

DISEÑO Y EVALUACIÓN DE SENSORES PARA SU IMPLEMENTACIÓN EN EL DESARROLLO DE UNA LENGUA ELECTRÓNICA

J. L. González-Vidal^{1,*}, F. Morales-Jiménez¹, N. Andrade-López², C. A. Galán-Vidal²

¹Área Académica de Computación y Electrónica, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo. Carretera Pachuca-Tulancingo Km 4.5, Col. Carboneras, C. P. 42184, Mineral de la Reforma, Hidalgo, México.

²Área Académica de Química, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo. Carretera Pachuca-Tulancingo Km 4.5, Col. Carboneras, C. P. 42184, Mineral de la Reforma, Hidalgo

**Autor de correspondencia: jlvidal@uaeh.edu.mx*

RESUMEN

En este trabajo se describe el diseño, elaboración y evaluación de sensores de conductividad electrolítica, utilizando diferentes concentraciones molares del compuesto cloro{di-(2-piridil)fenil-2-sulfanilmetanimina}paladio(II) $[Pd(C_6H_4NCS)(C_5H_4N)_2Cl]$, en solución de dimetilsulfóxido (DMSO). Para la evaluación de la efectividad de los electrodos se utilizaron circuitos de amplificación (opamp) y transistores de tecnología CMOS (NMOS). La validación de estas mediciones se utilizará en el desarrollo de biosensores y su posible aplicación en la construcción de una lengua electrónica, para la detección de glucosa sanguínea.

Palabras Clave: Biosensores, CMOS, Opamp, Conductividad Eléctrica, Lengua Electrónica.

1. INTRODUCCIÓN

El estudio y desarrollo de lenguas electrónicas ha sido de notable interés en los últimos años debido a la utilidad de este tipo de dispositivos, los cuales tratan de reproducir el comportamiento de la lengua biológica. Son considerados instrumentos analíticos que simulan artificialmente la sensación del gusto, a través de sensores químicos para caracterizar muestras líquidas complejas. Sus sensores químicos no específicos son de alta estabilidad, de baja selectividad y de sensibilidad cruzada a diferentes especies en solución, porque a través de una calibración multivariante realizan el procesamiento de datos. Entre las principales ventajas de las lenguas electrónicas es que pueden interactuar con sustancias nocivas a una lengua biológica, así como su alta viabilidad en el reemplazo de sus electrodos o componentes físicos originados entre otras causas, por fatiga debido a su saturación [1-7]. Para su funcionamiento utilizan electrodos que, en contacto con el medio a analizar, transmiten o reciben una corriente eléctrica. Los electrodos son los componentes más importantes en los sistemas de sensado de los equipos modernos, incluyendo las lenguas electrónicas, así que sus características y tipo son una función del medio y de la variable a medir [8-11]. Para una lengua electrónica, los biosensores o quimiosensores son los más utilizados. Si el elemento de reconocimiento o receptor R es un reactivo sintético el sensor químico se denomina quimiosensor, mientras que, si se trata de un reactivo de naturaleza biológica, recibe el nombre de biosensor [7-9, 12-15]. El uso de biosensores ha aumentado notablemente a partir del producido comercialmente en 1975 para la detección de glucosa. Los biosensores ahora están disponibles para una gran variedad de aplicaciones, incluyendo medición de colesterol, monitoreo de fertilidad, estado de ovulación, infección bacteriana o exposición, alergias, entre otras [1-3].

Un sensor químico está constituido por un receptor y un transductor [2-4]. El receptor es un elemento de reconocimiento molecular o iónico que interactúa selectivamente con el analito, mientras que el que traduce la interacción detectada en una señal procesable recibe el nombre de transductor. Ambos elementos se encuentran conectados, de tal forma que la señal primaria generada en la reacción de reconocimiento será convertida por el transductor en una señal secundaria del dominio eléctrico. En la Figura 1 se observa que el analito presente en la muestra interactúa con el elemento de reconocimiento R generando una señal primaria, que posteriormente es convertida en una señal eléctrica mediante el transductor T , la cual está lista para su procesamiento (señal secundaria).

