Gbps.

4.3.5.- Tecnología inalámbrica de automatización

Las dos tecnologías inalámbricas de automatización más usadas son:

- **Zigbee:** Es un sistema de comunicación inalámbrica enfocado en la comunicación de dispositivos con una baja tasa de datos, lo que ayuda disminuir el consumo eléctrico.
- **Z-wave:** Se trata de una red que utiliza ondas de radio. Esta permite el controlar inalámbricamente electrodomésticos y otros dispositivos.

Ventajas y Desventajas

4.4.- Redes inalámbricas de sensores

El campo de aplicación de las redes inalámbricas de sensores es una tecnología reciente y emergente que se ha extendido considerablemente hacia la monitorización de entornos naturales, aplicaciones para la defensa y aplicaciones médicas en observación de pacientes entre otras, además de la inclusión de trabajos relacionados entre los que se incluye la monitorización de ganaderías a través de redes de sensores inalámbricos, así como la aplicación del modelado específico de dominio a las redes de sensores inalámbricos, las posibles soluciones de interconexión para la automatización industrial donde interviene la industria 4.0. En nuestro caso es una aplicación muy interesante en los "Smart Textil" y su aplicación en medicina.

Las redes inalámbricas de sensores han ganado popularidad en la comunidad científica debido a que proveen de una infraestructura muy útil para el desarrollo de aplicaciones de monitorización y control. Una red inalámbrica de sensores o Wireless Sensor Network en inglés (a partir de ahora WSN) consiste en un largo número de dispositivos con una conexión inalámbrica, conocidos como nodos, que son desplegados para observar o medir cierto fenómeno o detectar determinados eventos y actuar si cuentan con las capacidades necesarias para ello [86] [87].

Las redes de sensores inalámbricos son redes a gran escala compuestas por dispositivos autoconfigurados y espacialmente distribuidos, de pequeño tamaño, de bajo costo y bajo consumo de energía que utilizan sensores para recopilar y transferir los datos en el canal de comunicación inalámbrica. Los nodos sensores están diseñados para que sea factible trabajar con instalaciones limitadas como energía, memoria, computación y el canal de transmisión. La WSN consta de varios nodos sensores que interactúan entre sí, y se distribuyen de forma espacial sobre cualquier fenómeno físico/ambiental. El nodo de sensor inalámbrico clásico consta de cuatro partes principales módulo de sensor, un módulo de procesamiento y memoria, transceptor módulo y una unidad de potencia. Los nodos sensores en una red pueden procesar, recopilar información e interactuar con otros nodos [88]. Los principales objetivos de la WSN son la privacidad o confidencialidad, la integridad, la autenticación y la disponibilidad. Las WSN utilizan múltiples servicios para compartir el espectro de frecuencias y utilizan protocolos similares y diferentes [89]. Las WSN se organizan y reparan

por sí mismas y operan una topología dinámica en el entorno de saltos múltiples, lo que falla en la tolerancia y la vulnerabilidad a los ataques maliciosos.

4.5.- Arquitectura básica de la red de sensores inalámbricos

Según se describe en [90] la arquitectura de WSN en la que los nodos sensores se autoorganizan entre sí en una red de múltiples saltos a través del canal inalámbrico para la comunicación y reenvían los datos de una estación base a otra estación. Tiene una o más estaciones base llamadas sumideros con una gran cantidad de dispositivos de detección. Cada nodo en la red tiene uno o más sensores que son de baja potencia y funcionan con baterías. La red de sensores tiene muchos nodos de sensores que se utilizan para transferir datos y varios nodos de sensores con recursos limitados la forman [91]. La figura 70 muestra la arquitectura básica de WSN [92].

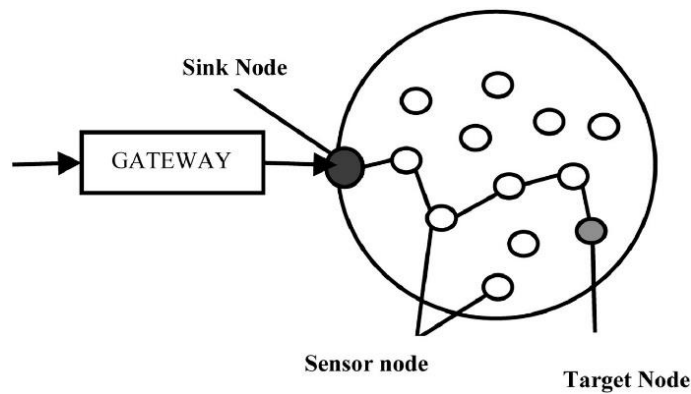


Figura 70.- La arquitectura básica de WSN [92].

Los nodos sensores son los dispositivos de campo primarios en la arquitectura WSN y son responsables de enrutar los paquetes [93]. Los nodos de sensores tienen tres subsistemas: subsistema de sensores, subsistema de procesamiento y subsistema de comunicaciones [94].

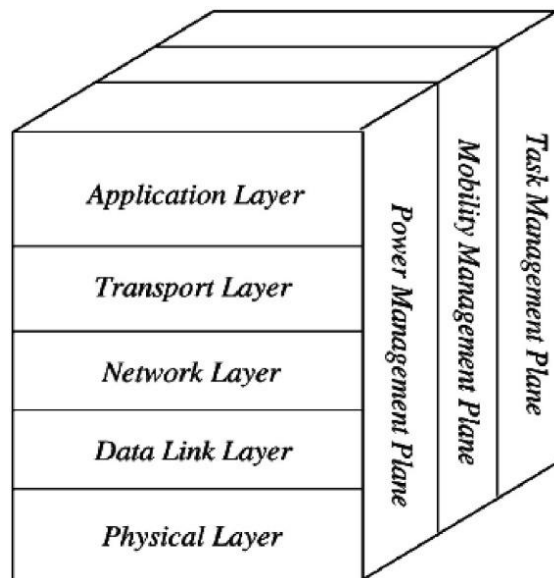


Figura 71.- La arquitectura en capas de WSN [92].

La red de sensores tiene cinco capas basadas en el modelo OSI: capa de aplicación, capa de transporte, capa de red, capa de enlace de datos, capa física [95]. Además de las cinco capas enumeradas anteriormente, la red de sensores tiene tres planos de capas cruzadas: plano de gestión de tareas, plano de gestión de movilidad y plano de gestión de energía, para aumentar la eficiencia general y hacer que los nodos sensores trabajen juntos en la red que se muestra en la figura 71.

4.5.- Requerimientos de seguridad

El objetivo principal de los servicios de seguridad en la WSN es proporcionar datos e información protegidos de cualquier tipo de ataques [95]. Los diversos requisitos de seguridad en WSN, que son los siguientes:

- Disponibilidad: es esencial que los recursos estén disponibles en la red operativa para que el mensaje avance y garantiza que los nodos puedan utilizar el recurso y la red también [96].
- Autorización: Asegura que los sensores autorizados brinden información a los servicios en la red operativa.
- Autenticación: implica que los nodos sensores en la comunicación son genuinos y tienen acceso adecuado a la red.
- Confidencialidad: Asegura que el mensaje en la red de comunicación no pueda ser leído y entendido por los atacantes.
- Integridad: Se refiere a que el mensaje no sea alterado o manipulado mientras estuvo en la red de comunicación. Simplemente inyectando paquetes adicionales, se puede cambiar todo el paquete [96].

4.6.- Desafíos y limitaciones de la red de sensores inalámbricos

En las redes de sensores inalámbricos son muchos los desafíos a los que se enfrenta para desarrollar una comunicación confiable en la transmisión de datos, calidad de servicio, y también en consumo de energía, complejidad de hardware y software. Las limitaciones de WSN se basan en el consumo de energía, el almacenamiento y la computación.

4.6.1.- Desafíos de la red de sensores inalámbricos

Los retos en la WSN [97] según el requerimiento de las aplicaciones en los que se enumeran algunos a continuación:

- (1) Eficiencia energética: La eficiencia energética es el problema principal, ya que WSN es una red con recursos limitados. El consumo de energía se utiliza durante la actividad de enrutamiento de paquetes de datos. Depende principalmente de la vida útil de la batería de los nodos sensores [98].

- (2) Prolongación de la vida útil de la red: Otro desafío es prolongar la vida útil de los nodos al disminuir el consumo de energía y extender el ciclo de vida de la WSN.
- (3) Calidad de servicio: Cada aplicación tiene sus términos de QoS, pudiendo solicitar diferentes Procesamientos de QoS. Debido a las limitaciones de los dispositivos de hardware, proporcionar QoS sigue siendo una tarea desafiante [99].
- (4) Tolerancia a fallas: Los nodos pueden sostener las funciones realizadas en la red incluso cuando hay energía limitada en la batería, tasa de falla de los nodos e interferencia del entorno externo.
- (5) Entorno dinámico: La capacidad de la WSN para soportar condiciones ambientales adversas donde se implementa principalmente en áreas peligrosas y algunas de las ubicaciones pueden estar desatendidas.
- (6) Complejidad de hardware y software: Las unidades de hardware de los nodos realizan las funciones de procesamiento, almacenamiento y fuente de energía para conectar un sensor al transmisor de radio [100]. Los dispositivos de hardware utilizados en la red deben ser energéticamente eficientes y fiables. El sistema operativo debe ser independiente para administrar el hardware de los nodos, y también, la extracción y manipulación de datos debe administrar la concurrencia de acuerdo con el requisito de la aplicación.

4.6.2.- Restricciones en la red de sensores inalámbricos

Las restricciones para desarrollar redes de sensores inalámbricos son muchas y variadas. Para conocer bien cómo se pueden obtener mecanismos de seguridad en esta red es necesario comprender los recursos de esta. Las restricciones más importantes son las siguientes:

- (1) Almacenamiento limitado: se refiere al almacenamiento de datos y mecanismos clave para asegurar los datos. Es un desafío desarrollar una red segura con protocolos diseñados con alta seguridad.
- (2) Poder de cómputo limitado: El cómputo se basa en la energía para diseñar y ejecutar las claves. El algoritmo diseñado para los mecanismos clave debería reducir la potencia de cálculo.
- (3) Energía limitada: debido a la falta de cables y al tamaño pequeño de los nodos sensores, existe una restricción de energía en las WSN. Los nodos sensores funcionan con baterías. La limitación de energía afecta la seguridad ya que el algoritmo de encriptación genera sobrecarga en la comunicación.

Capítulo 5

**Dispositivos portátiles
con los “Smart Textiles”
para controlar la
temperatura del pie en
pacientes diabéticos**

5.1.- Introducción

Una de las enfermedades que puede afectar a los pacientes diabéticos es el problema del "pie diabético". Las lesiones leves que pasan desapercibidas y la infección subsiguiente pueden provocar una ulceración isquémica y terminar en una amputación del pie. Los estudios preliminares han demostrado que existe una relación positiva entre el aumento de la temperatura de la piel y la fase de pre-ulceración. Por lo tanto, se va a realizar un estudio de los dispositivos médicos y los sensores que se utilizarán específicamente para recopilar datos vitales. En particular, interesa la medida de la temperatura del pie. Dado que existe una gran cantidad de este tipo de dispositivos médicos, el estudio se centrará en los utilizados para medir la temperatura y desarrollados en España.

La diabetes mellitus describe un grupo de enfermedades metabólicas en las que el paciente tiene un nivel alto de glucosa en sangre (azúcar en sangre), ya sea porque la producción de insulina es inadecuada o porque las células del cuerpo no responden adecuadamente a la insulina, o ambas cosas. Si no se trata, la diabetes puede causar muchas complicaciones. Las complicaciones agudas pueden incluir cetoacidosis diabética, estado hiperglucémico hiperosmolar o muerte. Las complicaciones graves a largo plazo incluyen enfermedad cardiovascular, accidente cerebrovascular, enfermedad renal crónica, úlceras en los pies y daños en los ojos. La diabetes es uno de los principales contribuyentes a las enfermedades cardiovasculares y es la undécima causa común de discapacidad en todo el mundo.

Varios estudios diferentes mencionan un aumento significativo en las tasas de diabetes: 422 millones de personas en 2014, según la Organización Mundial de la Salud (OMS), o alrededor de 425 millones de personas en 2017 [101] tenía diabetes en todo el mundo. Esto representa del 8,3 al 8,5 % de la población adulta (en 1980 era de alrededor del 4,7 %), con tasas iguales tanto en mujeres como en hombres. La cantidad de pacientes diabéticos en Europa fue de 58 millones. Esto aumentará a 67 millones en 2045. En 2017, había 3584,5 personas que padecían diabetes en España (esto representa el tercer país de Europa) [101]. El costo económico mundial de la diabetes en 2014 se estimó en 612 mil millones de dólares [102] y US \$ 727 mil millones en 2017 [101].

Se han realizado varios estudios relacionados con el calzado terapéutico con el objetivo de prevenir la reulceración en pacientes con diabetes y factores de riesgo del pie, pero sin protección significativa. Se han encontrado pocos beneficios hasta ahora [103]. La atención de enfermedades crónicas hace que el trabajo de investigación se enfoque a potenciar las habilidades de autocuidado de los pacientes y también en dispositivos de seguimiento para mejorar la calidad de vida de los pacientes diabéticos. Sin embargo, los pacientes deben ser responsables de su propia atención médica. La investigación estima que la incidencia de úlceras del pie a lo largo de la vida dentro de la comunidad

diabética es de alrededor del 15 % y puede llegar hasta el 25 % [104]. La prevalencia de úlceras varía según el sexo, la edad y la población del 2,4 % al 5,6 %. Es una causa frecuente de hospitalización y podría dar lugar a complicaciones importantes [105]. En realidad, un "pie diabético" puede definirse como una infección, ulceración y/o destrucción de tejidos profundos asociados con anomalías neurológicas y diversos grados de enfermedad vascular periférica en las extremidades inferiores. Además de la neuropatía periférica diabética (NPD) y la enfermedad vascular periférica, una úlcera del "pie diabético" puede ser causada por un traumatismo menor en el pie, deformidad del pie y disminución de la perfusión tisular [106]. Aproximadamente la mitad de los pacientes con úlcera de "pie diabético" tienen enfermedad arterial periférica coexistente. Cuando las heridas tardan mucho en sanar, es posible que se produzca una infección y que sea necesario amputar una extremidad inferior. La infección del pie es la causa más común de amputación no traumática en personas con diabetes. De hecho, se estima que alrededor del 85 % de los diabéticos que sufren amputaciones han tenido previamente una úlcera.

Aunque la NPD es una causa común y frecuente de morbilidad y discapacidad, los pacientes a menudo descuidan y olvidan la evaluación y el tratamiento tempranos de la neuropatía diabética. Algunos resultados encontraron la correlación entre los valores del umbral de percepción de vibraciones (es decir, neuropatía diabética) y la temperatura media del pie (MFT) [107]. Sin embargo, no encontraron correlación entre la hemoglobina glucosilada (HbA1C) y la MFT. Además, los pacientes diabéticos con neuropatía tenían valores medios más altos en comparación con los sujetos no neuropáticos. Estos autores destacaron la importancia de la monitorización de la temperatura para evitar o reducir las úlceras del pie en pacientes diabéticos.

La prevención del "pie diabético" puede incluir optimizar el control metabólico (regular los niveles de glucosa); identificación y detección de personas con alto riesgo de ulceración del "pie diabético"; y educación del paciente para promover el autoexamen y el conocimiento del cuidado de los pies. A los pacientes se les enseñaría de forma rutinaria a inspeccionar sus pies en busca de hiperqueratosis, infecciones fúngicas, lesiones cutáneas y deformidades del pie. El control del calzado también es importante, ya que los traumatismos repetidos derivados de los zapatos ajustados pueden ser un factor desencadenante. Sin embargo, solo hay pruebas limitadas de que la educación del paciente tendría un impacto a largo plazo como medida preventiva.

En realidad, los diferentes métodos clínicos utilizados para evaluar la función de las fibras pequeñas se pueden clasificar en termometría de contacto eléctrico, umbrales de discriminación de temperatura cutánea, termografía infrarroja y termografía de cristal líquido (LCT). La termografía infrarroja (IR) se ha utilizado como una técnica de medición de temperatura en tiempo real, utilizada para

producir una visualización en color de la energía térmica emitida por el sitio medido a una temperatura por encima del cero absoluto. Jones y Plassmann [108] proporcionó una excelente reseña sobre la tecnología IR junto con consideraciones relacionadas con el procesamiento de imágenes.

Sin embargo, actualmente no existe un dispositivo médico eficaz para alertar a los pacientes con el fin de evitar ulceraciones en pacientes diabéticos. Por lo tanto el punto de partida en el estudio del estado de la técnica es el que tienen los dispositivos médicos para monitorear las constantes vitales del paciente; se centrará en el caso específico de la monitorización de la temperatura corporal y en ella se detalla una revisión de la literatura científica española sobre dispositivos inteligentes para la recogida de datos de temperatura y que se puedan implementar dentro de un "Smart Textiles".

5.2.- Dispositivos para monitorear la salud del paciente

Las aplicaciones con dispositivos para facilitar y mejorar la calidad de vida de los pacientes con diferentes patologías son una realidad desde hace varios años y han evolucionado rápidamente. Sin embargo, su eficacia clínica todavía es discutible. Por ejemplo, se ha tratado y conseguido mejorar la calidad de vida de las personas mayores y discapacitadas monitoreando en su casa sus actividades cotidianas. Los datos se recopilan automáticamente sin ningún problema desde el dispositivo de monitoreo. Actualmente es una cosa muy implementada, pero no dentro de los "Smart Textiles" sino, dentro de los dispositivos que habitualmente utilizan las personas mayores, como el mando a distancia de la televisión, el móvil, la caja de medicinas, etc.

En 2010, López [109] presentó un nuevo esquema piloto desarrollado para usuarios reales que emplea una combinación de textiles electrónicos y dispositivos sensores inalámbricos que controlan algunos parámetros del cuerpo como temperatura y electrocardiograma (ECG), entre otros. Esta combinación proporcionaría un control de la salud eficiente y no invasivo con el uso de un sistema portátil, de tal manera que los pacientes fueran monitoreados en tiempo real sin tener que ir al hospital. También se propuso un sistema para permitir la monitorización domiciliar de los pacientes con enfermedad de Parkinson. Este sistema incluye un sensor portátil que recopila datos y una aplicación web de comunicación bidireccional entre el paciente y el médico.

En 2013, se estudió una amplia gama de sistemas portátiles, incluidas sus aplicaciones y eficacia tanto en el hogar como en un entorno hospitalario [110], llegando a la conclusión de que, si bien son buenos y beneficiosos, en ocasiones son limitados y no alcanzan la precisión y seguridad que requiere el personal médico.

En los últimos años, los sistemas móviles de seguimiento de la salud y el deporte y el entrenamiento han aumentado considerablemente el conocimiento

y la popularidad de las tecnologías portátiles [110]. Se han desarrollado varios sistemas multisensoriales para recolectar la actividad física. Actualmente el uso del teléfono móvil para recopilar datos de sensores mediante un módulo de comunicación Bluetooth de bajo consumo está disponible y es fácil de usar para la mayoría de las personas.

En el Informe de eSalud español [111], se afirmó que "Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), la definición oficial de eSalud es la siguiente: es el uso seguro de las tecnologías de la información y las comunicaciones en apoyo de la salud y los campos relacionados con la salud, incluidos los servicios de salud y procesos, prevención, vigilancia de la salud, tratamiento, literatura en salud y educación, conocimiento e investigación en salud. eSalud puede ayudar a reducir costos y también incluye un alto potencial de ventas. El campo de la eSalud es amplio, y no es simplemente posible cubrir todas las áreas que representan el mercado de la eSalud en su totalidad. De hecho, informan que, en 2017, el 19 % del propósito de las aplicaciones de eSalud es medir las funciones corporales. Estos dispositivos de eSalud son de especial interés para las enfermedades crónicas, ya que permitirían a los pacientes tener menos visitas al médico/hospital con la consecuente mejora en la autonomía de vida, al tiempo que se reducen los gastos de salud. El uso de dispositivos para el cuidado de la salud permitirá reducir los costos médicos (reducción de la estadía hospitalaria), brindará acceso a la atención y a médicos especializados en cualquier lugar y en cualquier momento, evitará enfermedades, etc. [72].

De hecho, existen varias enfermedades crónicas que hacen que los pacientes controlen continuamente su salud. La educación y el control podrían reducir considerablemente el riesgo de complicaciones médicas. La calidad de vida extrahospitalaria se convierte en un desafío para médicos e investigadores. Se han implementado muchos dispositivos médicos para monitorear diferentes variables de la salud para involucrar a los pacientes en su propia atención médica. Dispositivos diseñados específicamente para el análisis de la marcha humana, enfermedades como ataques cardíacos, apnea del sueño, enfermedad de Parkinson, o la actividad de las personas mayores (todas las señales fisiológicas y actividades físicas de los pacientes) se podría controlar con la ayuda de dispositivos portátiles [112]. Algunos dispositivos portátiles están disponibles para evaluar la marcha. Uno de ellos analiza la presión plantar del pie, la medición inercial, la detección de distancia con láser y la electromiografía. Otros podrían ayudar a reentrenar la marcha y ayudar a la rehabilitación funcional de pacientes con enfermedad de Parkinson, en todos ellos hay que tener especial atención con su autenticación [113].

Los "Smart Textiles" están desempeñando un papel importante en el ámbito del control de la salud. Como ejemplo, podríamos citar el caso de las telas con hilos metálicos que dan información sobre diferentes variables corporales, o la

ropa que mide la frecuencia cardíaca, la temperatura y la respiración [114]. Reddy desarrollo y analizó [12] una plantilla para tomar medidas de temperatura en pies diabéticos para estudiar la etiología de las ulceraciones del "pie diabético". Este sistema tiene cuatro sensores en cuatro ubicaciones del pie en la plantilla: el hallux, entre la cabeza del primer y segundo metatarsiano, el lado lateral del pie y el talón.

Las variables que son medidas por los dispositivos médicos incluyen principalmente las siguientes: ECG, frecuencia respiratoria, oxigenación de la sangre (SpO₂), fotopletismograma (PPG), respuesta galvánica de la piel (GSR), temperatura corporal y presión arterial. Una descripción detallada de algunos dispositivos que están más desarrollados se encuentra en la tabla 9. Los usuarios finales de dichos dispositivos son soldados, bomberos, policías, ancianos, bebés, deportistas o pacientes en general [115].

El sistema de monitoreo de glucosa en sangre AgaMatrix iBGStar que incluye un glucómetro conectado a una aplicación móvil (<http://agamatrix.com/>), o el sistema de salud digital Proteus, permiten un seguimiento continuo relacionado con el consumo de pastillas. Los pacientes diabéticos también tienen la posibilidad de pincharse los dedos con una lanceta (en casa), tomar una tarjeta de laboratorio para la sangre, enviarla por correo para su análisis y ver los resultados (incluidos hemoglobina, hematocrito, glucosa, potasio, calcio, pH, urea, nitrógeno, etc.)

| Dispositivo | Variables | Tecnología | Lugar |
|------------------------|---|-----------------------|--|
| Mediante tarjetas | Penetración de un proyectil ECG, SpO ₂ , Temperatura, voz | Prenda inteligente | Utilizado por la Marina de los EEUU en combate |
| Dispositivos de muñeca | ECG, SpO ₂ , Presión arterial, ritmo cardiaco | Siemens TC35 Móvil | Hospital Casa |
| Salvavidas | ECG, SpO ₂ actividad, frecuencia respiratoria, ritmo cardiaco, temperatura | Bluetooth | Remoto En ambientes extremos |
| Textiles | ECG, actividad respiratoria | Sensores textiles | Vida diaria Clínica Medio ambiente. |
| Chalecos inteligentes | ECG, PPG, temperatura corporal, presión arterial, GSR, ritmo cardiaco. | Hogar | Inalámbrico |
| Proyecto LOBIN | ECG, temperatura | RFID | Hospital |

Tabla 9.- Dispositivos médicos portátiles para medir datos vitales.

Se han llevado a cabo otros estudios para examinar el efecto del calzado terapéutico en los resultados de las úlceras en pacientes diabéticos, y se

desarrolló calzado terapéutico para prevenir las úlceras del pie en pacientes de riesgo y referencias en el mismo. Otero [116] presentó, tanto a nivel de investigación como industrial y de mercado, un panorama en relación con la incorporación de dispositivos biomédicos a los sistemas de teleasistencia. Patel [117] presentó una nueva plataforma informática portátil para la recopilación discreta de conjuntos de datos etiquetados y un nuevo paradigma para el desarrollo, implementación y evaluación continuos de modelos de aprendizaje automático para garantizar un rendimiento sólido del modelo. Además, Lonini [118] describió algoritmos de aprendizaje automático que utilizan flujos de datos capturados de sensores portátiles suaves y tienen el potencial de detectar automáticamente los síntomas de la enfermedad de Parkinson e informar a los médicos sobre la progresión de la enfermedad.

5.3.- Tecnología inteligente para monitorear continuamente la temperatura corporal

Para analizar los principales factores del aumento o descenso de la temperatura de los pies en varios puntos, puede resultar interesante diseñar y desarrollar un prototipo para obtener la temperatura de los pies de forma continua, y alertar al paciente si existe riesgo de ulceración. Obviamente, antes de que se desarrolle este prototipo, debemos analizar el rendimiento de diferentes sensores y ver (1) cómo actúan en una variedad de condiciones, y también será necesario decidir (2) cuántos sensores se necesitan y dónde los están colocando. Esto se describe en esta sección y a lo largo de la siguiente, donde se describe la investigación española sobre estos temas.

En 2017, la cantidad estimada de sensores portátiles para dispositivos sanitarios fue de 80 millones [119]. La temperatura es una de las cantidades físicas más medidas. Los sensores de temperatura transforman una cantidad física en voltaje eléctrico. Sin embargo, las curvas características no siempre son lineales, por lo que la electrónica debe realizar correcciones para obtener la mayor precisión posible. El uso de un sensor para medir la temperatura se ha descartado en algunos casos porque los datos de temperatura pueden variar según las condiciones ambientales [120].

Lavery [121] definió un método para controlar la temperatura de la piel en lugares predeterminados del cuerpo, como la planta de los pies, para predecir problemas en los pies, como ulceraciones o cualquier otra afección que cause inflamación y lesión tisular. El dispositivo implementado por Lavery detecta diferencias significativas entre las temperaturas de la piel en la planta del pie izquierdo y la planta del pie derecho, y también una diferencia entre puntos adyacentes. En caso de que ocurra, se proporciona una señal de alarma al usuario. Los datos de temperatura recopilados también pueden mostrarse al usuario, almacenarse para uso futuro o enviarse a cualquier otro dispositivo.

Tamura y col. usaron 16 termistores PBN-41E para desarrollar un registrador de datos con una tarjeta de memoria para medir la temperatura mientras la persona duerme [122]. El rango de medición fue de 0 a 40 °C con una precisión de $\pm 0,2$ °C. Se desarrolló un registrador de temperatura multipunto que utiliza LM35 como sensor y Arduino UNO para recopilar datos ambientales, con un rango de temperatura de 0 a 100 °C.

Existe un amplio número de manuscritos en la literatura científica que describen diferentes procedimientos para monitorear la temperatura de forma continua en varios puntos del cuerpo humano con técnicas no invasivas [123]. Todos intentan obtener con precisión la temperatura central, o temperatura cerebral [123] y referencias en el mismo, o temperatura del oído, o temperatura rectal. En algunos casos, se compararon varios enfoques diferentes.

Aunque la evaluación de la temperatura rectal es la mejor para estar cerca de la temperatura central, la función termorreguladora de la piel contribuye a su control. Por lo tanto, la relación entre la temperatura corporal y la temperatura de la piel en los umbrales de respuesta termorreguladora es lineal. El examen habitual del "pie diabético" incluye la medición de la temperatura de la piel por infrarrojos en el área de la sien (arteria temporal), pero con dispositivos pequeños, baratos y fáciles de usar [124]. Además, si este dispositivo se utiliza en la superficie del pie, ofrece solo un dato de medición en un punto determinado, sin resultados precisos. El protocolo que se propone es más preciso, completo, confiable y muestra múltiples puntos de temperatura, con una precisión de $\pm 0,045$ °C.

Todos estos procedimientos descritos anteriormente utilizan muchos tipos diferentes de dispositivos de medición de temperatura tales como:

- Dispositivos eléctricos como termopares, termorresistencias, termistores, diodos o dispositivos electrónicos programables.
- Dispositivos mecánicos: sistemas de dilatación, termómetros de vidrio con líquidos, termómetros bimetalicos.
- Dispositivos con radiación térmica que utilizan radiación infrarroja o termografía.
- Otros dispositivos: con indicadores de color como lápices o pinturas, sondas neumáticas, sensores ultrasónicos, indicadores pirométricos o termómetros acústicos.

Sin ninguna duda, los sensores eléctricos son los más utilizados para medir la temperatura. Sin embargo, cada uno de estos tipos de sensores tiene cualidades especiales que los hacen más convenientes para un proceso u objetivo específico, ver [125] para la descripción de diferentes tipos de sensores

y elementos de procesamiento utilizados en varios sistemas de medición y control de temperatura.

Como se explicó anteriormente los termopares son los sensores de temperatura eléctricos más utilizados en la industria. La clasificación de los termopares según el material y la tensión que generan se detalla en la tabla 10. Un termopar es la unión de dos alambres de diferente material en un punto. Cuando se aplica temperatura en este punto, se genera un voltaje muy pequeño (del orden de micro o milivoltios). Si se trabaja con poca tensión, entonces no es fácil obtener datos de temperatura.

| Tipo | Material | Tensión (mV) |
|------|--|----------------|
| B | Platino -Rodio 30% frente a Platino-Rodio 6% | 0 a 10,094 |
| R | Platino -Rodio 13% frente a Platino | 0 a 16,035 |
| S | Platino -Rodio 10% frente a Platino | 0 a 13,155 |
| J | Hierro contra Constantan | -7,89 a 39,130 |
| K | Níquel-Cromo frente a Níquel | 0 a 41,269 |
| T | Cobre contra Constantan | -5,60 a 14,86 |
| E | Níquel-Cromo frente a Constantan | -9,83 a 53,11 |

Tabla 10.- Clasificación de termopares según la tensión producida.

La termorresistencia funciona variando su resistencia en función de la temperatura. Los dispositivos más comunes están contruidos con una resistencia de platino llamada PT100, PT1000, etc. La relación de resistencia a la temperatura correspondiente al cable de platino es tan reproducible que el termómetro de resistencia de platino se utiliza como estándar internacional de temperatura. También se utilizan otros materiales como níquel, níquel-hierro, cobre y tungsteno. La medición de este tipo de sensores debe realizarse con condiciones especiales para lograr una mayor precisión; estas medidas se denominan dos hilos, tres hilos y cuatro hilos, siendo este último el más preciso en términos de medida, pero el más complejo de realizar. Un sensor de resistencia muy común es el PT100. Este sensor está fabricado en platino y tiene una resistencia de 100 Ω en 0 $^{\circ}\text{C}$, variando 0,39 Ω por grado centígrado aumentado o disminuido.

Los termistores son mucho más sensibles, compuestos por una mezcla sintetizada de óxidos metálicos. El termistor es esencialmente un semiconductor que se comporta como una "resistencia térmica". Se pueden encontrar en el mercado con la denominación NTC (coeficiente de temperatura negativo, es decir, la resistencia disminuye con la temperatura) y PTC (coeficiente de temperatura positivo, es decir, la resistencia aumenta con la temperatura). Los NTC están hechos de una mezcla de óxidos de Mn, Ni, Co, Cu y Fe y se moldean en cuerpos cerámicos de diferentes tamaños. Suelen tener una resistencia entre 50 Ω y 1 m Ω a los 25 $^{\circ}\text{C}$, y una sensibilidad del 4 % a los 25 $^{\circ}\text{C}$. Los PTC son resistencias compuestas principalmente de bario y estroncio con titanio. La

resistencia SSTENTC1K, por ejemplo, está muy bien documentada por el fabricante. La resistencia de 1 kΩ tiene menos desviación de temperatura; en concreto, es del 1 %, mientras que los demás sufren más variación. Además, esta desviación en la medición de la temperatura se produjo en las proximidades de temperaturas cercanas a la del cuerpo humano. A los 25 °C, tenemos una resistencia de 1 kΩ. Los termistores son mucho más fáciles de usar que los anteriores; basta con un simple divisor de tensión. La ecuación que domina el cambio de resistencia de un termistor con respecto a la temperatura viene dada por la ecuación:

$$R(T) = R(T_0)e^{k\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)} \quad (24)$$

dónde $R(T)$ es la resistencia (en ohmios) observada a la temperatura T , que depende de un primer parámetro dado por la resistencia a una temperatura conocida, $R(T_0)$ y un segundo parámetro de ajuste k .

Sin embargo, los termistores son dispositivos sensibles porque, si el calor adicional no se puede disipar, el calentamiento causado por la excitación de la corriente puede aumentar la temperatura del elemento sensor.

Los dispositivos electrónicos programables son dispositivos de última generación para medir la temperatura. Ya son circuitos integrados donde la variación de temperatura se realiza electrónicamente, como los diodos, por variación de voltaje y corriente en la unión PN de los semiconductores. La gran diferencia de estos es que ya están encapsulados en elementos muy pequeños y que se comunican directamente con un microprocesador para conocer la temperatura a su alrededor. Existe una gran variedad de modelos, ejemplos típicos son el MAX30205, el Si7006, el AD590, etc.

De todos los descritos anteriormente, cada uno tiene sus ventajas y desventajas. Para medir la temperatura del pie, es necesario un sensor que se pueda leer fácilmente, y debe ser preciso y lo más pequeño posible. Sin embargo, no existe una gran cantidad de literatura sobre técnicas para monitorear continuamente la temperatura del pie. Probablemente esto se deba a varias razones: este sensor debe ser muy pequeño y cómodo, pero lo suficientemente preciso durante varios meses y después de varios lavados. Recientemente, en [126], se explica cómo se puede incrustar un chip termistor en las fibras de un hilo, y esto se puede utilizar para producir un textil o una prenda. Paralelamente al desarrollo de este trabajo preliminar, se presentó una propuesta de un dispositivo basado en sensores para el monitoreo de la temperatura del pie en [127]. Sin embargo, es necesario continuar con este tipo de proyectos si el objetivo final es construir un dispositivo médico eficiente que alerta a los pacientes diabéticos cuando aparecen úlceras en los pies.

5.4.- Actualidad en los sistemas de seguimiento de eSalud en España

El uso de sensores comenzó hace más de 200 años; en la primera revolución industrial, los sensores físicos se utilizaron para el control de la presión en las máquinas de vapor y posteriormente los productos químicos y bioquímicos los aplicaron a diferentes procesos y aplicaciones. También se utilizaron para convertir una señal mecánica en una señal eléctrica, lo que permitió digitalizar la información captada por los sensores eléctricos analógicos, permitiendo así su posterior procesamiento digital.

El término "inteligente" o "sensor inteligente" apareció por primera vez en la literatura técnica a principios de la década de 1980 con el objetivo de integrar un procesador digital y su software en un sensor físico. Este sistema permitiría el procesamiento in situ de la información del sensor y la toma de decisiones para el control del proceso. En su evolución, los "sensores inteligentes", conectados en una red, son capaces de intercambiar datos y producir retroalimentación si es necesario. Hoy en día, no solo son capaces de reproducir condiciones de temperatura y humedad, sino que también son capaces de detectar aplicaciones como impedancia eléctrica, voltaje, campos magnéticos, concentración de luz, sustancias químicas o gases, radioactividad y muchas otras condiciones medibles. Además, los sensores inteligentes pueden determinar su propia ubicación física y movimiento (aceleración, velocidad y vibración), que se utilizan para la detección de objetos y para rastrear aplicaciones.

