

# Sistema de monitoreo continuo de temperatura corporal basado en una pulsera polimérica flexible, conductora y biocompatible.

G. Rodríguez-Roldán, E. Suaste-Gómez

Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica

Centro de Investigación y de Estudios Avanzados, CINVESTAV-IPN

Av. Instituto Politécnico Nacional 2508, Gustavo A. Madero, San Pedro Zacatenco, 07360 Ciudad de México, D.F.

**Resumen**— La temperatura corporal es un signo vital que es importante medir con precisión. Un cuerpo sano mantiene su temperatura en un rango utilizando los mecanismos de termorregulación. Un número de enfermedades están acompañadas de cambios característicos en la temperatura. Así mismo, el curso de ciertas enfermedades se monitoriza mediante la medición de dicho parámetro. En este trabajo se presentan las etapas de fabricación y caracterización de una pulsera polimérica inteligente así como el diseño de un sistema de monitoreo continuo de la temperatura corporal desarrollado en LabView, el cual, es capaz de almacenar la información en una base de datos así como de activar una alarma en caso de que la temperatura supere los 38 °C, así, el personal médico ya no tendrá que medir manualmente la temperatura de los pacientes, además, se podrá hacer un análisis de los datos de almacenados. De este modo, se pretende una mejora en la calidad del servicio y los cuidados hospitalarios.

**Palabras clave**—materiales flexibles, monitoreo, pulsera, sensor, temperatura

## I. INTRODUCCIÓN

La temperatura corporal es un parámetro fundamental que es importante medir con precisión. Un cuerpo sano mantiene su temperatura en un rango estrecho utilizando los mecanismos de termorregulación [1]. La temperatura media corporal normal se encuentra entre 36.1 °C y 37.2 °C [2]. La temperatura del cuerpo varía en función de diferentes factores como la edad, la actividad física y la hora del día [3]. Debido a que algunas enfermedades están acompañadas de cambios característicos en la temperatura del cuerpo, este parámetro es medido frecuentemente en los hospitales. Las enfermeras toman manualmente la temperatura del paciente desde una vez cada 15 minutos hasta una vez al día, sin embargo, esta tarea implica tiempo así como personal médico [4].

Hoy en día, hay equipos como cámaras termográficas que detectan los cambios en la temperatura corporal sin intervención humana, sin embargo, la adquisición de este tipo de dispositivos es costosa [5].

En la actualidad, los nuevos desarrollos en el campo de los materiales, han permitido la creación de dispositivos portátiles que modifican la forma en que el usuario obtiene información acerca de sí mismo, como la temperatura, la presión arterial y pulso. [6].

Recientemente, los polímeros conductores han llamado la atención en el área de materiales avanzados. Entre los polímeros conductores se encuentra el polipirrol, el cual, es

un material con aplicaciones comerciales debido a su estabilidad, facilidad de síntesis y alta conductividad. Algunas aplicaciones del polipirrol son: biosensores [7], sensores de gas [8], microactuadores [9], membranas funcionales, etc. [10].

Debido a esto, en este trabajo se presenta un sensor de temperatura corporal de bajo costo, basado en un polímero compuesto de polipirrol (PPy) y ácido poliláctico (PLA) en forma de pulsera para el monitoreo continuo de temperatura dentro de hospitales y centros de salud, el cual, incluye las etapas de fabricación y caracterización del sensor y el diseño de un sistema de monitoreo continuo de temperatura desarrollado en LabView.

## II. METODOLOGÍA

1) *Fabricación*: Se disolvió ácido poliláctico flexible (PLA) en N, N- dimetilformamida (DMF) a 60 °C. La concentración de la solución fue de 33% en peso. La solución se mezcló en un vórtex durante 5 minutos y se sonicó durante 10 minutos más. Posteriormente, se agregaron 0.15 gramos de PPy a la solución, la cual, se agitó a 60 °C hasta que el PPy se dispersó completamente. El compuesto final se depositó sobre un sustrato de vidrio. El solvente (DMF) fue evaporado lentamente a temperatura ambiente durante 2 días. Una vez seca la muestra, se recortó un rectángulo de 18 cm de largo por 1 cm de ancho. Se le colocó cinta de velcro en cada uno de los extremos. Finalmente, se colocaron dos electrodos de cinta de cobre con una distancia de separación de 1 cm como se observa en la Fig. 1, los cuales se recubrieron posteriormente con cinta de aislar.