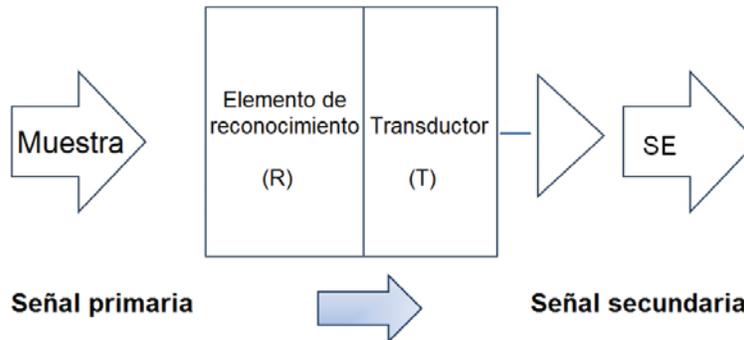


Figura 1. Diagrama de operación de un sensor químico.

Los sensores de estado sólido como los Transistores de Efecto de Campo Sensibles a Iones (ISFET, por sus siglas en inglés), Figura 2, han sido ampliamente utilizados para determinar especies químicas, estos transistores son una variante de los Transistores de Efecto de Campo de Metal Óxido Semiconductor (MOSFET) convencionales, porque carecen de compuerta y son usados para medir concentraciones de iones en una solución. En los sensores de tipo ISFET, el electrolito está en contacto directo con la compuerta del FET, y éste determina el voltaje de compuerta V_G , que a su vez controla la corriente de la fuente al drenador I_{DS} a través del transistor. Los cambios en la I_{DS} ocurren conforme la concentración de iones en la muestra varía. Las principales ventajas de los ISFET son su tamaño pequeño, bajo costo, alta estabilidad y su capacidad de trabajo en un amplio intervalo de temperatura [2, 4-6].

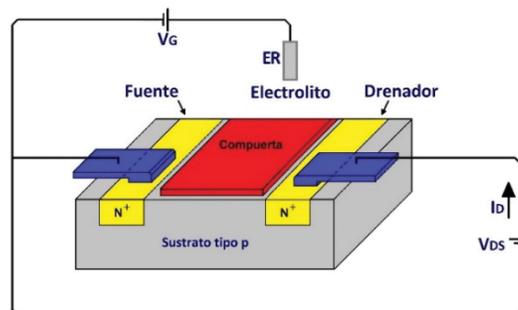


Figura 2. Diagrama de un ISFET.

En la Figura 3 se muestran los diagramas de transistores tipo a) MOSFET convencional, b) ISFET y en c), el diagrama esquemático eléctrico de ambos transistores, que contiene una fuente de voltaje V_{GS} conectada a las terminales compuerta G y fuente S , una segunda fuente

de voltaje V_{ds} conectada a las terminales fuente S y a la resistencia de carga R_L y el drenador D que está conectado a la resistencia R_L . En la estructura del transistor ISFET; Figura 3 [5]; el material selectivo a los iones no colabora en la conducción eléctrica, pero la variación del potencial se detecta en la interface aislante-solución, definida termodinámicamente considerando la superficie de una capa no hidratada y de una capa aislante ideal selectiva a iones (electrodo selectivo de iones) [3].

Con base en lo anterior, en el presente trabajo de investigación se describe el diseño, fabricación y evaluación de tres tipos de electrodos con dimensiones diferentes a través de la medición de la conductividad electrolítica, utilizando concentraciones molares de cloro{di-(2-piridil)fenil-2-sulfanilmetanimina}paladio(II) $[Pd(C_6H_4NCS)(C_5H_4N)_2Cl]$, en solución de dimetilsulfóxido (DMSO), Figura 1.