Debido a los avances en miniaturización, la mayoría de los objetos o productos pueden equiparse con un sensor inteligente. En los procesos de fabricación, los sensores inteligentes ayudan a monitorear, controlar y mejorar las operaciones automatizadas. Esto se puede hacer detectando la posición exacta de los productos y herramientas, midiendo sus dimensiones y contornos durante la producción y entregando los productos a los clientes. Además, estos dispositivos permiten el mantenimiento predictivo tanto de las instalaciones como de los productos; y agregan valor a objetos físicos como vehículos, aviones o dispositivos médicos.

El bajo consumo energético es un factor clave en este contexto de dispositivos sensores, que requerirá el desarrollo de nuevos materiales y técnicas de producción. También se espera que, en el futuro, los sensores puedan medir nuevas propiedades físicas, químicas o biológicas [128]. Por ejemplo, sensores neuronales que recogen diferentes tipos de señales cerebrales o fisiológicas, que desencadenarán futuras aplicaciones en el sector sanitario. En la industria alimentaria, el capacitivo de detección de microorganismos se puede utilizar para comprobar la calidad y seguridad de los alimentos. En la Oficina Europea de Patentes (EPO), podemos obtener bases de datos de patentes, que contienen la información técnica más reciente, gran parte de la cual no se puede encontrar

en ninguna otra fuente [129]. Los inventores europeos fueron responsables de más de 14.000, casi el 30 %, de todas las solicitudes de patentes de la cuarta revolución industrial (4IR) en la OEP hasta 2016. Alemania contribuyó con aproximadamente 4.000 invenciones, la más grande de Europa, seguida de los otros dos grandes países europeos: Francia y Reino Unido, con más de 2.400 y 2.000 solicitudes de patente, respectivamente. Detrás de los tres países principales, hay un grupo de otros que desarrollan importantes actividades innovadoras en tecnologías relacionadas con la Industria 4.0 (el despliegue masivo de Internet de los objetos ha provocado una nueva revolución industrial): los dos países escandinavos, Suecia y Finlandia, y el Holanda, con aproximadamente 900 solicitudes de patente cada una. Suiza no se queda atrás. Italia y España, otros dos grandes países europeos, ocupan el octavo y décimo, respectivamente.

Con aproximadamente el 60 % de todas las invenciones europeas, Alemania, Francia y el Reino Unido fueron los tres mayores inventores en los tres sectores en ambos períodos. España es otro país que muestra una evolución positiva. Amplió su participación en dominios de aplicaciones y tecnologías habilitadoras y duplicó con creces sus tecnologías centrales.

Estas estadísticas analizan el rápido crecimiento en el número de solicitudes de patentes en tecnologías 4.0 en los últimos años. En 2016, más del 3 % de todas las solicitudes presentadas en la EPO combinaron las características de informática, conectividad, objetos inteligentes e intercambio de datos que definen las invenciones 4.0. Este hecho indica el considerable potencial de los objetos conectados que operan de forma autónoma.

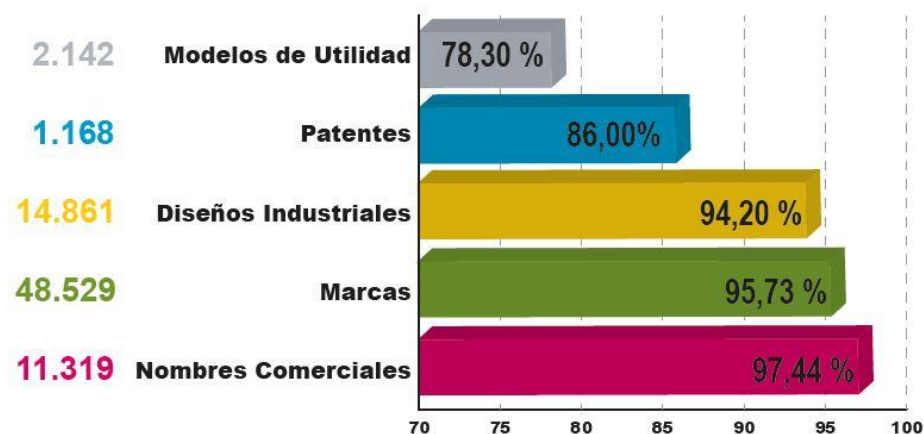


Figura 72.- Solicitudes Nacionales presentadas electrónicamente y porcentaje respecto al total en el año 2019³⁹.

La Oficina Española de Patentes y Marcas (OEPM) es el organismo público responsable del registro y concesión de los diferentes tipos de propiedad industrial. La OEPM dispone de un volumen de información tecnológica y

³⁹ Referencia: Oficina Española de Patentes y Marcas O.A. (OEPM)

comercial único en España por su contenido, ya que incluye todos los documentos de patente, modelos de utilidad, modelos y dibujos industriales, diseños industriales, marcas y otros signos distintivos, esta información queda reflejada en [130].

El número total de solicitudes de patentes nacionales presentadas por residentes en España ha sido de 1.264. Las Comunidades Autónomas con mayor número de solicitudes son Madrid (22,1 %), Cataluña (16 %), Andalucía (14,5 %) y Comunidad Valenciana (14,2 %) que suponen el 66,8 % de la totalidad de las solicitudes presentadas, mientras que el resto de las Comunidades Autónomas reparten su actividad en el 33,2 % restante; si bien ninguna de ellas, individualmente, alcanza el 10 % en número de solicitudes presentadas.

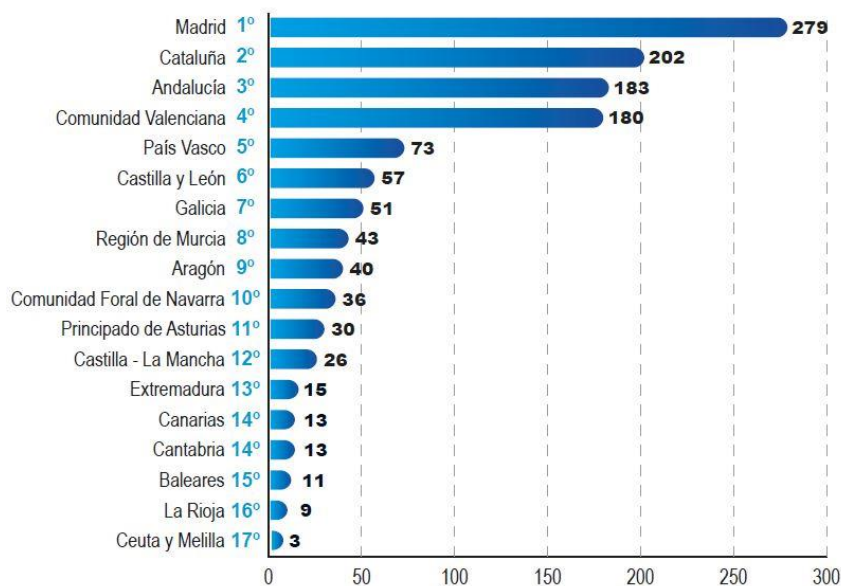


Figura 73.- Solicitudes de Patentes Nacionales por CC. AA. en 2019⁴⁰.

Las invenciones abarcan una amplia gama de tecnologías. A cada solicitud de patente se le asigna uno o más símbolos de la Clasificación Internacional de Patentes (CIP). La OEPM utiliza tablas de concordancias de la OMPI para relacionar estos símbolos de la CIP con el campo o campos tecnológicos recogidos en 35 subsectores técnicos, de los que se han seleccionados los diez que concentran una mayor actividad. En el año 2019, los tres subsectores técnicos que abarcan una mayor concentración de solicitudes de patentes nacionales publicadas corresponden a Transporte; Ingeniería Civil; y Aparatos electrónicos, ingeniería electrónica, energía eléctrica. Si se comparan los años 2018 y 2019, se muestra un mayor incremento en el sector de: Control (sector de instrumentos) con un 46 % de subida en 2019 respecto a 2018, y en el de Aparatos electrónicos, ingeniería electrónica, energía eléctrica (19,8 %), frente

⁴⁰ Referencia: Oficina Española de Patentes y Marcas O.A. (OEPM)

al descenso registrado en los sectores de Manipulación (sector de ingeniería mecánica) (-43 %), y en el de Mobiliario, juegos (-30,2 %).

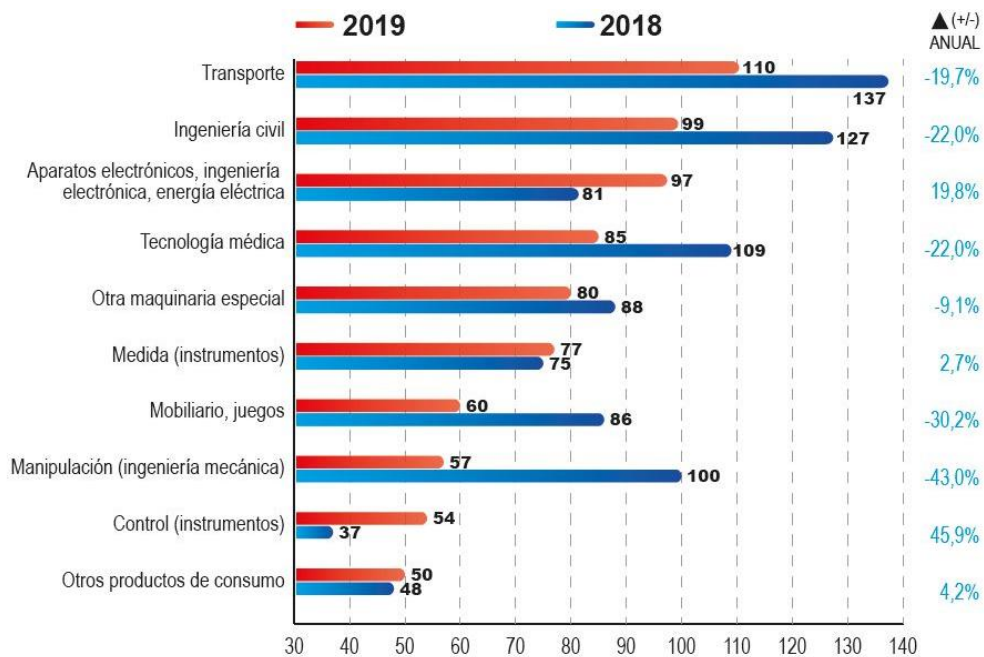


Figura 74.- Número de solicitudes de Patentes Nacionales en los años 2018 y 2019 por subsectores técnicos⁴¹.

Así, está claro que el uso de tecnología con dispositivos y productos eSalud está creciendo en España. Nuubo es una empresa que desarrolló una camiseta biomédica que recopila datos de la señal electrocardiográfica a través de la tecnología de electrodos textiles (BlendFixr) integrado en la prenda [131]. Otro ejemplo de patente española y modelo de utilidad en el ámbito de la salud es el chupete medidor de temperatura infantil. El autor desarrolló un chupete que consta de un cuerpo con su anilla y anilla extrema además de la tetina. Esta invención se caracteriza por el hecho de que el cuerpo está provisto de un sensor de temperatura dispuesto en el interior de la tetina conectado a una batería eléctrica ubicada en una carcasa del cuerpo del chupete, en cuyo cuerpo aparece una pantalla de lectura digital desde la que se mide la temperatura correspondiente. Se patentó otro dispositivo similar en el que, en este caso, los autores propusieron un chupete que detecta la temperatura de un bebé que, en contacto con él, ya sea en la cavidad bucal, mano o cuerpo, y ante un aumento de la temperatura corporal, el dispositivo cambia de color debido a estar hecho de un material sensible específico.

Sobre el 2007 se realizó un pijama infantil patentado con sensor de temperatura integrado, caracterizado por el hecho de comprender, alojado internamente en la zona de la axila, un sensor de temperatura conectado a una centralita que, mediante una mini antena de radiofrecuencia incorporada en la placa electrónica, de forma inalámbrica transmite la temperatura corporal del

⁴¹ Referencia: Oficina Española de Patentes y Marcas O.A. (OEPM).

bebé que lleva la prenda a una unidad receptora portátil equipado con una pantalla digital. En 2015 se patentó un medidor de temperatura corporal que comprende un sensor de temperatura, un dispositivo informático y una interfaz de conexión entre el sensor de temperatura y el dispositivo informático, donde la interfaz transforma la lectura del sensor en una señal de audio que puede ser procesada por el dispositivo informático, todo a través del uso del método de la invención.

La investigación actual en España relacionada con el "pie diabético" se centra en la detección precoz de las neuropatías diabéticas, que pueden prevenir la aparición de úlceras del "pie diabético" [132]. La percepción del 83 % de los médicos generales en España mostró que se cree que el manejo de las úlceras del "pie diabético" está organizado por equipos multidisciplinares, con presencia de podólogos especializados. De hecho, investigaciones recientes muestran que los podólogos trabajan en unidades multidisciplinarias del pie, y la implementación de estrategias conjuntas con endocrinólogos se asoció a una reducción del 40 % en la reulceración del "pie diabético" [133]. Por tanto, la prevención de las úlceras recurrentes es factible y debe ser una prioridad en una unidad multidisciplinar de "pie diabético". También en España, algunos equipos están intentando identificar umbrales de temperatura, que permitan detectar posibles complicaciones adicionales, como úlceras plantares. En una muestra de 277 diabéticos sin complicaciones en el pie, se estudió que cualquier cambio de temperatura en la piel de la planta del pie superior a 0,7 °C (consideraron cuatro regiones de interés, ROI) pide una mayor vigilancia del área afectada [134]. Esto podría considerarse como el primer valor para implantar la vigilancia de la zona afectada.

Otras áreas de interés son la relación de cómo la postura del pie podría influir en la temperatura de la planta del pie. De esa forma, aunque no directamente relacionada con los diabéticos, parece que la temperatura de la piel no está relacionada con la eversión del pie. Por tanto, la postura del pie no puede ser un determinante importante. Sin embargo, existe escasa literatura en este campo y se abren interesantes líneas de investigación. Con una mejor clasificación de la postura del pie, es decir, utilizando un índice de postura del pie, podría ser posible identificar las ROI expuestas a más cargas, presiones plantares [135] y posiblemente, temperatura más alta. Por tanto, monitorizando estos ROI, podríamos detectar mejor los posibles cambios de temperatura que podrían influir en el debilitamiento de la planta de la piel y que podrían desarrollar una úlcera plantar.

Sin embargo, la mayoría de estos estudios se basaron en temperaturas tomadas con procedimientos de termografía, que no permiten obtener datos continuos. Evidentemente, en España, todos los tipos de sensores descritos en el apartado anterior son bien conocidos. Sin embargo, este problema es lo

suficientemente desafiante. Intentando desarrollar un dispositivo portátil para medir la temperatura del pie, se ha probado de manera práctica el funcionamiento de alguno de esos sensores. Una posibilidad era la creación de un calcetín con termistores porque miden bien, pero el problema era que eran demasiado voluminosos. Posteriormente se continuó con un montaje con termómetros de resistencia; son pequeños, pero necesitaban mucha electrónica para obtener los datos correctamente.

Como se puede apreciar, es posible proponer el desarrollo de un nuevo prototipo con dispositivos electrónicos programables; son muy pequeños y miden bien, la dificultad es que son elementos muy pequeños y es necesario soldar cables para alimentación y comunicaciones. Evidentemente, para la realización de nuestro dispositivo, se deben considerar sensores de tamaño reducido que no provoquen molestias en la persona que los utilice. La figura 75a muestra un primer calcetín desarrollado con ocho sensores NTC ubicados en la planta del pie, se toman las temperaturas y se comprueban con un polímetro que obtiene temperaturas con un termopar. En la figura 75b, se muestra otro segundo calcetín con sensores PT100 y el circuito auxiliar para medir estos sensores, que como ya se ha explicado son más difíciles de medir correctamente con un circuito a cuatro cables.

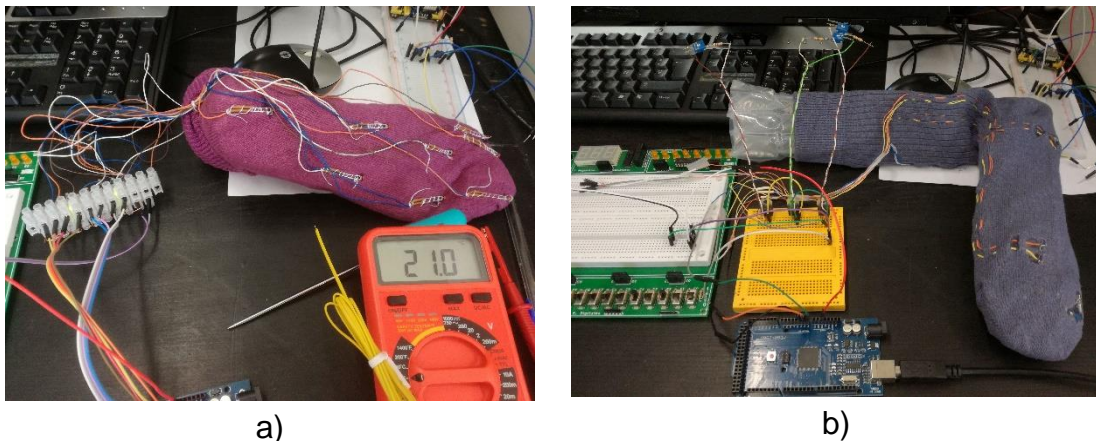


Figura 75.- Prototipo desarrollado para recopilar datos de temperatura: a) calcetín desarrollado con ocho sensores NTC ubicados en la planta del pie, y un polímetro con termopar como referencia y b) configuramos otro calcetín con sensores PT100 y el circuito auxiliar para medir a cuatro cables⁴².

Una vez que se obtuvieron las medidas, fue necesario cambiar el microcontrolador por una plataforma Arduino para obtener los datos. Se decidió hacerlo con el microcontrolador PIC por la sencillez en el montaje, aunque es necesario instalar todos los circuitos auxiliares para que funcione; sin embargo, con la plataforma Arduino, esto se reduce a implementarlo en la misma placa. Además, existe una gran variedad en placas Arduino y de diferentes tamaños. Una vez que los sensores son capaces de obtener las temperaturas con una

⁴² Referencia: Propia.

placa grande, es fácil repetir el proceso en una placa más pequeña, y es posible implementar todo el sistema de adquisición de datos en una pequeña caja, fácilmente transportable por una persona en la pierna, al mismo tiempo que la comunicación con el teléfono móvil se realiza sin ninguna dificultad.

Arduino es una plataforma abierta basada en una placa simple con entradas y salidas (E/S) analógicas y digitales, y en un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje de Procesamiento/Cableado. Arduino se puede usar en el desarrollo de objetos interactivos autónomos o se puede conectar a una PC a través del puerto usando Flash, Processing, MaxMSP, etc. El IDE de código abierto se puede descargar gratis para Windows, Mac OS o Linux.

Inicialmente se ha probado con un Arduino Mega 2560, una placa compleja ya que está equipada con muchas entradas y salidas, tanto digitales como analógicas como comunicación serial. Tiene 54 pines de entrada / salida digital (14 de los cuales se pueden usar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, cuatro UART (puertos serie de hardware), un oscilador de cristal de 16 MHz, conexión USB, conector de alimentación, conector ICSP y botón de reinicio. Incorpora todo lo necesario para el funcionamiento del microcontrolador; solo necesitamos conectarlo a un PC a través de un cable USB o con una fuente de alimentación externa. El Arduino Mega es compatible con la mayoría de los circuitos diseñados para Arduino Duemilanove, Diecimila, Nano o UNO, que son otras placas de la familia Arduino.

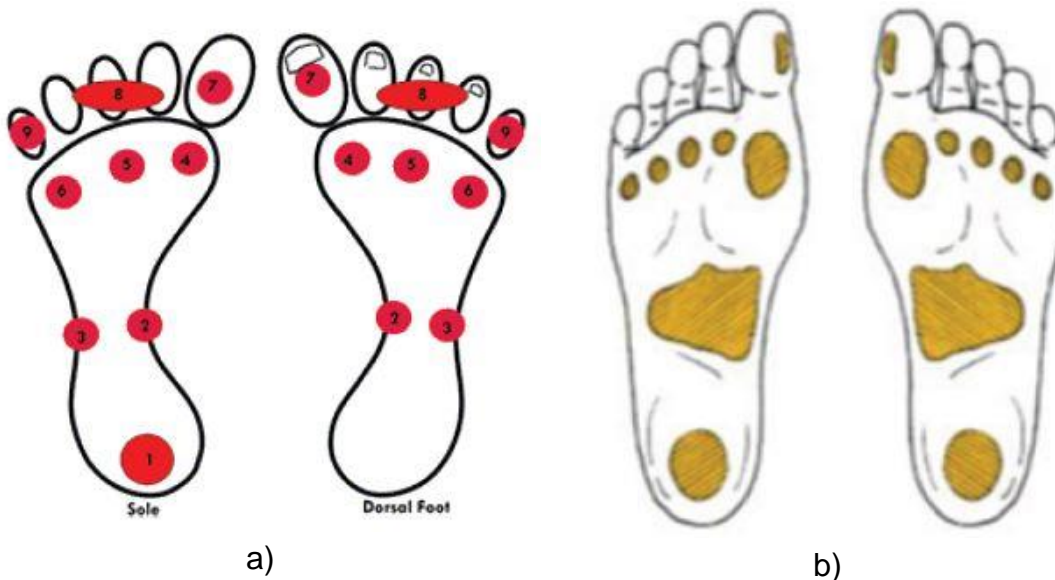


Figura 76.- a) mostramos un esquema con los puntos donde se estudian los datos de temperatura: la planta y las zonas dorsales corresponden a la misma posición, salvo el número uno que está solo en la suela: (1) talón, (2) mediopié medial, (3) medio pie lateral, (4) cabeza del primer metatarsiano, (5) cabezas del metatarsiano central, (6) cabeza del quinto metatarsiano, (7) dedo índice, (8) dedos centrales y (9) quinto dedo y b) ilustración con áreas de riesgo en el pie [106].

También es conveniente analizar cuántos sensores utilizará el dispositivo y dónde debemos colocarlos. Existe un estudio previo para obtenerlos [136]. Estos

puntos se muestran en la figura 76. Los dendogramas, mapas de calor e histogramas proporcionados [136], ayudan a obtener algunas conclusiones sobre dónde deberíamos colocar los sensores en caso de que no podamos usar nueve sensores, sino por ejemplo cuatro. Estos puntos están relacionados con zonas donde es muy probable que se produzca una úlcera en el pie según algunos estudios [137]. Estas áreas se ilustran en la figura 76. Detectar problemas en estas zonas es de gran interés. Las áreas más pequeñas en riesgo son más o menos un círculo de 1 cm de diámetro. Esta característica es de importancia para los sistemas desarrollados para detectar problemas en los pies diabéticos.

5.5.- Resultados

Con este estudio inicial se han conseguido los objetivos planteados: obtener un prototipo inicial de un calcetín inteligente. Esto ha sido gracias al estudio de los pacientes diabéticos debido a su problemática y al haber podido implantar sensores al calcetín ya que no hay sensores específicos de medida de temperatura de la planta del pie.

Los pacientes diabéticos pueden sufrir el problema del "pie diabético" que puede complicarse con lesiones menores y la posterior infección puede conducir a una ulceración isquémica. En esta parte del estudio de investigación, se ha realizado una revisión sobre wearables, dispositivos médicos y diferentes sensores utilizados específicamente para recopilar datos vitales, prestando especialmente atención a los dispositivos capaces de medir la temperatura de los pies. Hoy en día, existen muchos dispositivos para medir signos vitales como pulso, presión arterial, oxígeno en sangre, etc. Sin embargo, se deben desarrollar dispositivos para diabéticos que puedan medir la temperatura del pie y así mejorar la calidad de vida del paciente diabético.

Capítulo 6
Obtención de
propiedades eléctricas
en diferentes
condiciones
ambientales en los
“Smart Textiles”

6.1.- Introducción

En nuestro día a día, las condiciones ambientales, y sobre todo la temperatura y humedad del aire que nos rodea, pasan desapercibidas. Sin embargo, en muchos casos, estos parámetros juegan un papel importante en el uso de materiales ya que modifican sus propiedades eléctricas. Es necesario predecir cuál será este comportamiento ya que estas condiciones ambientales pueden introducir o mejorar propiedades deseables en el material, y especialmente de los textiles. La naturaleza de estos es ser dieléctricos, y por lo tanto tener una conductividad eléctrica en corriente continua mínima que actualmente es imposible de medir directamente, por lo que se ha propuesto una metodología para obtener la resistividad eléctrica en corriente continua mediante el método de descarga de un condensador. Hay que especificar que la resistividad eléctrica es la inversa de la conductividad eléctrica, de aquí el que se pueda hablar de ambas cosas refiriéndonos a lo mismo básicamente. Para ello, se desarrolló un sistema basado en un voltímetro estático, una cámara climática y unidades de control y captura de datos. Con el fin de validar el sistema y la metodología propuestos, en este trabajo se describe un estudio que utiliza ambos. El estudio permitió comprobar que el factor que más influye en el establecimiento de los valores de los parámetros eléctricos de un material textil es la naturaleza de las fibras que lo componen, aunque también es significativa la influencia de las condiciones ambientales en las fibras.

Estudiar, analizar y comprender las propiedades eléctricas de los materiales junto a sus características y las posibles aplicaciones que puedan tener, es un tema muy importante para poder combinarlos y así obtener otras propiedades, un tema complejo para todos los materiales, especialmente importante para las diferentes industrias y para la que interesa en este estudio, como es la industria textil [138].

En este ámbito, todos los tipos de textiles son importantes, pero los llamados "Smart Textiles" [3] son objeto de especial interés en investigación. Estos materiales se definen como aquellos capaces de alterar su naturaleza y modificar algunas de sus propiedades en respuesta a la acción de diferentes estímulos externos, físicos o químicos, principalmente con el objetivo de conferir beneficios adicionales a sus usuarios [139]. Las ventajas que presentan los "Smart Textiles" frente a los textiles convencionales es la posibilidad de incluir en ellos dispositivos eléctricos o electrónicos [140] [141] que, combinándolos con otras tecnologías como la nanotecnología, microelectrónica, biotecnología y otras, pueden dar lugar a prendas textiles capaces de resolver diferentes problemas, desde el punto de vista de la seguridad hasta el punto de vista médico. Además, estas tecnologías no solo están dirigidas al campo textil, sino que también son foco de investigación en otros muchos campos tecnológicos como pueden ser el militar y aeroespacial. Todo esto puede dar lugar a que, al incorporar electrónica

en una prenda textil, esta se haga más divertida, sea más útil y pueda servir de protección en salvar vidas humanas. Sin embargo, hay un problema esencial y es la comodidad de estas prendas, siendo este factor un problema para su desarrollo; hay que tener en cuenta que, al introducir sensores y circuitos electrónicos en la prenda, esta se puede volver incomoda y menos funcional, problema que nos lleva a tener que analizar la integración de estos componentes con el objetivo de que sean lo más discretos posibles. Un método de integración elegante y discreto sería el tener los circuitos y los componentes incluidos en el tejido, dando lugar a estas prendas.

Para realizar esta integración, se deben conocer todas las propiedades posibles de los elementos involucrados, incluidas las propiedades del tejido base; y las propiedades eléctricas, que primero deben analizarse. Para este análisis eléctrico, el término "conducción eléctrica" es el más importante y para evaluarlo se utiliza el término "conductividad eléctrica" (σ), que se define como la relación entre la densidad de corriente y el campo eléctrico en un material (la unidad en el sistema internacional es Siemens por metro, S/m) [142]. Este valor es siempre positivo y puede ser uniforme o no; es decir, depende de si su valor varía o no según el campo aplicado. Si no varía, se denominan medios o materiales "lineales" o "isotrópicos", y si varían, se denominan medios o materiales "no lineales" o "anisotrópicos", pero si el campo eléctrico es constante, esta conductividad eléctrica debe ser única y la única forma de evaluarla varía, ya que no se puede obtener mediante instrumentos de medida tradicionales. El parámetro eléctrico que mide directamente los instrumentos de medida es la resistencia eléctrica del material, parámetro directamente proporcional a la "resistividad eléctrica" y valor inverso al de la "conductividad eléctrica". Este último término es el que se utiliza porque es propiedad del material que se considera constante en condiciones ambientales controladas e independiente de la técnica de medida utilizada.

Los materiales textiles básicos tienen una resistencia muy alta siendo esto una dificultad a la hora de medirlos, por ello, este parámetro eléctrico es de especial interés y por eso se han desarrollado una serie de metodologías diferentes en la medida de la conductividad eléctrica [143]. Entre los diferentes métodos utilizados en el análisis de resistividad eléctrica (ρ , Ω cm) de materiales dieléctricos, para este estudio se utiliza el método de barras paralelas por descarga de condensadores.

Debemos aclarar que no solo por la incorporación de los "Smart Textiles" al mercado se estudian los parámetros eléctricos, también existen otros temas relacionados con este factor, como la generación y disipación de electricidad estática, más importante aún si cabe, ya que, en los últimos años, la incorporación de fibras sintéticas y el uso de máquinas cada vez más rápidas

hacen que estas fibras se carguen eléctricamente llegando a producir descargas hacia el entorno donde se encuentran.

El principal objetivo de este estudio es ver que metodología es la más apropiada para medir la conductividad eléctrica en corriente continua, teniendo en cuenta los procedimientos actuales, a la vez integraremos al sistema de medición unas variables ambientales muy interesantes para ver como esta característica eléctrica puede cambiar en función del entorno. A continuación, se explicará el método que vamos a implementar para medir la conductividad eléctrica, posteriormente se analizarán diferentes fibras con diferentes variables del entorno, como la variación de temperatura y de humedad, y finalmente validaremos el sistema y la metodología propuesta.

6.2.- Materiales y metodología a seguir

Numerosos autores han abordado el tema relacionado con la medición de resistividad eléctrica en diferentes áreas y para diferentes materiales [144]. En el caso particular del mundo textil, se han definido y utilizado varias metodologías para obtener algún parámetro eléctrico, especialmente la resistividad eléctrica [145]. Hay muchas clasificaciones en función de los valores de este parámetro, la conductividad eléctrica, nosotros vamos a seguir una clasificación que hace cuatro grandes grupos de los textiles según su utilidad:

- Aislantes (no permiten la conducción eléctrica, $\rho > 10^{12} \Omega \text{ cm}$)
- Antiestáticos (proporciona protección antiestática, $10^7 \Omega \text{ cm} < \rho < 10^{12} \Omega \text{ cm}$)
- Electrotérmicos (generadores de calor, $10^3 \Omega \text{ cm} < \rho < 10^7 \Omega \text{ cm}$)
- Conductores (transmisión de datos, $\rho < 10^3 \Omega \text{ cm}$)

Dentro de estas clasificaciones, el tipo antiestático es significativo en el mundo textil, lo que ha dado lugar a la creación de varios estándares basados en este campo [146] [147] [148]. Estos estándares incluyen materiales textiles antiestáticos, y para que un textil sea clasificado con esta propiedad debe exceder valores específicos indicados en esta norma. A los efectos de calificar para estas normas los ensayos se realizan en condiciones ambientales fijas, sin tener en cuenta los cambios que se producen cuando cambian estas condiciones, circunstancia que se verificará para modificar sustancialmente la conductividad eléctrica del material. En estas normas, a pesar de los continuos avances tecnológicos que permiten la medición directa de la resistencia de materiales de mayor valor, aún no es posible medir toda la gama de resistencias existentes en los materiales. Debido a esta circunstancia, los materiales con alta resistividad eléctrica requieren una atención especial ya que se requiere un método de medición indirecto.

Entre los métodos comúnmente aceptados para obtener resistividad eléctrica de materiales dieléctricos, el método más rápido y confiable para obtener valores

de este parámetro es el método del voltímetro estático por descarga de un condensador. Este método se emplea en el presente trabajo y ya se utiliza en la literatura [149]. A lo largo de la historia se ha encontrado que existen varios factores que modifican la resistividad eléctrica, los cuales se pueden dividir en dos grandes grupos; factores internos y externos.

Por un lado, los factores internos relacionados con la composición, tanto el tipo de fibras de las que está formada, su proporción como la estructura (urdimbre y trama). Por otro lado, factores externos, como la temperatura, la humedad relativa del aire y la frecuencia (cuando se refiere a corriente alterna). En la actualidad, dos de estos factores externos son objeto de estudios por parte de los investigadores: la frecuencia de protección electromagnética que está fuera del alcance de este estudio y las condiciones ambientales para el comportamiento de la conductividad eléctrica [150] que se abordan en este trabajo.

Entre los métodos de medición de corriente, se diferencia el tipo de corriente utilizado: corriente alterna (CA) o corriente continua (CC). Este trabajo se centra en el estudio de métodos que utilizan CC ya que las propiedades eléctricas analizadas son las que se utilizan principalmente en el desarrollo de tejidos para "Smart Textiles". En el procedimiento experimental descrito, es necesario diferenciar y determinar dos aspectos a la hora de obtener los resultados de la conductividad eléctrica del material textil: el método de medición y el equipo utilizado.

El método de medida utilizado es un método indirecto por las razones comentadas anteriormente, es decir, la conductividad eléctrica del material textil calculada mediante una serie de ecuaciones que son diferentes según la técnica de medida utilizada, pero cuyo parámetro de adquisición inicial siempre es la resistencia eléctrica del material textil.

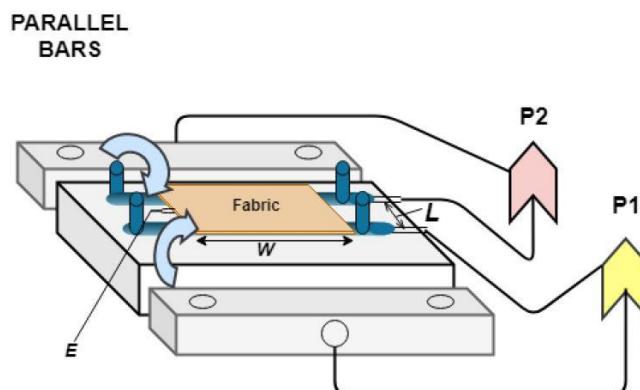


Figura 77.- Diagrama de la conexión del soporte para tubos de ensayo [7].

Existen varias técnicas para obtener esta primera variable de los materiales aislantes, de las cuales el método de medida utilizado son las denominadas "barras paralelas". Consiste en obtener la resistencia eléctrica CC de una

muestra de tejido entre dos barras paralelas, que están integradas en un porta muestras y están sujetas a una diferencia de tensión, como se muestra en la figura 77.

Durante la prueba, las características que influyen en los valores de la resistencia eléctrica deben mantenerse constantes, por tal motivo, el porta sonda se colocó dentro de una cámara climática que controla estas variables de forma automática. La diferencia de potencial inicial entre las barras (entre los terminales P1 y P2), llamada V_0 , es proporcionada por un dispositivo llamado "voltímetro estático" y su valor se mide durante toda la prueba sin interferencia. A pesar de la complejidad interna del dispositivo, su circuito eléctrico equivalente es simple, como se muestra en la figura 78.

