

DISPOSITIVOS DE DETECCIÓN DE ESTRÉS BASADOS EN SEÑALES ÓPTICAS Y MONITORIZACIÓN DEL SUDOR

STRESS DETECTION DEVICES BASED ON OPTICAL SIGNALS AND SWEAT MONITORING

Carlos F. Contreras-Bautista* (1)

Valentina I. Quiros-Chazari (1)

Raphael E. Huerta-Aragón (1)

Eleazar Martínez-Cano (1)

Mariana Morales-Castillo (1)

Cristian A. Martínez-Zendejas (1)

J. Alvarado (2).

Correos:

cb202343032@alm.buap.mx

qc202351740@alm.buap.mx

ha202336945@alm.buap.mx

mc202338696@alm.buap.mx

mc202348372@alm.buap.mx

mz202347386@alm.buap.mx

joaquin.alvarado@correo.buap.mx

<https://orcid.org/0009-0001-7850-1724>

<https://orcid.org/0009-0003-8509-1588>

<https://orcid.org/0009-0005-7129-8726>

<https://orcid.org/0009-0002-0190-0185>

<https://orcid.org/0009-0007-3838-4256>

<https://orcid.org/0009-0003-2735-2161>

<https://orcid.org/0000-0001-7186-4429>

Folio: A11N1188.32/1031

1. Licenciatura en Biotecnología. Facultad de Biología Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
2. Centro de Investigaciones en Dispositivos Semiconductores. ICUAP. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

El estrés crónico afecta negativamente la salud física y mental, y su detección temprana es esencial para prevenir varios trastornos y enfermedades. Debido a esto surge la necesidad de herramientas innovadoras para el monitoreo continuo del estrés. Este proyecto propone el desarrollo de un dispositivo que combina sensores ópticos de frecuencia cardíaca con un sensor electroquímico para la detección de cambios en la composición del sudor, usando las catecolaminas como indicadores debido a su papel como señales en la activación fisiológica relacionada con el estrés. El sensor usa materiales como Poli(3,4-etilendioxitiofeno)-poli (estireno sulfonato) sobre una base de tereftalato de polietileno con óxido de indio y estaño para detectar reacciones de óxido-reducción. El sensor de frecuencia cardíaca se basa en Arduino y sensores infrarrojos para obtener lecturas en tiempo real. Los resultados iniciales sugieren que estos parámetros se pueden complementar para obtener una medición del estrés fisiológico. Dado esto, este proyecto surge como una alternativa para el monitoreo de la salud mental, haciendo posible la prevención de trastornos asociados al estrés.

Palabras clave: Estrés; biosensores; monitoreo del sudor; cortisol en sudor; análisis no invasivo; dispositivos portátiles; ansiedad; procesamiento de señales biológicas, catecolaminas.

Abstract

Chronic stress negatively affects physical and mental health; its early detection is essential to prevent various disorders and diseases. This creates a need for innovative tools for continuous stress monitoring. This project proposes the development of a device that combines optical heart rate sensors with an electrochemical sensor to detect changes in sweat composition, using catecholamines as indicators due to their role as signals in stress-related physiological activation. The sensor uses materials such as Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-poly (styrene sulfonate) on a polyethylene terephthalate base with indium tin oxide to detect oxide-reduction reactions. The heart rate sensor uses Arduino and infrared sensors to obtain real-time readings. Initial results suggest that these parameters can be combined to obtain a measurement of physiological stress. Given this, this project emerges as an alternative for mental health monitoring, making it possible to prevent stress-associated disorders.

Keywords: Stress; biosensors; sweat monitoring; sweat cortisol; noninvasive analysis; wearable devices; anxiety; biological signal processing; catecholamines.

Los trastornos de ansiedad son un problema de salud mental común que afecta a millones de personas en todo el mundo, incluyendo México. Según la OMS, en 2019, 301 millones de personas padecían trastornos de ansiedad. Actualmente se calcula que alrededor del 4% de la población mundial padece algún trastorno de ansiedad. Las personas con trastornos de ansiedad experimentan miedo y preocupación intensa y excesiva, acompañados de síntomas físicos, conductuales y cognitivos [1].

Aproximadamente solo el 27,6% de las personas que necesitan tratamiento para trastornos mentales lo reciben. Los obstáculos incluyen la falta de conciencia sobre la tratabilidad de estos problemas, la insuficiente inversión en servicios de salud mental, la escasez de personal de salud capacitados y el estigma social [1].

La frecuencia cardíaca y la respuesta electrodérmica son parámetros fisiológicos relacionados con el estrés y la ansiedad. La frecuencia cardíaca es un indicador común de estrés y ansiedad, ya que aumenta en respuesta a estímulos estresantes.

Las catecolaminas (dopamina, adrenalina y noradrenalina) son un grupo de hormonas que preparan el cuerpo para la respuesta al estrés, elevando la frecuencia cardíaca, la presión arterial e induciendo un estado de alerta. Están presentes en el sudor humano y se pueden medir para rastrear los cambios en su concentra-

ción, proporcionándonos información clave estrictamente relacionada con la respuesta al estrés, por esta razón, las catecolaminas son consideradas potentes biomarcadores del estrés, esto abre la puerta a la creación de un sensor capaz de medir los cambios en la concentración de estas moléculas [2].

