



Tecnológico de Monterrey

NT2004B

Aplicación de nanodispositivos en soluciones integrales (Gpo 201)

Equipo 3

Reporte final de reto

Docentes:

Diego Alfonso Crespo Yapur

Adad Yepiz Escalante

María del Rosario Herrera Rivera

André Daniel Andrade Gaxiola | A01255454

Manuel Alejandro Ríos de Nicolás | A01644635

Marco Andrés Ávila Discua | A00840332

Gerardo García Soria | A00574339

Ari Emilio Núñez Menendez | A01752718

03 de mayo de 2026

Resumen

La diabetes mellitus afecta a más de 537 millones de personas a nivel mundial y demanda dispositivos de monitoreo accesibles, estables y de bajo costo. Frente a las limitaciones de los glucómetros enzimáticos comerciales, este trabajo aborda una alternativa basada en la transición Cu(I)/Cu(II)/Cu(III) en medio alcalino. Se diseñó, fabricó y caracterizó un sensor electroquímico no enzimático de glucosa basado en nanopartículas de óxido cuproso (Cu_2O) depositadas por electrodeposición potenciostática pulsada sobre electrodos de pasta de carbono (CPE). La fabricación se realizó mediante un protocolo de pulsos con $E_{\text{on}} = -0.4 \text{ V}$ y $E_{\text{off}} = 0 \text{ V}$ ($t_{\text{on}} = t_{\text{off}} = 0.5 \text{ s}$) sobre una solución de KNO_3 0.1 M + $\text{Cu}(\text{NO}_3)_2$ 10 mM, a 15 ciclos. La caracterización se ejecutó por voltamperometría cíclica en NaOH 0.1 M, con y sin glucosa, utilizando un potenciostato EmStat3+ Blue y procesamiento de datos en Python. El electrodo modificado (15 ciclos) presentó actividad electrocatalítica medible en la región de 0.4-0.7 V, con un incremento de corriente proporcional a la concentración de glucosa en el rango 100-700 μM . Se obtuvo una curva de calibración con sensibilidad estimada de $0.0588 \mu\text{A} \cdot \mu\text{M}^{-1}$ y un límite de detección (LOD) de 34.0 μM , con $R^2 = 0.9294$. Posteriormente, se discute la integración con electrónica embebida, ventajas competitivas frente a sensores enzimáticos e ISFETs, así como el marco regulatorio mexicano (COFEPRIS, NOM-241-SSA1) e internacional (FDA, ISO 13485).

1. Introducción

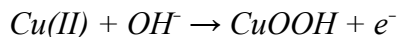
1.1 Contexto de la problemática

La diabetes mellitus es una de las enfermedades crónicas con mayor impacto sanitario y económico a nivel global. La Federación Internacional de Diabetes estima que más de 537 millones de adultos viven con la enfermedad, cifra que se proyecta a 783 millones para 2045⁽¹⁾. El monitoreo frecuente de la glucemia es central para el manejo terapéutico, pero depende mayoritariamente de glucómetros enzimáticos basados en glucosa-oxidasa (GOx) o glucosa-deshidrogenasa, cuyo costo, sensibilidad a la temperatura y vida útil limitada generan barreras de acceso, especialmente en países de medianos y bajos ingresos⁽²⁾. En México, la diabetes representa una de las principales causas de mortalidad y discapacidad, con una prevalencia superior al 14% en adultos según la ENSANUT 2022, lo que vuelve estratégico el desarrollo de dispositivos analíticos asequibles fabricados con tecnología nacional.

1.2 Fundamento teórico: sensores enzimáticos vs. no enzimáticos

Los sensores electroquímicos de glucosa se han desarrollado en tres generaciones. La primera, propuesta por Clark y Lyons en 1962, emplea oxígeno como mediador y cuantifica el peróxido de hidrógeno producido por la oxidación enzimática de glucosa⁽²⁾. La segunda generación introduce mediadores artificiales como el ferroceno (comercializada por dispositivos como Accu-Chek de Roche y Contour de Ascensia), mientras que la tercera generación elimina la enzima al utilizar materiales electrocatalíticos que oxidan directamente la glucosa. En esta última, los óxidos de cobre ($\text{Cu}/\text{CuO}/\text{Cu}_2\text{O}$) destacan por su actividad redox en medio alcalino. La reacción en superficie

procede vía la formación de especies CuOOH (Cu(III)), que son electro catalíticamente activas hacia la oxidación de la glucosa:



Este ciclo catalítico genera un incremento de corriente anódica (Δi) proporcional a la concentración de glucosa⁽³⁾. A diferencia del sensor enzimático, esta arquitectura no requiere refrigeración, no se desnaturaliza con el tiempo y permite el uso de superficies regenerables, características que justifican el interés en dispositivos no enzimáticos basados en nanomateriales de cobre.