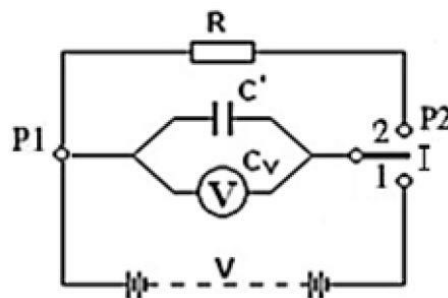


Figura 78.- Circuito equivalente del voltímetro estático [7].

A través de este circuito eléctrico equivalente, es posible obtener el valor de la resistencia eléctrica de la muestra textil (R) utilizando el método de descarga del condensador. Consiste en proporcionar inicialmente tensión V_0 al condensador C al colocar el interruptor del punto P2 en la posición 1.

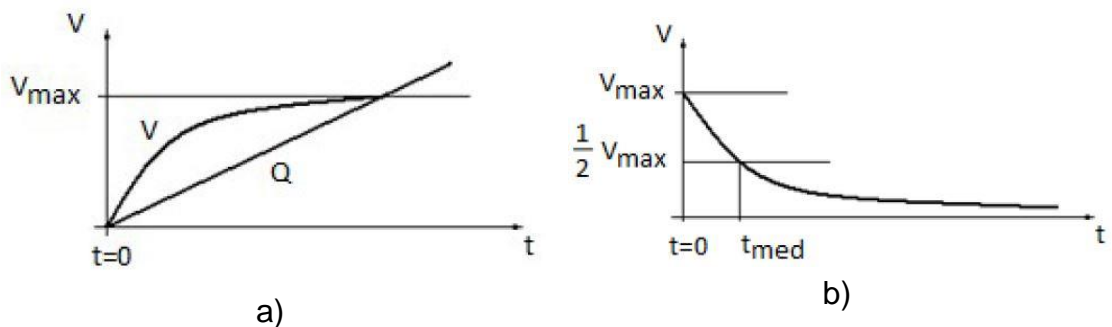


Figura 79.- a) Proceso de carga del condensador y b) proceso de descarga del condensador [7].

Es imprescindible aplicar este método de medida desde las mismas condiciones de arranque, es decir, inicialmente se debe cargar el condensador hasta su tensión máxima, V_{max} , sabiendo que el tiempo de carga depende de la capacidad del condensador (C) y de la carga eléctrica (Q), como se muestra en la figura 79a.

Esto se traduce en el tiempo de espera inicial hasta que el condensador está completamente cargado. Una vez que se alcanza este valor, el condensador se descarga a través del material textil como se muestra en la figura 79b, y para

ello, se cambia el interruptor del punto P2 en la posición 2. Este paso implica un tiempo muy elevado hasta su descarga total. Por tanto, la resistencia eléctrica del material textil se obtendrá a partir de los valores del tiempo medio de descarga, t_{med} .

Analizando el circuito eléctrico equivalente de la figura 78 cuando el interruptor del punto P2 está en la posición 2, la ecuación (25) se deriva para obtener el valor de la resistencia eléctrica volumétrica de CC:

$$R = \frac{t}{C \cdot \ln\left(\frac{V_0}{V_f}\right)} \quad (25)$$

dónde R es la resistencia eléctrica de CC en (Ω), t es el tiempo de descarga del condensador desde la tensión inicial hasta el valor de la tensión final en (s), C es la capacidad del condensador equivalente provisto por el fabricante en (F), V_0 es la tensión inicial del condensador en (V) y V_f es la tensión final del condensador en (V). El parámetro t es el adquirido en la prueba y el parámetro R es la resistencia "específica" (volumétrica) del tejido, obtenida gracias al soporte de tejido (ha sido diseñado para conseguir este tipo de resistencia eléctrica CC).

Cuando se utiliza el método de medición de "barras paralelas", el valor de la resistividad eléctrica volumétrica de CC del tejido se calcula mediante la ecuación (26) que es una función dependiente de la resistencia R y las dimensiones de la muestra:

$$\rho_{CC} = \frac{R \cdot A}{L} = \frac{R \cdot E \cdot W}{L} \quad (26)$$

donde ρ_{CC} es la resistividad eléctrica volumétrica de CC en (Ω cm), R es la resistencia eléctrica de CC, A es la superficie de la sección textil en (cm^2), L es la longitud entre los electrodos en (cm), E es el espesor de la muestra textil en (cm) y W es el ancho de la muestra textil en (cm). Los valores de la superficie y la longitud de la muestra textil son proporcionados por el porta muestras y las características físicas del tejido textil.

6.3.- Sistema propuesto para la toma de medidas

Con el fin de evaluar la resistividad eléctrica volumétrica CC bajo diferentes condiciones climáticas, se presenta en este estudio, por un lado, un sistema de medición y por otro lado una metodología para la obtención de este valor bajo diferentes condiciones climáticas. El sistema de medición se basa en la técnica descrita anteriormente denominada "barras paralelas". El sistema consta de las siguientes partes:

- Voltímetro estático: este dispositivo se encargará de aplicar la tensión a la fibra para luego medir la resistividad eléctrica volumétrica CC. Este dispositivo se conectará a la computadora para automatizar este proceso.

- Cámara climática equipada con sensores y actuadores: este dispositivo establecerá las condiciones climáticas de las pruebas, para ello dispondrá de sensores de humedad y temperatura para controlar continuamente estas dos características dentro de la cámara. Además, esta cámara climática debe estar equipada con actuadores para disminuir y aumentar tanto la temperatura como la humedad; esto permitirá controlar este parámetro a lo largo de la prueba.
- Software de control y adquisición de datos: esta parte del sistema tiene dos módulos principales, un módulo sensor (1), encargado de recoger las medidas de temperatura y humedad relativa de la cámara junto con los valores de tensión del voltímetro estático y la medida del tiempo de la prueba; y un módulo de control (2) encargado de controlar la temperatura y humedad relativa de la cámara climática y las acciones necesarias sobre el voltímetro estático para realizar las pruebas. Este software exportará todos los datos para su posterior análisis.

Los principales componentes del sistema de medición propuesto y sus interconexiones se muestran en la figura 80.

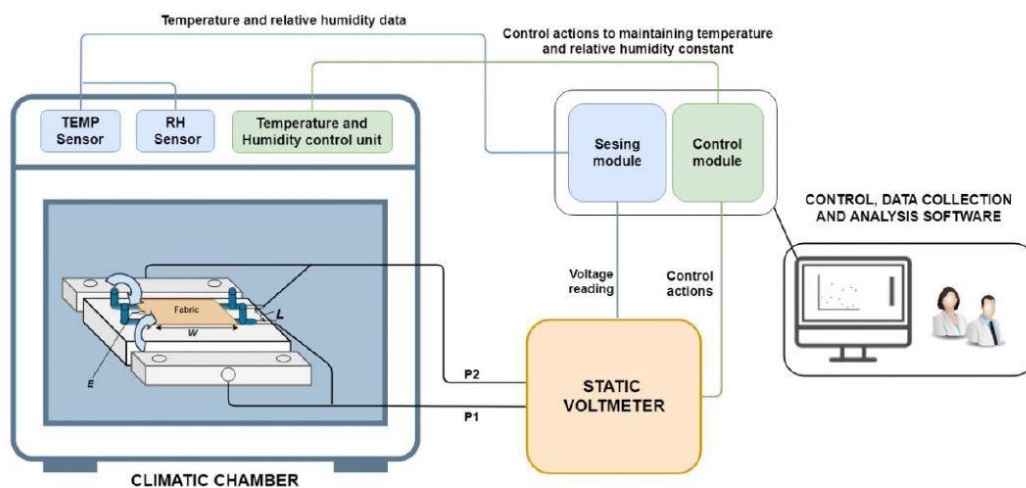


Figura 80.- Esquema general del equipo de medida que proponemos [7].

Junto con el sistema de medición anterior, presentamos la metodología para la obtención de la resistividad de cada tejido sometido a ensayo.

- El primer paso en la metodología es elegir el tejido a prueba y analizar las características de su tejido, como ligamento, grosor, masa laminar y densidad del tejido. Esta información podría ser útil para un análisis más detallado de los resultados obtenidos después de la prueba.
- En segundo lugar, para obtener resultados fiables y reproducibles, se debe realizar un proceso de limpieza del tejido. Esto permitirá eliminar las impurezas presentes en el tejido antes del estudio.

- En tercer lugar, el tejido debe adaptarse a las medidas del soporte del equipo. Para obtener resultados reproducibles, se cortarán cinco muestras de tejido para el análisis. Los siguientes pasos de la metodología se aplicarán secuencialmente a estas cinco muestras.
- En cuarto lugar, estas muestras se colocarán en cada porta muestras y se introducirán en la cámara climática para una adaptación climática inicial de 24 horas en las condiciones climáticas iniciales de la prueba.

Una vez realizada la adaptación climática inicial, comenzará la prueba, y será necesario establecer qué variables climáticas serán constantes y cuáles se modificarán (humedad relativa y temperatura). Para cada par de condiciones climáticas (temperatura-humedad relativa) y cada muestra de tejido, se aplica el método descrito anteriormente de descarga de condensador a través del voltímetro estático. Este método consiste en un primer paso donde el condensador está completamente cargado, luego el siguiente paso donde este condensador se descarga en la muestra de tejido bajo prueba hasta que el condensador alcanza su valor de tiempo en $V/2$ (el tiempo de media descarga), a través de este valor, se obtiene la resistividad y la prueba para esa muestra termina con los valores propuestos de temperatura y humedad relativa. Este proceso se realiza para cada muestra con el fin de obtener un valor medio de todas estas medidas. Todos los datos relacionados con la temperatura, la humedad relativa, las tensiones y el tiempo de descarga son monitoreados y controlados por el software durante la prueba para su posterior análisis. Este proceso se realiza para cada par de parámetros (temperatura-humedad relativa), teniendo un tiempo de espera de dos horas de adaptación a las nuevas condiciones climáticas para cada nuevo par de valores. El diagrama de flujo principal de la metodología propuesta se muestra en la figura 81.

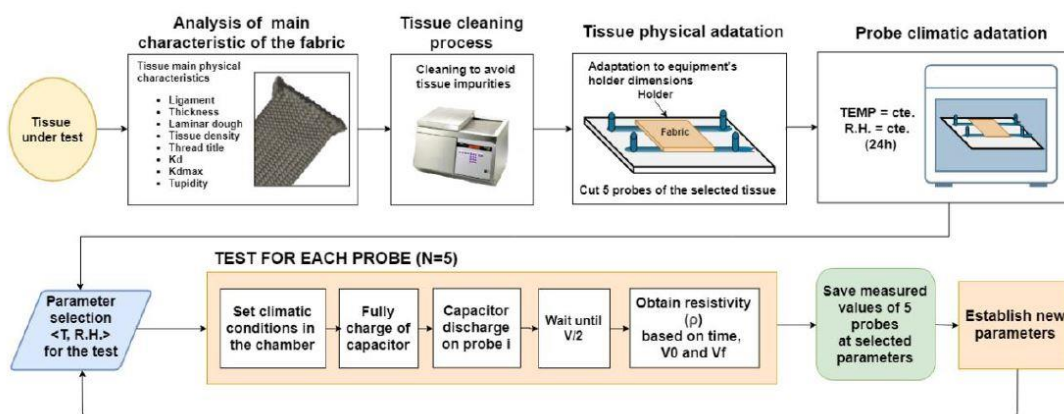


Figura 81.- Diagrama de bloques de la metodología utilizada para las pruebas [7].

Esta metodología, nueva en el mercado, puesto que no hay referencias de ningún tipo de medida con estas condiciones, nos permitirá analizar el comportamiento de la resistividad del tejido en diferentes condiciones climáticas

y obtener resultados fiables. En las siguientes secciones, se describe un estudio de caso que implementa el sistema de medición y la metodología propuesta.

6.4.- Realización práctica de un caso para estudio

Para validar el sistema y la metodología propuesta, se presenta un caso de estudio en el que se analizarán tres muestras de tejido en el equipo de medición y siguiendo la metodología presentada anteriormente. Para desarrollar el sistema de medición anterior se ha construido un dispositivo basado en un voltímetro estático, por lo que las muestras textiles deben ser acondicionadas inicialmente a las características de este equipo y a las condiciones ambientales de cada ensayo a realizar.

Las características de este equipo son las proporcionadas por cada uno de los elementos principales y sus interconexiones. El voltímetro estático es el modelo R4021 del Rothschild [151] marca cuyos parámetros específicos para las pruebas son los siguientes: $V_0 = 145 \text{ V}$, $V_f = 72,5 \text{ V}$, $C = 8 \text{ pF}$ y un tiempo de carga inicial del condensador de 2,3 s. La cámara climática tiene un volumen de 64 dm^3 y se ha complementado con un humidificador ultrasónico HU 2060 de la marca Orbegozo y un sensor LCN-FTW04 [152], el primero empleado para humidificar con pequeñas partículas de agua, aproximadamente $3 \text{ }\mu\text{m}$ de diámetro, y el segundo por tener un control más preciso de las características ambientales del interior de la cámara climática, con un error máximo del 3%. El equipo de cómputo utilizado ha permitido controlar el resto del equipo y la recolección y procesamiento de datos a través de un programa diseñado en LabVIEW [153]. Para el correcto funcionamiento de los equipos, ha sido necesario seleccionar los medios adecuados para sus interconexiones, para evitar errores en la recopilación y medición de los parámetros analizados, siendo la NI-USB6008 de National Instruments [154] tarjeta de adquisición de datos la que se usa como enlace entre la cámara climática, el voltímetro estático y el software de control y monitoreo LabVIEW desarrollado. Los componentes fundamentales y sus principales interconexiones para las pruebas se muestran en la figura 82.

Dado que el equipo está basado en el voltímetro estático modelo R4021, las muestras textiles deben estar adecuadamente adaptadas al soporte de este dispositivo (lado izquierdo de la figura 83) que luego se coloca dentro de la cámara climática. Esto promueve una buena reproducibilidad en los resultados de la prueba. Dado que las medidas de la muestra textil son irregulares (10 cm de largo \times 1 cm de ancho), debemos reconocer las dos direcciones fundamentales del tejido, trama y urdimbre, para que el corte de los cinco ejemplares dé muestras identificadas sean iguales en todo.

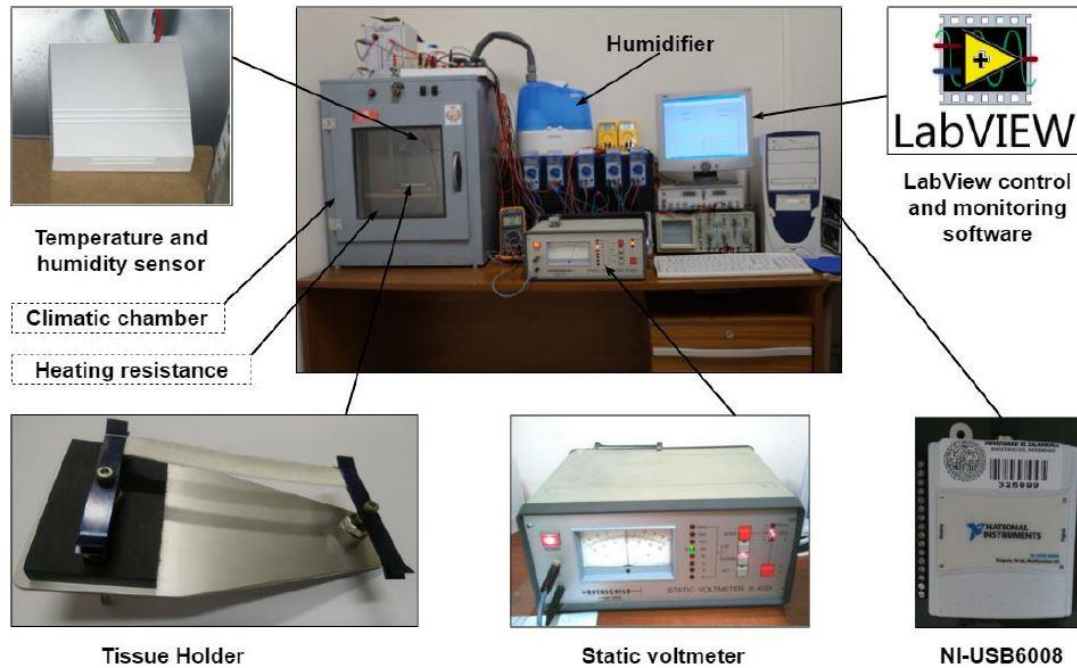


Figura 82.- Componentes fundamentales del equipo de prueba [7].

En este caso de estudio, se han considerado las direcciones fundamentales del tejido para evaluar si estas también afectan el comportamiento eléctrico en diferentes condiciones climáticas. Este análisis se realizó en tres tejidos de diferente composición (dos de fibras naturales y otro de fibras químicas) en los laboratorios textiles de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Béjar (Universidad de Salamanca). Los nombres de los tres tejidos elegidos para el estudio son:

- Tejido de algodón (compuesto por fibras de algodón 100 % natural)
- Tejido de lana (compuesto por fibras naturales 100 % lana)
- Tejido técnico (compuesto por diferentes fibras químicas y por eso llámalo tejido técnico, 93 % Nomex, 5 % Kevlar y 2 % fibra antiestática)

Todos estos datos quedan recogidos en la tabla 11.

| | Tejido de algodón | Tejido de lana | Tejido Técnico |
|------------------|-------------------------|---------------------------|---------------------------|
| Ligamento | Satín | Tafetán | Sarga |
| Espesor | 0,70 (mm) | 0,39 (mm) | 0,51 (mm) |
| Masa laminar | 376 (g/m ²) | 126,2 (g/m ²) | 261,8 (g/m ²) |
| Densidad tisular | 46 (h/cm) | 22 (h/cm) | 28 (h/cm) |

Tabla 11.- Principales características de los tejidos.

Como se indicó anteriormente, se han identificado las direcciones principales de las fibras textiles trama y urdimbre, siendo las propiedades en la dirección de urdimbre las indicadas en la tabla 12.

| | Tejido de algodón | Tejido de lana | Tejido Técnico |
|-----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| Título del hilo (Tex) | 36 | 34 | 40 |
| Kd | 8,73 | 4,12 | 5,60 |
| Kd _{tex} | 276 | 130,15 | 177,09 |
| Kd _{max} | 9,13 | 5,88 | 97,49 |
| Tupidez (%) | 95,57 | 70,07 | 74,80 |

Tabla 12.- Principales características de los tejidos en el sentido de la urdimbre.

Para poder verificar si existen diferencias en la conductividad eléctrica CC, hemos elegido tejidos con diferentes características de urdimbre y trama, siendo las características en esta última dirección mencionadas las reflejadas en la tabla 13.

| | Tejido de algodón | Tejido de lana | Tejido Técnico |
|-----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| Título del hilo (Tex) | 64 | 34 | 55 |
| Kd | 6,58 | 3,50 | 5,63 |
| Kd _{tex} | 208 | 110,79 | 177,99 |
| Kd _{max} | 7,59 | 5,88 | 97,49 |
| Tupidez (%) | 86,72 | 59,52 | 75,18 |

Tabla 13.- Principales características de los tejidos en el sentido de la trama.

6.5.- Resultados y discusión de los datos obtenidos

Para la verificación de la metodología formulada, las pruebas iniciales se realizaron sobre el material textil de algodón puro en una dirección de la tela (urdimbre), a una temperatura constante (T) de 292 K y variando el porcentaje de humedad relativa en el aire. (RH) del 27 % al 70 %. Una vez verificada la metodología, se han realizado pruebas en tres tejidos con diferentes materiales textiles y en las dos direcciones fundamentales del tejido. Los resultados obtenidos han permitido comprobar que en cualquier material textil y en cualquiera de sus direcciones de medición, el aumento de los valores ambientales aumenta considerablemente la conductividad eléctrica en CC.

6.5.1.- Verificación del proceso de limpieza de la metodología

Las pruebas iniciales realizadas no dieron buena reproducibilidad en los resultados. Por ello, se decidió realizar un pretratamiento de tejidos consistente en un proceso de lavado en el Linitest con 2 ml/l de un detergente no iónico, Sandozina MRN, durante 30 min a una temperatura de 45 °C con una proporción de baño de 1/50. Con esto se ha obtenido una buena reproducibilidad de los resultados (la figura 83 muestra los resultados de varias pruebas con muestras textiles con y sin tratamiento previo) y se ha concluido que estas diferencias se deben a las impurezas de los tejidos, que modifican el comportamiento eléctrico, obteniendo resultados más dispares a una menor humedad relativa ya que el material textil tiene un menor contenido intrínseco en agua.

Por ello, se decidió incluir en la metodología un paso inicial de tratamiento previo consistente en un tratamiento de lavado para poder eliminar cualquier materia o sustancia extraña en la estructura del tejido que pueda modificar su comportamiento eléctrico.

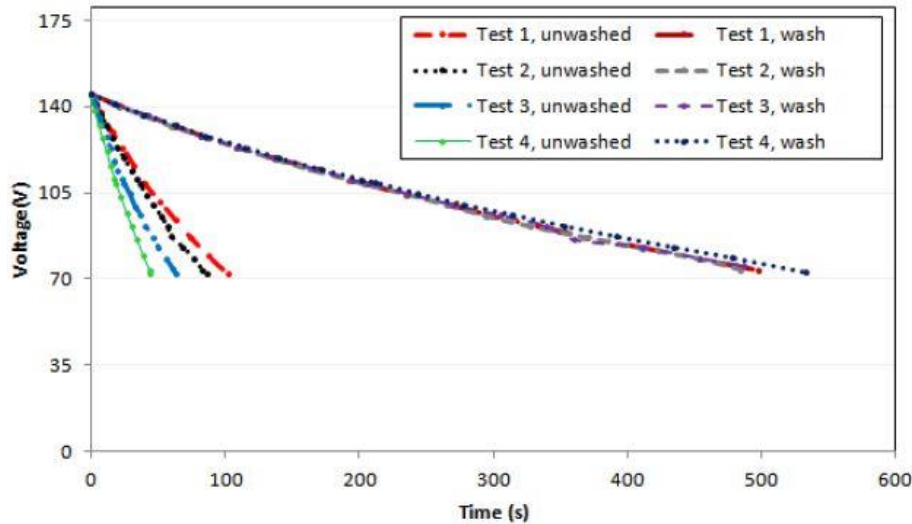


Figura 83.- Características de descarga del tejido SATEN SUGAR a una temperatura de 292 K y una humedad relativa del 31% con y sin tratamiento de lavado [7].

6.5.2.- Comportamiento de la conductividad eléctrica en CC de los tres tejidos textiles

Para hacer una comparación del comportamiento de la conductividad eléctrica en CC en diferentes tejidos, las pruebas deben realizarse en las mismas condiciones, es decir, los tejidos deben lavarse, realizarse en la misma dirección (este caso, en urdimbre), a una T constante de 292 K y una HR constante (diferentes pruebas donde la HR toma valores entre 27 % y 70 %). Los valores absolutos de la resistividad eléctrica de CC para cada condición ambiental se dan en las tablas 17, 18 y 19, así como los valores de los parámetros fundamentales definidos anteriormente. Se verifica cómo los valores obtenidos van disminuyendo, pudiendo ajustar esta bajada a una curva exponencial decreciente, dando coeficientes de determinación, superior a 0,975. Esto da la ecuación característica de cada tejido, tabla 14, en la dirección de la deformación y a una temperatura de 292K.

| Tipo de textil | Ecuación característica | R ² |
|-------------------|---|----------------|
| Tejido de algodón | $\rho_{cc} = 1,2 \times 10^{13} x e^{-0,119RH}$ | 0,976 |
| Tejido de lana | $\rho_{cc} = 70 \times 10^{17} x e^{-0,286RH}$ | 0,964 |
| Tejido técnico | $\rho_{cc} = 4 \times 10^{13} x e^{-0,131RH}$ | 0,995 |

Tabla 14.- Ecuación característica y coeficiente de determinación de resistividad eléctrica en CC para cada tejido estudiado en la dirección de urdimbre.

A través de estos datos se evidencia la disminución de la resistividad eléctrica en CC por sus pendientes negativas, siendo el valor de estas pendientes

diferente para cada tipo de tejido. Por tanto, hay evidencia que el aumento de la humedad relativa del aire influirá en la resistividad eléctrica en CC del tejido, siendo más pronunciado en el tejido de lana que en los demás tejidos estudiados. Dado que el parámetro de conductividad eléctrica de CC es el inverso de la resistividad eléctrica de CC, el comportamiento será el inverso y, por lo tanto, aumenta con el aumento de la HR como se puede ver en la figura 85. También se observa que, en las mismas condiciones ambientales, el tejido con mayor conductividad eléctrica en CC es el tejido de algodón, mientras que el tejido de lana tiene el valor más bajo.

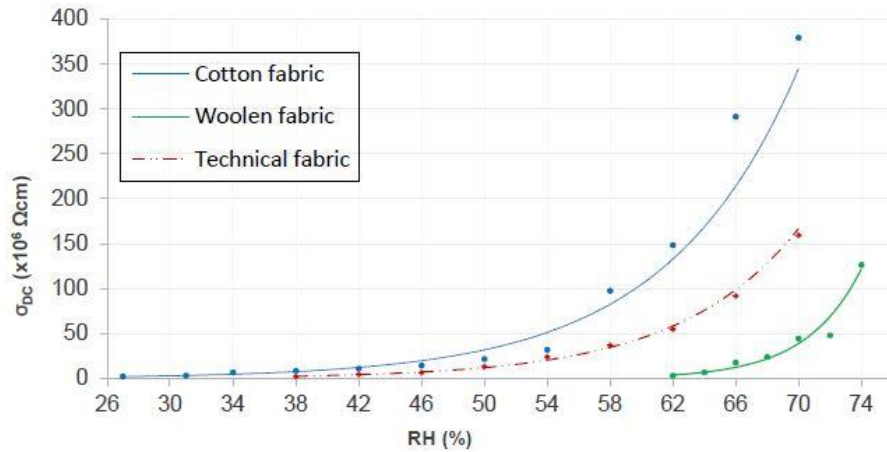


Figura 84.- Conductividad eléctrica en CC según HR [7].

Se puede ver claramente en la figura 84 cómo la conductividad eléctrica en CC de los diferentes tejidos tiene valores muy pequeños a diferentes HR, por lo que los intervalos elegidos para cada uno de ellos son diferentes; de una HR del 27 % para el tejido de algodón, una HR del 38% para el tejido técnico y una HR del 62 % para el tejido de lana.

Además, se observa cómo el cambio de las condiciones climáticas en los tejidos afecta la conductividad eléctrica del material, siendo mayor cuando la humedad relativa del aire aumenta debido al aumento del contenido de agua en el tejido. Manrique [155] obtuvieron la relación intrínseca entre la humedad relativa y la resistencia eléctrica mediante la ecuación 27.

$$\begin{aligned} \log[R] &= -a \cdot RH + b \\ \log[\rho_{CC}] &= -a \cdot RH + b \end{aligned} \tag{27}$$

dónde RH es la humedad relativa en (%), R es la resistencia eléctrica de CC del material en (Ω), ρ_{CC} es la resistividad eléctrica de CC del material en (Ω cm), y tanto a como b son constantes y factores adimensionales. Dado que la resistencia eléctrica en CC y la resistividad eléctrica en CC son proporcionales, se obtiene un ajuste lineal que determina más fácilmente el comportamiento de la variable en función de la HR como se puede ver en la figura 84. Sus valores se muestran en la tabla 15 y 16 una para la urdimbre y otra para la trama.

| Tipo de textil | a | b | |
|-----------------|---------|--------|-------|
| Tela de algodón | -0,1193 | 30,139 | 0,976 |
| Tejido de lana | -0,2859 | 43,416 | 0,964 |
| Tejido técnico | -0,1311 | 31,381 | 0,995 |

Tabla 15.- Coeficientes del ajuste lineal de la resistividad eléctrica en CC en el material textil en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K.

| Tipo de textil | a | b | |
|-----------------|---------|--------|-------|
| Tela de algodón | -0,1348 | 30,599 | 0,988 |
| Tejido de lana | -0,2468 | 40,517 | 0,994 |
| Tejido técnico | -0,1391 | 31,682 | 0,997 |

Tabla 16.- Coeficientes del ajuste lineal de la resistividad eléctrica en CC en el material textil en la dirección de la trama y una temperatura de 292 K.

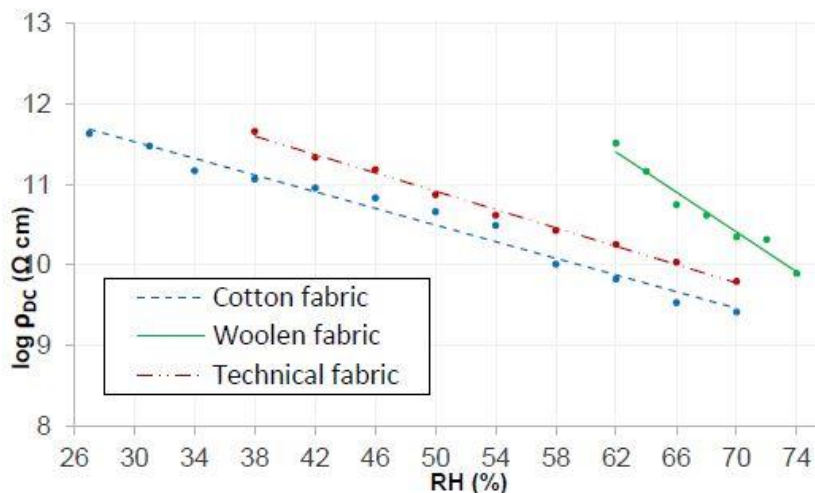


Figura 85.- Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC [7].

Como puede verse en la figura 85 y se demuestra a través de los valores obtenidos de la ecuación 27, tabla 15, la pendiente de la recta del tejido de algodón es la más baja, seguida de la del tejido técnico y siendo la más alta la lana. Estos valores son consistentes con la densidad y la tupidez de los tejidos, siendo la relación entre estos términos la siguiente: cuanto mayor es la densidad del tejido, menor es la pendiente de la resistividad eléctrica del aire, y esto se debe a que hay menor posibilidad de inclusión de moléculas de aire y agua entre los hilos del tejido.

6.5.3.- Comportamiento de la conductividad eléctrica en CC según la dirección de medida en el tejido textil

En el apartado anterior se ha estudiado el comportamiento de la conductividad eléctrica en CC en función de las fibras que tienen los tejidos textiles, pero otro parámetro importante a la hora de evaluar este comportamiento es la dirección en la que se mide el parámetro en el tejido. La fabricación de la tela se realiza en dos direcciones; urdimbre y trama. En este apartado se evaluará la influencia del valor de la conductividad eléctrica en CC con respecto a la dirección de medida, realizando las pruebas en los tres tejidos estudiados previamente.

Los valores absolutos de la resistividad eléctrica en CC, así como los valores de los parámetros fundamentales definidos anteriormente para cada condición ambiental se dan en las tablas 17, 18, y 19 para la dirección de urdimbre y en tablas 20, 21 y 22 para la dirección de trama.

| RH (%) | T _{med} (s) | R (Ω) | ρ_{cc} ($\Omega \cdot \text{cm}$) | σ_{cc} (S/cm) |
|--------|----------------------|----------------------|--|-----------------------|
| 27 | 711 | 616×10^{11} | 432×10^9 | 2×10^{-12} |
| 31 | 499 | 433×10^{11} | 303×10^9 | 3×10^{-12} |
| 34 | 245 | 213×10^{11} | 149×10^9 | 7×10^{-12} |
| 38 | 194 | 168×10^{11} | 118×10^9 | 8×10^{-12} |
| 42 | 151 | 131×10^{11} | 91×10^9 | 11×10^{-12} |
| 46 | 113 | 98×10^{11} | 69×10^9 | 15×10^{-12} |
| 50 | 76 | 66×10^{11} | 46×10^9 | 22×10^{-12} |
| 54 | 52 | 45×10^{11} | 31×10^9 | 32×10^{-12} |
| 58 | 17 | 15×10^{11} | 10×10^9 | 97×10^{-12} |
| 62 | 11 | 10×10^{11} | 7×10^9 | 148×10^{-12} |
| 66 | 6 | 5×10^{11} | 4×10^9 | 292×10^{-12} |
| 70 | 4 | 4×10^{11} | 3×10^9 | 379×10^{-12} |

Tabla 17.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de la HR en la tela de algodón en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K.

| RH (%) | T _{med} (s) | R (Ω) | ρ_{cc} ($\Omega \cdot \text{cm}$) | σ_{cc} (S/cm) |
|--------|----------------------|----------------------|--|-----------------------|
| 62 | 542 | 470×10^{11} | 183×10^9 | 5×10^{-12} |
| 64 | 241 | 209×10^{11} | 81×10^9 | 12×10^{-12} |
| 66 | 93 | 80×10^{11} | 31×10^9 | 32×10^{-12} |
| 68 | 78 | 67×10^{11} | 26×10^9 | 38×10^{-12} |
| 70 | 37 | 32×10^{11} | 13×10^9 | 80×10^{-12} |
| 72 | 34 | 29×10^{11} | 11×10^9 | 86×10^{-12} |
| 74 | 13 | 11×10^{11} | 4×10^9 | 227×10^{-12} |

Tabla 18.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de la HR en el tejido de lana en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K.

| RH (%) | T _{med} (s) | R (Ω) | ρ_{cc} ($\Omega \cdot \text{cm}$) | σ_{cc} (S/cm) |
|--------|----------------------|----------------------|--|-----------------------|
| 38 | 761 | 659×10^{11} | 336×10^9 | 3×10^{-12} |
| 42 | 361 | 312×10^{11} | 159×10^9 | 6×10^{-12} |
| 46 | 254 | 220×10^{11} | 112×10^9 | 9×10^{-12} |
| 50 | 124 | 107×10^{11} | 55×10^9 | 18×10^{-12} |
| 54 | 69 | 60×10^{11} | 31×10^9 | 33×10^{-12} |
| 58 | 44 | 38×10^{11} | 20×10^9 | 51×10^{-12} |
| 62 | 30 | 26×10^{11} | 13×10^9 | 75×10^{-12} |
| 66 | 18 | 16×10^{11} | 8×10^9 | 126×10^{-12} |
| 70 | 10 | 9×10^{11} | 5×10^9 | 219×10^{-12} |

Tabla 19.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de RH en el tejido técnico en la dirección de la urdimbre y una temperatura de 292 K.

| RH (%) | T _{med} (s) | R (Ω) | ρ _{cc} (Ω·cm) | σ _{cc} (S/cm) |
|--------|----------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|
| 27 | 895 | 776 × 10 ¹¹ | 543 × 10 ⁹ | 2 × 10 ⁻¹² |
| 31 | 513 | 444 × 10 ¹¹ | 311 × 10 ⁹ | 3 × 10 ⁻¹² |
| 34 | 331 | 286 × 10 ¹¹ | 201 × 10 ⁹ | 5 × 10 ⁻¹² |
| 38 | 253 | 219 × 10 ¹¹ | 153 × 10 ⁹ | 7 × 10 ⁻¹² |
| 42 | 85 | 73 × 10 ¹¹ | 51 × 10 ⁹ | 20 × 10 ⁻¹² |
| 46 | 55 | 47 × 10 ¹¹ | 33 × 10 ⁹ | 30 × 10 ⁻¹² |
| 50 | 31 | 27 × 10 ¹¹ | 19 × 10 ⁹ | 54 × 10 ⁻¹² |
| 54 | 18 | 16 × 10 ¹¹ | 11 × 10 ⁹ | 89 × 10 ⁻¹² |
| 58 | 16 | 14 × 10 ¹¹ | 10 × 10 ⁹ | 104 × 10 ⁻¹² |
| 62 | 11 | 9 × 10 ¹¹ | 7 × 10 ⁹ | 151 × 10 ⁻¹² |
| 66 | 5 | 4 × 10 ¹¹ | 3 × 10 ⁹ | 352 × 10 ⁻¹² |
| 70 | 2 | 2 × 10 ¹¹ | 1 × 10 ⁹ | 756 × 10 ⁻¹² |

Tabla 20.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de la HR en la tela de algodón en la dirección de la trama y una temperatura de 292 K.

| RH (%) | T _{med} (s) | R (Ω) | ρ _{cc} (Ω·cm) | σ _{cc} (S/cm) |
|--------|----------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|
| 62 | 273 | 237 × 10 ¹¹ | 92 × 10 ⁹ | 11 × 10 ⁻¹² |
| 64 | 149 | 129 × 10 ¹¹ | 50 × 10 ⁹ | 20 × 10 ⁻¹² |
| 66 | 93 | 80 × 10 ¹¹ | 31 × 10 ⁹ | 32 × 10 ⁻¹² |
| 68 | 64 | 56 × 10 ¹¹ | 22 × 10 ⁹ | 46 × 10 ⁻¹² |
| 70 | 32 | 27 × 10 ¹¹ | 11 × 10 ⁹ | 93 × 10 ⁻¹² |
| 72 | 22 | 19 × 10 ¹¹ | 7 × 10 ⁹ | 134 × 10 ⁻¹² |
| 74 | 16 | 14 × 10 ¹¹ | 5 × 10 ⁹ | 188 × 10 ⁻¹² |

Tabla 21.- Valores de resistividad eléctrica de CC en función de la HR en el tejido de lana en la dirección de la trama y una temperatura de 292 K.

| RH (%) | T _{med} (s) | R (Ω) | ρ _{cc} (Ω·cm) | σ _{cc} (S/cm) |
|--------|----------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|
| 38 | 738 | 639 × 10 ¹¹ | 326 × 10 ⁹ | 3 × 10 ⁻¹² |
| 42 | 382 | 331 × 10 ¹¹ | 169 × 10 ⁹ | 6 × 10 ⁻¹² |
| 46 | 205 | 177 × 10 ¹¹ | 91 × 10 ⁹ | 11 × 10 ⁻¹² |
| 50 | 119 | 103 × 10 ¹¹ | 52 × 10 ⁹ | 19 × 10 ⁻¹² |
| 54 | 69 | 60 × 10 ¹¹ | 31 × 10 ⁹ | 33 × 10 ⁻¹² |
| 58 | 38 | 33 × 10 ¹¹ | 17 × 10 ⁹ | 60 × 10 ⁻¹² |
| 62 | 23 | 21 × 10 ¹¹ | 10 × 10 ⁹ | 97 × 10 ⁻¹² |
| 66 | 13 | 11 × 10 ¹¹ | 6 × 10 ⁹ | 177 × 10 ⁻¹² |
| 70 | 9 | 8 × 10 ¹¹ | 4 × 10 ⁹ | 254 × 10 ⁻¹² |

Tabla 22.- Valores de resistividad eléctrica en CC en función de RH en el tejido técnico en la trama dirección y una temperatura de 292 K.