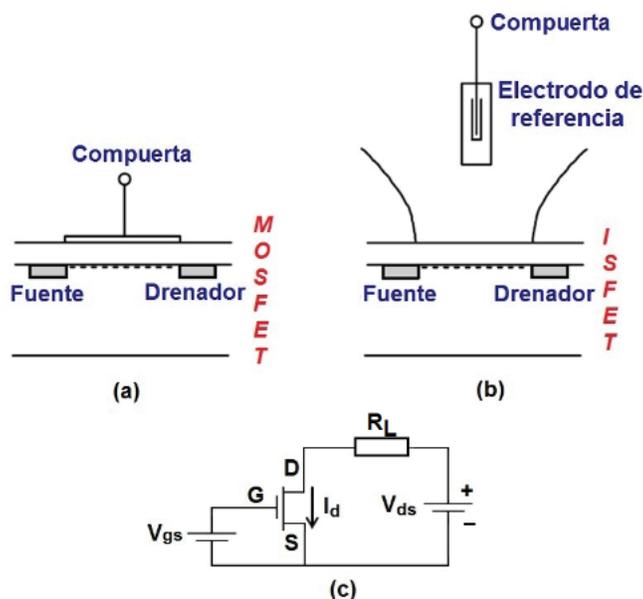


Figura 3. (a) Diagrama esquemático de un MOSFET. (b) Diagrama esquemático de un ISFET. (c) Diagrama esquemático eléctrico de ambos, ISFET y MOSFET.

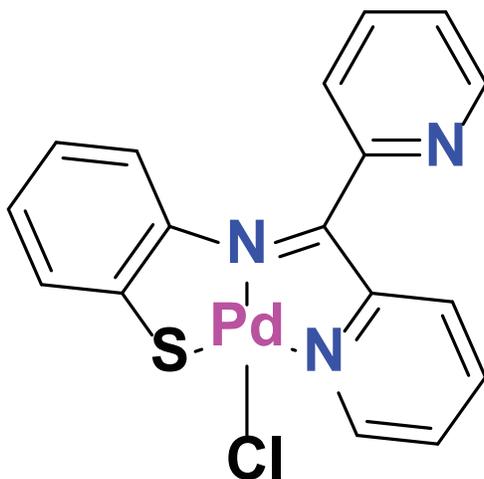


Figura 4. Estructura del compuesto cloro{di-(2-piridil)fenil-2-sulfanilmetanimina}paladio(II).

2. PARTE EXPERIMENTAL

En la Figura 2a se muestran los electrodos diseñados, mientras que los utilizados (Figura 2b) constan cada uno de tres láminas de cobre cuyo grosor fue 3 mm con una separación entre láminas de 0.6 mm para el primero; 4.5 mm de grosor y 0.6 mm de separación entre láminas para el segundo y, para el tercero de 3.5 mm con separación entre las láminas internas de 0.5 mm. La longitud de las láminas de cobre fue de 7.1 cm, en todos los electrodos. Los dos primeros, se construyeron con una configuración tipo barra, pero con amplitud diferente por lo que son denominados del tipo 1 (barra delgada) y del tipo 2 (barra gruesa). El tercero se fabricó con una configuración tipo ancla (electrodo tipo 3), Figura 2b.

El circuito construido se muestra en el Figura 6. En este circuito, V_1 es el voltaje que se aplica a la solución. R_1 representa la resistencia de la solución entre los electrodos de V_1 y la compuerta de Q_1 (MOSFET, canal n 2N6659). R_2 es la resistencia de la solución entre los electrodos del drenador y la compuerta de Q_1 . Por último, R_3 representa la resistencia de la solución entre los electrodos de V_1 y el drenador de Q_1 . La polarización de la compuerta del transistor producirá su saturación; a su vez, la corriente proporcionada en la fuente de voltaje V_1 producirá una señal que llegará a la entrada del amplificador de instrumentación INA114A. El voltaje de salida del amplificador estará en función de la conductividad de la solución representada en modo de voltaje. El amplificador está alimentado por una V_{CC} de 15V.

En la Figura 7, se representa el circuito de medición con el electrodo inmerso en la solución, en donde se muestra que cada una de las barras está conectada a la fuente de voltaje V_1 , a la compuerta y al drenador de Q_1 , respectivamente.