Para medir estas moléculas, podemos utilizar la detección electroquímica. Esta técnica rastrea el cambio en las señales eléctricas para detectar compuestos activos. Más concretamente, mide la corriente eléctrica producida por la oxidación o reducción de un analito en la superficie de un electrodo [3]. Esto es ideal para apuntar catecolaminas. El potencial de oxidación para noradrenalina y adrenalina está entre +0,6 V y +0,8 V. Aplicando un voltaje en este rango específico, el sensor puede oxidar selectivamente las moléculas minimizando la interferencia con otras sustancias en el sudor. En este proceso, una especie química pierde un electrón (oxidación) y genera una señal eléctrica medible directamente relacionada con la concentración del analito [4].

Sin embargo, la sensibilidad del sensor es un factor crítico, debido a que las catecolaminas pueden estar presentes en concentraciones muy bajas en el sudor, un sensor debe tener una alta relación señal-ruido. Esto le permite medir con precisión cambios incluso leves en los niveles de catecolaminas, por lo que es una característica esencial para una herramienta eficaz y precisa de monitoreo del estrés [2].

Desarrollo

Composición estructural de los dispositivos diseñados para el monitoreo de la sudoración

Se diseñaron dos prototipos experimentales (Figura 1). El dispositivo A está conformado por un sustrato de tereftalato de polietileno recubierto con óxido de indio y estaño (PET-ITO), sobre el cual se integraron tres electrodos de tinta de plata,

configurados como contraelectrodo, electrodo de trabajo y electrodo de referencia. Las capas de detección consisten en PEDOT:PSS dopado con dimetilsulfóxido (DMSO), depositado sobre el electrodo de trabajo, y un sistema de nitrato de plata-cloruro de sodio ($\text{AgNO}_3\text{-NaCl}$)

aplicado al electrodo de referencia. El dispositivo B presenta una estructura similar a la del dispositivo A; sin embargo, incorpora nanopartículas de óxido de zinc (ZnO) inmovilizadas en una matriz de sílice

mesoporosa, ambas sintetizadas en el Laboratorio de Aplicaciones Tecnológicas de Semiconductores. Este compuesto se depositó sobre el electrodo de trabajo.

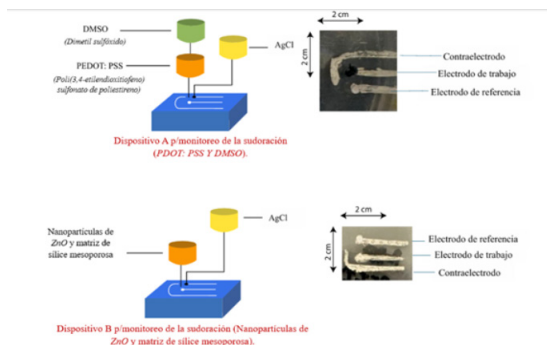


Figura 1. Composición estructural e Interacciones moleculares entre los componentes. Fuente: propia

PEDOT: PSS

El poli(3,4-etilendioxilgialiteno):polisulfonato de estireno, es un material ampliamente investigado por sus propiedades semiconductoras debido a su alto rango de conductividad eléctrica. Este valor depende de las condiciones de síntesis, procesamiento de aditivos o postratamiento [5]. Tanto el postratamiento como la incorporación de diversos aditivos se han utilizado como una forma eficaz y fácil de mejorar su rendimiento en diversas aplicaciones [6].

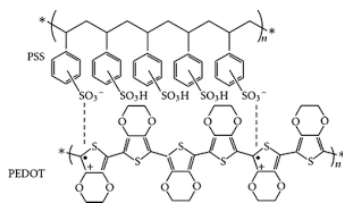


Figura 2. Estructura química del PEDOT: PSS. Fuente: <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2020.109726>.

Existen muchos casos de recién nacidos que no son lactados con seno materno y necesariamente se recurre al uso del biberón como una forma de ingesta que no reúne todas las ventajas de la alimentación que la naturaleza diseñó para los mamíferos.

El uso malentendido del biberón es generado por la aprensión de las madres modernas, que evitan por cualquier medio que el bebé lllore. Así la madre reacciona ante manifestaciones de cualquier incomodidad, como una forma de demandar alimento, lo que tiene como resultado un patrón de aprendizaje temprano en el cual se asocia la gratificación oral cuando se enfrenta a cualquier problema de la vida. El ser humano es un mamífero que, al nacer, tiene como primer reflejo la orientación que permite al recién nacido a encontrar el pezón de su mamá. El acto de mamar requiere un alto grado de complejidad, experiencia y entrenamiento.

El grupo sulfonato de PSS (SO_3^-) estabiliza la carga positiva de los polarones presentes en la cadena PEDOT (Figura 3a) [8]. El movimiento de estos polarones a lo largo de la cadena le confiere al PEDOT su capacidad semiconductora. Sin embargo,

esta capacidad depende también del porcentaje del contenido de PSS.

Con el aumento del contenido de PSS, la conductividad disminuye [9] debido a su comportamiento aislante.