Se verifica como los valores obtenidos van disminuyendo, pudiendo ajustar esta disminución a una curva exponencial decreciente, dando coeficientes de determinación, R², superior a 0,975. Con esto, las ecuaciones características en la dirección de la trama, tabla 23, se obtienen a una temperatura de 292 K de cada tejido.

| Tipo de textil | Ecuación característica | R ² |
|-------------------|---|----------------|
| Tejido de algodón | $\rho_{CC} = 2 \times 10^{13} x e^{-0,135RH}$ | 0,988 |
| Tejido de lana | $\rho_{CC} = 4 \times 10^{17} x e^{-0,246RH}$ | 0,994 |
| Tejido técnico | $\rho_{CC} = 6 \times 10^{13} x e^{-0,139RH}$ | 0,998 |

Tabla 23.- Ecuación característica y coeficiente de determinación de resistividad eléctrica en CC para cada tejido estudiado en la dirección de trama.

Mediante la comparación de todos estos datos se evidencia la disminución de la resistividad eléctrica en CC en ambos sentidos a través de sus pendientes negativas, siendo el valor en estas pendientes similar en cada tejido. Sin embargo, cada tejido proporciona diferentes valores de pendiente bajo las mismas condiciones de prueba, es decir, la influencia de la HR es diferente según el tipo de material textil.

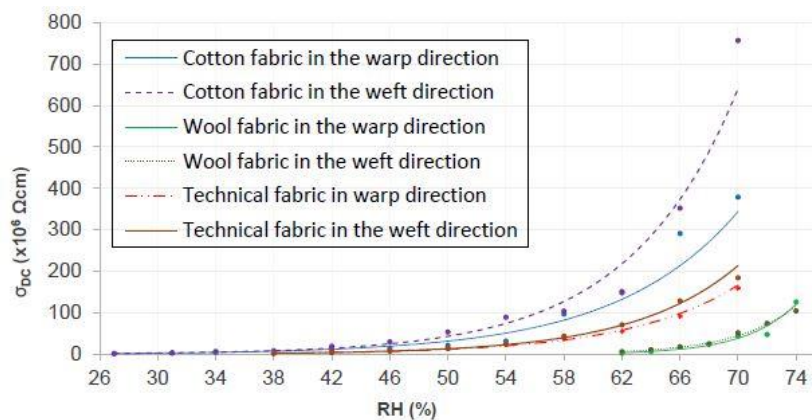


Figura 86.- Conductividad eléctrica en CC según RH en urdimbre y trama [7].

Con esto se puede concluir que, si bien parece que la densidad del tejido en cada dirección puede influir en este valor, estas características no influyen significativamente en el valor de la resistividad eléctrica en CC y, por tanto, en la conductividad eléctrica en CC. En la figura 86 se muestra la variación de la conductividad eléctrica en CC para cada tejido en cada dirección.

A través de la relación intrínseca proporcionada por la ecuación 27, se obtienen los ajustes lineales de los tres tejidos en ambas direcciones. Para realizar el análisis gráfico en las dos direcciones principales del tejido, se utiliza el análisis de la barra de error por desviación estándar, que indica la variabilidad de los datos obtenidos en las gráficas.

La figura 87 muestra las de la tela de algodón y revela cómo tienen pendientes muy similares, aunque la conductividad eléctrica en CC es algo más diferente a una HR más alta, posiblemente porque tiene un mayor título de hilo (tex) en la dirección de la trama.

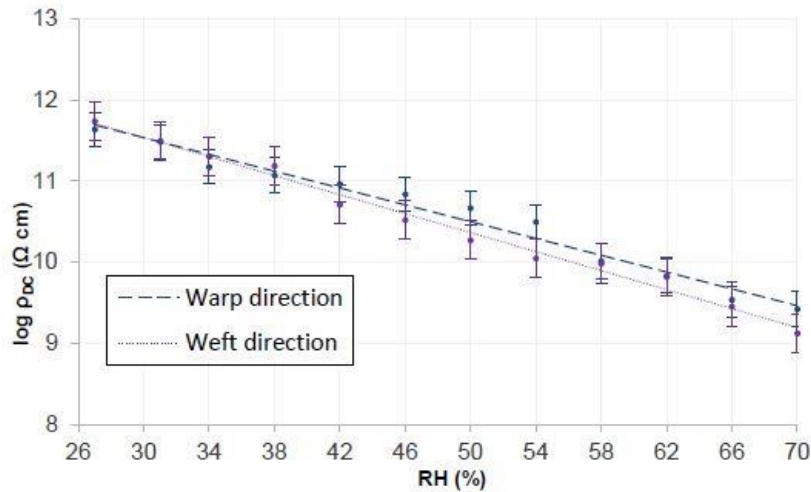


Figura 87.- Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC en urdimbre y trama del tejido de algodón [7].

En la figura 88 muestra los del tejido de lana y revela cómo tienen pendientes muy similares, aunque la conductividad eléctrica en CC es algo más diferente de la RH inferior, posiblemente porque no tiene un título de hilo superior (tex) en la dirección del marco en la urdimbre.

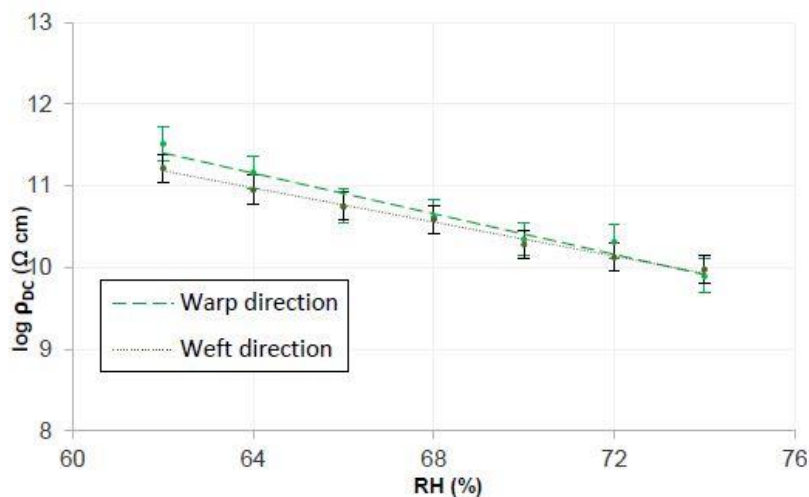


Figura 88.- Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC en urdimbre y trama del tejido de lana [7].

En la figura 89 muestra las del tejido técnico y revela cómo tienen pendientes muy similares, aunque la conductividad eléctrica en CC es algo más diferente a una RH más alta, posiblemente porque tiene un mayor título de hilo (tex) en la dirección de la trama.

Como puede verse a través de los valores obtenidos de la ecuación 27, referidas a tablas 15 y 16, la pendiente de las líneas en cualquier dirección del tejido de algodón es la más baja, seguida por la del tejido técnico y la más alta es la lana.

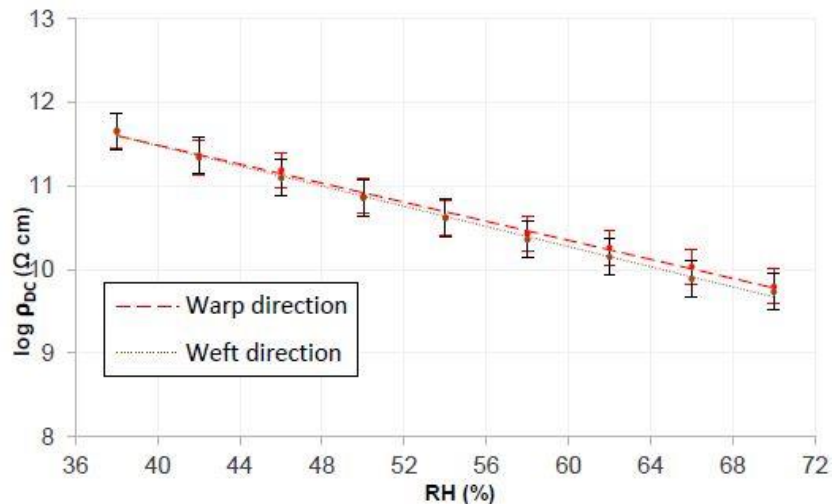


Figura 89.- Ajuste lineal de resistividad eléctrica en CC en urdimbre y trama del tejido técnico [7].

Estos valores se correlacionan con la densidad y densidad de los tejidos en ambas direcciones, siendo menor a mayor densidad del tejido en la dirección estudiada. No se pueden extraer datos concluyentes sobre la influencia del valor de la resistividad eléctrica continua con respecto a la dirección del estudio (pendientes muy similares) y por tanto hay que realizar más estudios en un mayor número de tejidos.

6.6.- Resultados

En este trabajo se ha propuesto y evaluado una metodología para la obtención de la conductividad eléctrica en los tejidos textiles, y para ello se diseñaron equipos de prueba basados en este procedimiento. Este equipo está compuesto por varios elementos cuyas finalidades se basan en varios objetivos: medición, control de la prueba, captura de datos y obtención de resultados. Para la prueba, los principales equipos utilizados son un voltímetro estático, una cámara climática y un equipo informático con un software de medición y control desarrollado. El equipo debe mantenerse en buenas condiciones de mantenimiento (como la limpieza de la cámara climática) para obtener un bajo índice de ensayos erróneos y así realizar el menor descarte de ensayos erróneos que hayan surgido (por otras circunstancias, como por ejemplo el autodescarga de la probeta), minimizar el tiempo de las pruebas ya que la preparación de estas es importante. Sin embargo, su configuración es versátil y cambiar o incorporar nuevos módulos puede permitir que el equipo evalúe diferentes parámetros de los materiales, como que el soporte de tejido pueda obtener resistividad superficial, y así poder ampliar los resultados para futuras investigaciones.

A través de los resultados obtenidos en el rango de valores establecidos para cada característica ambiental, se puede concluir que el aumento de la humedad relativa del aire aumenta significativamente el valor de la conductividad eléctrica "específica" (volumétrica) en todos los tejidos sujetos a prueba; con resultados

que varían exponencialmente de 2 a 756 pS / cm para el tejido de algodón, de 5 a 227 pS / cm para el tejido de lana y de 3 a 254 pS / cm para el tejido técnico.

Además, los valores de conductividad eléctrica obtenidos en función de la dirección de medición (urdimbre / trama) no han dado valores muy diferentes, aunque tiende a ser diferente de la humedad relativa extrema en función de la relación del título del hilo en ambas direcciones, siendo más bajo a humedades relativas altas y título de hilo más alto; los valores para una humedad relativa del 62% son los siguientes: el valor en el tejido de algodón de urdimbre es de 148 pS / cm, mientras que en el tejido es de 151 pS / cm, en la lana es de 5 pS / cm, en la urdimbre y la trama es de 11 pS / cm, en el tejido de punto por urdimbre es de 75 pS / cm, y en el marco de 97 pS / cm.

Por tanto, los resultados muestran que las condiciones climáticas tienen un impacto significativo en las propiedades eléctricas de los diferentes tejidos, siendo esto importante a la hora de incorporar hilos conductores en el tejido de un "Smart Textil" ya que los cambios en las condiciones climáticas pueden provocar cambios en la conductividad eléctrica. Esto puede ocasionar problemas en la transmisión de energía entre los dispositivos textiles inteligentes, ya sea por la interrupción de la energía (roturas en los circuitos retorcidos del tejido) o por la subida o bajada de la tensión (transmisión incorrecta de la energía).

El estudio de estas propiedades eléctricas a través de la metodología propuesta es un paso previo al diseño de los "Smart Textil" ya que ayuda a descartar materiales para la fabricación de estos textiles e incluso a elegir el mejor material para su desarrollo.

A través de la técnica descrita en este artículo, se proponen varias líneas de trabajo futuras, como la posibilidad de evaluar otras condiciones climáticas como el comportamiento eléctrico de los tejidos textiles frente a diferentes tensiones iniciales, frente a cambios de temperatura y a diferentes humedades relativas.

Capítulo 7

**Uso de termografía
infrarroja para diseñar,
implementar y evaluar
un calcetín para
monitorizar la
temperatura del pie en
pacientes diabéticos
con “Smart Textiles”**

7.1.- Introducción

Un problema de salud importante que puede afectar a los diabéticos es el síndrome del "pie diabético", como riesgo de ulceración, neuropatía, isquemia e infección. Las lesiones leves inadvertidas, la infección y ulceración subsiguientes pueden terminar en una amputación del pie. Los estudios preliminares han demostrado una relación entre el aumento de la temperatura de la piel y las asimetrías entre las mismas regiones de ambos pies. En la fase de preulceración, desarrollar un dispositivo inteligente capaz de controlar la temperatura de este tipo de pacientes para evitar este riesgo puede resultar de gran utilidad. Se ha realizado un análisis estadístico con una muestra de datos de temperatura del pie obtenidos de 93 individuos, de los cuales 44 son diabéticos y 49 no diabéticos y entre ellos el 43% son hombres y el 57% son mujeres. Los datos obtenidos con una cámara termográfica han tenido éxito en proporcionar un conjunto de regiones de interés, donde la temperatura podría influir en el individuo, y el comportamiento de varias variables que podrían afectar a estos sujetos proporciona un modelo matemático. Finalmente, un análisis en profundidad de los sensores existentes situados en esas posiciones, a saber, talón, parte media del pie, cabeza del primer metatarsiano, cabeza del quinto metatarsiano y primer dedo del pie, ha permitido el desarrollo de un calcetín inteligente para almacenar las temperaturas obtenidas cada pocos minutos en un dispositivo móvil.

El síndrome del "pie diabético" se define como la infección, ulceración o destrucción de los tejidos profundos del pie, asociada a neuropatía y/o enfermedad vascular periférica de diferente magnitud, en las extremidades inferiores de pacientes con diabetes mellitus [156]. La incidencia de úlceras del pie en diabéticos ronda entre el 15 y el 25 % [157] y es una causa frecuente de hospitalización y podría dar lugar a complicaciones importantes, como amputaciones de miembros inferiores [103]. De hecho, se estima que alrededor del 85% de los diabéticos que sufren amputaciones han tenido previamente una úlcera [158] [159] [160] [161]. La tasa de mortalidad en sujetos con síndrome de "pie diabético" es más del doble que una población promedio [162].

7.2.- El papel de la temperatura, los puntos de presión y la actividad en el "pie diabético"

El ser humano es homeotérmico, es decir, mantiene constante la temperatura central del cuerpo (oscilando entre 36,5 °C y 37,2 °C) a pesar de las variaciones de temperatura ambiente. El ser humano controla su temperatura mediante termorregulación, donde la piel, como órgano más grande del cuerpo, es un factor clave en este proceso [163]. La temperatura de la piel, en el ser humano normal, se controla a través de muchos mecanismos diferentes; especialmente en las extremidades (dedos de manos y pies) la vasomoción microcirculatoria es un determinante crucial de la preservación de la liberación de la salud (no sudar

como se indicó, aunque es solo otra forma: la isquemia y la necrosis no son el resultado de la alteración de las glándulas sudoríparas) y, además, normalmente depende de las condiciones de la habitación. Durante una actividad como caminar se genera un aumento del calor interno, que se manifiesta de manera similar en el aumento de temperatura de la piel de los pies [164]. Además, estos se integran en un complejo calcetín-zapato deportivo que dificulta la transpiración adecuada y la evacuación de la temperatura generada. Así, los calcetines, junto con el calzado, se convierten en un elemento importante, no solo para proteger la piel de lesiones sino también para controlar las condiciones térmicas [165]. De la misma forma, existen piezas fundamentales en el control de la humedad (ya que actuará en el transporte de calor en la piel) y por tanto en asegurar una correcta hidratación del pie [166].

De ahí que la evaluación de la temperatura del pie pueda ayudar a conocer las condiciones internas, lo que a su vez podría ayudar a prevenir lesiones asociadas a la temperatura durante la marcha, o que se manifiesten con cambios de estos. Un aumento de la temperatura del pie generaría un exceso de transpiración además de generar cambios en el pH de la piel que pueden convertir el pie en el caldo de cultivo de infecciones bacterianas. De manera similar, un aumento repentino de la temperatura de un área en relación con su contralateral puede ser indicativo de un alto riesgo de desarrollo de lesiones, aunque una reducción puede indicar un riesgo de isquemia. Estas alteraciones pueden dar lugar a más complicaciones, como dolor durante la marcha y desarrollo de úlceras, que pueden convertirse en un problema grave en los sujetos diabéticos, con grave riesgo de amputación.

La evaluación termográfica de la superficie de la planta del pie es particularmente importante en el estudio de patologías asociadas al pie en riesgo, ya sea por neuropatía o por vasculopatía periférica. Así, se ha podido determinar ciertas asimetrías, como un aumento de temperatura de 2,2 °C en un área relativa a su contralateral, lo que indica una inflamación subclínica subyacente sin signos aparentes [167]. Esto podría ser un factor determinante del riesgo de ulceración en esta zona. La única evaluación termográfica se realiza en diferentes regiones de interés (ROI), siendo muy variable en número y ubicación. La elección de las zonas de interés puede ser de gran importancia, ya que podría relacionar el aumento o descenso de la temperatura con el riesgo de lesión en esa zona, como una úlcera plantar. Sin embargo, la literatura ofrece numerosos estudios, con disparidad en número, ubicación y razonamiento para elegir ROI. La literatura reciente ha encontrado estudios que analizan desde 4 puntos [134] [11] hasta 12 puntos [168], con un número de 5-6 siendo los más comunes.

Los investigadores parecen estar de acuerdo en el estudio de cuatro áreas específicas: talón, antepié interno, cabeza del quinto metatarsiano y dedo índice.

Sin embargo, existen diferencias importantes, Astasio-Picado [134] analizaron la cabeza del primer metatarsiano, mientras que Chatchawan [168] y Bagavathiappan [169] amplió el área para incluir también la segunda cabeza. Otros investigadores centraron su atención en cinco áreas del pie, a saber, las cabezas del primer, tercer y quinto metatarsiano y los dedos del pie primero y cuarto [170]. Del mismo modo, Gatt realizó un estudio en 8 zonas, antepié, medial, lateral, central y los dedos del pie [171].

Sin embargo, otros estudios no especifican el número exacto de regiones o su ubicación [172] [173], donde no existe un consenso claro sobre los criterios de elección de las áreas estudiadas, ya que los estudios no especifican este criterio. Por lo tanto, parece que la elección de estas áreas puede estar relacionada con áreas de aparición frecuente de úlceras [11], pero en otros tampoco se especifican los criterios. Así, en los pies neuropáticos, la mayor prevalencia se encontró en los dedos (40,4 %) y en la zona metatarsiana (39,1 %), mientras que el grupo de pie isquémico es la zona más frecuente en los dedos, hasta un 63,6%. Por otro lado, en el grupo de pie neuroisquémico (alteración frecuente en pies diabéticos de tiempo de evolución) la distribución de úlceras fue del 51,8 % en la zona del metatarso interno y los dedos, principalmente la primera [174].

Parece que la inclusión de las áreas de la cabeza del primer metatarsiano y el dedo índice es muy recomendable, para alrededor del 50 % de la prevalencia combinada de aparición de úlceras. Sin embargo, el otro 50 % se presenta en distintas zonas del pie, con una prevalencia significativamente menor, por lo que el seguimiento de otras zonas se convierte en una necesidad. Elegir áreas que sean representativas del riesgo de lesión, pero también poder discriminar entre zonas de temperatura homogéneas y proporcionar datos sobre todo el pie sin subdividirlo en demasiadas regiones, sería de gran importancia para una rápida realización, exámenes podológicos simples y confiables que evalúen el riesgo de un "pie diabético".

7.3.- La utilidad de los dispositivos para detectar la temperatura y los objetivos del estudio

La propuesta de esta parte de la investigación es desarrollar un sistema, un calcetín inteligente, capaz de medir la temperatura en varios puntos del pie, para registrar estas medidas durante la marcha mediante un teléfono inteligente y finalmente analizar los datos y alertar al paciente cuando sea necesario, es decir, un sistema de monitoreo de salud remoto [175] [176].

El primer paso fue hacer un modelo de predicción para que cuando alguna de las medidas supere un cierto valor, el teléfono móvil enviará una alerta y el paciente y este sabrá que debe detenerse porque hay un problema. Para

desarrollar el modelo matemático, se han recopilado datos de un grupo de personas diabéticas y no diabéticas y se ha desarrollado un análisis estadístico.

El objetivo de esta última parte del trabajo es analizar y dar buenas razones sobre el número y ubicación de los ROI, que son necesarios para realizar un buen cribado del "pie diabético" y poder optimizar el estudio, agregando áreas necesarias o eliminando otras que ofrecen redundancias. Además, en este estudio también se incluye una descripción detallada de los sensores que se utilizarán para medir la temperatura del pie. Por lo tanto, a partir de aquí la investigación se centrará en varias metas. La primera meta es la realización de un estudio sobre los sensores más utilizados para la medición de la temperatura, analizando sus principales características en relación con el objetivo principal del trabajo. Además, se distinguen los sensores que pueden ser incorporados a un "Smart Textiles". A continuación, se ha realizado una encuesta con el objetivo de estudiar las variables más importantes para la temperatura en ambos pies. Se proporciona un análisis estadístico básico de los datos y se muestran varios gráficos de la temperatura de los pies para determinar los ROI más importantes. A través de un análisis más detallado de la muestra, se encontró una relación de la temperatura de los pies con algunas de las otras variables, lo que permite desarrollar el modelo correspondiente. La parte principal de este trabajo se describe al final, donde se realiza un nuevo prototipo de calcetín inteligente. Este calcetín inteligente es capaz de obtener continuamente temperaturas en varios puntos del pie, esto deja abierta la posibilidad de avanzar en el estudio de esta enfermedad en un futuro próximo.

7.4.- Tipos de sensores para monitorear temperaturas

La temperatura se puede definir como una cantidad física que muestra la cantidad de calor en un cuerpo. Su percepción está ligada a la noción de frío y calor. Su medición se realiza mediante un sensor de temperatura, un instrumento que recoge los datos de temperatura de una determinada fuente y los convierte en información comprensible para un dispositivo o un observador. Como señala el sitio web de tutoriales de electrónica, los sensores de temperatura se pueden clasificar en dos grupos principales [177]:

1. Sensores de contacto, que deben tocar físicamente el objeto, utilizando la conductividad para medir los cambios.
2. Sensores sin contacto, que utilizan convección y radiación para advertir de un cambio de temperatura.

De estos dos tipos de sensores, los más interesantes en esta investigación son los primeros en los que hay contacto con el objeto o paciente a medir. La temperatura del cuerpo humano se ha medido y tenido en cuenta desde los inicios de la medicina. Se han descubierto cosas relacionadas con el cambio de

temperatura en distintas zonas del cuerpo y han llegado al estudio de numerosas enfermedades.

La toma de medida de esta variable está, actualmente, muy bien resuelta para medidas en procesos industriales y para muchas áreas del cuerpo humano, pero quizás no esté tan bien resuelta para medidas en la planta del pie. Algunos autores han desarrollado una plantilla [168] [12], pero nuestro objetivo es definir las características de un calcetín que ayudarán a controlar de forma fiable la temperatura del pie. Nuestra investigación se centra en los sensores de contacto que tengan un tamaño pequeño para evitar lesiones [13]. Los seleccionados son los siguientes: Termopares, termorresistencias, termistores, diodos y dispositivos electrónicos programables. Puede encontrar información detallada sobre estos dispositivos eléctricos en [6].

Los demás sensores que están en el mercado no fueron adecuados por diversos motivos, ya sea porque es complicado obtener la temperatura cada pocos minutos, otros porque no dan valores confiables, etc. Por estos motivos los sensores infrarrojos, mecánicos, de cambio de color, etc., no son los más adecuados para los propósitos de este estudio. Aunque ya se han detallado en la parte de fundamento teórico de este trabajo, a continuación, se van a describir mínimamente los sensores más adecuados para este dispositivo que pretendemos realizar.

Un tipo de dispositivos que se ha probado fueron los termopares. Por sus características relacionadas con el costo, tamaño y rango de temperatura, entre otras, los termopares se consideran el caballo de batalla de los dispositivos capaces de medir la temperatura. Se puede encontrar una descripción detallada de diferentes tipos de termopares en [178] [179].

Las termorresistencias funcionan variando su resistencia con la temperatura. Sus elementos sensibles, basados en conductores metálicos, cambian su resistencia eléctrica en función de la temperatura. Los dispositivos más comunes (llamados PT100, PT1000, etc.) están contruidos con una resistencia de platino. Esta resistencia dependiente de la temperatura funciona en un rango que varía entre -200 °C y 800 °C con un solo punto de calibración, y se considera un dispositivo de precisión a la hora de medir la temperatura siempre y cuando el equipo de medida se haga correctamente [180].

Los termistores son mucho más sensibles [181] [182], compuesto por una mezcla sintetizada de óxidos metálicos. Son esencialmente semiconductores que se comportan como "resistencias térmicas". Se pueden encontrar en el mercado con la denominación NTC (coeficiente de temperatura negativo, es decir, la resistencia disminuye con la temperatura) y PTC (coeficiente de temperatura positivo, es decir, aumenta la resistencia con la temperatura). Son mucho más fáciles de medir que los termopares y las termorresistencias, ya que

un simple divisor de tensión es suficiente para obtener la temperatura [183] [184]. Son los más idóneos para implementarlos en nuestro dispositivo y en los "Smart Textiles".

Finalmente, los diodos basan su funcionamiento en la variación de tensión en sus terminales ya que depende tanto de la corriente que fluye a través de ellos como de la temperatura a la que se encuentra el diodo; esta variación se produce en la unión PN, muy sensible a los cambios de temperatura en función del dopaje interno que tengan. Este dopaje interno hace que la resistencia interna de la unión PN varíe en función de la temperatura, lo que hace que la corriente aumente o disminuya y por la ley de Ohm ocurre lo mismo con la tensión en los extremos del semiconductor. Existe una gran variedad de dispositivos para medir la temperatura, desde los que varían su tensión (diodos), los que dan valores graduales de tensión en función de la temperatura (circuitos integrados analógicos) a los que están programados y dan una secuencia de bits para obtener el valor de la temperatura (circuitos integrados digitales). El LM35 es un ejemplo de circuito integrado analógico, aunque no funcional para nuestra aplicación, principalmente debido al tamaño.

La última generación de sensores para la medición de temperatura son circuitos integrados que, además de medir la temperatura, pueden comunicarse con microcontroladores. La variación de temperatura se realiza electrónicamente, como con diodos, por variación de tensión y corriente en la unión PN de los semiconductores. Algunos ejemplos de estos sensores son el MAX30205, el Si7006, etc. [185] [186] [187] [188].

De todos estos sensores, los ideales son los dispositivos electrónicos programables en circuitos integrados, debido a su gran versatilidad para poderse programar. Además, su conexión eléctrica es más fácil al tener líneas de comunicación compatibles entre todos los sensores que están conectados al mismo tiempo, como la comunicación I2C. Otra ventaja es la posibilidad de comunicación bidireccional de tal manera que el valor de temperatura se puede obtener directamente, y no es necesario realizar operaciones con los valores leídos desde el dispositivo. La conexión eléctrica de estos dispositivos puede ser muy sencilla con tres o cuatro cables como máximo. Todo esto es una gran ventaja para implementador en los "Smart Textiles", pero su mayor inconveniente es la soldadura eléctrica ya que deben realizarse con materiales y equipos especiales, debido al pequeño tamaño de las conexiones eléctricas, que suelen ser del orden de las 200 micras.

Otra opción muy interesante son los termistores, ya que son dispositivos pequeños, con menos rigidez que los anteriores y probablemente sea mejor incluirlos en un calcetín. Su mayor inconveniente al igual que con los anteriores son las conexiones eléctricas. En este punto, tienen cierta ventaja sobre el resto

de los dispositivos ya que, al ser menos rígidos pueden ser soldado y colocados de mejor manera, además, con los nuevos hilos textiles conductores sería mucho más fácil su implementación en un "Smart Textiles". Otra desventaja respecto a los anteriores es que la señal obtenida debe ser tratada para finalmente obtener el valor de temperatura, lo que hace más complejo todo el sistema de adquisición de señal.

En cuanto a los otros sensores, se deben abordar los mismos problemas que con los dispositivos electrónicos programables y los termistores. Los primeros, al ser programables, ya hacen todo lo necesario, es decir, adquirir la señal y transformarla a un valor de temperatura comprensible para el usuario, mientras que los segundos pueden ser más fáciles de manejar para el montaje eléctrico pero peor para adquirir la señal. y transformarlo en un valor comprensible para el usuario. En cualquier caso, y dependiendo del tipo de sensor, podría resultar complicado colocar muchos sensores (no más de 4 o 5), sobre todo si también queremos medir otras variables como la presión o la humedad, que no es un objetivo marcado en este estudio. Por tanto, es necesario conocer los puntos más importantes donde se deban medir las temperaturas.

7.5.- Análisis y recopilación de datos

El objetivo de este estudio es seleccionar las posiciones de los sensores para medir la temperatura del pie y así prevenir la aparición de úlceras en pacientes diabéticos. Con el objetivo de analizar la mejor posición para esos sensores, se obtuvo la temperatura del pie medida por termografía infrarroja. Se realizó una encuesta con individuos diabéticos y no diabéticos para recolectar y comparar varias variables, no solo temperaturas.

La muestra estuvo formada por 93 sujetos. Todos eran pacientes de la Clínica CPUEx de la Universidad de Extremadura. Dado que la Clínica CPUEx no es grande, se considera que son una buena representación de esta institución ya que el número de pacientes masculinos y femeninos es similar, también de personas con y sin diabetes. Se espera que este análisis continúe con más pacientes de otras instituciones. De esta forma, será más fácil seguir los estándares sugeridos en trabajos como [189], por ejemplo, en el número de variables y la forma de elegirlos. Las imágenes térmicas de los pacientes que participan en esta investigación se tomaron con una cámara infrarroja FLIR E60bx. La medida de la temperatura del pie se tomó antes y después de una caminata de 100 m. En este estudio se consideraron pacientes de diferentes edades, algunos de ellos ancianos, que no pueden caminar largas distancias. Además, no deben salir al exterior porque las medidas podrían verse afectadas por la temperatura ambiente. Una caminata de 100 m fue suficiente para provocar un cambio de temperatura por activación. En el futuro, se podría considerar estudiar cómo caminar distancias más largas puede afectar a los pacientes diabéticos.

Aunque algunos estudios intentan definir los ROI más críticos y, por lo tanto, es más probable que sufran lesiones graves, no existe una decisión final al respecto. Esta es la razón por la que se recogieron un total de 17 mediciones de temperatura de 17 ROI, de la planta y las áreas dorsal (9 de la planta y 8 de la dorsal), de ambos pies. Estas 17 ROI se seleccionaron siguiendo criterios anatómicos y funcionales (es decir, importancia en la marcha, flujo sanguíneo y riesgo de ulceración). Las medidas plantares incluyen el talón, no incluyéndolo en visión dorsal. Las medidas (índices) que se seleccionaron fueron: desde el talón (I1), mediopié medial (I2), mediopié lateral (I3), cabeza del primer metatarsiano (I4), cabezas de los metatarsianos centrales (I5), cabeza del quinto metatarsiano (I6), primer dedo del pie (I7), dedos centrales (I8) y el quinto dedo del pie (I9), y el mismo áreas en la dorsal (I10-I17) [136].