Para las mediciones de conductividad electrolítica, se utilizó un multímetro Keithley 2000 de 6½ dígitos y se aplicaron barridos de voltaje de 0 a 10 V, con incrementos de 1 V. En estas mediciones se analizaron soluciones molares de concentración 4.0×10^{-7} M, 1.3×10^{-8} M, 1.2×10^{-5} M, 3.7×10^{-8} M y 4.3×10^{-10} M de $[\text{Pd}(\text{C}_6\text{H}_4\text{NCS})(\text{C}_5\text{H}_4\text{N})_2\text{Cl}]$ en DMSO. La señal del disolvente DMSO detectada por los electrodos fue considerada en cada medición.

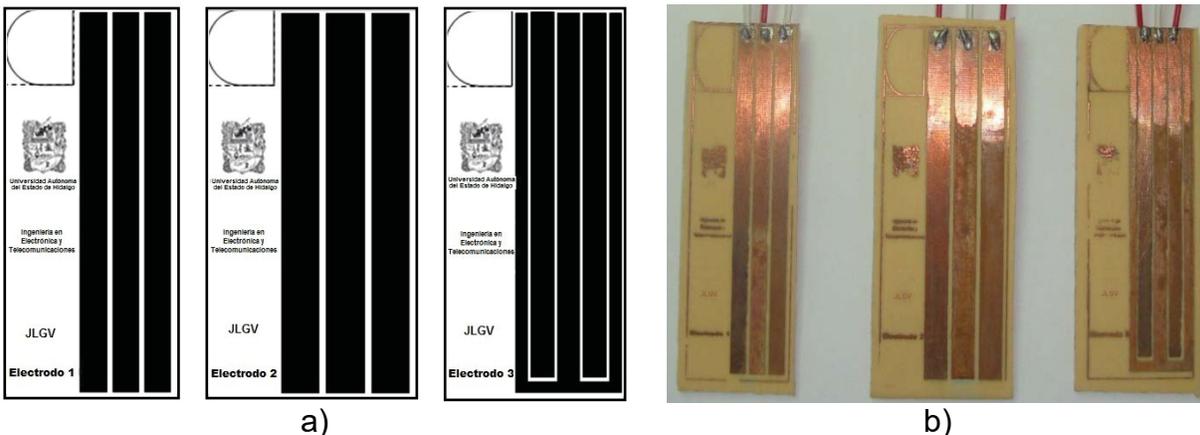


Figura 5. Electrodo: a) Diseñados y b) Fotografía de los electrodos reales.

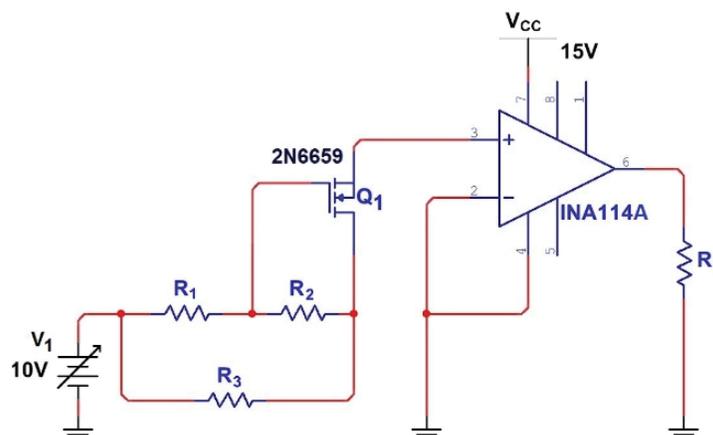


Figura 6. Diagrama de circuito de medición utilizando un NMOS y un opamp de instrumentación.