Para mejorar la conductividad de PEDOT:PSS, en este estudio se optó por emplear

dimetilsulfóxido (DMSO) como cosolvente en bajas concentraciones. La alta constante dieléctrica del DMSO reduce las fuerzas electrostáticas que unen a las cadenas PEDOT y PSS. Al reducir esta interacción, el PSS se elimina parcialmente y se reorganiza estructuralmente, lo que permite que las cadenas PEDOT se acoplen de una manera más eficiente, permitiendo un mejor transporte de cargas a través del establecimiento de redes estructurales más continuas (Figura 3b). [10]

Mahato et al, (2020) determinaron que una concentración cercana al 5% de DMSO es la más óptima ya que se induce un cambio conformacional de un tipo esférico a un tipo elipsoidal en los bloques PEDOT:PSS (Figura 4b), que establecen probablemente, sea la estructura óptima para aumentar la conductividad eléctrica.

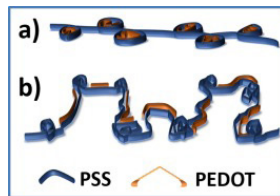


Figura 3. Representación esquemática de la interacción entre PEDOT, PSS y DMSO. Fuente: https://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S0014305720302433-gr5_lrg.jpg.

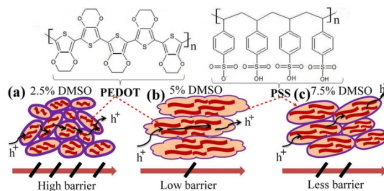


Figura 4. Modelos morfológicos esquemáticos de PEDOT:PSS (dopado con 2,5, 5 y 7.5% de DMSO) Fuente: <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2019.143967>

Matriz de sílice mesoporosa y nano partículas de ZnO

Para mejorar el rendimiento de la interfaz entre el electrodo y el analito se optó por utilizar un compuesto a base de nanopartículas de ZnO dispersas sobre una superficie de matriz de sílice mesoporosa, es bien sabido que las nanopartículas de ZnO tienden a agregarse espontáneamente en solución, esta característica limita las interacciones que el compuesto puede

hacer con el analito al reducir el área superficial. Este fenómeno representa un problema al tratar de hacer un sensor de alta sensibilidad como el planteado en este estudio. Por lo tanto, la dispersión a lo largo de la matriz de sílice mesoporosa fue indispensable para permitir una mejor interacción entre los compuestos.

Dispositivo de Frecuencia cardiaca

Un sensor infrarrojo opera emitiendo y detectando un haz de luz cercano al infrarrojo; las variaciones en la intensidad recibida, causadas por el flujo sanguíneo en la muñeca, permiten registrar el pulso. Para la adquisición se empleó una placa Arduino UNO programada para mostrar lecturas en una pantalla LCD y guardar los datos en una tarjeta SD en dos archivos .csv: uno con los valores procesados (BPM) y otro con las lecturas analógicas crudas.

En cuanto a la implementación y procesamiento, el cálculo de BPM se obtiene a partir del tiempo transcurrido entre picos detectados en la señal analógica (detección de intervalo entre latidos). El código está organizado en `setup()` y `loop()`, incluye rutinas para verificar/crear archivos .csv y evita la sobrescritura al iniciar nuevas sesiones, lo que facilita el análisis posterior y la trazabilidad de los datos.

Ventajas	Desventajas
Almacenamiento de datos e interfaz: • Usa una tarjeta SD para guardar datos tanto procesados (BPM) como crudos (valores analógicos), lo que permite análisis posteriores y respaldo. • La pantalla LCD proporciona una retroalimentación inmediata al usuario sin depender de un monitor serial.	Hardware: Problemas de contacto (falsos positivos): • Falso contacto entre el sensor infrarrojo, la LCD y la placa Arduino deriva en saltos irregulares en BPM, compromete la confiabilidad de la lectura. • Las lecturas pueden verse afectadas por interferencias eléctricas. • La escritura frecuente puede saturar la memoria SD si no se limita la duración del muestreo.
Modularidad del código, detección en tiempo real y registros: • Código estructurado en setup() y loop(), permitiendo modificar o mejorar fácilmente secciones específicas. • Calcula los BPM a partir del tiempo transcurrido entre picos del pulso analógico, seguimiento casi en tiempo real. • Verifica y crea archivos .csv, evitando sobrescritura y asegurando persistencia de datos.	Software: • Umbral fijo para detección de picos (530): • El valor de corte es constante, lo cual no es ideal para todas las personas. Un umbral dinámico o adaptativo podría mejorar la precisión. Lectura de BPM no estabilizada: • El sistema responde al menor cambio de BPM, puede generar una lectura "parpadeante" en la pantalla.

Metodología

Etapas 1-Preparación de la base

- En la placa de PET-ITO, se cortaron 2 cuadros de 2 x 2 cm, los cuales se colocaron en un baño ultrasónico 3 veces en ciclos de 480 segundos.
 - Primer ciclo (agua ionizada).
 - Segundo ciclo (acetona).
 - Tercer ciclo (alcohol isopropílico).
- Posteriormente, se recortaron 2 cuadros de acetatos de 2 x 2 cm sin lavar en los cuales se les dibujo la forma que tendría el biosensor y donde respectivamente se agregaría tinta de plata.
- La geometría de las placas se define, y una lámina de KAPTON se coloca sobre las áreas marcadas. El recorte de KAPTONese desprende y adhiere sobre las superficies de PET-ITO, permitiendo la aplicación de la tinta conductora de plata. Las muestras fueron sometidas a un tratamiento térmico en horno durante 3 horas y almacenadas en una gaveta.

Etapas 2-Aplicación de las sustancias.