La recolección de datos se realizó mediante una encuesta que incluye 11 secciones:

1. Datos generales sobre el individuo, como sexo, edad, peso, altura, tipo de sangre y uso de tacones altos; datos específicos para pacientes diabéticos: tipo de diabetes, tratamiento, control de su diabetes; individuos que padecen discapacidad por neuropatía; resultados del cuestionario de Edimburgo modificado para diagnosticar la claudicación arterial; índice tobillo-brazo (ITB) y medición de hemoglobina glicosilada.
2. Hábitos: Modo de vida (sedentarismo o práctica de deporte); tipo de alimentación (dieta saludable o no); consumo de alcohol; fumador o no fumador; cualquier medicación regular; y pie dominante.
3. Comodidad: Actividad reciente con zapatos actuales; intensidad de la actividad más reciente (sin actividad, caminar, correr, etc. durante los últimos 30 min); nivel de comodidad con el calzado actual (durante los últimos 30 min) mediante una escala Likert de 1 a 5, siendo 1 "muy cómodo" y 5 "muy incómodo"; y el tipo de calzado que suelen utilizar.
4. Presión arterial y temperatura central: datos de presión arterial sistólica (alta), presión arterial diastólica (baja) y temperatura central (termómetro).
5. Datos climáticos (datos de la temporada), incluida la fecha y el número de fotos del pie (planta y dorsal de ambos pies).
6. Las mediciones de temperatura (datos del pie derecho antes de la caminata) se realizaron con una cámara térmica FLIR E60bx, con una resolución de infrarrojos de 320x240 píxeles, una sensibilidad de 0,05°C y una precisión de $\pm 2\%$. Se tomaron fotografías térmicas a 1 m de distancia de un pie cubierto de cartón negro. Se recopilaron y almacenaron un total de 17 datos de temperaturas promedio (9 plantares y 8 dorsales) de cada participante utilizando las herramientas de The Flir

Tools software, similar a la figura 91. Este número de ROI se ha utilizado anteriormente en evaluaciones termográficas [136] [190] [191], se puede ver en la figura 90. Humedad ambiental (%) y temperatura (°C) también se midieron con un dispositivo Flir MR 77.

7. Medidas de temperatura (datos del pie izquierdo antes de la caminata).
8. Medidas de temperatura (datos del pie derecho después de la caminata). Después de la caminata de 100 m, se registró la temperatura de la misma forma que en el punto 6.
9. Medidas de temperatura (datos del pie izquierdo después de la caminata).
10. Postura del pie. Las puntuaciones del índice de postura del pie (FPI) para el pie izquierdo y derecho se evaluaron siguiendo el procedimiento estándar [192], sujetos en su posición relajada, apoyo de ambas extremidades, brazos relajados y mirando al frente; Se encontró que la clasificación de la postura del pie era neutral cuando el puntaje estaba entre 0 y 5, supinado desde 1 a 12 y pronado de 6 a 12 [193]; También se registró la presencia de hiperqueratosis plantar en cualquier zona del pie.
11. Comentarios y observaciones finales

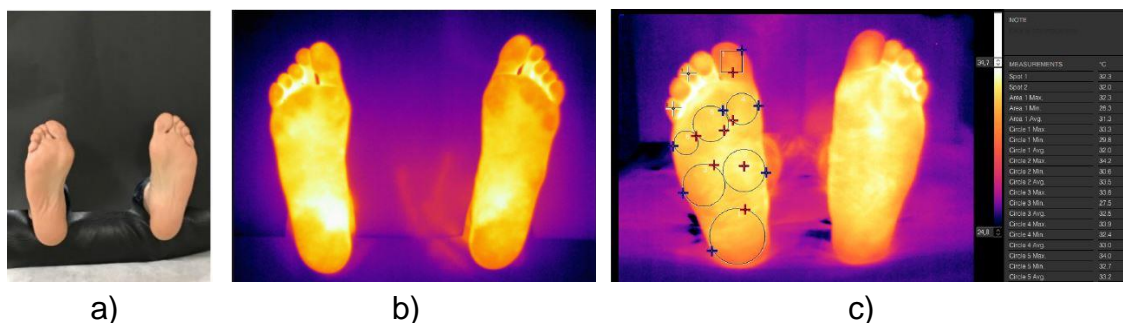


Figura 90.- a) Pies cubiertos con una cartulina negra antes de la imagen térmica, b) imagen termográfica obtenida y c) tomando datos de temperaturas de las nueve regiones del pie con el software mencionado [8].

Cada medición toma al equipo de investigación una configuración de 20 minutos para cada participante.



Figura 91.- Regiones de pies donde se recopilan datos de temperatura [8].

Se realizó un estudio con una muestra de 93 individuos, de los cuales 44 son diabéticos y 49 no diabéticos y entre ellos el 43 % son hombres y el 57 % son mujeres. La figura 92 muestra que en ambos casos (diabéticos y no diabéticos, y hombres y mujeres) el porcentaje es bastante similar, los datos se distribuyen de manera similar.

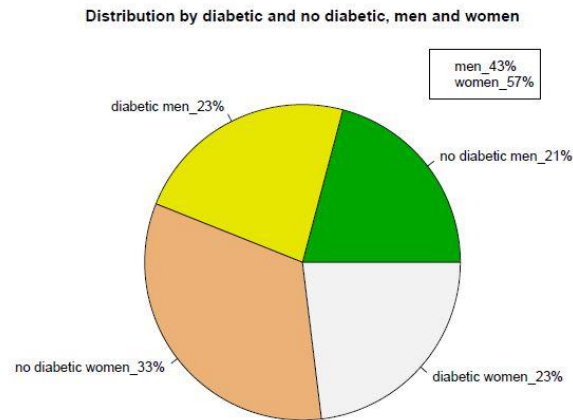


Figura 92.- Distribución de datos [8].

Los histogramas de edad, peso, altura e índice de masa corporal (BMC) también se han representado en la figura 93. El peso básicamente entre 60 y 90 kg y la altura entre 1,60 y 1,70 m. El mayor número de individuos corresponde a una edad entre 70 y 80 años ya que los pacientes que acuden a la consulta son personas mayores que tienen problemas para sus cuidados básicos y el índice de masa corporal está entre 20 y 35.

El estudio se hizo de acuerdo con la Declaración de Helsinki, y el experimento desarrollado para este trabajo recibió un informe positivo de la comisión de bioética y bioseguridad de la Universidad de Extremadura (con Ref. 04/2018). Sigue la legislación española y europea, y todas las personas que participaron en la encuesta dieron su consentimiento para fines de investigación.

La correlación muestra la relación entre dos variables, mientras que el análisis de regresión genera una ecuación matemática que sirve para predecir el comportamiento de la salida del proceso cambiando sus entradas.

La correlación suele ser el primer análisis que se lleva a cabo, ya que desea verificar si existe una relación entre las variables y, el análisis de regresión generalmente toma datos para encontrar una relación que proporcione la salida del proceso por cambiando los datos que afectan a esto. En este trabajo se utilizaron estos dos procedimientos estadísticos y también dendogramas para determinar cuáles son las ubicaciones donde se deben colocar los sensores.

Una correlación superior a 0,8 entre los índices de la suela y la dorsal en la misma posición se estableció en [136], por lo que solo se han considerado datos únicos (de I1 para I9 desde la suela) antes y después de una caminata de 100 m. Esta caminata se realizó para determinar si los pies de un diabético, después

de la caminata, muestran alguna diferencia con los pies de los no diabéticos. Para ello se tomaron diferentes medidas, que permitirán desarrollar un modelo con el objetivo de predecir la temperatura en algunos puntos del pie y comprobar si están dentro de los valores "normales" o si existe alguna desviación. En concreto, se han considerado los datos obtenidos de la encuesta detallada más atrás para los siguientes resultados.

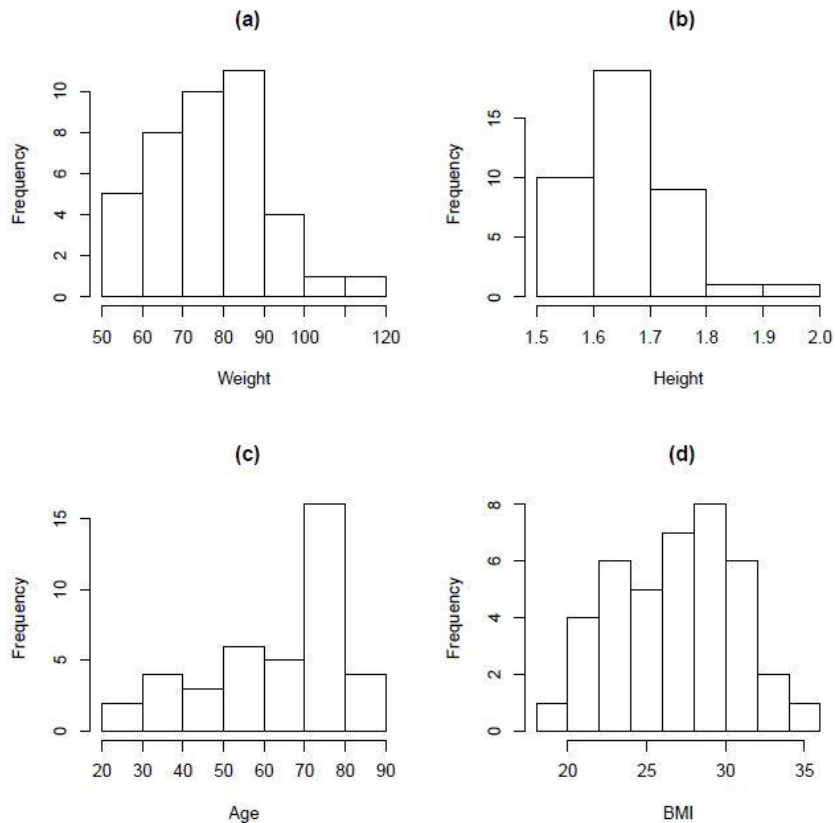


Figura 93.- Histogramas para diferentes variables a) peso, b) altura, c) edad y d) índice de masa corporal (IMC) [8].

Se representaron dendogramas para individuos diabéticos y no diabéticos para determinar si hay una diferencia entre ellos y también cuáles son los índices más influyentes (para seleccionar estos puntos como lugares para colocar sensores en los calcetines). En todos los dendogramas, la mayoría de los puntos importantes son I1 I2, I3 o I7 y puntos I4, I5 y I6 relacionados entre sí, como se puede ver en la figura 94 para el piso derecho de pacientes diabéticos (izquierda) y no diabéticos (derecha) antes de la caminata.

Según la literatura, los puntos donde aparecen más úlceras son en el área metatarsiana del pie, es decir, índices I4, I5, y I6 de la figura 91, e índice I7 (30 % de las úlceras según [190] en los dedos). El dendrograma indica que existe una relación entre esos tres puntos metatarsianos. En consecuencia, los índices I4 e I6 han sido elegidos porque tienen un porcentaje mayor, 22 % y 11 %. Por lo tanto, considerando los puntos I4 e I6, se obtuvo toda la variabilidad de la parte del metatarsiano superior.

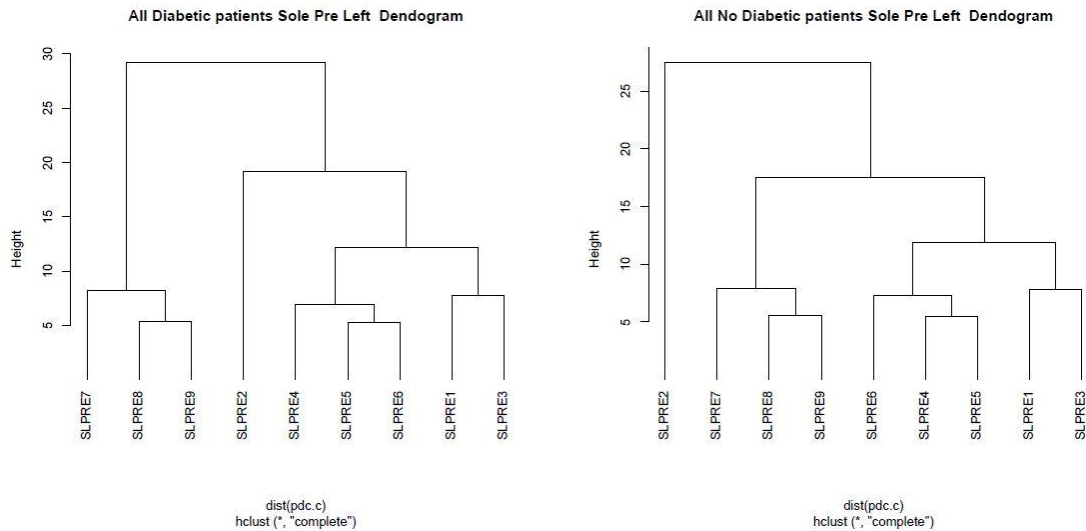


Figura 94.- Dendogramas de la suela derecha después de la caminata: Diabéticos (izquierda) y no diabéticos (Derecha). SLPRE_i representa la temperatura de la suela izquierda antes de la caminata para el índice i [8].

Por otro lado, también se seleccionó el índice I1 porque existen en esta zona problemas más difíciles de resolver y, además, por ser una zona de mucha presión. Aparte de eso, parece razonable considerar I1, ya que se aplica una mayor fuerza a esta zona al caminar y es un punto de mayor probabilidad de úlcera. El punto I7 también se eligió por tratarse de una zona no relacionada con las anteriores y presentar una probabilidad de ulceración del 30 %. El dendograma también indica que I2 es totalmente diferente al resto. El área de I2 lleva irrigación a la cabeza del metatarsiano y al primer dedo del pie. Esta es un área interesante ya que, si enfría, la parte frontal también se enfriará y no irá sangre allí, con riesgo de úlcera. Además, este punto recibe menos fricción por parte del calzado, con una diferencia en relación con el resto de los puntos donde medimos la temperatura. Por eso se incluyó este punto como punto singular, totalmente diferente de los demás, pero donde prácticamente no aparecen úlceras. De esta forma existe un elemento de control de las otras áreas que serán consideradas para el calcetín inteligente.

En resumen, los puntos que se han estudiado son I_j con $j \in \{1, 2, 4, 6, 7\}$.

Para esta investigación se ha considerado inicialmente un conjunto de variables candidatas a ser consideradas como parámetros que afectan al "pie diabético". De ellas se seleccionaron las que afectaban al "pie diabético" y tras una regresión escalonada, se ha desarrollado un modelo de predicción para todos los datos, en el que se incluyen las siguientes variables: EDAD, SEXO, IMC, DB (No diabético = 1, diabético = 2), TNMX (Presión Arterial Sistólica), TNMN (Presión arterial diastólica), TC (temperatura central), TEXTO (temperatura exterior), TPRE (temperatura del aire de la habitación antes de la caminata), HPRE (humedad de la habitación antes de la caminata en%). Los coeficientes que se han obtenido para los diferentes modelos se muestran en la

tabla 24. Considerando por tanto estas variables, el modelo se calcula con el comando paso a paso proporcionado por el programa R.

| CEFI | CTE | EDAD | IMC | DB | TNMX | TNMN | TC | TEXTO | TPRE | HPRE |
|---------|-----------|---------|---------|----------|---------|----------|---------|---------|---------|---------|
| SRPRE1 | 8,78695 | 0,03000 | | -0,91140 | 0,04171 | -0,05392 | | | 0,56426 | 0,12670 |
| SRPRE2 | 17,94235 | 0,01558 | | -1,47390 | 0,03612 | -0,03644 | | | 0,38426 | 0,07408 |
| SRPRE4 | -20,96860 | 0,02549 | 0,10193 | -1,36591 | | -0,04557 | 0,82781 | | 0,67369 | 0,13880 |
| SRPRE6 | -26,14073 | | 0,13748 | -1,02450 | 0,04952 | -0,09264 | 0,79693 | | 0,74866 | 0,18130 |
| SRPRE7 | -38,27672 | 0,03712 | 0,11602 | -1,28288 | | -0,05528 | 1,14328 | | 0,81583 | 0,15686 |
| SLPRE1 | -14,00475 | 0,03628 | | -0,84698 | 0,04798 | -0,05280 | 0,61893 | | 0,53951 | 0,11614 |
| SLPRE2 | 15,65169 | | | -0,74912 | 0,04795 | -0,04274 | | | 0,39359 | 0,09685 |
| SLPRE4 | -31,30703 | | 0,11339 | -1,42929 | 0,06371 | -0,08094 | 0,93555 | | 0,72724 | 0,16288 |
| SLPRE6 | -32,83695 | 0,02528 | 0,09846 | -1,33277 | 0,05504 | -0,07547 | 0,92974 | | 0,76525 | 0,15994 |
| SLPRE7 | -39,72836 | 0,04965 | | -1,20896 | | | 1,11495 | | 0,84074 | 0,14443 |
| SRPOST1 | -7,01999 | 0,04641 | | -0,93266 | | | 0,48558 | | 0,64667 | |
| SRPOST2 | -3,44379 | | 0,10557 | -1,33277 | 0,06073 | -0,04858 | 0,56932 | 0,07686 | 0,27156 | |
| SRPOST4 | -15,45718 | 0,02753 | | -1,63835 | 0,04549 | -0,05258 | 0,67605 | | 0,73318 | |
| SRPOST6 | -20,78108 | | 0,11620 | -1,07018 | 0,05828 | -0,08463 | 0,65984 | | 0,79016 | 0,08394 |
| SRPOST7 | -24,79945 | 0,03964 | | -1,35335 | | | 0,88517 | | 0,78046 | |
| SLPOST1 | -12,99850 | 0,03859 | | -1,03925 | 0,05417 | -0,04706 | 0,58444 | | 0,63557 | |
| SLPOST2 | 15,67648 | 0,02831 | | -1,21562 | 0,03380 | | | | 0,39475 | |
| SLPOST4 | -15,34189 | 0,02699 | | -1,32829 | 0,04989 | -0,05053 | 0,62868 | | 0,74446 | |
| SLPOST6 | -20,94168 | 0,02664 | | -1,15666 | 0,05514 | -0,04966 | 0,73794 | | 0,76450 | |
| SLPOST7 | -29,61293 | 0,04579 | | -1,07319 | | | 0,96990 | | 0,81785 | |

Tabla 24.- Coeficientes que se han obtenido con el modelo. *SRPRE_i* representa la temperatura de la suela derecha (SR) antes (PRE) de la caminata para el índice *i*, *SLPOST_i* representa la temperatura de la suela izquierda (SL) después de (POST) la caminata para el índice *i*, y *SRPOST_i* representa la temperatura de la suela derecha después de la caminata para el índice *i*. Donde *i* pueden ser 1, 2, 4, 6 y 7 indicando la región donde se considera el índice.

Hay variables que no influyen en el modelo, como SEXO y TEXTO, y hay otras variables que tienen poca influencia, como el IMC y el HPRE que prácticamente solo influyen antes de la caminata. Como se puede observar, ser diabético o no, influye en el modelo, por lo que se han separado datos en personas diabéticas y no diabéticas y dado que el sexo no influye no se separó la muestra por sexos. En la figura 96 se representa la gráfica de los datos para el coeficiente SRPRE1 (negro, línea continua) de la suela antes de la caminata para la muestra completa, y una comparación con el modelo completo (con todas las variables, en rojo, línea discontinua), y el modelo con las variables dadas en la leyenda (azul, línea de puntos y guiones). Este modelo sugiere que algunas de las variables de este estudio tienen poca influencia en las temperaturas.

La figura 95 representa los datos de la muestra en color negro; el gráfico azul corresponde al modelo calculado considerando únicamente las variables que influyen; finalmente, la línea roja es el modelo cuando se tienen en cuenta todas las variables. Los coeficientes de correlación obtenidos corresponden a la correlación entre el modelo calculado y los valores reales (azul $r = 0,628$), entre el modelo completo, considerando todas las variables y los valores reales (rojo $r = 0,638$) y entre el modelo azul y el modelo rojo ($r = 0,985$). Para este estudio se consideró un intervalo del 95 %. Se puede apreciar que ambos modelos están muy bien correlacionados, por lo que no vale la pena utilizar todas las variables, solo las de la tabla 24. Además, los coeficientes de correlación no mejoran

mucho eligiendo más variables y es más realista elegir solo aquellas que influyen.

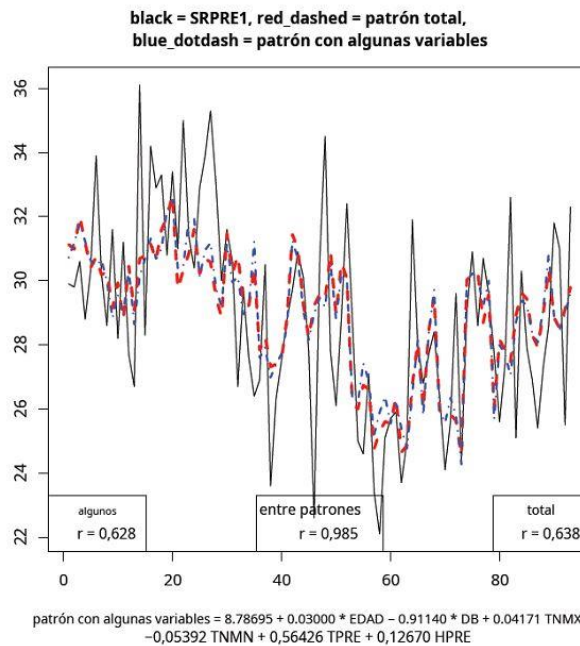


Figura 95.- Patrón para la planta del índice 1, pie derecho antes de la marcha [8].

En la figura 95 se presenta un gráfico de Bland Altman del modelo 6 comparando las dos medidas en el índice 1 antes de la caminata: los datos de la muestra y el modelo solo considerando las variables que influyen, calculadas con el comando paso a paso proporcionado por R. En otros índices se ve como los resultados son similares. El modelo propuesto no es predictivo y la aproximación no es del todo buena, porque se ha encontrado valores atípicos tanto para los valores inferiores como superiores. El coeficiente de regresión múltiple entre los valores reales (SRPRE1) y el modelo es $R^2 = 0,3948$. Como se mencionó anteriormente, el estudio se realizó con todos los pacientes diabéticos de la consulta de podología con el objetivo de seleccionar las variables que pudieran influir en los valores de los índices definidos y mejorar la medición de estas variables.

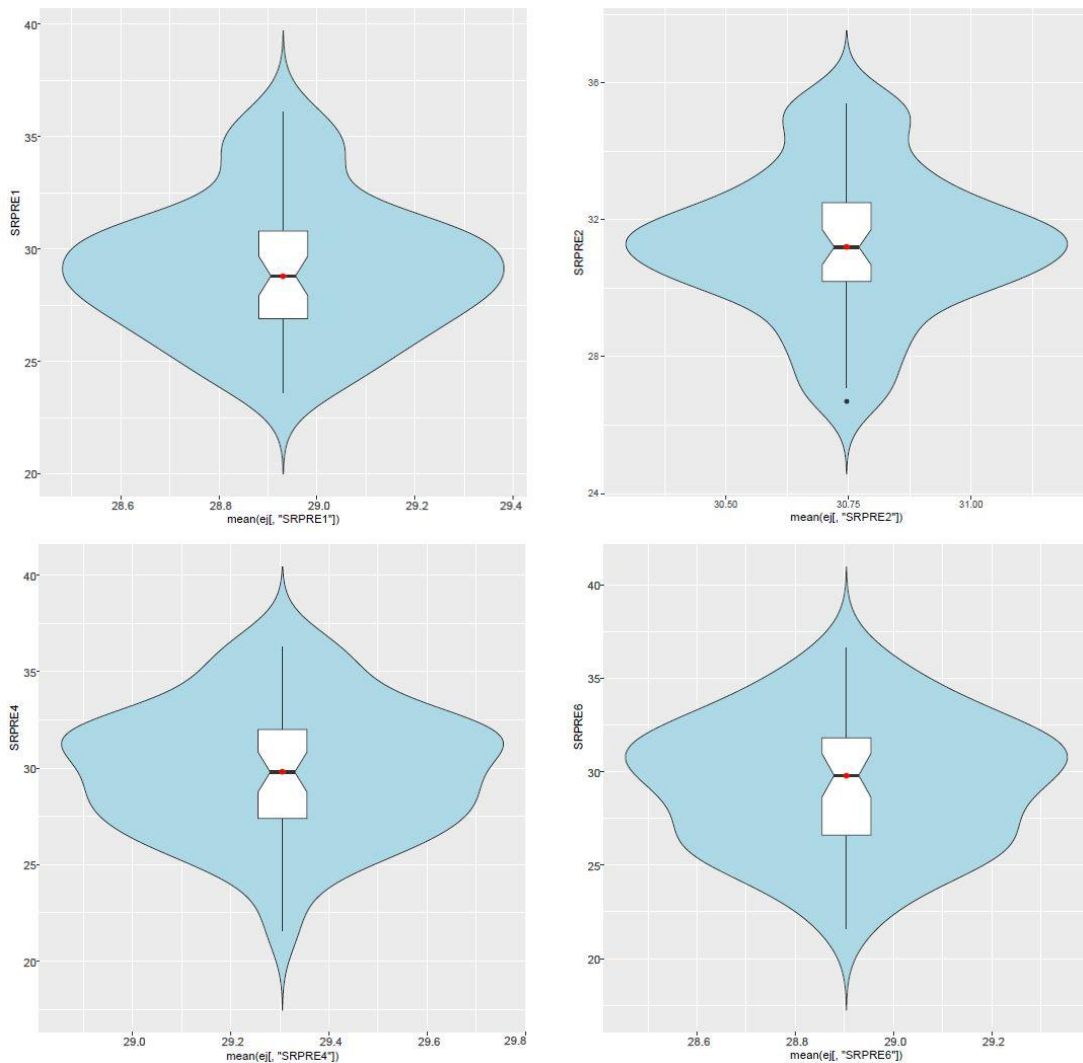
El objetivo principal de esta tesis es la propuesta de calcetines capaces de enviar una señal a un teléfono móvil cuando se detecta una diferencia de temperatura, de más de 2 grados (hipertermia) o menos de 2 grados (isquemia) entre los mismos índices de los dos pies. Se desarrolló un estudio estadístico básico para los 5 puntos ($I_j, j \in \{1, 2, 4, 6, 7\}$) y la diferencia de los índices en la suela bajo varias condiciones; en primer lugar comenzando con todos los datos de la muestra, a continuación separando los datos de personas diabéticas de las no diabéticas, antes y después de la caminata. Como ejemplo, la tabla 25 muestra los datos para pacientes no diabéticos antes de la caminata para la planta del pie derecho. En este caso, el índice con el coeficiente de variación más alto es I6, seguido por I7, en el que el rango intercuartílico también es el

más alto de todos. Índices I1, I4 y I6 tienen un sesgo negativo y son los que tienen la mayor curtosis, mientras que I2 y I7 tienen una asimetría cercana a cero y una curtosis que también es muy pequeña.

| DSPRE | Media | SD | SEM | IQR | CV | Oblicuidad | Curtosis | 0% | 25% | 50% | 75% | 100% |
|--------|--------|--------|--------|-----|---------|------------|----------|------|------|-----|-----|------|
| DSPRE1 | 0,0938 | 0,8234 | 0,1176 | 0,7 | 8,7716 | -1,7464 | 7,6044 | -3,6 | -0,2 | 0,1 | 0,5 | 1,7 |
| DSPRE2 | 0,4326 | 0,5550 | 0,0792 | 0,6 | 1,2828 | 0,2910 | 0,9031 | -0,9 | 0,1 | 0,4 | 0,7 | 2,0 |
| DSPRE4 | 0,2081 | 1,2282 | 0,1754 | 0,9 | 5,9005 | -1,1939 | 3,8264 | -3,9 | -0,1 | 0,3 | 0,8 | 3,1 |
| DSPRE6 | 0,0551 | 0,9757 | 0,1393 | 1,1 | 17,7082 | -1,2871 | 5,0223 | -4,0 | -0,5 | 0,1 | 0,6 | 1,8 |
| DSPRE7 | 0,1163 | 1,1422 | 0,1631 | 1,1 | 9,8193 | 0,25053 | 0,3911 | -2,7 | -0,5 | 0,0 | 0,6 | 3,0 |

Tabla 25.-Diferencia entre los índices de las dos suelas (izquierda y derecha) para personas no diabéticas antes de la caminata en las regiones 1, 2, 4, 6 y 7, ver figura 92. Aquí podemos ver el estadístico más importante de entonces como media, la desviación estándar (SD), el error estándar de la media (SEM), el rango intercuartílico (IQR), el coeficiente de variación (CV), el grado de distorsión de la curva de campana simétrica o la distribución normal o la medida de simetría (asimetría), la medida de si los datos son de cola gruesa o de cola ligera en relación con una distribución normal (curtosis) y los cuartiles.

Para los índices Ij, $j \in \{1, 2, 4, 6, 7\}$, un gráfico de violín con un diagrama de caja con línea gruesa interior está representado en la figura 96. Se puede apreciar que existe una superposición entre las medias (punto rojo) y la mediana (línea gruesa media del diagrama de caja).



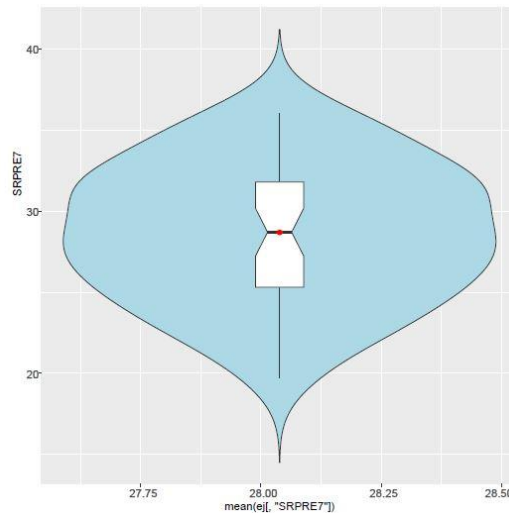


Figura 96.- Gráfico de violín para índices $I_j, j \in \{1, 2, 4, 6, 7\}$ [8].

7.6.- Un prototipo de calcetín inteligente con “Smart Textiles”

7.6.1.- Introducción

Como se mencionó anteriormente, el objetivo de esta investigación es conseguir un dispositivo de calcetín inteligente, capaz de medir la temperatura en el “pie diabético”. Algunos ejemplos de prototipos de calcetines aparecen en [194] pero los sensores son grandes, por lo que no son la mejor opción para los pacientes diabéticos.

El sistema propuesto estará compuesto por varios sensores ubicados en ROIs predefinidos y estos sensores serán controlados por una placa Arduino, la cual tomará los datos de los sensores, los tratará y enviará los datos recolectados a un teléfono inteligente que podrá crear una alarma en caso de ser necesario. En la figura 97 se muestra un diagrama de bloques de la estructura propuesta.

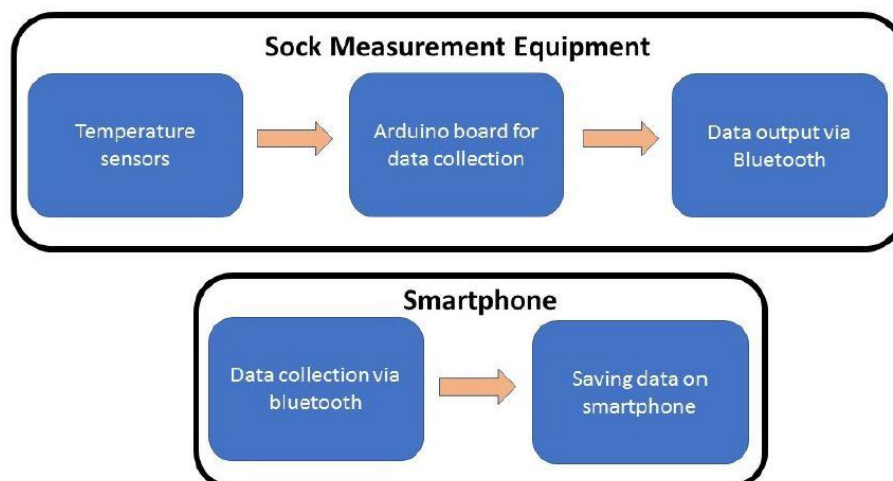


Figura 97.- Diagrama de bloques del sistema propuesto que podrá medir la temperatura, analizarla y enviar una alarma al teléfono inteligente cuando sea necesario [8].

7.6.2.- Termistor NTC TTF 103

En la sección 7.5 se seleccionaron las zonas de los pies para colocar los sensores para medir la temperatura. El siguiente paso es pensar qué sensor se podría utilizar para medir la temperatura porque es una situación muy delicada, ya que no deben molestar al caminar. Los termistores se consideraron la mejor opción, ya que son muy sensibles. Como se mencionó en la sección 6.5 y al inicio de todo el trabajo cuando se habló de los sensores, se pueden encontrar en el mercado con la denominación NTC y PTC.

Para el dispositivo propuesto en este estudio, el termistor NTC TTF 103 con 10 kΩ es el que se utilizará por ser de un tamaño muy pequeño y que no afectará al usarlo para tomar las medidas. Este sensor tiene unas dimensiones muy reducidas, 25 mm de largo, 3,8 mm de ancho y 0,4 mm de alto, lo que lo hace ideal para no molestar en el pie. Además, el fabricante proporciona tablas con los valores resistivos y sus correspondientes de temperaturas. Aunque la tabla de datos del fabricante está disponible, se han calibrado utilizando la ecuación de Steinhart-Hart y sus coeficientes A, B y C.

La ecuación de Steinhart-Hart es una expresión empírica que se ha determinado que es la mejor expresión matemática para la relación de temperatura de resistencia de termistores NTC y conjuntos de sondas NTC. La ecuación más común es:

$$T = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R)+C \cdot [\ln(R)]^3} \quad (4)$$

dónde "T" está en grados Kelvin y "A", "B" y "C" son coeficientes obtenidos de la siguiente manera: primero medimos el termistor a tres temperaturas diferentes y luego las usamos para resolver tres ecuaciones simultáneas con estos pasos:

$$T_1 = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R_1)+C \cdot [\ln(R_1)]^3} \quad (5)$$

$$T_2 = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R_2)+C \cdot [\ln(R_2)]^3} \quad (6)$$

$$T_3 = \frac{1}{A+B \cdot \ln(R_3)+C \cdot [\ln(R_3)]^3} \quad (7)$$

$$L_1 = \ln(R_1) \quad L_2 = \ln(R_2) \quad L_3 = \ln(R_3) \quad (8)$$

$$Y_1 = \frac{1}{T_1} \quad Y_2 = \frac{1}{T_2} \quad Y_3 = \frac{1}{T_3} \quad (9)$$

$$\gamma_2 = \frac{Y_2 - Y_1}{L_2 - L_1} \quad \gamma_3 = \frac{Y_3 - Y_1}{L_3 - L_1} \quad (10)$$

De aquí se obtienen los parámetros A, B y C.

$$\begin{aligned}
 C &= \left(\frac{\gamma_3 - \gamma_2}{L_3 - L_2} \right) (L_1 + L_2 + L_3)^{-1} \\
 B &= \gamma_2 - C * (L_1^2 + L_1 * L_2 + L_2^2) \\
 A &= Y_1 - L_1 * (B + C * L_1^2)
 \end{aligned}
 \tag{11}$$

Estos coeficientes se utilizan a partir de tres mediciones en condiciones reales. Con estos tres parámetros y obteniendo la resistencia, se obtiene el valor de la temperatura con los termistores NTC. También es posible obtener ese valor utilizando el sitio web de Thermistor Calculator for Laser Diode y TEC Controllers [195].

Se calibraron los seis sensores NTC (se incluye una calibración de sensor adicional, por si acaso uno falla más tarde). Como se muestra en la figura 98a, tanto las resistencias que se colocarán en serie con el termistor NTC y el termistor en sí están numerados consiguiendo así un par resistencia-NTC que siempre formarán el mismo divisor de tensión.