Fig 1. Colocación de los electrodos sobre la pulsera

2) *Caracterización*: La caracterización del sensor de temperatura se realizó utilizando un horno eléctrico desde 25 °C a 40°C. Se observaron cambios en la resistencia eléctrica de este compuesto de acuerdo con las variaciones de temperatura. La caracterización fue realizada por

aplicado. Las pruebas fueron validadas en la piel humana utilizando un termómetro infrarrojo TM-969 de Lutron. Además, con el fin de obtener información topográfica, morfológica y de composición, la membrana de PPy/PLA se evaluó por microscopía electrónica de barrido (SEM).

3) *Interfaz en LabView*: El sistema para el monitoreo continuo de la temperatura corporal fue desarrollado en LabView. La Fig. 2 muestra el código desarrollado en dicho programa.

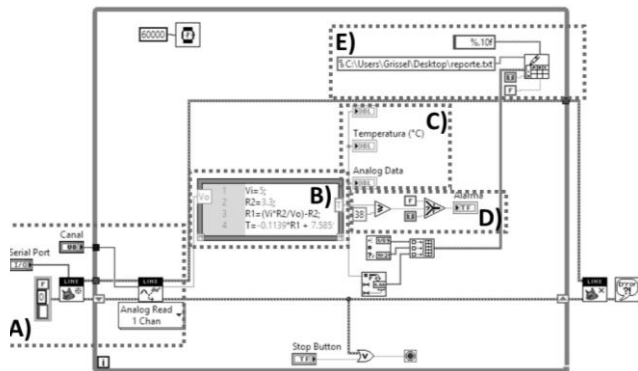


Fig 2. VI del sistema de monitoreo de temperatura. A) Adquisición de señal; B) Conversión de voltaje a valor de temperatura; C) Despliegue de temperatura; D) Umbral de temperatura y alarma; E) Generación de reporte

La primera parte muestra la adquisición de datos. La señal analógica fue adquirida y convertida a digital a través de una tarjeta Arduino Uno. El circuito mostrado en la Fig. 3 se utilizó para obtener un valor de tensión como función de la resistencia de la pulsera. Para R2 se seleccionó un valor intermedio del rango de trabajo de la pulsera, que está entre 1k y 5K.

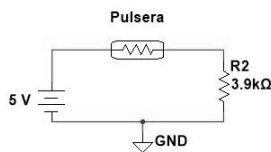


Fig 3. Circuito divisor de voltaje

En la continuación, se utiliza un nodo de MathScript para calcular la resistencia de la pulsera en función del voltaje. A ecuación que rige este comportamiento se observa en (1).

$$T = -0.1139R + 7.5855 \quad (1)$$

El diagrama a bloques de lo descrito anteriormente se muestra en la Fig. 4.

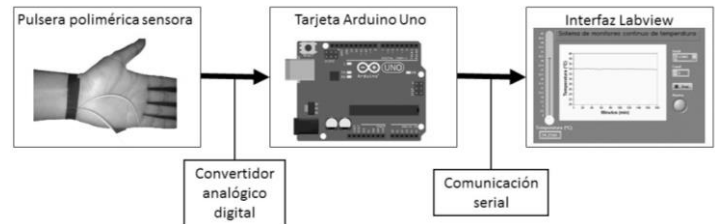


Fig 4. Diagrama a bloques del sistema de monitoreo continuo de temperatura.

### III. RESULTADOS

#### A. Fabricación

La Fig. 5 muestra la pulsera hecha de PPy y PLA, en la que se observa que el material es flexible y adaptable a cualquier superficie, en este caso, la piel.



Fig 5. Pulsera de PPy/PLA

#### B. Caracterización

La Fig. 6 muestra la respuesta de la pulsera de PLA/PPy como sensor de temperatura. Para la caracterización, se realizaron tres series de mediciones, todas bajo las mismas condiciones, se obtuvieron 31 datos para cada serie y se obtuvo un promedio de las tres para obtener la ecuación de la recta, la cual se observa en (1).

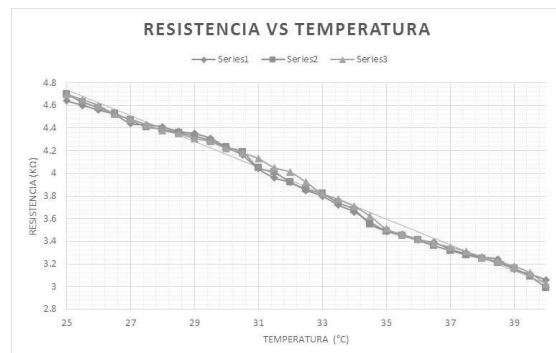


Fig 6. Gráfica de Resistencia vs Temperatura

La membrana de PPy / PLA fue evaluada por microscopía electrónica de barrido (SEM). En la Fig. 7 se observan dos imágenes con magnificación 1000 × y 5000 ×. Las flechas indican las zonas homogéneas de la membrana.