La plantilla de KAPTON se retiró cuidadosamente y se dispersó en baño ultrasónico con PEDOT:PSS, sílice mesoporoso (MCM-41) y nanopartículas de óxido de zinc, realizando ciclos de 480 segundos. Después de la remoción, las placas fueron sometidas a un calentamiento controlado. Durante este proceso, se depositaron soluciones de PEDOT:PSS, nanopartículas de óxido de zinc, cloruro de sodio, nitrato de plata y MCM-41 en las zonas correspondientes a los electrodos de referencia y de trabajo.

Etapas 3-Medición

- Se recolectaron muestras de sudor de dos individuos sometidos a un estado de estrés físico y a un estrés inducido.
- Las muestras de sudor se diluyeron con agua destilada para agregarlas al electrodo de referencia y de trabajo en el biosensor.

3. Las muestras recolectadas se colocaron en los sensores entre los tres electrodos y se realizaron mediciones I-V utilizando el analizador de parámetros semiconductores Keysight B1500A.

Implementación de los dispositivos

El uso de los dispositivos se lleva a cabo cuando el sujeto enfrenta estrés o ansiedad, midiendo su frecuencia cardíaca mediante un sensor en la muñeca. Para medir la conductividad, se toma una mues-

tra del sudor del sujeto en el dispositivo. Se tomará una muestra de sudor del sujeto durante la situación, se medirá su conductividad en un dispositivo y los datos obtenidos se analizarán y graficarán para compararlos con bases de datos, determinando así si la persona está en estado de estrés o ansiedad.

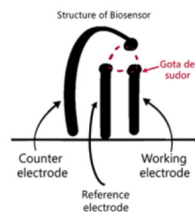


Figura 5: Diseño del biosensor que se hizo sobre el PET-ITO.

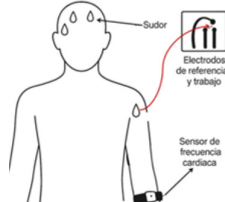


Figura 6. Esquema de la implementación de los dispositivos.

Resultados

Dispositivo B (ZnO + MCM-41)

Se esperaba observar curvas claras de óxido-reducción; sin embargo, en el dispositivo B sólo se aprecia parcialmente el avance y retorno de la señal y no es posible identificar de forma inequívoca picos de oxidación o reducción. Sí se registró corriente de carga, pero la respuesta no coincide con la hipótesis inicial (aumento de conductividad en condiciones de estrés). [21]

En las pruebas (Figura 7) con el sujeto 1 —comparando sudor por actividad física (control) frente a sudor inducido por estrés— se observó una disminución de

la corriente en condiciones de estrés, en lugar del incremento esperado. Esta conducta sugiere la presencia de artefactos o interferencias experimentales; una causa probable es el contacto directo de las pistas de plata con el ITO, que puede saturar el sensor y comprometer las mediciones. Al comparar ambos sujetos se aprecia que el sujeto 1 presenta una diferencia marcada en la corriente entre control y estrés, mientras que el sujeto 2 muestra poca o nula variación. Complementando con los datos de frecuencia cardíaca, el sujeto 1 presentó un aumento sostenido de la FC durante la inducción de estrés, y el sujeto 2 permaneció estable.

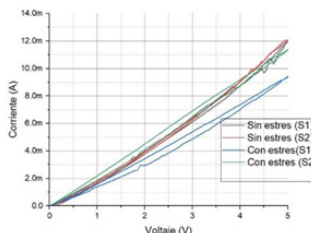


Figura 7. Medición del sudor de los sujetos 1 y 2 antes de someterse a estrés y después de estar bajo estrés con el dispositivo 2. Fuente: propia.

Al comparar ambos sujetos se aprecia que el sujeto 1 presenta una diferencia marcada en la corriente entre control y estrés, mientras que el sujeto 2 muestra poca o nula variación. Complementando

con los datos de frecuencia cardiaca, el sujeto 1 presentó un aumento sostenido de la FC durante la inducción de estrés, y el sujeto 2 permaneció estable.

Causas plausibles de la disminución de corriente detectada bajo estrés

- Exceso de Cl^- , el cual puede reaccionar con la Ag y bloquear el electrodo. [12]
- Algunas proteínas o péptidos que se hayan adsorbido en el sensor, reduciendo el paso de la carga.
- Acumulación de metabolitos como el ac. Úrico o láctico, que podrían estar saturando o bloqueando la superficie activa del sensor. [13]

Las catecolaminas, pues se oxidan y tienden a ensuciar los electrodos lo que da una menor corriente eléctrica.

Al correlacionar la frecuencia cardiaca con las respuestas electroquímicas registradas en la Figura 8, el sujeto 1 presentó un incremento sostenido de la FC acompañado de cambios en el dispositivo B, lo que es consistente con un estado de estrés. El sujeto 2 no mostró alteraciones apreciables en ninguno de los parámetros analizados.

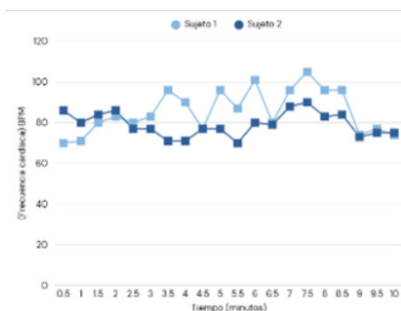


Figura 8. Resultados de la frecuencia cardíaca obtenidos antes, durante y después de la situación de estrés a la que se sometieron los sujetos 1 y 2. Fuente: propia.