Figura 98.- a) resistencias y termistor NTC y b) dispositivos calibradas para tomar la temperatura y medir la resistencia⁴³.

Para realizar las medidas se han utilizado equipos calibrados para tomar la temperatura y medir la resistencia. Estos equipos se muestran también en la figura 98b. La unidad RS1314 se ha utilizado para temperatura, capaz de medir temperaturas muy precisas con termopares. Esta unidad está equipada con dos termopares que miden la temperatura al mismo tiempo, y así toman los valores cuando ambas medidas son iguales. Para medir la resistencia eléctrica se tomó un FLUKE 87. Este dispositivo es capaz de medir varios parámetros como resistencia, tensión, corriente eléctrica e incluso es posible medir la temperatura con un termopar tipo K.

Las medidas se han realizado en tres intervalos de temperatura, el primero con agua casi a 0°C, en torno a 1,6 °C, la siguiente medida en el entorno de los 21,6 °C y finalmente se ha elevado la temperatura hasta el entorno de los 43°C. Las temperaturas de 1,6 °C y de 21,6 °C se han podido tener más estables mientras que la temperatura de 43 °C ha sufrido algunas pequeñas variaciones. Estas variaciones a la hora de medir tanto la resistencia como la temperatura se

⁴³ Referencia: Propia

han tenido en cuenta a la hora de introducir los datos en la página web que calcula los parámetros de la ecuación de Steinhart y Hart. La forma de obtener estas temperaturas ha sido mediante agua con hielo y estando unos 20 minutos para estabilizar la temperatura, después se ha calentado con el microondas y se le ha añadido agua fría para obtener los 43 °C y los 21,6 °C. Esto es lo que se aprecia en la figura 99.

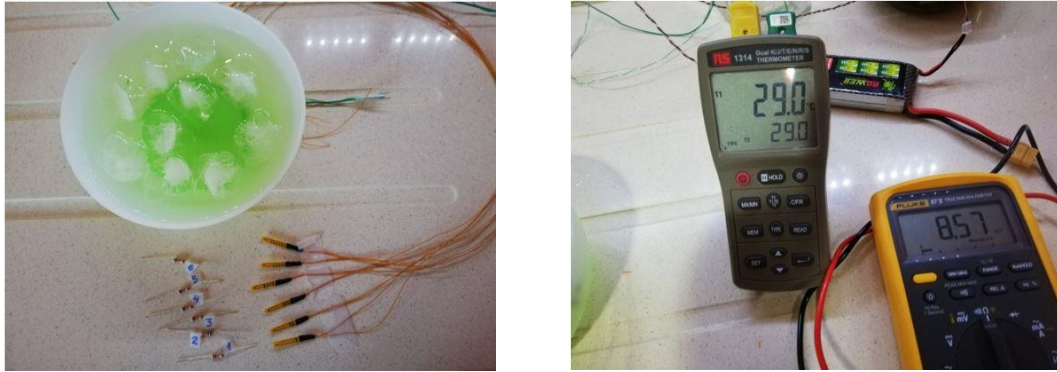


Figura 99.- Obtención de las medidas con agua y hielo para medir la resistencia de los sensores y después calcular de los parámetros de la ecuación de Steinhart-Hart. A la izquierda una medida a temperatura ambiente con los termopares del equipo RS1314 y el FLUKE 87⁴⁴.

Los seis sensores NTC han sido calibrados. Los valores de resistencia obtenidos (Res.) y temperatura (Temp.) se muestran en la tabla 26.

| Resistencia Termistor | Res.1 | Temp.1 | Res.1 | Temp.1 | Res.1 | Temp.1 | Res.1 | Temp.1 |
|-----------------------|--------|--------|---------|--------|--------|--------|--------|--------|
| R1 / NTC1 | 9,80kΩ | 21,6°C | 24,88kΩ | 1,6°C | 8,31kΩ | 29,7°C | 5,02kΩ | 43,5°C |
| R2 / NTC2 | 9,83kΩ | 21,6°C | 24,33kΩ | 1,6°C | 8,38kΩ | 29,7°C | 5,20kΩ | 43,4°C |
| R3 / NTC3 | 9,82kΩ | 21,6°C | 24,19kΩ | 1,6°C | 8,30kΩ | 29,6°C | 5,15kΩ | 43,3°C |
| R4 / NTC4 | 9,85kΩ | 21,6°C | 24,50kΩ | 1,6°C | 8,34kΩ | 29,4°C | 5,19kΩ | 43,2°C |
| R5 / NTC5 | 9,79kΩ | 21,6°C | 25,12kΩ | 1,6°C | 8,53kΩ | 29,4°C | 5,26kΩ | 42,8°C |
| R6 / NTC6 | 9,84kΩ | 21,6°C | 25,21kΩ | 1,6°C | 8,47kΩ | 29,3°C | 5,47kΩ | 42,0°C |

Tabla 26.- Datos de resistencias (Res 1 a 6) y temperaturas (Temp 1 a 6) tomados por los seis sensores NTC.

Una vez tomadas a medidas e introducidas en página web anterior se ha obtenido los parámetros para cada termistor.

| Termistor | Parámetro A | Parámetro B | Parámetro C |
|-----------|-------------------------------|------------------------------|-------------------------------|
| NTC1 | 1,409294790x10 ⁻³ | 1,684156947x10 ⁻⁴ | 5,069508025x10 ⁻⁷ |
| NTC2 | 1,149226326x10 ⁻³ | 2,051360360x10 ⁻⁴ | 4,064329590x10 ⁻⁷ |
| NTC3 | 1,076255140x10 ⁻³ | 2,180997134x10 ⁻⁴ | 3,519982960x10 ⁻⁷ |
| NTC4 | 0,7622098454x10 ⁻³ | 2,695628622x10 ⁻⁴ | 1,483573950x10 ⁻⁷ |
| NTC5 | 1,300653498x10 ⁻³ | 1,843001087x10 ⁻⁴ | 4,536745780x10 ⁻⁷ |
| NTC6 | 0,5794186285x10 ⁻³ | 2,997765865x10 ⁻⁴ | 0,2115108092x10 ⁻⁷ |

Tabla 27.- Parámetros de la ecuación Steinhart-Hart para los seis sensores NTC. Estos parámetros A, B y C son constantes que se obtienen para la ecuación que define la variación de la resistencia de los sensores en función de la temperatura.

7.6.3.- Toma de datos con Arduino

El siguiente paso es establecer el elemento para obtener las medidas para transferirlas en el teléfono inteligente. La lectura de los valores de los sensores se realiza a través de la placa Arduino. Como es bien sabido, Arduino es una

⁴⁴ Referencia: Propia

plataforma de prototipos de electrónica basada en hardware y software de código abierto flexible y fácil de usar. Está dirigido a artistas, diseñadores, como hobby y para cualquier persona interesada en crear objetos o entornos interactivos.

Para este estudio, se ha utilizado un Arduino Nano, figura 100, para recopilar los datos. Es una versión reducida de Arduino UNO, aunque con algunas diferencias. Arduino Nano minimiza la demanda de energía que consume y, además, se necesita menos espacio para alojar la placa, lo que la hace ideal para este proyecto ya que tiene que llevarse en el tobillo y ajustada con una correa.

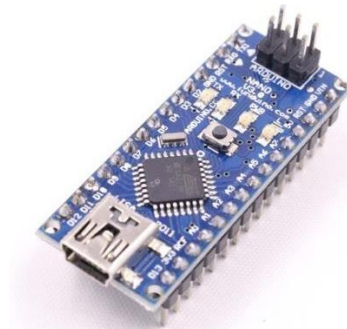


Figura 100.- Placa Arduino NANO⁴⁵.

Esta placa Arduino es un microcontrolador pequeño, flexible y fácil de usar. Se basa en el microcontrolador ATmega328. Funciona a una frecuencia de 16 MHz. La memoria consta de 32 KB de memoria flash. Tiene una tensión de alimentación de 5 V, pero la tensión de entrada puede variar de 7 a 12 V. Tiene 14 pines digitales, 8 pines analógicos, 2 pines de reinicio y 6 pines de alimentación (Vcc y GND). En el caso de los analógicos, permiten una resolución de 10 bits de 0 a 5 V. Utiliza un mini USB estándar para conectarse con el ordenador para programarlo o alimentarlo. Su consumo de energía es de 19 mA. El tamaño de la placa de circuito impreso es 18x 45 mm con un peso de solo 7 gramos.

Los microcontroladores Arduino tienen convertidores analógico-digitales multicanal. El convertidor tiene una resolución de 10 bits, es decir, toma valores entre 0 y 1023. Así, si la resolución es máxima, es decir, 5 V, el convertidor dará un valor entero de 1023, si la tensión medida es intermedia, por ejemplo 2,5 V, el convertidor almacenará un valor entero igual a 512, y si el voltaje es cero (0 V), entonces el convertidor dará un valor entero de 0.

La resolución de Arduino se calcula como el cociente entre la tensión de referencia y $2^n - 1$. La tensión de referencia es la tensión máxima que se aplica al convertidor, normalmente es la tensión de alimentación, luego 5 V, aunque se puede modificar y cambiar a un valor menor, aumentando así la resolución. No

⁴⁵ Referencia: <https://kumotica.es/electronica-educativa/77-arduino-nano-v30-atmega328-compatible-cable-mini-usb-30-cm.html>

es posible establecer valores más altos que la fuente de alimentación, y los valores más bajos se pueden aumentar a un cierto umbral de valor establecido por el fabricante de los microcontroladores. El exponente n se refiere a la resolución de bits del convertidor, en este caso, 10. Por tanto, la resolución que hemos calculado para nuestro dispositivo es de 4,88 mV/bit.

7.6.4.- Desarrollo del calcetín y toma de datos con Arduino

Para el desarrollo de un calcetín deportivo se toma como tejido base un calcetín deportivo como se muestra en la figura 101a. Se ha elegido un calcetín de estas características por ser algo más acolchado que uno normal y así evitar que los sensores pudiesen dañar la planta del pie, aunque después de haberlo probado físicamente se ha podido constatar que con otro calcetín más fino el resultado habría sido el mismo, ya que los sensores al ser planos prácticamente, no se notaban en la planta del pie, figura 101b.



Figura 101.- a) calcetín deportivo y b) el mismo calcetín con los sensores a instalar y sus respectivas resistencias⁴⁶.

Los sensores se han cosido al calcetín, pero previamente se les han soldado unos cables eléctricos muy finos, a los cuales en la soldadura se les ha puesto un trozo de aislante retráctil para evitar dos posibles problemas, una el daño al caminar por un lado y dos que la soldadura fallase cuando se estuviese utilizando. A estas conclusiones se ha llegado gracias a las diversas pruebas de laboratorio realizadas en el calcetín, como la mostrada en las figuras 102a y 102b.



Figura 102.- a) calcetín deportivo con los sensores por la parte interior y b) el mismo calcetín por la parte exterior donde se ven las puntadas de los cables de conexiones eléctricas⁴⁷.

⁴⁶ Referencia: Propia

⁴⁷ Referencia: Propia

Una vez finalizada con éxito la fase de montaje de los sensores en el calcetín y en las ubicaciones seleccionadas en el estudio anterior. Se ha realizado el conexionado de los sensores con la caja de control que va ajustada al tobillo y recibe toda la información que mandan estos sensores. Se seleccionó el tipo de las conexiones eléctricas, realizándose con corchetes de presión, de tal manera que tenga facilidad de quitarse y ponerse del calcetín, como se muestra en la figura 103a y 103b.

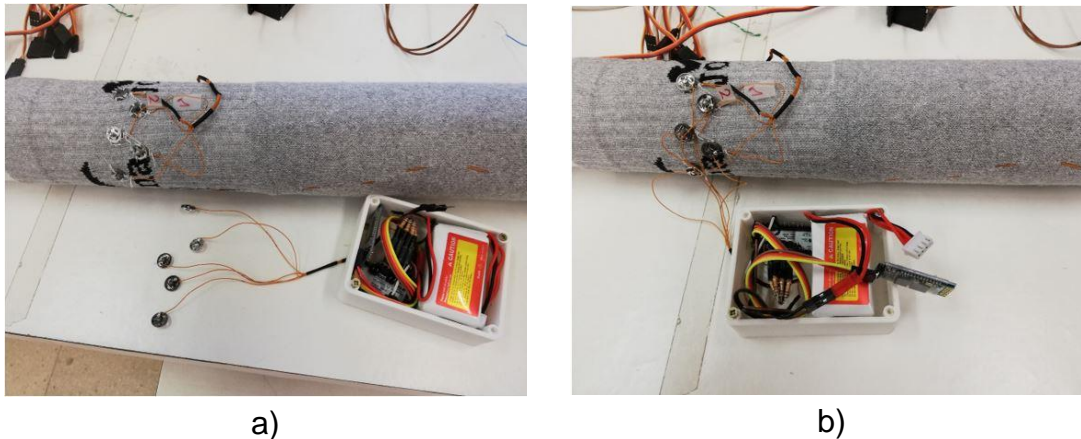


Figura 103.- a) calcetín deportivo con los sensores y las conexiones eléctricas y b) el mismo calcetín ya conectado con la caja de control⁴⁸.

La caja de control tiene las medidas mínimas para que contenga la batería del tipo LiPo (para alimentar eléctricamente a los circuitos), la placa de control Arduino Nano y el bluetooth (elemento que se conectará con el teléfono inteligente, smartphone o móvil). La batería LiPo (Litio y polímero) es un tipo de batería recargable muy habitual en el mundo de los drones. Surgen como una opción aceptable para su utilización como sustitución de los combustibles para realizar vuelos. Son muy recomendables ya que ofrecen unas prestaciones superiores a otras baterías, como las de NiCd o NiHm. Técnicamente esta batería LiPo puede almacenar una gran cantidad de energía, se fabrican en medidas personalizadas y ofrecen una tasa de descarga muy alta. Como el tiempo de duración depende del consumo de la carga, funciona durante muchas horas seguidas ya que el consumo de nuestro sistema es pequeño. Además, hay que sumarle como ventajas su facilidad en la conexión al circuito de control y el aviso de descargada con suficiente antelación para poder realizar una nueva recarga.

El módulo bluetooth HC-06 utilizado permite conectar nuestro sistema con Arduino a un smartphone o al ordenador de forma inalámbrica, con la facilidad de funcionamiento de un puerto serie. La transmisión se realiza totalmente de forma transparente al programador, por lo que se conecta de forma directa a los pines seriales de nuestro microcontrolador. Todos los parámetros del módulo se

⁴⁸ Referencia: Propia

pueden configurar mediante comandos AT. La placa también incluye un regulador de 3.3V, que permite alimentar el módulo con un voltaje entre 3,6V y 6V. La comunicación bluetooth se da entre dos tipos de dispositivos: un maestro y un esclavo. Uno de los objetivos de nuestro proyecto de investigación es la de conectar nuestro sistema a un smartphone Android, por lo que se utiliza un módulo HC-06 o un HC-05 configurado como esclavo.

El módulo bluetooth HC-06 viene configurado de fábrica para trabajar como esclavo, es decir, preparado para recibir peticiones de conexión, figura 104. Este módulo cumple con las especificaciones del estándar bluetooth 2.0 y por tanto es compatible con smartphones Android, pero no con los Iphone. Para trabajar con Iphone se recomienda utilizar el Módulo bluetooth 4.0 BLE HM-10, que también es compatible con los celulares Android modernos.



Figura 104.- Módulo bluetooth HC-06 con sus conexiones eléctricas⁴⁹.

La toma de datos se ha realizado con la placa de Arduino Nano cuya descripción de los pines está representada en la figura 105. Como se puede apreciar tiene ocho entradas analógicas, de las cuales se va a utilizar cinco, desde la A0 hasta la A4. En ellas se conectará la toma intermedia del circuito serie, que está formado por la resistencia y el termistor NTC. Como ya expusimos antes, cada sensor de temperatura está asociado a una resistencia para conseguir una mejor precisión en la medida. También dispone de una conexión de entrada de alimentación que le permite los 12V de nuestra batería, además, lleva dos reguladores de tensión que permiten trabajar a 5V y 3,3V. Para la comunicación con el bluetooth hay salidas de alimentación a 5V y los dos terminales importantes para la comunicación, el terminal RX de recepción de datos y el terminal TX de transmisión de datos. Aunque el dispositivo permite la comunicación bidireccional, en nuestro caso se utiliza de modo unidireccional, es decir, el bluetooth una vez emparejado con el móvil solo enviará datos a éste.

⁴⁹ Referencia: <https://tienda.tettsa.gt/producto/modulo-hc06-bluetooth-esclavo/>

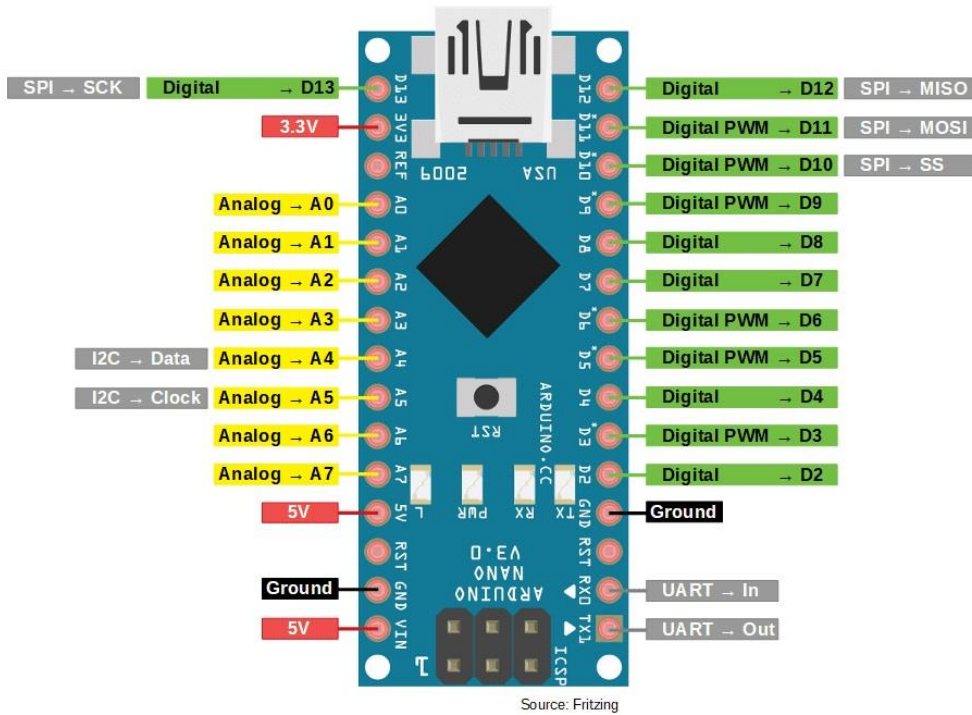


Figura 105.- Descripción de los pines de la tarjeta Arduino Nano⁵⁰.

En la figura 106 se muestra el esquema eléctrico de todo sistema realizado en el prototipo del calcetín inteligente.

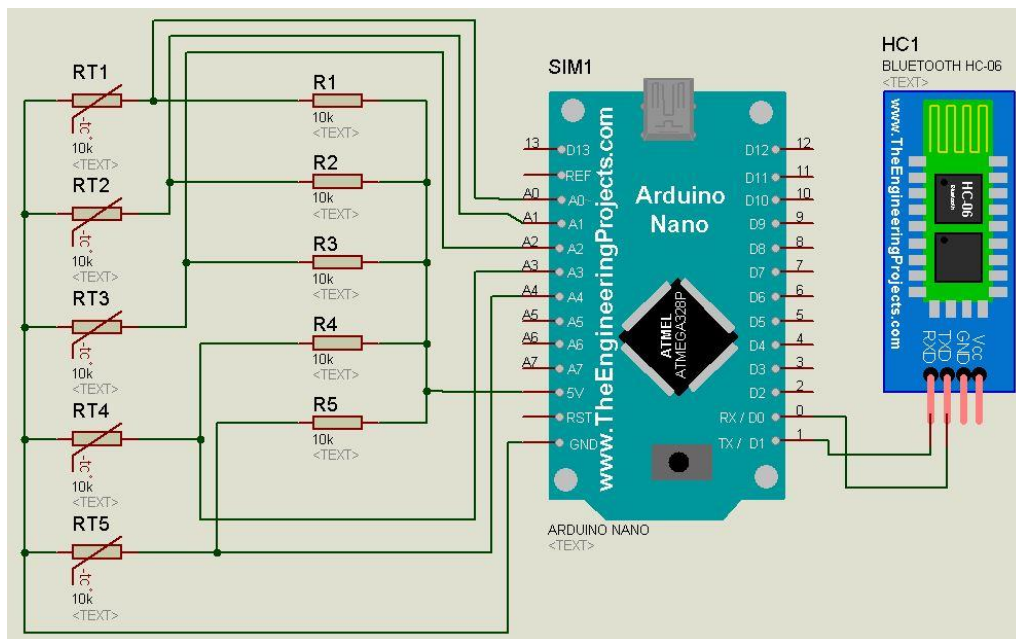


Figura 106.- Esquema eléctrico de conexiones⁵¹.

El programa diseñado con software de Arduino y que controla todo el funcionamiento del sistema para la adquisición de datos y transmisión de estos al smartphone es el siguiente:

⁵⁰ Referencia: <https://elosciloscopio.com/tutorial-arduino-nano-pinout/>

⁵¹ Referencia: Propia

```
#include <math.h>
int valorA0;
int valorA1;
int valorA2;
int valorA3;
int valorA4;
float tensionA0;
float tensionA1;
float tensionA2;
float tensionA3;
float tensionA4;
float ResisA0;
float ResisA1;
float ResisA2;
float ResisA3;
float ResisA4;
float TempeA0;
float TempeA1;
float TempeA2;
float TempeA3;
float TempeA4;
float Cuenta1;
float Cuenta2;
float Cuenta3;
float Cuenta4=273.150039;
float ConsAA0=1.409294790e-03;
float ConsBB0=1.684156947e-04;
float ConsCC0=5.069508025e-07;
float ConsAA1=1.149226326e-03;
float ConsBB1=2.051360360e-04;
float ConsCC1=4.064329590e-07;
float ConsAA2=1.076255140e-03;
float ConsBB2=2.180997134e-04;
float ConsCC2=3.519982960e-07;
float ConsAA3=0.7622098454e-03;
float ConsBB3=2.695628622e-04;
float ConsCC3=1.483573950e-07;
float ConsAA4=1.300653498e-03;
float ConsBB4=1.843001087e-04;
float ConsCC4=4.536745780e-07;
//
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
//
void loop() {
  valorA0=analogRead(A0);
  tensionA0=valorA0*(5.0/1023);
  ResisA0=tensionA0/((5.0-tensionA0)/9880 );
  Cuenta1=log(ResisA0);
```

```
Cuenta2=ConsAA0+ConsBB0*Cuenta1+ConsCC0*Cuenta1*Cuenta1*Cuenta1;
TempeA0=(1/Cuenta2)-Cuenta4;
delay(100);
//
valorA1=analogRead(A1);
tensionA1=valorA1*(5.0/1023);
ResisA1=tensionA1/((5.0-tensionA1)/9830);
Cuenta1=log( ResisA1);
Cuenta2=ConsAA1+ConsBB1*Cuenta1+ConsCC1*Cuenta1*Cuenta1*Cuenta1;
TempeA1=(1/Cuenta2)-Cuenta4;
delay(100);
//
valorA2=analogRead(A2);
tensionA2=valorA2*(5.0/1023);
ResisA2=tensionA2/((5.0 - tensionA2)/9820);
Cuenta1=log(ResisA2);
Cuenta2=ConsAA2+ConsBB2*Cuenta1+ConsCC2*Cuenta1*Cuenta1*Cuenta1;
TempeA2=(1/Cuenta2)-Cuenta4;
delay(100);
//
valorA3=analogRead(A3);
tensionA3=valorA3*(5.0/1023);
ResisA3=tensionA3/((5.0-tensionA3)/9850);
Cuenta1=log(ResisA3);
Cuenta2=ConsAA3+ConsBB3*Cuenta1+ConsCC3*Cuenta1*Cuenta1*Cuenta1;
TempeA3=(1/Cuenta2)-Cuenta4;
delay(100);
//
valorA4=analogRead(A4);
tensionA4=valorA4*(5.0/1023);
ResisA4=tensionA4/((5.0-tensionA4)/9790);
Cuenta1=log(ResisA4);
Cuenta2=ConsAA4+ConsBB4*Cuenta1+ConsCC4*Cuenta1*Cuenta1*Cuenta1;
TempeA4=(1/Cuenta2)-Cuenta4;
delay(100);
//
Serial.print("00");
Serial.print("|");
delay(10);
Serial.print(TempeA0,DEC);
Serial.print("|");
delay(10);
Serial.print(TempeA1,DEC);
Serial.print("|");
delay(10);
Serial.print(TempeA2,DEC);
Serial.print("|");
delay(10);
Serial.print(TempeA3,DEC);
Serial.print("|");
```

```
delay(10);  
Serial.print(TempeAa,DEC);  
Serial.print("|");  
delay(10);  
//  
Serial.println("66");  
delay(10);  
//  
delay(5000); // Lectura cada 5 segundos  
}
```

7.6.5.- Aplicación para smartphone

Se ha desarrollado una aplicación de teléfono móvil para recopilar y analizar datos. La aplicación de teléfono se ha implementado con el software App Inventor 2 [196]. El smartphone almacena los datos en tiempo real en un archivo de texto sin formato (archivo csv) que luego se puede procesar. Al construir las aplicaciones de Android, se trabaja con dos herramientas: App Inventor Designer y App Inventor Blocks Editor. En el entorno Designer se construye la interfaz de usuario, eligiendo y colocando los elementos con los que interactuará el usuario y los componentes que utilizará la aplicación. En el Editor de Bloques sea definido el comportamiento de los componentes de la aplicación.

En la figura 107 se muestra una fotografía en la que se aprecia la pantalla principal de la aplicación una vez conectado todo el sistema.

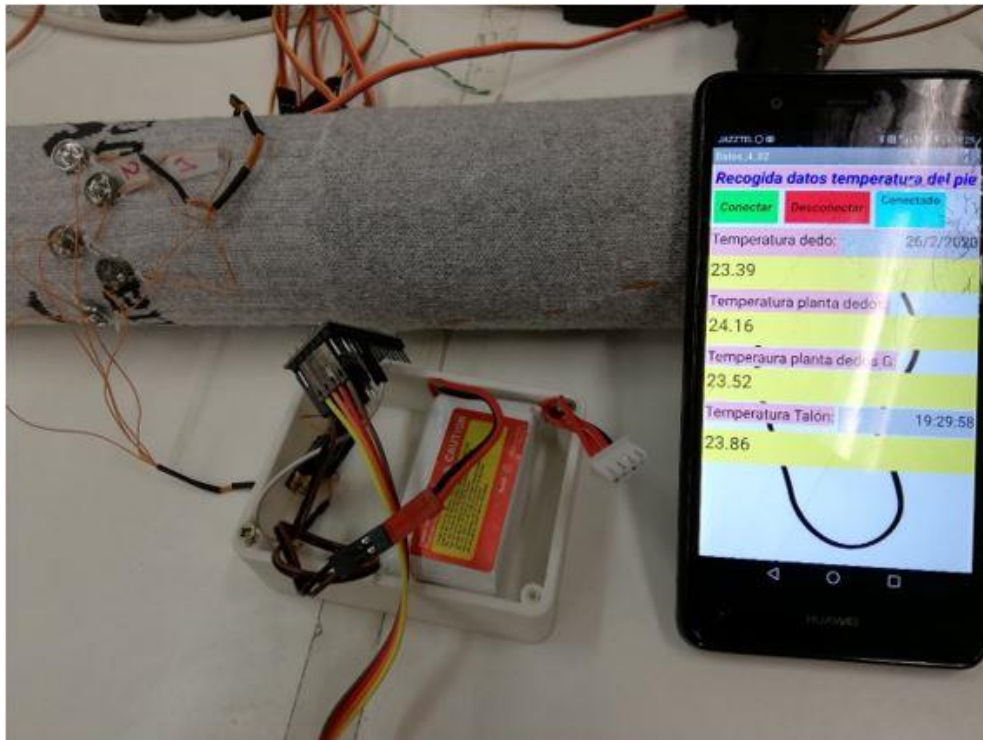


Figura 107.- Pantalla de la aplicación⁵².

⁵² Referencia: propia

Para el comienzo de cada prueba se debe conectar el sistema con el dispositivo a través de bluetooth. Para ello se habilitado un botón en la pantalla del smartphone. Este bluetooth se denomina Calcet, nombre con el que el móvil lo identificará y que enlazará ambos dispositivos al pulsarlo. Una vez realizado aparecerá en pantalla que están conectados y el smartphone empezará a recibir los datos que transmiten los sensores. Todos estos datos son almacenados en la memoria del teléfono en formato de tabla Excel.

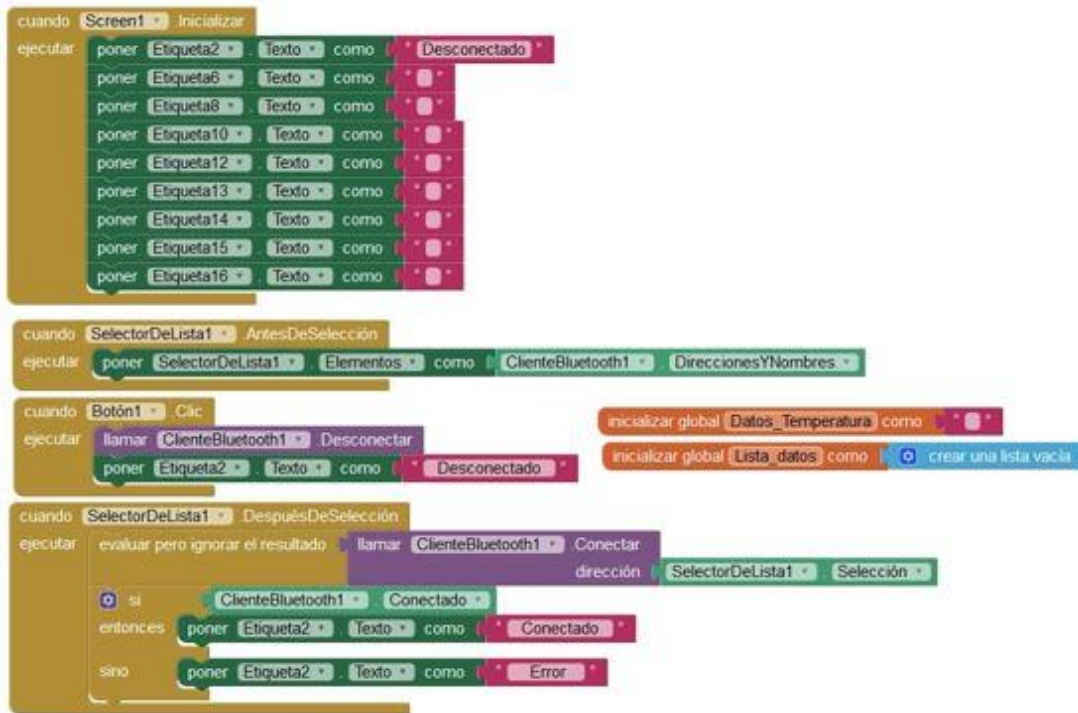


Figura 108.- Muestra de parte de la programación con APP Inventor⁵³.

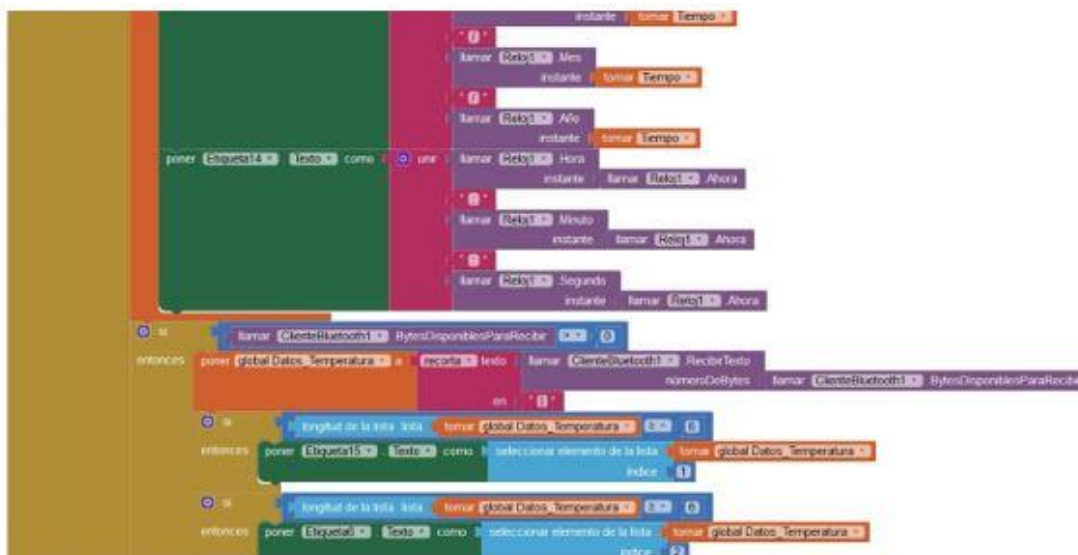


Figura 109.- Muestra de parte de la programación con APP Inventor⁵⁴.

⁵³ Referencia: propia

⁵⁴ Referencia: propia

7.6.- Resultados

El objetivo principal de esta investigación se ha cumplido ya que se ha logrado confeccionar un calcetín capaz de medir la temperatura de la planta del pie en diferentes puntos en condiciones de uso cotidiano.

Las patologías del pie son el resultado directo de varias enfermedades, principalmente relacionadas con la marcha, y se encuentran entre las complicaciones más graves y costosas que afectan a los pacientes con diabetes mellitus. El planteamiento inicial de la tesis ha culminado con éxito en esta última etapa de la investigación, ya que se ha desarrollado un calcetín inteligente para controlar la temperatura del pie de los pacientes diabéticos superando los objetivos que se han planteado en cada etapa. Cabe destacar los principales obstáculos que se han superado:

1.- Número y situación de los puntos de medida en el pie. Los diferentes artículos indicaban diferentes puntos, teniendo diferentes números de puntos y en distintas ubicaciones. Para seleccionar estos puntos denominados ROIs se han analizado los datos de temperatura obtenidos con una cámara infrarroja en 93 individuos con el propósito de encontrar la posición óptima para los sensores de temperatura. Para analizar si esta condición afecta los resultados de temperatura, los datos se obtuvieron antes y después de una caminata de 100 m. Después de un análisis estadístico, el modelo inferido nos llevó a definir cinco áreas específicas donde se debe medir la temperatura: talón, medio pie medial, cabeza del primer metatarsiano, cabeza del quinto metatarsiano y primer dedo del pie.

2.- El tipo de sensor utilizado y el conexionado entre los elementos del sistema. Se analizó el mejor tipo de sensor, ya que la mayoría de ellos no son adecuados para un "pie diabético". Se desarrolló un prototipo de calcetín inteligente, con sensores NTC situados en esas posiciones. Este dispositivo recopila una gran cantidad de datos con el apoyo de una placa Arduino, y luego se transfieren y almacenan en un dispositivo móvil para su posterior procesamiento.