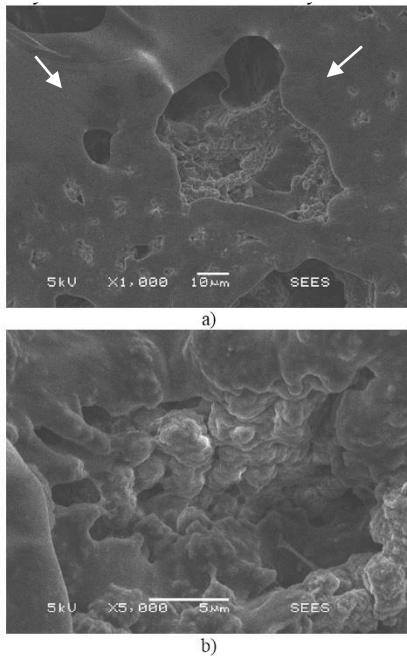


Fig. 7. Micrografía SEM del material compuesto por PPy / PLA. a) Aumento 1000x; b) Aumento 5000x

### B. Interfaz en LabView

La Fig. 8 muestra la interfaz de usuario del sistema de monitoreo de temperatura desarrollada en LabView.

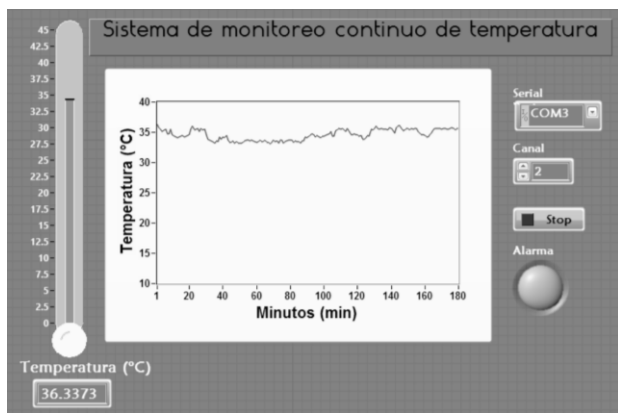


Fig. 8. Interfaz del sistema en LabView

Un termómetro virtual muestra la temperatura del cuerpo, mientras que la gráfica muestra la variación a lo largo del tiempo. En este caso, la tasa de muestreo fue de una muestra por minuto y el paciente estuvo conectado a este sistema de monitoreo continuo durante tres horas.

El tiempo de monitoreo así como la tasa de muestreo son parámetros establecidos por el médico de acuerdo a las necesidades del paciente. Por otra parte, una base de datos que contiene información sobre la hora, fecha y temperatura

se almacenó en un bloc de notas. La Fig. 9 muestra la base de datos correspondiente a la Fig. 8. Finalmente, la Fig. 10 muestra el sistema de monitoreo continuo de la temperatura completo.

Archivo	Edición	Formato	Ver	Ayuda
19/08/2016	09:18 p. m			36.266794
19/08/2016	09:19 p. m			35.814619
19/08/2016	09:20 p. m			35.515498
19/08/2016	09:21 p. m			35.070268
19/08/2016	09:22 p. m			35.366630
19/08/2016	09:23 p. m			35.515498
19/08/2016	09:24 p. m			34.775724
19/08/2016	09:25 p. m			34.775724
19/08/2016	09:26 p. m			35.515498
19/08/2016	09:27 p. m			34.629129
19/08/2016	09:28 p. m			34.337281
19/08/2016	09:29 p. m			34.192024
19/08/2016	09:30 p. m			34.047210
19/08/2016	09:31 p. m			34.192024
19/08/2016	09:32 p. m			34.337281
19/08/2016	09:33 p. m			34.482982
19/08/2016	09:34 p. m			34.192024
19/08/2016	09:35 p. m			34.337281
19/08/2016	09:36 p. m			34.482982
19/08/2016	09:37 p. m			34.629129
19/08/2016	09:38 p. m			35.515498
19/08/2016	09:39 p. m			35.964876
19/08/2016	09:40 p. m			35.366631

Fig. 9. Base de datos de la Figura 8.