Dispositivo A (PEDOT:PSS y DMSO)

En la Figura 9, que contiene respuestas a muestras de sudor con y sin estrés, se esperaba visualizar una curva de óxido reducción, pero nuevamente interfiere el corto causado por el ITO. Sin embargo, se logra ver que hay mayor corriente en el rango de voltajes negativos, lo cual indica que hay una mayor concentración de compuestos reductores. En este caso, también podría ser la reducción del agua dado que ocurre en este mismo rango. En el rango de voltajes positivos se nota una cierta cantidad de variabilidad, lo cual podría estar relacionado con la oxidación de las catecolaminas presentes en la muestra de sudor que se oxidan en este rango. [3]

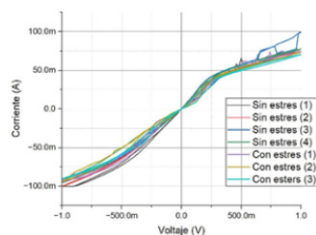


Figura 9. Mediciones del sensor a muestras de sudor obtenidas en condiciones de estrés y sin estrés. Fuente: propia.

Conclusiones

Los hallazgos iniciales indican una distinción entre los analitos con niveles elevados de catecolaminas y los grupos de comparación. Esta diferencia fue deducida a partir de la combinación de los datos recogidos de los dos tipos de sensores. Para validar estos resultados, se podrían utilizar enfoques que permitan establecer una conexión mediante una variable compartida, como el tiempo, para verificar

si los picos más altos se logran en situaciones similares. Además, es aconsejable llevar a cabo mediciones utilizando analitos puros (epinefrina, norepinefrina y dopamina) en un entorno controlado. Esto ayudará a definir los rangos de detección de los sensores diseñados, fundamentándose en sus propiedades estructurales y funcionales específicas.

Declaración de privacidad

Los datos de este artículo, así como los detalles técnicos para la realización del experimento, se pueden compartir a solicitud directa con el autor de correspondencia. RD-ICUAP-BUAP Los datos personales facilitados por los autores a rd-icup se usarán exclusivamente para los fines declarados por la misma, no estando disponibles para ningún otro propósito ni proporcionados a terceros.

Conflicto de interés

Los autores de este manuscrito declaran no tener ningún tipo de conflicto de interés.

Agradecimientos

A los docentes y asesores por el apoyo brindado durante la formación académica, unidades académicas, secretarías, empresas.

Anxiety disorders are a common mental health problem that affects millions of people around the world, including Mexico. According to the WHO, in 2019, 301 million people suffered from anxiety disorders. It is currently estimated that about 4% of the world's population suffers from some anxiety disorder. People with anxiety disorders experience intense and excessive fear and worry, accompanied by physical, behavioral and cognitive symptoms [1].

Approximately only 27.6% of people who need treatment for mental disorders receive it. Obstacles include lack of awareness of the treatability of these problems, insufficient investment in mental health services, shortage of trained health personnel and social stigma [1].

Heart rate and electrodermal response are physiological parameters related to stress and anxiety. Heart rate is a common indicator of stress and anxiety, as it increases in response to stressful stimuli.

Catecholamines (dopamine, adrenaline, and noradrenaline) are a group of hormones, they prepare the body for the stress response, raising the cardiac frequency, arterial pressure and inducing an alert state. They are present in human sweat and can be measured to track changes in its concentration, providing us with

key information strictly related to stress response. For this reason, catecholamines are considered a potent stress biomarker, this opens the door to creating a sensor capable of measuring changes in the concentration of these molecules [2].

To measure these molecules, we can use electrochemical detection. This technique tracks the change in electrical signals to detect active compounds. More specifically, it measures the electric current produced by the oxidation or reduction of an analyte on the surface of an electrode [3]. This is ideal for targeting catecholamines. The oxidation potential for noradrenaline and adrenaline is between +0.6 V and +0.8 V. Applying a voltage in this specific range, the sensor can selectively oxidize the molecules, minimizing the interference with other substances in sweat. In this process, a chemical species lost an electron (oxidation) and generated a measurable electrical signal directly related to the analyte's concentration [4].

However, sensor sensitivity is a critical factor, because catecholamines may be present in very low concentrations in sweat, a sensor must have a high signal-to-noise ratio. This allows it to accurately measure even slight changes in catecholamine levels, making it an essential feature for an effective and accurate stress monitoring tool [2].

Development

Structural Composition of the Devices Designed for Sweat Monitoring

Two experimental prototypes were designed (Figure 1). Device A consists of a polyethylene terephthalate substrate coated with indium tin oxide (PET-ITO), onto which three silver ink electrodes were integrated, configured as counter electrode, working electrode, and reference electrode. The sensing layers consist of PEDOT:PSS doped with dimethyl sulfoxide (DMSO), deposited on the working electrode, and a silver nitrate-sodium chloride (AgNO_3 -NaCl) system applied to the reference electrode.

Device B exhibits a structural configuration similar to that of Device A; however, it incorporates zinc oxide (ZnO) nanoparticles immobilized within a mesoporous silica matrix, both synthesized at the Laboratory of Technological Applications of Semiconductors. This composite was deposited onto the working electrode.