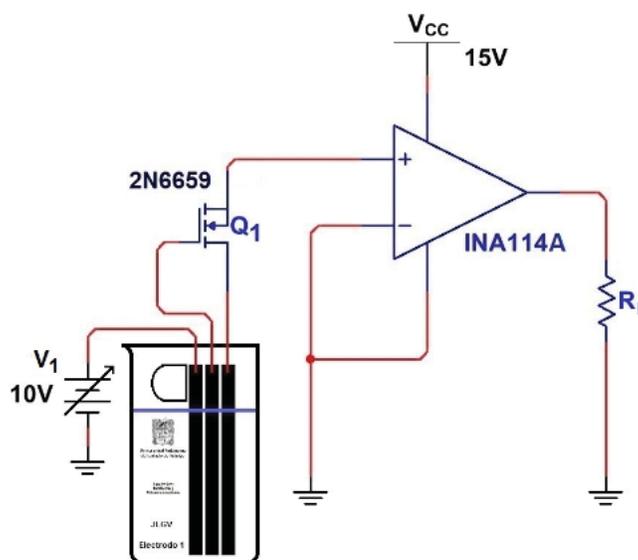
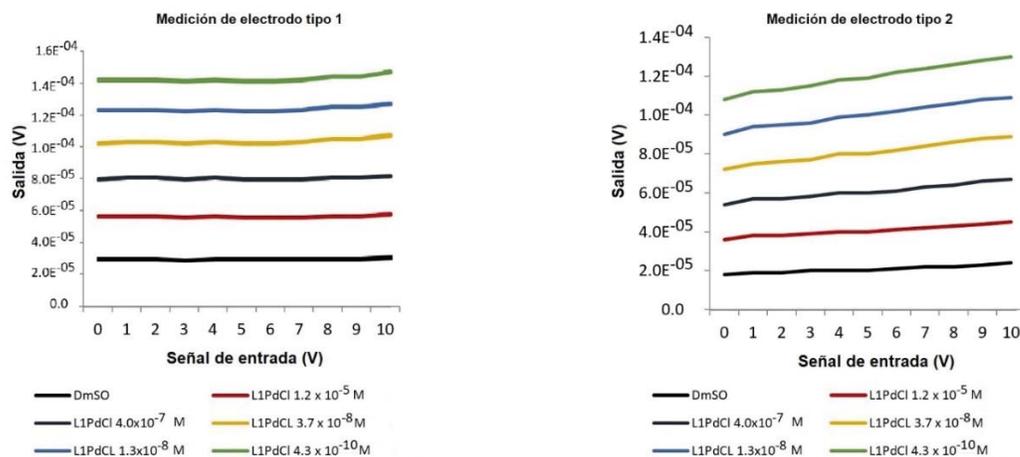


Figura 7. Diagrama del circuito de medición con el electrodo inmerso en la solución.

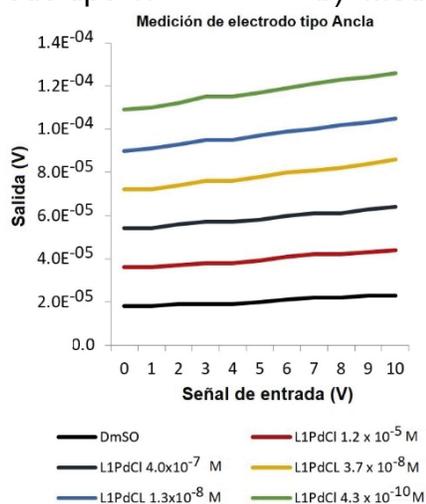
3. RESULTADOS

En la Figura 3a se observa que el electrodo de tipo 1 presentó una respuesta casi lineal, que fue inversamente proporcional a la concentración, con valores mínimos de 2×10^{-5} V para la solución de DMSO y máximos de 1.4×10^{-4} V para la solución 4.3×10^{-10} M de $[\text{Pd}(\text{C}_6\text{H}_4\text{NCS})(\text{C}_5\text{H}_4\text{N})_2\text{Cl}]$. Las soluciones molares por cuestión de espacio se representaron en las gráficas como LPdCl, en donde $L = (\text{C}_6\text{H}_4\text{NCS})(\text{C}_5\text{H}_4\text{N})_2$. El electrodo tipo 2 mostró un comportamiento similar al de tipo 1, con valores mínimos de 2×10^{-5} V para DMSO y máximos de 1.4×10^{-4} V para la solución 4.3×10^{-10} M de LPdCl; aunque a diferencia del tipo 1 su respuesta mayor fue mayor (ligero aumento en su pendiente) a mayores concentraciones, que se atribuye al aumento del área superficial del electrodo. Por último, para el electrodo tipo ancla se determinaron valores mínimos de 2×10^{-5} V para DMSO y máximos desde 10^{-4} V a 1.2×10^{-4} V para la solución de 4.3×10^{-10} M de LPdCl. En este electrodo la respuesta fue similar a la descrita para el electrodo tipo 2.



a) Medición del electrodo tipo 1.

b) Medición del electrodo tipo 2.



c) Medición del electrodo tipo 3.