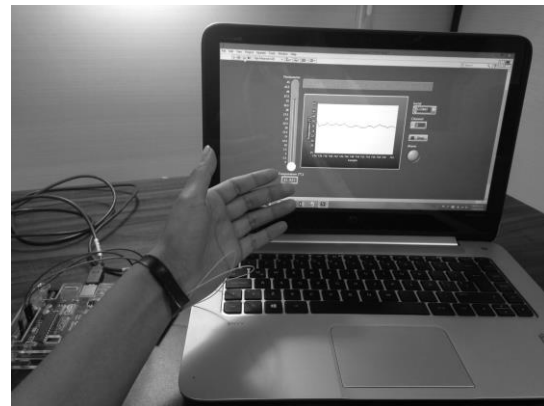


Fig. 10. Sistema de monitoreo continuo de la temperatura

#### IV. DISCUSIÓN

Este trabajo que tuvo como objetivo la creación de un sistema de monitoreo continuo de la temperatura corporal, exhibe los resultados experimentales que demuestran la potencialidad del uso de materiales poliméricos como el polipirrol y el ácido poliláctico como materiales capaces de sensar temperatura.

La respuesta de la pulsera polimérica muestra una relación inversamente proporcional entre la resistividad y la temperatura. Se observa en las gráficas que el sensor es lineal entre 25 °C y 40 °C, rango en el que se encuentra la temperatura corporal.

De acuerdo a los resultados mostrados, se concluye que el polipirrol es un polímero conductor con potenciales aplicaciones en el área biomédica en términos de sensores, ofreciendo propiedades como flexibilidad y linealidad en la respuesta. La repetitividad de los resultados permitió evaluar a este sensor de temperatura polimérico como un material confiable, además, la pulsera es lavable, cualidad que no cambia los resultados de la caracterización, lo cual la hace reutilizable.

Por otro lado, la interfaz de usuario del sistema de monitoreo programado en Labview, permitirá a los médicos y enfermeras tener un registro de la temperatura del paciente sin la necesidad de estar tomándola manualmente para de esta manera supervisar su evolución. El sistema permite también visualizar una alarma que se activa 100 ms después de que la temperatura ha superado los 38 °C, sin embargo, se requieren más experimentos para su mejora, colocando un zumbador al área de enfermeras.

#### V. CONCLUSIONES

En este trabajo, se presentó un sistema de monitoreo continuo de la temperatura corporal basado en LabView, utilizando como sensor una pulsera compuesta por una mezcla de polipirrol y ácido poliláctico. Los resultados mostraron que esta pulsera inteligente se adapta fácilmente a la piel debido a su flexibilidad y resistencia. Además, se presentó una relación matemática entre la temperatura y la resistencia del sensor. La curva de temperatura-resistencia demostró una tendencia lineal dentro del rango de 25 °C a 40 °C.

El sistema se programó de manera satisfactoria en LabView para supervisar continuamente la temperatura corporal, así mismo, demostró su capacidad para almacenar dicha información en una base de datos para su análisis médico. De este modo, las enfermeras o el personal médico ya no tendrán que tomar manualmente la temperatura del paciente, lo que permitirá reducir su carga de trabajo o enfocarse a otras tareas de mayor prioridad, y así, contribuir a la mejora de la calidad de la atención médica en los

hospitales.

#### RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el financiamiento al presente trabajo a través del proyecto 151894.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Guyton, A. C. (1977). *Basic human physiology: Normal function and mechanisms of disease*. Saunders, Philadelphia
- [2] Benzinger, T. H (1969) *Heat Regulation: homeostasis of central temperature in man.*, *Physiol. Rev*, Maryland
- [3] Tooley, M (2009) *Design Engineering Manual*. Butterworth-Heinemann, England
- [4] Smith, J; Johnson, J (2009). *Nurses' Guide to Clinical Procedures*. Lippincott, Philadelphia
- [5] Jiang, L.J; Ng, E.Y.K; Yeo, A.C.B; Wu, S; Pan, F; Yau, W.Y; Chen, J.H; Yang, Y. (2005) *A perspective on medical infrared imaging*. *J. Med. Eng. Tech.*
- [6] Stoppa, M.; Chiolerio, A. *Wearable Electronics and Smart Textiles: A Critical Review* (2014) *Sensors* 11957-11992 DOI 10.3390/s140711957
- [7] J.C. Vidal, E. Garcia, J.R. Castillo, *Anal. Chim. Acta* 385 Sarac, J. *Polym. Sci. Part A: Polym. Chem.* 37 (1999) 1115. (1-3) (1999) 213. [34] A. Bhattacharya, A. De, J.M.S. — *Rev. Macromol. Chem.*
- [8] D. Kincal, A. Kamer, A.D. Child, J.R. Reynold, *Synth. Met.* 251. (1998) 53.
- [9] E. Smela, *J. Micromech. Microeng.* 9 (1) (1999) 1.
- [10] T.A. Skotheim (Ed.), *Handbook of Conducting Polymers*, [44] Y.Q. Shen, M.X.Wan, *J. Appl. Polym. Sci.* 68 (1998) 1277. Vols. I and II, Marcel Dekker, New York, 1986.