Tras un análisis de los diferentes tipos de sensores, el sensor NTC ha sido la elección más idónea para incorporarlo en el prototipo del calcetín. Este sensor se caracteriza por ser muy pequeño, fácil de tomar medidas, fácil de sujetar al calcetín y ser el menos molesto por ser el más pequeño. Este sensor tiene muchas ventajas sobre los demás, quizás el único inconveniente sea su precisión, pero la precisión en este estudio no es muy relevante ya que solo debemos comprobar si la temperatura varía en la zona del pie que estamos midiendo. Puede resultar molesto si el calcetín utilizado es muy fino, pero al ser un calcetín mediano no hay molestias, ya que el sensor y los hilos están integrados con las fibras del calcetín. Los efectos de la humedad del pie no se

tienen en cuenta en este primer prototipo; el desarrollo de un calcetín para medir la temperatura de diferentes partes del pie se ha llevado a cabo sobre la base de un calcetín comercial, en el que se han insertado cables eléctricos de muy pequeña sección para que no molesten cuando el usuario se esté moviendo. Los hilos se trenzan con el calcetín, es decir, se cosen para que no se muevan, finalmente se cose también el sensor y se pega a la tela del calcetín. Los sensores se soldaron al cable eléctrico y la soldadura se cubrió con material retráctil para evitar dañar al máximo el pie, objetivo que se logró con este método. Todo esto le da al prototipo una consistencia y un mantenimiento duraderos para que pueda usarse en sesiones de recopilación de datos. Ya se han realizado algunas pruebas y la recolección de datos se ha adquirido durante una o dos horas dependiendo de la disposición de los individuos. Aunque el calcetín ha funcionado correctamente durante estas sesiones, hubo unas primeras mediciones en las que se tuvo que hacer correcciones en la sujeción de los hilos y sensores, pero una vez corregido, el calcetín medía perfectamente. Una cosa que no se ha tenido en cuenta fue la posibilidad de que el sudor del pie influyera en la medición; esto se descartó ya que no es necesario tener una buena medida de temperatura sino obtener una ligera variación de temperatura en las zonas del pie estudiadas. Lo que se ha ido buscando es la apreciación de un cambio de temperatura en esos puntos, por ello las mediciones tampoco deben ser exactamente precisas.

El presente estudio tiene algunas limitaciones:

- (a) La evaluación de la temperatura en este estudio se registró solo después de una caminata de 100 m, siendo una evaluación a corto plazo. Es necesario reevaluar los datos en una caminata más larga, para evaluar su confiabilidad en una actividad similar a la de la vida diaria.
- (b) La solución se probó en interiores, por lo que los resultados (donde la temperatura ambiental puede afectar la temperatura corporal) no se pueden extrapolar a las condiciones exteriores.
- (c) Se debe mejorar la comodidad de estos calcetines inteligentes (sensores y cables más delgados) para ser usados por los ancianos en una actividad normal en la vida diaria. Estos problemas se tendrán en cuenta en futuras investigaciones, donde el prototipo se probará en diferentes condiciones.

Capítulo 8

Resultados

8.1.- Resultados

El objetivo final de nuestro trabajo de investigación es el desarrollo de un calcetín inteligente para diabéticos. Para ello, inicialmente se realizó un estudio de la diabetes, tanto la extensión de esta enfermedad crónica como los indicadores que hacen visible las consecuencias de la enfermedad. Después se realizó el estudio de los sensores que detectan los parámetros de la diabetes. A través del análisis de los dispositivos que se pueden utilizar en las personas diabéticas se concluyó que no había muchos dispositivos desarrollados en el mercado para facilitarles la vida en cuanto a las úlceras producidas en los pies. Tras estos estudios se definió las características que debería tener nuestro calcetín inteligente para diabéticos. Inicialmente se fijó la temperatura del pie como variable a utilizar como la principal que define los primeros síntomas de la diabetes, siendo el fundamental la elección del sensor apropiado para su medición. Este tema está todavía sin desarrollar y normalmente se recurre a medir la temperatura del pie mediante equipos de infrarrojos con lo que el paciente debe de ir a un centro sanitario a que le hagan esta medida. Esta manera no es muy eficiente puesto que el paciente debe acudir a un centro sanitario mientras que si el dispositivo fuese portátil, lo podría llevar encima y no tener que desplazarse al centro sanitario, evitando así pérdidas de tiempo y saturación de dichos centros.

Una conclusión inicial después de realizar todo este estudio es que se iba por buen camino para el desarrollo del proyecto de investigación, aunque hay que señalar que actualmente no hay sensores específicos para poder diseñar un calcetín inteligente debido a las características técnicas requeridas, tanto por el tamaño y como por la manera de obtener datos. Con los datos ofrecidos por los fabricantes que tienen productos en el mercado parece que esto esta logrado, pero esto no es así ya que existen muchos productos (camisetas, pijamas, dispositivos como pulseras, bandas pectorales, etc.) que dan la temperatura y otras variables de manera no exacta. Esto es debido a que suelen ser prototipos que salen al mercado pero que no llegan a venderse en cantidades adecuadas para una gran producción. El por qué de todo esto está en que los “Smart Textiles” se están empezando a desarrollar ahora y aunque ya hace años que se habla de ellos todavía no han dado el salto a la producción en masa.

Para poder producir un calcetín a nivel industrial y que de beneficios se deben tener en cuenta muchas variables, parte de ellas se han tratado anteriormente y como se expone en el desarrollo de este trabajo, hay que realizar un tratamiento adecuado de la gran cantidad de datos generados por los sensores para poder implementar un calcetín íntegramente con tejidos textiles inteligentes. Hoy en día en el mercado hay una serie de textiles que dicen tener unas características y luego no las tienen. Se trata de uno de los motivos por los que la producción de muchos dispositivos textiles se quede en prototipos, ya que las funcionalidades

del textil inteligente están muy limitada a condiciones especiales de funcionamiento y cuando se sacan de esas condiciones los textiles inteligentes tienen un funcionamiento incorrecto. Como indicativo de esto, durante los ensayos realizados a los sensores en la realización del proyecto de investigación se adquirió un sensor textil para la medición de la temperatura, pues bien, de forma separada medía la temperatura de forma adecuada ya que tenía variaciones pequeñas, pero al realizar pruebas con el sensor ya integrado en el textil dejó de medir correctamente e incluso dejó de dar continuidad debido al estiramiento de las fibras textiles, aspecto que ocurre al ponerse un calcetín.

Como conclusión final del estudio realizado a los textiles inteligentes, llamados “Smart Textiles”, es que a pesar de los importantes avances tanto en la tecnología de hardware y software como en el diseño de interacción del usuario, los “Smart Textiles” aún no han despegado más allá de la etapa de prototipos. Una de las principales razones de esto es la complejidad de los productos, tecnologías y negocios, lo que ha impedido que los “Smart Textiles” se convierta en productos listos para el mercado. La complejidad predominante de los productos textiles inteligentes hace que se deba realizar un gran estudio en el diseño y selección de las tecnologías requeridas, para poder ofrecer al mercado un sistema inteligente eficaz y que resuelva gratamente un problema. La descripción estructurada de los materiales y tecnologías potenciales debería formar una base para establecer una red eficiente con las partes interesadas necesarias de las industrias textil, electrónica, software, diseño y servicios.

En cuanto al desarrollo de este “Smart Textil” otra conclusión es la incorporación en el tejido base de 5 sensores NTC (en el talón, medio pie medial, cabeza del primer metatarsiano, cabeza del quinto metatarsiano y primer dedo del pie) para tomar la temperatura en los pies. Para ello se utilizó dendogramas y así obtener los mejores lugares donde se deben colocar los sensores. La información dada por estos sensores se transmite vía bluetooth. Se proporciona una base que pueda ser utilizada por todos los usuarios, especialmente para la descripción de textiles individuales y componentes relacionados con los textiles. Además, dicha estructura podría proporcionar una base para el desarrollo posterior dirigido y coordinado de materiales, tecnologías y procesos con el fin de acercar mucho más los sectores de la ingeniería textil y eléctrica. Por ello se dan las siguientes indicaciones:

- Se debería contar con una herramienta que se pueda utilizar directamente como un catálogo de sensores donde poder ver el que mejor se adapte a nuestras necesidades. También habría que realizar actualizaciones directas de este catálogo.
- Creación de una base de datos de código abierto que pueda ser actualizada y revisada por todas las partes interesadas.

- Una ampliación de la base de datos mediante conocimientos elementales de tecnologías de producción comercializables y una ampliación de la base de datos con guías de diseño y modelos de negocio.
- Uso de esta base de datos para futuros conceptos de formación interdisciplinar de las cualificaciones necesarias para los “Smart Textiles”.

Hasta ahora, las empresas establecidas de los sectores textil, electrónica, software, etc., no han podido construir modelos comerciales sostenibles de “Smart Textiles” sin ampliar sus competencias existentes. Esto significa que las pequeñas empresas o nuevas empresas tienen una probabilidad especialmente alta de éxito en el futuro mercado de “Smart Textiles”, debido al hecho de que las pequeñas empresas son más ágiles en la adopción de otras tecnologías. Sin embargo, tanto las empresas pequeñas como las establecidas se enfrentan al mismo desafío de pasar de demostradores y prototipos a productos económicamente exitosos. Para ello, se deben generar tecnologías de producción escalables para “Smart Textiles” en las industrias participantes. Estas tecnologías deben representar el paso de las series pequeñas a la producción en masa sin sufrir una ruptura tecnológica o económica.

Los futuros productos de Smart Textiles también requerirán la creatividad y el coraje de los diseñadores e ingenieros para crear nuevos productos. Para pasar más rápidamente del proceso creativo de desarrollo de productos al producto fabricable industrialmente en el futuro, se requieren sistemas de diseño modular flexibles que combinen las tecnologías básicas. Combinando de forma flexible tecnologías como la impresión, el bordado, pick and place, o cortando en un sistema de fabricación, los diseñadores e ingenieros pueden desarrollar y fabricar productos desde prototipos hasta lotes pequeños. El uso de tales sistemas no debe limitarse a los expertos en tecnología. Eso significa que las tecnologías básicas para funcionar con los textiles deben ser fácilmente accesibles para una amplia gama de operadores potenciales. Estos sistemas de fabricación flexibles también representan una caja de herramientas para nuevos modelos comerciales en la fabricación por contrato o el acabado, por ejemplo, los productos textiles convencionales podrían ser refinados y terminados por pequeñas empresas con funciones inteligentes.

Hoy en día, la diabetes es una enfermedad muy importante en el mundo. El número de pacientes con diabetes está creciendo al igual que su costo. En este trabajo se analiza la temperatura en los pies como una de las principales variables para el control de complicaciones en pacientes con “pie diabético”. Se desarrolló un calcetín inteligente capaz de controlar algunas medidas como la temperatura y avisar al paciente si está apareciendo algún problema.

8.2.- Líneas de continuación

En el futuro, la profundización en las variables con mayor correlación con la temperatura en los pies será un tema que se aborde como una posible línea de continuación. A través de estudio se podrán obtener unas mejores regresiones lineales de las temperaturas en función de estas variables. De esta forma, se podrá obtener modelos más precisos para determinar la relación existente entre el aumento de temperatura y las complicaciones en pacientes diabéticos y así pronosticar posibles úlceras.

En este primer prototipo los efectos de la humedad del pie no se han tenido en cuenta, siendo una variable a tener en cuenta en el desarrollo de los próximos trabajos de investigación ya que el pie tiende a sudar. No solamente hay que tener en cuenta esta humedad, sino la composición de ésta ya que suele ser salina, lo que puede llevar a medidas de tensión erróneas o no muy cercanas a la medida real.

Además, la idea de medir la conductividad eléctrica en los “Smart Textil” conlleva a seguir estudiando este parámetro en otras condiciones ambientales y en otros tipos de tejidos. Para ello se realizarán diversos ensayos con la misma metodología para poder observar su comportamiento. Otro tema muy interesante sería el poder instaurar este método como un método normalizado para la medida de materiales aislantes y así poder implantarlo como referente en todo el sector textil.

Capítulo 9

Publicaciones

9.1.- Lista de Publicaciones

REVISTAS

1.- Jesús Martín-Vaquero, Ascensión Hernández Encinas, Araceli Queiruga-Dios, Juan José Bullón, Alfonso Martínez-Nova, José Torreblanca González and Cristina Bullón-Carbajo. "Review on Wearables to Monitor Foot Temperature in Diabetic Patients". *Sensors* 2019, 19(4) p=16. 14-02-2019.

<https://doi.org/10.3390/s19040776>

2.- José Torreblanca González, Raúl García Ovejero, Álvaro Lozano Murciago, Gabriel Villarrubia González and Juan Francisco De Paz. "Efectos de las Condiciones y Composición Ambientales sobre las Propiedades Eléctricas de los Tejidos Textiles". *Sensor* 2019; 19(23) p=18. 24-11-2019.

<https://doi.org/10.3390/s19235145>

3.- Stéfano Frizzo Stefenon, Laio Oriel Seman, Clodoaldo Schutel Furtado Neto, Ademir Nied, Darlan Mateus Seganfredo, Felipe Garcia da Luz, Pablo Henrique Sabino, José Torreblanca González and Valderi Reis Quietinho Leithardt. "Electric Field Evaluation Using the Finite Element Method and Proxy Models for the Design of Stator Slots in a Permanent Magnet Synchronous". *Electronics* 2020; 9(11) p=20. 22-11-2020

<https://doi.org/10.3390/electronics9111975>

4.- José Torreblanca González, Beatriz Gómez-Martín, Ascensión Hernández Encinas, Jesús Martín-Vaquero, Araceli Queiruga-Dios, Alfonso Martínez-Nova. "The Use of Infrared Thermography to Develop and Assess a Wearable Sock and Monitor Foot Temperature in Diabetic Subjects". *Sensors* 2021; 21(5) p=20. 05-03-2021.

<https://doi.org/10.3390/s21051821>

CONGRESOS.

1.- José Torreblanca González, Alfonso Martínez Nova, Ascensión Hernández Encinas, Jesús Martín-Vaquero and Araceli Queiruga-Dios. (2020, April). "Statistical Analysis to Control Foot Temperature for Diabetic People". In World Conference on Information Systems and Technologies (pp. 295-306). Springer, Cham.

2.- José Torreblanca González. "Sensores, textiles técnicos y medida de la resistividad en estos materiales" Programa de doctorado en ingeniería informática. Jornada de seguimiento de la actividad investigadora. 11-02-2021

3.- José Torreblanca González, Raúl García Ovejero, Lidia Rozas Izquierdo, Luís Augusto Silva, and Valderi Reis Quietinho LeithardtL. (2021, September). "Smart Sock and Resistivity Measurement in Textile Materials". In International Conference on Disruptive Technologies, Tech Ethics and Artificial Intelligence (pp. 271-282). Springer, Cham.

4.- Esteban Sánchez Hernández, Alberto González García, Lidia Rozas Izquierdo, José Torreblanca González, Luís Augusto Silva, Raúl García Ovejero, and Valderi Reis Quietinho Leithardt. (2021, September). "LoRaWAN Applied to Agriculture: A Use Case for Automated Irrigation Systems". In International Conference on Disruptive Technologies, Tech Ethics and Artificial Intelligence (pp. 308-316). Springer, Cham.

Capítulo 10

Referencias

10.1.- Referencias

- [1] Xiaoming Tao, Jinlian Hu y Vladan Koncar, Handbook of Smart Textiles, Singapore: Springer, 2015.
- [2] Vladan Koncar, Smart Textiles and Their Applications, Elsevier, 2016.
- [3] Inga Gehrke, Vadim Tenner, Volker Lutz, David Schmelzeisen y Thomas Gries, Smart Textiles Production. Overview of Materials, Sensor and Production Technologies for Industrial Smart Textiles, Switzerland: MDPI, 2019.
- [4] Martha Liliana Torres-Barreto y Leda Paz Muñoz Molina, «Textronics and Smart objects: Macro trends,» *I+D Revista de Investigaciones*, vol. 4, nº 2, p. 15, 15 10 2014.
- [5] Saptarshi Maiti, Subhankar Maity, Pintu Pandit, Sankar Roy Maulik y Kunal Singha, «Sustainability analysis for knitting process and products,» *Advanced Knitting Technology*, p. 15, 2022.
- [6] Jesús Martín-Vaquero, Ascensión Hernández Encinas, Araceli Queiruga-Dios, Juan José Bullón, Alfonso Martínez-Nova, José Torreblanca González y Cristina Bullón-Carbajo, «Review on Wearables to Monitor Foot Temperature in Diabetic Patients,» *Sensors*, vol. 19, nº 4, p. 19, 4 2 2019.
- [7] José Torreblanca González, Raúl García Ovejero, Álvaro Lozano Murciego, Gabriel Villarrubia González y Juan F. De Paz, «Effects of Environmental Conditions and Composition on the Electrical Properties of Textile Fabrics,» *Sensors*, vol. 19, nº 23, p. 18, 24 11 2019.
- [8] José Torreblanca González, Beatriz Gómez-Martín, Ascensión Hernández Encinas, Jesús Martín-Vaquero, Araceli Queiruga-Dios y Alfonso Martínez-Nova, «The Use of Infrared Thermography to Develop and Assess a Wearable Sock and Monitor Foot Temperature in Diabetic Subjects,» *Sensors*, vol. 21, nº 5, p. 20, 5 3 2021.
- [9] Antonio Serna Ruiz, Francisco Antonio Ros García y Juan Carlos Rico Noguera, Guía práctica de sensores, España: Creaciones Copyright,S.L., 2010.
- [10] Leonel Germán Corona Ramírez, Griselda Stephany Abarca Jiménez y Jesús Mares Carreño, Sensores y Actuadores, Grupo editorial Patria S.A., 2014.
- [11] César A. González Díaz, Christian Chapa González, Eric Laciari Leber, Hugo A. Vélez, Norma P. Puente, Dora-Luz Flores, Adriano O. Andrade, Héctor A. Galván, Fabiola Martínez, Renato García, Citlalli J. Trujillo y Aldo R. Mejía, VIII Latin American Conference on Biomedical Engineering and XLII National Conference on Biomedical Engineering, vol. 75, Cancún: Springer, 2019.
- [12] Prabhav Nadipi Reddy, Glen Cooper, Andrew Weightman, Emma Hodson-Tole y Neil Reeves, «An in-shoe temperature measurement system for studying diabetic foot ulceration etiology: preliminary results with healthy participants,» *ScienceDirect*, vol. 49, p. 4, 15 2 2016.

- [13] Jun Shinoda, Angelos Mylonas, Ongun B. Kazanci, Shin-ichi Tanabe y Bjarne W. Olesen, «Differences in temperature measurement by commercial room temperature sensors: Effects of room cooling system, loads, sensor type and position,» *Energy and Buildings*, vol. 231, p. 12, 24 11 2020.
- [14] Yuan Lu, Xiudi Xiao, Yangbiao Liu, Jixi Wang, Shuai Qi, Changmeng Huan, Hongsha Liu, Yanqing Zhu y Gang Xu, «Achieving multifunctional smart textile with long afterglow and thermo-regulation via coaxial electrospinning,» *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 812, p. 6, 3 9 2019.
- [15] Jiaxin Wang, Jinmei He, Lili Ma, Yi Zhang, Lihua Shen, Shanxin Xiong, Kanshe Li y Mengnan Qu, «Multifunctional conductive cellulose fabric with flexibility, superamphiphobicity and flame-retardancy for all-weather wearable smart electronic textiles and high-temperature warning device,» *Chemical Engineering Journal*, vol. 390, p. 13, 20 2 2020.
- [16] Hui Xu, Yang Li, Neng-Jian Huang, Zhi-Ran Yu, Peng-Huan Wang, Zhao-Hui Zhang, Qiao-Qi Xia, Li-Xiu Gong, Shi-Neng Li, Li Zhao, Guo-Dong Zhang y Long-Cheng Tang, «Temperature-triggered sensitive resistance transition of graphene oxide wide-ribbons wrapped sponge for fire ultrafast detecting and early warning,» *Journal of Hazardous Materials*, vol. 363, p. 9, 1 10 2018.
- [17] Burcu Arman Kuzubasoglu y Senem Kursun Bahadir, «Flexible temperature sensors: A review,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 315, p. 16, 18 8 2020.
- [18] Wen-Tsai Sung, Jui-Ho Chen y Ching-Li Hsiao, «Data fusion for PT100 temperature sensing system heating,» *Measurement*, vol. 52, p. 8, 22 2 2014.
- [19] Ramón Pallás Areny, *Sensores y Acondicionadores de Señal*, Marcombo, 2005.
- [20] V. V. Golub, Yu. V. Zhilin y S. A. Rylov, «A Platinum Thin-Film Resistance Thermometer,» *Instruments and Experimental Techniques*, vol. 61, nº 3, p. 6, 13 9 2017.
- [21] Ashis Tripathy, Sumit Pramanik, Jongman Cho, Jayasree Santhosh y Noor Azuan Abu Osman, «Role of Morphological Structure, Doping, and Coating of Different Materials in the Sensing Characteristics of Humidity Sensors,» *Sensors*, vol. 14, p. 80, 3 9 2014.
- [22] Hamid Farahani, Rahman Wagiran y Mohd Nizar Hamidon, «Humidity Sensors Principle, Mechanism, and Fabrication Technologies: A Comprehensive Review,» *Sensors*, vol. 14, p. 59, 2014.
- [23] T.L. Yeo, T. Sun y K.T.V. Grattan, «Fibre-optic sensor technologies for humidity and moisture measurement,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 144, p. 15, 6 2 2008.
- [24] T.A. Blank, L.P. Eksperiandova y K.N. Belikov, «Recent trends of ceramic humidity sensors development: A review,» *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 228, p. 27, 18 1 2016.

- [25] Tarek Sekrafi, Zouhour Denden, Florin Tudorache, Sorin Tascu, Habib Nasri y Chérif Dridi, «ZnTTP electrical properties and application in humidity,» *Superlattices and Microstructures*, vol. 140, p. 8, 22 2 2020.
- [26] Yao Yao, Xian-he Huang, Bo-ya Zhang, Zhen Zhang, Dong Hou y Ze-kun Zhou, «Facile fabrication of high sensitivity cellulose nanocrystals based QCM humidity sensors with asymmetric electrode structure,» *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 302, p. 9, 24 9 2019.
- [27] Gengheng Zhou, Joon-Hyung Byun, Youngseok Oh, Byung-Mun Jung, Hwa-Jin Cha, Dong-Gi Seong, Moon-Kwang Um, Sangil Hyun y Tsu-Wei Chou, «Highly Sensitive Wearable Textile-Based Humidity Sensor Made of High-Strength, Single-Walled Carbon Nanotube/Poly(vinyl alcohol) Filaments,» *ACS Publications*, vol. 9, p. 10, 18 6 2017.
- [28] Cagatay Gumus, Kadir Ozlem, Fidan Khalilbayli, Omur Fatmanur Erzurumluoglu, Gökhan Ince, Ozgur Atalay y Asli Tuncay Atalay, «Textile-based pressure sensor arrays: A novel scalable manufacturing technique,» *Micro and Nano Engineering*, vol. 1, p. 32, 9 4 2022.
- [29] Victor K. Samoei y Ahalapitiya H. Jayatissa, «Aluminum doped zinc oxide (AZO)-based pressure sensor,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 303, p. 5, 2 1 2020.
- [30] Daniel Tik-Pui Fong, Yue-Yan Chan, Youlian Hong, Patrick Shu-Hang Yung, Kwai-Yau Fung y Kai-Ming Chan, «A three-pressure-sensor (3PS) system for monitoring ankle supination torque during sport motions,» *Journal of Biomechanics*, vol. 41, p. 5, 28 5 2008.
- [31] Mingwei Tian, Yunjing Lu, Lijun Qu, Shifeng Zhu, Xiansheng Zhang y Shaojuan Chen, «A Pillow-Shaped 3D Hierarchical Piezoresistive Pressure Sensor Based on Conductive Silver Components-Coated Fabric and Random Fibers Assembly,» *Industrial & Engineering Chemistry Research*, vol. 58, nº 14, p. 6, 28 3 2019.
- [32] Liming Miao, Ji Wan, Yu Song, Hang Guo, Haotian Chen, Xiaoliang Cheng y Haixia Zhang, «Skin-Inspired Humidity and Pressure Sensor with a Wrinkle-on-Sponge Structure,» *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 11, nº 42, p. 9, 26 9 2019.
- [33] Mustafa Sahin Turan y Billur Barshan, «Classification of fall directions via wearable motion sensors,» *Digital Signal Processing*, p. 14, 7 6 2021.
- [34] Alexander Mathis, Steffen Schneider, Jessy Lauer y Mackenzie Weygandt Mathis, «A Primer on Motion Capture with Deep Learning: Principles, Pitfalls, and Perspectives,» *Neuron*, vol. 108, nº 1, p. 22, 14 10 2020.
- [35] Martin Manns, Tadele Belay Tuli y Florian Schreiber, «Identifying human intention during assembly operations using wearable motion capturing systems including eye focus,» *ScienceDirect*, vol. 104, p. 6, 15 2 2021.
- [36] Qing Ran, Kaimao Zhou, Yong-Liang Yang, Junpeng Kang, Linan Zhu, Yizhi Tang y Jieqing Feng, «High-precision human body acquisition via multi-view binocular,» *Computers & Graphics*, vol. 87, p. 19, 23 1 2020.

- [37] Astrid García Patiño, Mahta Khoshnam y Carlo Menon , «Wearable Device to Monitor Back Movements Using an Inductive Textile Sensor,» *Sensors*, vol. 20, nº 3, p. 17, 8 2 2020.
- [38] Yu-Tao Liu, Yong-An Zhang y Ming Zeng, «Sensor to segment calibration for magnetic and inertial sensor based motion capture systems,» *Measurement*, vol. 142, p. 9, 8 4 2019.
- [39] Zhengxiang Fang, Yonggang Yin, Xiaofei He, Fengtian Han y Yunfeng Liu, «Temperature-drift characterization of a micromachined resonant accelerometer with a low-noise frequency readout,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 300, p. 9, 14 10 2019.
- [40] Alexander J. Casson, Arturo Vazquez Galvez y Delaram Jarchi, «Gyroscope vs. accelerometer measurements of motion from wrist PPG during physical exercise,» *ScienceDirect*, vol. 2, p. 5, 6 12 2016.
- [41] Chi Cuong Vu y Jooyong Kim, «Human motion recognition using SWCNT textile sensor and fuzzyinference system based smart wearable,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 283, p. 10, 5 10 2018.
- [42] Néstor J. Jarque-Bou, Manfredo Atzori y Henning Müller, «A large calibrated database of hand movements and grasps kinematics,» *Scientific Data*, vol. 12, p. 10, 9 6 2020.
- [43] Haifeng Yang, Carin R. Lightner y Liang Dong, «Light-Emitting Coaxial Nanofibers,» *ACS Publications*, vol. 6, nº 1, p. 7, 23 12 2011.
- [44] Kunigunde Cherenack y Liesbeth van Pieteron, «Smart textiles: Challenges and opportunities,» *Applied Physics*, vol. 112, p. 15, 7 11 2012.
- [45] Anki Reddy Mule, Bhaskar Dudem, Harishkumarreddy Patnam, Sontyana Adonijah Graham y Jae Su Yu, «Wearable Single-Electrode-Mode Triboelectric Nanogenerator via Conductive Polymer-Coated Textiles for Self-Power Electronics,» *ACS Sustainable Chem. Eng.*, vol. 7, p. 9, 12 9 2019.
- [46] Andreas Ostmann, Rene Vieroht, Manuel Seckel, Thomas Löher y Herbert Reichl, «Stretchable circuit board technology in textile applications,» *2009 4th International Microsystems, Packaging, Assembly and Circuits Technology Conference*, vol. 1, p. 4, 22 10 2019.
- [47] Francisco Hernándo Arri, «Reading with your hands. A review on haptic media studies,» *Inmediaciones de la Comunicación*, vol. 14, nº 1, p. 10, 15 7 2019.
- [48] Claudio Pacchierotti, Stephen Sinclair, Massimiliano Solazzi, Antonio Frisoli, Vincent Hayward y Domenico Prattichizzo, «Wearable Haptic Systems for the Fingertip and the Hand: Taxonomy, Review, and Perspectives,» *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 10, nº 4, p. 21, 9 5 2017.
- [49] Cody W. Carpenter, Siew Ting Melissa Tan, Colin Keef, Kyle Skelil, Marigold Malinao, Daniel Rodriguez, Mohammad A. Alkhadra, Julian Ramírez y Darren J. Lipomi, «Healable thermoplastic for kinesthetic feedback in wearable haptic devices,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 288, p. 7, 1 2 2019.

- [50] Roger Chapman, *Smart Textiles for Protection*, Elsevier, 2012, p. 416.
- [51] Mustafa O. Gök, Mehmet Z. Bilir y Banu H. Gürcüm, «Shape-Memory Applications in Textile Design,» *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, vol. 195, p. 10, 3 7 2015.
- [52] Grazyna Bartkowiak, Anna Dabrowska y Agnieszka Greszta, «Development of Smart Textile Materials with Shape Memory Alloys for Application in Protective Clothing,» *Materials*, vol. 13, nº 3, p. 17, 4 2 2020.
- [53] Bingwei Bao, Shuoao Bai, Ji Fan, Jiahua Su, Wei Wang y Dan Yu, «A novel and durable photochromic cotton-based fabric prepared via thiolene click chemistry,» *Dyes and Pigments*, vol. 171, p. 9, 7 8 2019.
- [54] Tânia V. Pinto, Paula Costa, Céu M. Sousa, Carlos A. D. Sousa, Clara Pereira, Carla J. S. M. Silva, Manuel Fernando R. Pereira, Paulo J. Coelho y Cristina Freire, «Screen-Printed Photochromic Textiles through New Inks Based on SiO₂@naphthopyran Nanoparticles,» *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 8, p. 11, 5 10 2016.
- [55] Ludivine Meunier, Fern. M. Kelly, Cédric Cochrane y Vladan Koncar, «Flexible displays for smart clothing: Part II— Electrochromic displays,» *Indian Journal of Fibre & Textile Research (IJFTR)*, vol. 36, p. 7, 15 12 2011.
- [56] S. Lam Po Tang y G. K. Stylios, «An overview of smart technologies for clothing design and engineering,» *International Journal of Clothing Science and Technology*, vol. 18, nº 2, p. 21, 1 3 2006.
- [57] Jungil Choi, Roozbeh Ghaffari, Lindsay B. Baker y John A. Rogers, «Skin-interfaced systems for sweat collection and analytics,» *Applied Sciences and Engineering*, vol. 4, nº 2, p. 10, 16 2 2018.
- [58] Javier R. Sánchez Martín, «Los tejidos inteligentes y el desarrollo tecnológico de la industria textil,» *Técnica Industrial*, vol. 268, p. 8, 1 3 2007.
- [59] Salvador Rovira Llorens, Manuel García-Heras, Marc Gener Moret y Ignacio Montero Ruiz, «VII Congreso Ibérico de Arqueometría,» *VII Congreso Ibérico de Arqueometría*, vol. 1, p. 16, 10 10 2008.
- [60] Oleksandr Nechyporchuk, Junchun Yu, Vincent A. Nierstrasz y Romain Bordes, «Cellulose Nanofibril-Based Coatings of Woven Cotton Fabrics for Improved Inkjet Printing with a Potential in E-Textile Manufacturing,» *ACS Sustainable Chem. Eng.*, vol. 5, p. 9, 5 5 2017.
- [61] Do Van Lam, Sejeong Won, Hyung Cheoul Shim, Jae-Hyun Kim y Seung-Mo Lee, «Turning cotton into tough energy textile via metal oxide assisted carbonization,» *Carbon*, vol. 153, p. 8, 5 7 2019.
- [62] Stefania Mura, Gianfranco Greppi, Luca Malfatti, Barbara Lasio, Vanna Sanna, Maria Elena Mura, Salvatore Marceddu y Antonella Lugliè, «Multifunctionalization of wool fabrics through nanoparticles: A chemical route towards smart textiles,» *Journal of Colloid and Interface Science*, vol. 456, p. 8, 18 6 2015.
- [63] Yang Wang, Jing Ren, Zhuochen Lv, Leitao Cao, Shihui Lin, Ying Pei, Qiang Zhang, Zhengzhong Shao y Shengjie Ling, «Direct

- functionalization of natural silks through continuous force-reeling technique,» *Chemical Engineering Journal*, vol. 435, p. 11, 29 1 2022.
- [64] Chao Ye, Jing Ren, Yanlei Wang, Wenwen Zhang, Cheng Qian, Jun Han, Chenxin Zhang, Kai Jin, Markus J. Buehler, David L. Kaplan y Shengjie Ling, «Design and Fabrication of Silk Templated Electronic Yarns and Applications in Multifunctional Textiles,» *Matter*, vol. 1, nº 5, p. 16, 6 11 2019.
- [65] K. MurugeshaBabu, «Silk fibres – structure, properties and applications,» *Handbook of Natural Fibres (Second Edition)*, Vols. %1 de %2Volume 1: Types, Properties and Factors Affecting Breeding and Cultivation Woodhead Publishing Series in Textiles, p. 32, 31 6 2020.
- [66] Zhenhua Tang, Dijie Yao, Songcheng Hu, Donghe Du, Wanshuai Shao, Baoshan Tang, Jing-Min Fan, Xin-Gui Tang y Ju Gao, «Highly conductive, washable and super-hydrophobic wearable carbonnanotubes e-textile for vacuum pressure sensors,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 303, p. 7, 7 11 2019.
- [67] Naveed Mengal, Alvira Ayoub Arbab, Iftikhar Ali Sahito, Anam Ali Memon, Kyung Chul Sun y Sung Hoon Jeong, «An electrocatalytic active lyocell fabric cathode based on cationically functionalized and charcoal decorated graphite composite for quasi-solid state dye sensitized solar cell,» *Solar Energy*, vol. 155, p. 11, 20 6 2017.
- [68] Waleri Root, Noemí Aguiló-Aguayo, Tung Pham y Thomas Bechtold, «Conductive layers through electroless deposition of copper on woven cellulose lyocell fabrics,» *Surface & Coatings Technology*, vol. 348, p. 9, 17 5 2018.
- [69] Meena Sadashiv Laad, «Polymers in sports,» *Polymer Science and Innovative Applications Materials, Techniques, and Future Developments*, vol. 1, p. 39, 5 6 2020.
- [70] Chaoxing Wu, Tae Whan Kim, Fushan Li y Tailiang Guo, «Wearable Electricity Generators Fabricated Utilizing Transparent Electronic Textiles Based on Polyester/Ag Nanowires/Graphene Core-Shell Nanocomposites,» *ACS NANO*, vol. 10, p. 9, 10 6 2016.
- [71] Ana Raquel Bastos, Lucília Pereira da Silva, Vitor Pedro Gomes, Paulo E. Lopes, Luísa Cidália Rodrigues, Rui Luís Reis, Vitor Manuel Correlo y António Pedro Souto, «Electroactive polyamide/cotton fabrics for biomedical applications,» *Organic Electronics*, vol. 77, p. 14, 12 8 2019.
- [72] C. Gopalsamy, S. Park, R. Rajamanickam y S. Jayara, «The Wearable Motherboard The First Generation of Adaptive and Responsive Textile Structures (ARTS) for Medical Applications,» *Virtual Reality*, vol. 4, p. 17, 15 9 1999.
- [73] Tilak Dias, *Electronic Textiles Smart Fabrics and Wearable Technology*, Elsevier Ltd., 2015.
- [74] Alan J. Heeger, Alan G. MacDiarmid y Hideki Shirakawa, «Macromolecules,» *Engineering and Technology*, vol. 35, nº 4, p. 3, 1 12 2002.
- [75] O. Yu. Posudievsky, N.V. Konoshchuk, A.G. Shkavro, V.G. Koshechko y V.D. Pokhodenko, «Structure and electronic properties of poly(3,4-

- ethylenedioxythiophene) poly(styrene sulfonate) prepared under ultrasonic irradiation,» *Synthetic Metals*, vol. 195, p. 5, 14 7 2014.
- [76] Brian J. Worfolk, Sean C. Andrews, Steve Park, Julia Reinspach, Nan Liu, Michael F. Toney, Stefan C. B. Mannsfeld y Zhenan Bao, «Ultrahigh electrical conductivity in solution-sheared polymeric transparent films,» *PNAS*, vol. 112, nº 46, p. 6, 29 10 2015.
- [77] Jason D. Ryan, Desalegn Alemu Mengistie, Roger Gabrielsson, Anja Lund y Christian Müller, «Machine-Washable PEDOT:PSS Dyed Silk Yarns for Electronic Textiles,» *ACS Applied material & interfaces*, vol. 9, p. 6, 28 2 2017.
- [78] Danilo Pani, Alessia Dessì, Jose F. Saenz-Cogollo, Gianluca Barabino, Beatrice Fraboni y Annalisa Bonfiglio, «Fully Textile, PEDOT:PSS Based Electrodes for Wearable ECG Monitoring Systems,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, nº 3, p. 10, 7 8 2015.
- [79] Qiao Li y Xiao Ming Tao, «Three-dimensionally deformable, highly stretchable, permeable, durable and washable fabric circuit boards,» *Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 470, p. 22, 8 11 2014.
- [80] Ivo Locher y Gerhard Tröster, «Fundamental Building Blocks for Circuits on Textiles,» *IEEE Transactions on Advanced Packaging*, vol. 30, nº 3, p. 10, 8 8 2007.
- [81] Astrid García Patiño, Mahta Khoshnam y Carlo Menon, «Wearable Device to Monitor Back Movements Using an Inductive Textile Sensor,» *Sensors*, vol. 20, nº 3, p. 17, 8 2 2020.
- [82] Torsten Linz, Christine Kallmayer, Rolf Aschenbrenner y Herbert Reichl, «Embroidering Electrical Interconnects with Conductive Yarn for The Integration of Flexible Electronic Modules into Fabric,» *IEEE Transactions on Advanced Packaging*, vol. 30, nº 3, p. 4, 8 8 2007.
- [83] Naoji Matsuhisa, Martin Kaltenbrunner, Tomoyuki Yokota, Hiroaki Jinno, Kazunori Kuribara, Tsuyoshi Sekitani y Takao Someya, «Printable elastic conductors with a high conductivity for electronic textile applications,» *Nature Communications*, vol. 6, p. 11, 25 6 2015.
- [84] Tahmidul Islam Molla, Steven Goodman, Nicholas Schleif, Mary Ellen Berglund, Cade Zacharias, Crystal Compton y Lucy E. Dunne, «Surface-mount manufacturing for e-textile circuits,» *ISWC17: Proceedings of the 2017 ACM International Symposium on Wearable Computers*, p. 8, 11 9 2017.
- [85] Ilda Kazani, Carla Hertleer, Gilbert De Mey, Anne Schwarz, Genti Guxho y Lieva Van Langenhove, «Electrical Conductive Textiles Obtained by Screen Printing,» *Fibres & Textiles*, vol. 20, nº 1, p. 7, 1 3 2012.
- [86] Shaimaa M. Mohamed, Haitham S. Hamza y Iman Aly Saroit, «Coverage in mobile wireless sensor networks (M-WSN): A survey,» *Computer Communications*, vol. 110, p. 18, 28 6 2017.
- [87] Zhang Huanan, Xing Suping y Wang Jiannan, «Security and application of wireless sensor network,» *Procedia Computer Science The 10th International Conference of Information and Communication Technology (ICICT-2020)*, vol. 183, p. 7, 15 2 2021.