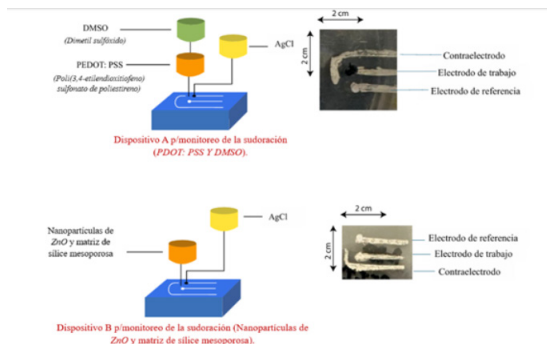


Figure 1. Structural composition and molecular interactions between components. Source: own image.

PEDOT: PSS

Poly(3,4-ethylenedioxythiophene):polystyrene sulfonate is a material extensively studied for its semiconducting properties due to its broad range of electrical conductivity. This value depends on synthesis conditions, additive processing, or post-treatment procedures [5]. Both post-treatment and the incorporation of various additives have been employed as effective and straightforward strategies to enhance its performance in diverse applications [6].

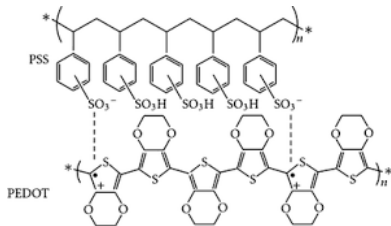


Figure 2. Chemical structure of PEDOT: PSS. Source: <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2020.109726>.

The sulfonate group of PSS (SO_3^-) stabilizes the positive charge of the polarons present along the PEDOT chain (Figure 3a) [8]. The movement of these polarons along the conjugated backbone imparts semiconducting properties to PEDOT. However, this capability also depends on the proportion of PSS content. As the PSS content increases, electrical conductivity decreases [9] due to its insulating behavior.

To enhance the conductivity of PEDOT:PSS, this study employed dimethyl sulfoxide (DMSO) as a co-solvent at low concentrations. The high dielectric constant of DMSO reduces the electrostatic forces that bind the PEDOT and PSS chains. By weakening this interaction, PSS is partially removed and undergoes structural reorganization, allowing PEDOT chains to couple more efficiently and facilitating improved charge transport through the formation of more continuous structural networks (Figure 3b) [10].

Mahato et al. (2020) determined that a DMSO concentration close to 5% is optimal, as it induces a conformational change from a spheroidal to an ellipsoidal morphology in PEDOT:PSS domains (Figure 4b), which is proposed to be the most favorable structure for enhancing electrical conductivity.

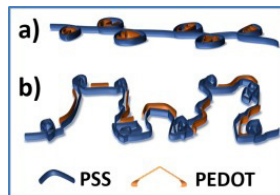


Figure 4. Schematic morphological models of PEDOT:PSS (doped with 2.5, 5 and 7.5% DMSO) Source: <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2019.143967>

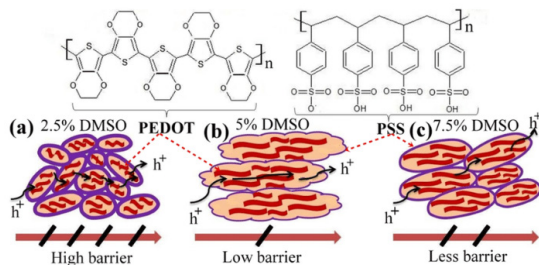


Figure 3. Schematic representation of the interaction between PEDOT, PSS and DMSO. Source: https://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S0014305720302433-gr5_lrg.jpg

Mesoporous Silica Matrix and ZnO Nanoparticles

To improve the performance of the interface between the electrode and the analyte, a composite material based on zinc oxide (ZnO) nanoparticles dispersed over a mesoporous silica matrix was selected. It is well known that ZnO nanoparticles tend to spontaneously aggregate in solution, a characteristic that limits the interactions the composite can establish

with the analyte by reducing its effective surface area. This phenomenon poses a challenge when attempting to develop a high-sensitivity sensor, as proposed in this study. Therefore, dispersion throughout the mesoporous silica matrix was essential to enable better interaction between the composite and the analyte.

Heart Rate Device

An infrared sensor operates by emitting and detecting a beam of light near the infrared spectrum; variations in the received intensity, caused by blood flow at the wrist, allow pulse detection. For data acquisition, an Arduino UNO board was programmed to display readings on an LCD screen and to store data on an SD card in two .csv files: one with processed values (BPM) and another with the raw analog readings.

BPM is calculated from the time elapsed between peaks detected in the analog signal (inter-beat interval detection). The code is organized into `setup()` and `loop()` functions, includes routines to check/create .csv files, and prevents overwriting when starting new sessions—facilitating subsequent analysis and data traceability.

Advantages	Disadvantages
Data storage and interface: • Uses an SD card to save both processed (BPM) and raw (analog) data, enabling post-processing and backup. • The LCD provides immediate local feedback without relying on a serial monitor.	Hardware: contact issues (false positives) • Poor or intermittent contacts among the infrared sensor, LCD and Arduino can produce irregular BPM spikes, compromising reading reliability. • Readings may be affected by electrical interference • Frequent writes can saturate the SD card if sampling duration is not limited.
Code modularity, real-time detection and logging • Code structured in setup() and loop(), allowing targeted modifications and improvements. • Calculates BPM from the time between detected pulse peaks, providing near real-time monitoring. • Verifies and creates .csv files, preventing overwrites and ensuring data persistence.	Software: • Fixed peak detection threshold (530): A static threshold is not ideal across different users; an adaptive threshold would likely improve accuracy. • Unstable BPM readings: The system reacts to small changes in BPM and can produce a “flickering” display of values.