Figura 8. Gráficos de medición de conductividad electrolítica para los electrodos del tipo 1-3. a) Electrodo tipo 1 (barras delgadas), b) Electrodo tipo 2 (barras gruesas) y c) Electrodo tipo 3 (ancla).

4. CONCLUSIONES.

Se diseñó y evaluó la conductividad de tres electrodos con configuración de barra y ancla, los cuales fueron construidos con dimensiones diferentes, en soluciones molares del compuesto $[\text{Pd}(\text{C}_6\text{H}_4\text{NCS})(\text{C}_5\text{H}_4\text{N})_2\text{Cl}]$ en DMSO. Los datos obtenidos para los electrodos tipo 2 y 3 permitieron establecer que, a mayor área superficial aumentó su respuesta independientemente de su configuración. Con lo anterior, se propone en estudios posteriores evaluar la influencia de la configuración de los electrodos en áreas superficiales similares para optimizar la respuesta de los electrodos a utilizar como quimiosensores en una lengua electrónica de glucosa.

AGRADECIMIENTOS

Al CONACyT por el financiamiento recibido (proyectos 62462 y 242677), así como al Patronato Universitario de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo. Al M. en Q. J. A. Alvarez-Hernández por la síntesis del compuesto LPdCl.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] S.V. Litvinenko, D. Bielobrov, V. Lysenko, T. Nychyporuk, V.A. Skryshevsky, *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2014, vol. 6 (21), pp. 18440-18444.
- [2] A. Arrieta, M. Rodríguez y J. De Saja, *Quím. Nova*, 2010, vol. 33, N° 4, pp. 1-18.
- [3] I. Camposa, R. Bataller, R. Armero, J. Gandia, J. Soto, R. Martínez y L. Sánchez, *Food Research International*, 2013, vol. 54, (2), pp. 1369-1375.
- [4] J. Darío, *Revista Universitas Científica*, 2011, vol. 14 (1), pp 1-4.
- [5] P. Ivarsson, C. Krantz-Rülcker, F. Winqvist y I. Lundström, *Chemical Senses*, vol. 30 (1), 2005, pp i156–i157.
- [6] H. Smyth y D. Cozzolino, *Chem. Rev.*, 2013, vol. 113, pp1429–1440.
- [7] M. del Valle, *International Journal of Electrochemistry*, 2012, vol. 2012, pp. 1-12.
- [8] J. Stetter, W. Penrose y S. Yao, *Sensors, Journal of The Electrochemical Society*, vol. 3003, pp. 2,6.
- [9] M. McGrath y C. Scanaill, *Sensor Technologies*, Nueva York, EEUU, Apress Open, 2014.
- [10] M. Hernández, et al, *Journal of The Mexican Chemical Society*, 2013, vol. 57 (1), pp. 47-532013.
- [11] *Diccionario de la real Academia de la Lengua*, <http://www.rae.es/>.
- [12] L. Lejía, *Métodos de procesamiento Avanzado e Inteligencia Artificial en Sistemas Sensores y Biosensores*, México: Reverté, 2009.
- [13] A. Pourasl, et al, *Nanoscale Research*, 2014, pp. 1-7, 2014.
- [14] F. Winqvist, *Microchimica Acta*, 2008, vol. 163 (1-2), pp. 3–10.
- [15] M. Rosmawani, M. Ahmad y L. Yook Heng, *Sensors* 2013, vol. 13, pp. 10014-10026.
- [16] M. Schöning y A. Poghossian, *The Royal Society of Chemistry*, 2002, pp. 127-143.
- [17] P. Bergveld, *IEEE Sensor Conference*, Toronto, Canada, 2003. pp. 1-26.