- [88] Ashley Johnson, José Molloy, Jonathan Yunes, José Puthuparampil y Abdelrahman Elleithy, «Security in Wireless Sensors Networks,» *2019 IEEE Long Island Systems, Applications and Technology Conference (LISAT)*, vol. 1, p. 3, 29 8 2019.
- [89] Khudoykulov Zarif Turakulovich y Shirinov Laziz Tok, «Analysis of Security Protocols in Wireless Sensor Networks,» *2019 International Conference on Information Science and Communications Technologies (ICISCT)*, vol. 1, p. 4, 27 2 2020.
- [90] Aykut Karakaya y Sedat Akleylek, «A survey on security threats and authentication approaches in wireless sensor networks,» *2018 6th International Symposium on Digital Forensic and Security (ISDFS)*, vol. 1, p. 4, 7 5 2018.
- [91] Ruben Hidalgo-Leon, Javier Urquizo, Christian E. Silva, Jorge Silva-Leon, Jinsong Wu, Pritpal Singh y Guillermo Soriano, «Powering nodes of wireless sensor networks with energy harvesters for intelligent buildings: A review,» *Energy Reports*, vol. 8, p. 18, 23 2 2022.
- [92] M. Keerthika y D. Shanmugapriya, «Wireless Sensor Networks: Active and Passive attacks - Vulnerabilities and Countermeasures,» *Global Transitions Proceedings*, vol. 2, p. 6, 12 8 2021.
- [93] Ahmed Raouf, Ashraf Matrawy y Chung-Horng Lung, «Routing Attacks and Mitigation Methods for RPL-Based Internet of Things,» *IEEE Communications Surveys and Tutorials*, vol. 21, nº 2, p. 24, 21 5 2021.
- [94] Babatunde S. Awoyemi y Bodhaswar T. Maharaj, «Improving link failure restoration in next-generation wireless sensor networks,» *Array*, vol. 14, p. 9, 19 4 2022.
- [95] Shivani Sharma, Anjulata Yadav, Manish Panchal y Prakash D. Vyavahare, «Classification of Security Attacks in WSNs and Possible Countermeasures: A Survey,» *2019 IEEE International Conference on Advanced Networks and Telecommunications Systems (ANTS)*, vol. 1, p. 6, 16 6 2020.
- [96] Preeti Sinha, V. K. Jha, Amit Kumar Rai y Bharat Bhushan, «Security vulnerabilities, attacks and countermeasures in wireless sensor networks at various layers of OSI reference model: A survey,» *2017 International Conference on Signal Processing and Communication (ICSPC)*, vol. 1, p. 6, 5 3 2018.
- [97] Nileshkumar R. Patel y Shishir Kumar, «Wireless Sensor Networks' Challenges and Future Prospects,» *2018 International Conference on System Modeling & Advancement in Research Trends (SMART)*, vol. 1, p. 6, 19 6 2019.
- [98] Hao Chen y Zhan Chen, «Energy-efficient power scheduling and allocation scheme for wireless sensor networks,» *Energy Reports 2021 7th International Conference on Advances in Energy Resources and Environment Engineering (ICAEESE 2021)*, vol. 8, p. 8, 15 3 2022.
- [99] Yangbin Zhang, Lihua Liu, Mao Wang, Jibing Wu y Hongbin Huang, «An improved routing protocol for raw data collection in multihop wireless sensor networks,» *Computer Communications*, vol. 188, p. 15, 2 3 2022.

- [100] Rutuja Jadhav y Vatsala Vatsala, «Security Issues and Solutions in Wireless Sensor Networks,» *International Journal of Computer Applications*, vol. 162, nº 2, p. 6, 15 3 2017.
- [101] Amber Werbrouck, Masja Schmidt, Koen Putman, Katrien Benhalima, Nick Verhaeghe, Lieven Annemans y Steven Simoons, «A systematic review on costs and cost-effectiveness of screening and prevention of type 2 diabetes in women with prior gestational diabetes: Exploring uncharted territory,» *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 147, p. 11, 7 12 2018.
- [102] Ronnie Aronson, Gagik Galstyan, Margalit Goldfracht, Saud Al Sifri, Lisa Elliott y Kamlesh Khunti, «Direct and indirect health economic impact of hypoglycaemia in a global population of patients with insulin-treated diabetes,» *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 138, p. 9, 31 1 2018.
- [103] Matthew L. Maciejewski, Gayle E. Reiber, Douglas G. Smith, Carolyn Wallace, Shane Hayes y Edward J. Boyko, «Effectiveness of Diabetic Therapeutic Footwear in Preventing Reulceration,» *Diabetes Care*, vol. 27, nº 7, p. 9, 1 7 2004.
- [104] Nalini Singh, David G. Armstrong y Benjamin A. Lipsky, «Preventing Foot Ulcers in Patients With Diabetes,» *Jama*, vol. 293, nº 2, p. 12, 12 6 2005.
- [105] Debra K Litzelman, Deanna J Marriott y Frank Vinicor, «Independent Physiological Predictors of Foot Lesions in Patients With NIDDM,» *Diabetes Care*, vol. 20, nº 8, p. 6, 1 8 1997.
- [106] Jan Apelqvist y Jan Larsson, «What is the most effective way to reduce incidence of amputation in the diabetic foot?,» *Supplement: Proceedings of the Third International Symposium on the Diabetic Foot*, vol. 16, nº S1, p. 9, 23 10 2000.
- [107] Subramniam Bagavathiappan, John Philip, Tammana Jayakumar, Baldev Raj, Pallela Narayana Someshwar Rao, Muthukrishnan Varalakshmi y Viswanathan Mohan, «Correlation between Plantar Foot Temperature and Diabetic Neuropathy: A Case Study by Using an Infrared Thermal Imaging Technique,» *Journal of Diabetes Science and Technology*, vol. 4, nº 6, p. 7, 1 11 2010.
- [108] Bryan F. Jones y Peter Plassmann, «Digital Infrared Thermal Imaging of Human Skin,» *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 21, nº 6, p. 8, 1 12 2002.
- [109] Gregorio López, Víctor Custodio y José Ignacio More, «LOBIN: E-Textile and Wireless-Sensor-Network-Based Platform for Healthcare Monitoring in Future Hospital Environments,» *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, nº 6, p. 13, 19 7 2010.
- [110] Mirza Mansoor Baig y Hamid Gholamhosseini, «Smart Health Monitoring Systems: An Overview of Design and Modeling,» *Journal of Medical Systems*, vol. 37, p. 14, 15 6 2013.
- [111] Susel Góngora Alonso, José Miguel Toribio Guzmán, Beatriz Sainz de Abajo, Juan Luis Muñoz Sánchez, Manuel Franco Martín y Isabel de la Torre Díez, «Statista,» *Health Informatics Journal*, vol. 26, nº 3, p. 14, 6 12 2018.

- [112] Subhas Chandra Mukhopadhyay, «Wearable Sensors for Human Activity Monitoring: A Review,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, nº 3, p. 10, 4 12 2014.
- [113] Blerton Abazi, Besnik Qehaja y Edmond Hajrizi, «Application of biometric models of authentication in mobile equipment,» *IFAC-PapersOnLine*, vol. 52, nº 25, p. 4, 31 12 2019.
- [114] Maciej Sibinski, Malgorzata Jakubowska y Marcin Sloma, «Flexible Temperature Sensors on Fibers,» *Sensors*, vol. 10, nº 9, p. 13, 26 8 2010.
- [115] Sungmee Park y S. Jayaraman, «Enhancing the Quality of Life Through Wearable Technology,» *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 22, nº 3, p. 8, 22 7 2003.
- [116] Jesús Otero y Andrés Gómez, «Integración de dispositivos biomédicos en sistemas de teleasistencia,» CESGA. Centro de Supercomputación de Galicia, 2007.
- [117] Shyamal Patel, Ryan S. McGinnis, Ikaro Silva, Steve DiCristofaro, Nikhil Mahadevan, Elise Jortberg, Jaime Franco, Albert Martin, Joseph Lust, Milan Raj, Bryan McGrane, Paolo DePetrillo, A. J. Aranyosi, Melissa Ceruolo, Jesus Pindado y Roozbeh Ghaffari, «A Wearable Computing Platform for Developing Cloud-based Machine Learning Models for Health Monitoring Applications,» *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, vol. 1, p. 5, 16 10 2016.
- [118] Luca Lonini, Andrew Dai, Nicholas Shawen, Tanya Simuni, Leo Shimanovich, Margaret Daeschler, Roozbeh Ghaffari, John A. Rogers y Arun Jayaraman, «Wearable sensors for Parkinson's disease: which data are worth collecting for training symptom detection models,» *npj Digital Medicine*, vol. 1, p. 8, 23 11 2018.
- [119] Melanie Swan, «Sensor Mania! The Internet of Things, Wearable Computing, Objective Metrics, and the Quantified Self 2.0,» *Journal of Sensor and Actuator Networks*, vol. 1, nº 3, p. 37, 8 11 2012.
- [120] Urs Anliker, Jamie A. Ward, Paul Lukowicz, Gerhard Tröster, François Dolveck, Michel Baer, Fatou Keita, Eran B. Schenker, Etienne Hirt, Rolf Schmid y Milica Vuskovic, «AMON: A Wearable Multiparameter Medical Monitoring and Alert System,» *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 8, nº 4, p. 13, 30 11 2004.
- [121] Lawrence A. Lavery, C.Mauli Agrawal, Kyriacos A. Athanasiou, George P.Constantínides, Dan R. Lanctot y Rubén G.Zamorano, «Foot Temperature and Health Monitoring System». Estados Unidos Patente US6767330B2, 27 7 2004.
- [122] Toshiyo Tamura, Jiangxin Zhou, Hiroshi Mizukami y Tatsuo Togawa, «A system for monitoring temperature distribution in bed and its application to the assessment of body movement,» *Physiological Measurement*, vol. 14, nº 1, p. 10, 27 9 1992.
- [123] Andrea Zeiner, Jasper Klewer, Fritz Sterz, Moritz Haugk, Danica Krizanac, Christoph Testori, Heidrun Losert, Shervin Ayati y Michael Holzer, «Non-invasive continuous cerebral temperature monitoring in

- patients treated with mild therapeutic hypothermia: An observational pilot study,» *Resuscitation*, vol. 81, p. 6, 15 4 2010.
- [124] Alexander P. Welles, Xiaojiang Xu, William R.Santee, David P.Looney, Mark J.Buller, Adam W.Potter y Reed W.Hoyt, «Estimation of core body temperature from skin temperature, heat flux, and heart rate using a Kalman filter,» *Computers in Biology and Medicine*, vol. 99, p. 6, 1 8 2018.
- [125] Bhupesh Aneja, Shashank Singh, Utkarsh Chandna y Vaishali Maheshwari, «Review of Temperature Measurement and Control,» *International Journal Of Advance Research In Science And Engineering*, vol. 3, nº 1, p. 8, 15 1 2014.
- [126] Theodore Hughes-Riley, Pasindu Lugoda, Tilak Dias, Christophe L.Trabi y Robert H.Morris, «A Study of Thermistor Performance within a Textile Structure,» *Physical Sensors*, vol. 17, nº 8, p. 14, 5 8 2017.
- [127] Juan Bullón Pérez, Ascensión Hernández Encinas, Jesús Martín-Vaquero, Araceli Queiruga-Dios, Alfonso Martínez Nova y José Torreblanca González, «Proposal of Wearable Sensor-Based System for Foot Temperature Monitoring,» *International Symposium on Distributed Computing and Artificial Intelligence*, vol. 620, p. 2, 21 6 2017.
- [128] Fernando Mateo Jiménez, *Redes neuronales y preprocesado de variables para modelos y sensores en bioingeniería*, Valencia, 2012, p. 323.
- [129] Oficina de Patentes Europeas, «European Patent Office,» [En línea]. Available: <https://www.epo.org/index.html>. [Último acceso: junio 2021].
- [130] Ministerio de Industria Comercio y Turismo, «Oficina Española de Patentes y Marcas,» [En línea]. Available: http://www.oepm.es/es/sobre_oepm/actividades_estadisticas/. [Último acceso: Enero 2022].
- [131] Bruno Bazuelo-Ruiz, Helios de Rosario y Juan V. Durá-Gil, «Validation of predictive equations of oxygen consumption and new formulas for interval training,» *Apunts. Educación Física y Deportes*, vol. 143, p. 7, 1 1 2021.
- [132] Irene Sanz-Corbalán, José Luis Lázaro-Martínez, Esther García-Morales, Raúl Molines-Barroso, Francisco Álvaro-Afonso y Yolanda García-Álvarez, «Advantages of early diagnosis of diabetic neuropathy in the prevention of diabetic foot ulcers,» *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 146, p. 7, 27 12 2018.
- [133] Sara Jiménez, José Antonio Rubio, Julia Álvarez y José Luis Lázaro-Martínez, «Analysis of recurrent ulcerations at a multidisciplinary diabetic Foot unit after implementation of a comprehensive Foot care program,» *Endocrinología, Diabetes y Nutrición*, vol. 65, nº 8, p. 10, 16 10 2018.
- [134] A.Astasio-Picado, E.Escamilla Martínez, A.Martínez Nova, R.Sánchez Rodríguez y B.Gómez-Martín, «Thermal map of the diabetic foot using infrared thermography,» *Infrared Physics & Technology*, vol. 93, p. 4, 6 7 2018.

- [135] Raquel Sánchez-Rodríguez, Alfonso Martínez-Nova, Elena Escamilla-Martínez y Juan Diego Pedrera-Zamorano, «Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures?,» *Gait & Posture*, vol. 36, nº 3, p. 5, 12 6 2012.
- [136] Araceli Queiruga-Dios, Juan Bullón Pérez, Ascensión Hernández Encinas, Jesús Martín-Vaquero, Alfonso Martínez-Nova y José Torreblanca González, «Skin Temperature Monitoring to Avoid Foot Lesions in Diabetic Patients,» *11th International Conference on Practical Applications of Computational Biology & Bioinformatics*, vol. 616, p. 7, 21 6 2017.
- [137] N.C.Schaper, G.Andros, J.Apelqvist, K.Bakker, J.Lammer, M.Lepantalo, J.L.Mills, J.Reekers, C.P.Shearman, R.E.Zierler y R.J.Hinchliffe, «Diagnosis and treatment of peripheral arterial disease in diabetic patients with a foot ulcer. A progress report of the International Working Group on the Diabetic Foot,» *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, vol. 28, nº 1, p. 7, 23 1 2012.
- [138] Jhonathan P.Rojas, Galo A.Torres Sevilla, Nasir Alfaraj, Mohamed T.Ghoneim, Arwa T.Kutbee, Ashvitha Sridharan y Muhammad Mustafa Hussain, «Nonplanar Nanoscale Fin Field Effect Transistors on Textile, Paper, Wood, Stone, and Vinyl via Soft Material-Enabled Double-Transfer Printing,» *ACS Nano*, vol. 9, nº 5, p. 9, 1 5 2015.
- [139] Sebania Libertino, Maria Rosaria Plutino y Giuseppe Rosace, «Design and Development of Wearable Sensing Nanomaterials for Smart Textiles,» *AIP Conference Proceedings*, vol. 1990, nº 1, p. 9, 23 7 2018.
- [140] Mamatha G. Hegde, «Smart Fashion for the Future through Biotech and Nanotechnology-An Overview,» *International Journal of Interdisciplinary Research and Innovations*, vol. 3, nº 1, p. 4, 15 2 2015.
- [141] Lina M.Castano y Alison B.Flatau, «Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review,» *Smart Materials and Structures*, vol. 23, nº 5, p. 28, 1 4 2014.
- [142] I.Miccoli, F. Edler, H.Pfnür y C.Tegenkamp, «The 100th anniversary of the four-point probe technique: the role of probe geometries in isotropic and anisotropic systems,» *Journal of Physics: Condensed Matter*, vol. 27, nº 22, p. 30, 18 5 2015.
- [143] Yadunath Singh, «Electrical resistivity measurements: a review,» *International Journal of Modern Physics: Conference Series*, vol. 22, p. 12, 2013.
- [144] Subhankar Maity y Arobindo Chatterjee, «Textile/Polypyrrole Composites for Sensory Applications,» *Journal of Composites*, vol. 2015, p. 7, 8 10 2015.
- [145] Ana D.Kramar, Koviljka A.Asanović, Bratislav M.Obradović, Milorad M.Kuraica y Mirjana M.Kostić, «Electrical Resistivity of Plasma Treated Viscose and Cotton Fabrics with Incorporated Metal Ions,» *Fibers and Polymers*, vol. 19, p. 9, 23 3 2018.
- [146] N. U.-E. 1149-2:1998, «UNE Normlización Española,» [En línea]. Available: <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0009507>. [Ultimo acceso: Junio 2021].

- [147] N. U.-E. 1149-3:2004, «UNE Normlización Española,» [En línea]. Available: <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma/?c=N0032099>. [Último acceso: Junio 2021].
- [148] N. U.-E. 1149-1:2007, «UNE Normlización Española,» [En línea]. Available: <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma/?c=N0038099>. [Último acceso: Junio 2021].
- [149] E.Ekhtiyari, M.Johari y M.Abedi, «The Effect of Percentage of Remaining Hair Bred and Ambient Relative Humidity on Electrical Resistance of Cashmere Fiber,» *Transactions and Applications*, vol. 15, nº 2, p. 8, 15 7 2002.
- [150] Pranas Juozas Žilinskas, Tadeuš Lozovski, Vygintas Jankauskas y Justinas Jurksus, «Electrostatic Properties and Characterization of Textile Materials Affected by Ion Flux,» *Textile Materials*, vol. 19, nº 1, p. 6, 19 3 2013.
- [151] ROTSCCHILD-INSTRUMENTS, «STATIC-VOLTMETER R-4021,» [En línea]. Available: <http://www.rothschild-instruments.ch/products/static-voltmeter/index.html>. [Último acceso: Junio 2021].
- [152] T. T. FTW04, «Thermokon Sensortechnik GmbH,» [En línea]. Available: <https://www.thermokon.de/direct/es-es/products/ftw04>. [Último acceso: Junio 2021].
- [153] ¿Qué es LabVIEW?, «NATIONAL INSTRUMENTS,» [En línea]. Available: <https://www.ni.com/es-es/shop/labview.html>. [Último acceso: Junio 2021].
- [154] USB-6008 Dispositivo de E/S Multifunción, «NATIONAL INSTRUMENTS,» [En línea]. Available: <https://www.ni.com/es-es/support/model.usb-6008.html>. [Último acceso: Junio 2021].
- [155] Emilio Manrique Menéndez, Nuria Gómez Hernández, María Cristina Molleda Clara y Jorge Rey, «Study of the electrical resistivity of different papers for printing and writing,» *V Congreso Iberoamericano de Investigación en Celulosa y Papel 2008*, vol. 1, p. 10, 22 10 2008.
- [156] Nikolaos Katsilambros, Eleftherios Dounis, Konstantinos Makrilakis, Nicholas Tentolouris y Panagiotis Tsapogas, *Atlas of the Diabetic Foot*, John Wiley & Sons, 2010, 2010, p. 260.
- [157] Nalini Singh, David G.Armstrong y Benjamin A.Lipsky, «Preventing Foot Ulcers in Patients With Diabetes,» *Clinical Review*, vol. 293, nº 2, p. 12, 12 1 2005.
- [158] Firomsa Bekele, Legese Chelkeba, Ginenus Fekadu y Kumera Bekele, «Risk factors and outcomes of diabetic foot ulcer among diabetes mellitus patients admitted to Nekemte referral hospital, western Ethiopia: Prospective observational study,» *Annals of Medicine and Surgery*, vol. 51, p. 7, 18 6 2020.
- [159] LD Arroyo y JI Burbano, «Diabetes and diabetic foot: a world problem addressed from physiotherapy,» *Revista Colombiana de Endocrinología, Diabetes y Metabolismo*, vol. 6, nº 3, p. 10, 15 8 2019.
- [160] Caroline A Abbott, Katie E Chatwin, Philip Foden, Ahmad N Hasan, Chandbi Sange, Satyan M Rajbhandari, Prabhav N Reddy, Loretta Vileikyte, Frank L Bowling, Andrew J M Boulton y Neil D Reeves,

- «Innovative intelligent insole system reduces diabetic foot,» *The Lancet Digital Health*, vol. 1, nº 6, p. 11, 16 9 2019.
- [161] Caitlin W. Hicks, Joseph K. Canner, Hikmet Karagozlu, Nestoras Mathioudakis, Ronald L. Sherman, James H. Black y Christopher J. Abularrage, «Quantifying the costs and profitability of care for diabetic,» *Journal of Vascular Surgery*, vol. 70, nº 1, p. 8, 1 1 2019.
- [162] S. Karrer, «Diabetisches Fußsyndrom,» *Hautarzt 2011-62:493–503*, vol. 62, p. 11, 18 6 2011.
- [163] B.B. Lahiri, S. Bagavathiappan, T. Jayakumar y John Philip, «Medical applications of infrared thermography: A review,» *Infrared Physics & Technology*, vol. 55, nº 4, p. 15, 13 4 2012.
- [164] E. B. Akimova y V. D. Son'kinb, «Skin Temperature and Lactate Threshold during Muscle Work in Athletes,» *Human Physiology*, vol. 37, nº 5, p. 8, 5 10 2011.
- [165] Alison Purvis y Helen Tunstall, «Effects of sock type on foot skin temperature and thermal demand during exercise,» *Ergonomics*, vol. 47, nº 15, p. 11, 9 11 2010.
- [166] Katie McLellan, Jerrold S. Petrofsky, Gurinder Bains, Grenith Zimmerman, Michelle Prowse y Scott Lee, «The effects of skin moisture and subcutaneous fat thickness on the ability of the skin to dissipate heat in young and old subjects, with and without diabetes, at three environmental room temperatures,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, nº 2, p. 8, 15 1 2009.
- [167] Audrey Macdonald, Nina Petrova, Suhail Ainarka, John Allen, Peter Plassmann, Aaron Whittam, John Bevans, Francis Ring, Ben Kluwe y Rob Simps, «Thermal symmetry of healthy feet: a precursor to a thermal study of diabetic feet prior to skin breakdown,» *Physiological Measurement*, vol. 38, nº 1, p. 13, 12 12 2016.
- [168] Uraiwana Chatchawan, Patsakorn Narkto, Tanchanok Damri y Junichiro Yamauchi, «An exploration of the relationship between foot skin temperature and blood flow in type 2 diabetes mellitus patients: a cross-sectional study,» *The Journal of Physical Therapy Science*, vol. 30, nº 11, p. 5, 6 11 2018.
- [169] Subramniam Bagavathiappan, John Philip, Tammana Jayakumar, Baldev Raj, Pallela Narayana Someshwar Rao, Muthukrishnan Varalakshmi y Viswanathan Mohan, «Correlation between Plantar Foot Temperature and Diabetic Neuropathy: A Case Study by Using an Infrared Thermal Imaging Technique,» *Journal of Diabetes Science and Technology*, vol. 4, nº 6, p. 7, 1 11 201.
- [170] N. L. Petrova, A. Whittam, A. MacDonald, S. Ainarkar, A. N. Donaldson, J. Bevans, J. Allen, P. Plassmann, B. Kluwe, F. Ring, L. Rogers, R. Simpson, G. Machin y M. E. Edmonds, «Reliability of a novel thermal imaging system for temperature assessment of healthy feet,» *Journal of Foot and Ankle Research*, vol. 11, p. 6, 30 5 2018.
- [171] Alfred Gatt, Owen Falzon, Kevin Cassar, Christian Ellul, Kenneth P. Camilleri, Jean Gauci, Stephen Mizzi, Anabelle Mizzi, Cassandra Sturgeon, Liberato Camilleri, Nachiappan Chockalingam y Cynthia Formosa, «Establishing Differences in Thermographic Patterns between

- the Various Complications in Diabetic Foot Disease,» *International Journal of Endocrinology*, vol. 2018, p. 8, 18 3 2018.
- [172] Alfred Gatt, Owen Falzon, Kevin Cassar, Kenneth P. Camilleri, Jean Gauci, Christian Ellul, Stephen Mizzi, Anabelle Mizzi, Nikolaos Papanas, Cassandra Sturgeon, Nachiappan Chockalingam y Cynthia Formosa, «The Application of Medical Thermography to Discriminate Neuroischemic Toe Ulceration in the Diabetic Foot,» *The International Journal of Lower Extremity Wounds*, vol. 17, nº 2, 27 6 2018.
- [173] Anita Skafjeld, Marjolein M.Iversen, Ingar Holme, Lis Ribu, Kjetil Hvaal y Bente K.Kilhovd, «A pilot study testing the feasibility of skin temperature monitoring to reduce recurrent foot ulcers in patients with diabetes – a randomized controlled trial,» *BMC Endocrine Disorders volume*, vol. 15, p. 7, 9 10 2015.
- [174] P. Pit'hová, H. Pátková, I. Galandáková, L. Dolezalová y M. Kvapil, «Differences in ulcer location in diabetic foot syndrome,» vol. 53, nº 12, p. 7, 1 12 2007.
- [175] Hasmah Mansor, Muhammad Helmy Abdul Shukor, Siti Sarah Meskam, Nur Quraisyia Aqilah Mohd Rusli y Nasiha Sakinah Zamery, «Body temperature measurement for remote health monitoring system,» *2013 IEEE International Conference on Smart Instrumentation, Measurement and Applications (ICSIMA)*, vol. 2013, p. 5, 23 6 2014.
- [176] Sumit Majumder, Tapas Mondal y M. Jamal Deen, «Wearable Sensors for Remote Health Monitoring,» *Sensors*, vol. 17, nº 1, p. 45, 12 1 2017.
- [177] Electronics Tutorials, «Electronics Tutorials,» [En línea]. Available: https://www.electronics-tutorials.ws/io/io_3.html. [Último acceso: Junio 2021].
- [178] P. R. N. Childs, J. R. Greenwood y C. A. Long, «Review of temperature measurement,» *Review of Scientific Instruments*, vol. 71, nº 8, p. 19, 31 7 2000.
- [179] José Torreblanca González, Alfonso Martínez Nova, Ascensión Hernández Encinas, Jesús Martín-Vaquero y Araceli Queiruga-Dios , «Statistical Analysis to Control Foot Temperature for Diabetic People,» *WorldCIST 2020: Trends and Innovations in Information Systems and Technologies*, vol. 1161, p. 12, 18 5 2020.
- [180] Jayanta Kumar Nath, Sharmila Sharma y Kanak Chandra Sarma, «A Comparative Study of Accuracy Improvement of Temperature Measurement with PT100 and PT1000 for Wider Range,» *International Journal of Electronics Engineering Research.*, vol. 9, nº 5, p. 10, 15 6 2017.
- [181] Bing Wang, Jincheng Yao, Junhua Wang y Aimin Chang, «Valence-induced distortion controls the resistivity and thermal stability of Co₂.77Mn_{1.71}Fe_{1.10}Zn_{0.42}O₈ ceramics,» *Materials & Design*, vol. 192, p. 9, 19 4 2020.
- [182] Yongkun Sui, Loren P. Kreider, Kath M. Bogie y Christian A. Zorman, «Fabrication of a Silver-Based Thermistor on Flexible, Temperature-Sensitive Substrates Using a Low-Temperature Inkjet Printing Technique,» *IEEE Sensors Letters*, vol. 3, nº 2, p. 4, 17 1 2019.

- [183] Timmy Reimann y Jörg Töpfer, «Low-temperature sintered Ni–Zn–Co–Mn–O spinel oxide ceramics for multilayer NTC thermistors,» *Journal of Materials Science: Materiales en Electrónica*, vol. 32, p. 8, 28 3 2021.
- [184] Igor Zajc y Miha Drogenik, «Ferroelectric phase-transition-assisted anomaly in the electric resistivity (FPTAA) of lead-free PTC thermistors,» *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, vol. 29, p. 6, 14 11 2017.
- [185] S. Sudha, P. Shruthi y M. Sharanya, «IOT based measurement of body temperature using MAX30205,» *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)*, vol. 5, nº 3, p. 4, 15 3 2018.
- [186] Maxim Integrated, «MAX30205,» [En línea]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30205.pdf>. [Último acceso: Junio 2021].
- [187] S. Labs, «Si7006-A20,» [En línea]. Available: <https://www.silabs.com/documents/public/data-sheets/Si7006-A20.pdf>. [Último acceso: Junio 2021].
- [188] Analog Devices, «AD590,» [En línea]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad590.pdf>. [Último acceso: Junio 2021].
- [189] Patrick M.Bossuyt, Johannes B.Reitsma, David E.Bruns, Constantine A.Gatsonis, Paul P.Glasziou, Les M.Irwig, David Moher, Drummond Rennie, Henrica C.W.de Vet y Jeroen G.Lijmer, «The STARD Statement for Reporting Studies of Diagnostic Accuracy: Explanation and Elaboration,» *Annals of Internal Medicine*, vol. 138, nº 1, p. 12, 3 6 2003.
- [190] David G.Armstrong, Lawrence A.Lavery y Lawrence B.Harkless, «Validation of a Diabetic Wound Classification System: The contribution of depth, infection, and ischemia to risk of amputation,» *Pathophysiology / Complications*, vol. 21, nº 5, p. 4, 1 5 1998.
- [191] Elena Escamilla-Martínez, Beatriz Gómez-Martín, Raquel Sánchez-Rodríguez, Lourdes M.Fernández-Seguín, Pedro Pérez-Soriano y Alfonso Martínez-Nova, «Running thermoregulation effects using bioceramics versus polyester fibres socks,» *Journal of Industrial Textiles*, vol. 51, nº 8, p. 13, 13 1 2020.
- [192] Javier Pascual Huerta, Carlos Arcas Lorente, Lucia Trincado Villa, Francisco Javier García Carmona y Diana Fernández Morato, «Relationship between the foot posture index and static plantar pressures in patients with limb length inequality: a case series study.,» *Revista Española de Podología*, vol. 29, nº 1, p. 20, 30 1 2018.
- [193] Raquel Sánchez-Rodríguez, Sandra Valle-Estévez, Peñas Albas Fraile-García, Alfonso Martínez-Nova, Beatriz Gómez-Martín y Elena Escamilla-Martínez, «Modification of Pronated Foot Posture after a Program of Therapeutic Exercises,» *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 17, nº 22, p. 8, 13 11 2020.
- [194] Amir Hatamie, Shayan Angizi, Saurabh Kumar, Chandra Mouli Pandey, Abdolreza Simchi, Magnus Willander y Bansi D.Malhotra, «Review—Textile Based Chemical and Physical Sensors for Healthcare

- Monitoring,» *Journal of The Electrochemical Society*, vol. 167, nº 3, p. 15, 21 1 2020.
- [195] S. R. Systems, «Thermistor Calculator V1.1,» [En línea]. Available: <https://www.thinksrs.com/downloads/programs/Therm%20Calc/NTCCalibrator/NTCCalculator.htm>. [Último acceso: Junio 2021].
- [196] MIT APP Inventor, «Software App Inventor 2,» [En línea]. Available: <https://appinventor.mit.edu/>. [Último acceso: Junio 2021].
- [197] Haomeng Xie, Zheng Yan, Zhen Yao y Mohamed Atiquzzaman, «Data Collection for Security Measurement in Wireless Sensor Networks: A Survey,» *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 6, nº 2, p. 24, 26 11 2018.