Methodology

Stage 1 – Base Preparation

1. On the PET-ITO plate, 2 squares of 2 x 2 cm were cut and placed in an ultrasonic bath 3 times in cycles of 480 seconds.

First cycle (ionized water).

Second cycle (acetone).

Third cycle (isopropyl alcohol).

2. Next, two 2 x 2 cm squares of unwashed acetate were cut out, on which the shape of the biosensor was drawn and where, respectively, silver ink was added.

3. The geometry of the plates is defined, and a KAPTON sheet is placed over the marked areas. The KAPTON trim is peeled

Stage 3 - Measurements

1. Sweat samples were collected from two individuals under physical stress and induced stress.

2. The sweat samples were diluted with distilled water to be later added to the reference and working electrode in the biosensor.

off and adhered to the PET-ITO surfaces, allowing the application of the conductive silver ink. The samples were heat-treated in an oven for 3 hours and stored in the drawer.

Stage 2 – Application of the substances.

1. The KAPTON template was carefully removed and dispersed in an ultrasonic bath with PEDOT:PSS, mesoporous silica (MCM-41), and zinc oxide nanoparticles, performing 480-second cycles. After removal, the plates were subjected to controlled heating. During this process, solutions of PEDOT:PSS, zinc oxide nanoparticles, sodium chloride, silver nitrate, and MCM-41 were deposited on the areas corresponding to the reference and working electrodes.

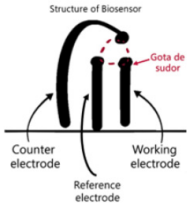


Figura 5: Diseño del biosensor que se hizo sobre el PET-ITO.

Implementation of the devices

The use of devices is used when the subject is experiencing stress or anxiety, measuring their heart rate using a sensor on the wrist. To measure conductivity, a sample of the subject's sweat is taken into the device. A sample of the subject's sweat will be taken during the situation, its conductivity will be measured on a device, and the data obtained will be analyzed and graphed for comparison with databases, thus determining whether the person is experiencing stress or anxiety.

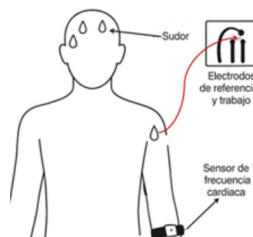


Figure 6. Schematic of device implementation.

Results

Device B (ZnO + MCM-41)

Clear redox (oxidation–reduction) curves were expected; however, for Device B only the forward and return portions of the signal are partially apparent, and it is not possible to unequivocally identify oxidation or reduction peaks. Charge current was recorded, but the response does not match the initial hypothesis (an increase in conductivity under stress conditions). [11]

In the tests (Figure 7) with subject 1 — comparing sweat from physical activity (control) to sweat induced by stress — a decrease in current was observed under stress conditions instead of the expected increase. This behavior suggests the presence of experimental artifacts or interferences; a likely cause is direct contact of the silver tracks with the ITO, which may saturate the sensor and compromise measurements.

Comparing both subjects shows that subject 1 exhibits a marked difference in current between control and stress, whereas subject 2 shows little or no variation. Complementary heart-rate data indicate that subject 1 experienced a sustained increase in HR during stress induction, while subject 2 remained stable.

Plausible causes for the observed decrease in current under stress

- Excess Cl^- , which can react with Ag and block the electrode. [12]
- Adsorption of proteins or peptides on the sensor, reducing charge transfer.
- Accumulation of metabolites such as uric or lactic acid, which may saturate or block the sensor's active surface. [13]
- Catecholamines, which oxidize and tend to foul the electrodes, resulting in lower

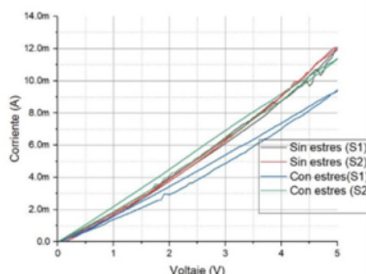


Figure 7. Measurement of sweat from subjects 1 and 2 before (control) and after stress with Device 2.

Source: own.

When correlating heart rate with the electrochemical responses recorded in Figure 8, subject 1 showed a sustained HR increase accompanied by changes in

Device B, consistent with a stress state. Subject 2 did not exhibit appreciable alterations in any of the analyzed parameters.

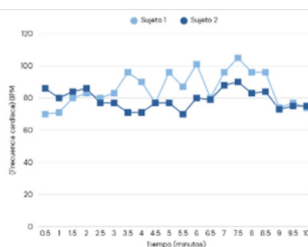


Figura 8. Resultados de la frecuencia cardíaca obtenidos antes, durante y después de la situación de estrés a la que se sometieron los sujetos 1 y 2. Fuente: propia.

Device A (PEDOT:PSS and DMSO)

In Figure 9, which contains responses to sweat samples with and without stress, a redox curve was expected, but once again the short circuit caused by the ITO interferes. Nonetheless, greater current is observed in the negative voltage range, which indicates a higher concentration of

reducing compounds. In this case, water reduction could also be responsible since it occurs in the same range. In the positive voltage range, there is some variability that could be related to oxidation of catecholamines present in the sweat samples, which oxidize in this range. [3]

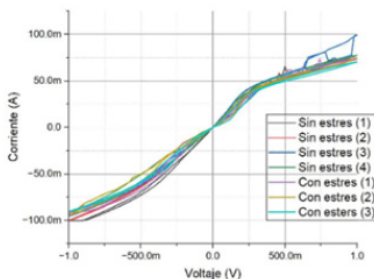


Figure 9. Sensor measurements for sweat samples obtained under stress and non-stress conditions. Source: own.

Conclusions

Initial findings indicate a distinction between analytes with elevated catecholamine levels and the comparison groups. This difference was inferred from combining the data collected from the two sensor types. To validate these results, approaches that establish a connection through a shared variable, such as time, could be used to verify whether

the highest peaks are achieved in similar situations. Furthermore, it is advisable to conduct measurements using pure analytes (epinephrine, norepinephrine, and dopamine) in a controlled environment. This will help define the detection ranges of the designed sensors, based on their specific structural and functional properties.

Privacy statement

The data in this article, as well as the technical details for conducting the experiment, can be shared upon direct request to the corresponding author. The personal data provided by the authors to RD-ICUAP will be used exclusively for the purposes stated by the latter and will not be available for any other purpose or provided to third parties.

Conflict of interest

The authors of this manuscript declare that they have no conflict of interest.

Acknowledgments

To the teachers and advisors for their support during academic training, academic units, secretaries, companies.

Referencias

- World Health Organization: WHO. (2023, 27 September). Trastornos de ansiedad. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/anxiety-disorders>
- Ferry, Y., & Leech, D. (2004). Amperometric detection of catecholamine neurotransmitters using electrocatalytic substrate recycling at a laccase electrode. *Electroanalysis*, 17(2), 113–119. <https://doi.org/10.1002/elan.200403069>
- Saputra, H. A. (2023). Electrochemical sensors: basic principles, engineering, and state of the art. *Monatshefte Für Chemie - Chemical Monthly*, 154(10), 1083–1100. <https://doi.org/10.1007/s00706-023-03113-z>
- Ma, X., Chen, M., Li, X., Purushothaman, A., & Li, F. (2012). Electrochemical detection of norepinephrine in the presence of epinephrine, uric acid and ascorbic acid using a graphene-modified electrode. *International Journal of Electrochemical Science*, 7(2), 991–1000. [https://doi.org/10.1016/s1452-3981\(23\)13389-x](https://doi.org/10.1016/s1452-3981(23)13389-x)
- Panigrahy, S., & Kandasubramanian, B. (2020). Polymeric thermoelectric PEDOT: PSS & composites: Synthesis, progress, and applications. *European Polymer Journal*, 132(109726), 109726. <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2020.109726>
- Wang, X., Meng, F., Wang, T., Li, C., Tang, H., Gao, Z., Li, S., Jiang, F., & Xu, J. (2018). High performance of PEDOT:PSS/SiC-NWs hybrid thermoelectric thin film for energy harvesting. *Journal of alloys and compounds*, 734, 121–129. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2017.11.013>
- Liu, S., Deng, H., Zhao, Y., Ren, S., & Fu, Q. (2015). The optimization of thermoelectric properties in a PEDOT:PSS thin film through post-treatment. *RSC advances*, 5(3), 1910–1917. <https://doi.org/10.1039/c4ra09147g>
- Bredas, J. L., & Street, G. B. (1985). Polarons, bipolarons, and solitons in conducting polymers. *Accounts of Chemical Research*, 18(10), 309–315. <https://doi.org/10.1021/ar00118a005>

- Mahato, S., Puigdollers, J., Voz, C., Mukhopadhyay, M., Mukherjee, M., & Hazra, S. (2020). About 5% DMSO is best: A structural investigation of PEDOT: PSS thin films with a strong emphasis on surface and interface for the hybrid solar cell. *Applied Surface Sciences*, 499(143967), 143967. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2019.143967>
- Mahato, S., Puigdollers, J., Voz, C., Mukhopadhyay, M., Mukherjee, M., & Hazra, S. (2020). Cerca del 5% de DMSO es lo mejor: Una investigación estructural de PEDOT: películas delgadas PSS con un fuerte énfasis en la superficie y la interfaz para la célula solar híbrida. *Ciencia Aplicada de la Superficie*, 499, 143967.
- Khan Academy. (s.f.). Números de oxidación. Khan Academy. <https://es.khanacademy.org/science/ap-chemistry/chemical-reactions-ap/types-of-chemical-reactions-ap/a/oxidation-number>
- UNAM Global. (2021, 30 de abril). Todo lo que necesitas saber sobre el sudor. https://unamglobal.unam.mx/global_revista/todo-lo-que-necesitas-saber-sobre-el-sudor/
- Li, Z., Wang, Y., Fan, Z., Sun, Y., Sun, Y., Yang, Y., ... Zhu, Z. (2023). A dual function wearable electrochemical sensor for uric acid and glucose sensing in sweat. *Biosensors*, 13(1), 105. <https://doi.org/10.3390/bios13010105>