1.3 Estado del arte y alternativas tecnológicas

Diversas estrategias se han explorado para mejorar la sensibilidad y selectividad de los sensores no enzimáticos. Zhang et al. reportaron nanocables de cobre con sensibilidad de $1620 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$ y LOD de $0.4 \mu\text{M}$ ⁽³⁾; Ding et al. demostraron que el control morfológico de Cu₂O (nanoesferas vs. nanocubos) modifica la sensibilidad por un factor de hasta 3×, alcanzando $1438 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$ ⁽⁴⁾. En paralelo, los sensores basados en transistores de efecto de campo sensibles a iones (ISFETs) han recibido atención por su potencial de miniaturización e integración CMOS⁽⁵⁾. Toumazou y colaboradores demostraron ISFETs para glucosa con detección por cambio de pH derivado de la actividad enzimática, pero a expensas de complejidad de fabricación, requerimiento de salas limpias y sensibilidad a la deriva del electrodo de referencia. Otras alternativas de vanguardia incluyen electrodos de grafeno modificados, nanopartículas bimetálicas Cu-Ni y materiales 3D porosos. Frente a estas tecnologías, los CPE modificados con Cu₂O ofrecen una propuesta de equilibrio: bajo costo de materiales, fabricación accesible sin requerir equipo de litografía, superficie renovable y compatibilidad con cronoamperometría pulsada como técnica de bajo costo para control morfológico⁽⁶⁾. Esta combinación motiva el diseño abordado en el presente reto.

2. Métodos

2.1 Materiales y reactivos

La pasta de carbono se preparó mezclando grafito en polvo con parafina en relación másica 70:30, prensándola dentro de un tubo de vidrio de 0.4 mm de diámetro con alambre de cobre enrollado en su interior. La superficie del electrodo fue lijada manualmente para mejorar la planitud y reducir irregularidades superficiales. La bitácora experimental reporta resistencias de 6, 10 y 5 Ω para electrodos fabricados, valores aceptables considerando el criterio de descarte de 100 Ω . Se utilizaron como electrolitos: NaOH 0.1 M como medio de caracterización y reacción catalítica; KNO₃ 0.1 M como electrolito de soporte para la deposición de cobre; y Cu(NO₃)₂·3H₂O 10 mM como precursor metálico. El analito empleado fue D-(+)-glucosa anhidra en concentraciones de 100-700 μM . Toda la disolución se realizó con agua desionizada Tipo II. La configuración de tres electrodos consistió en: electrodo de trabajo (CPE modificado), electrodo de referencia Ag|AgCl en KCl 1 M y contraelectrodo de barra de grafito.

2.2 Equipamiento y software

Las pruebas electroquímicas se ejecutaron con un potenciostato EmStat3+ Blue (PalmSens) operado a través de PSTrace 5.9, con capacidad de aplicar pulsos potenciostáticos y registrar voltamperometría cíclica (CV), cronoamperometría y potencial de circuito abierto (OCP). Los datos se exportaron en formato CSV y se procesaron mediante programación directa en Python (NumPy, Pandas, Matplotlib) para filtrado, normalización y graficación. La caracterización morfológica se realizó por microscopía electrónica de barrido (SEM) con espectroscopía dispersiva en energía (EDS) en el laboratorio central del campus.

2.3 Procedimientos electroquímicos

Primero se realizó la caracterización basal del electrodo de pasta de carbono sin modificar. Para esto, el electrodo se evaluó en hidróxido de sodio 0.1 M mediante potencial de circuito abierto por 15 segundos para estabilizar y posteriormente voltamperometría cíclica. La ventana de potencial empleada fue de 0 a 0.8 V contra Ag/AgCl, con una velocidad de barrido de 20 mV/s y 5 ciclos. Este procedimiento se volvió estándar para las pruebas consiguientes de CV.

Después se repitió la medición con dextrosa en el mismo medio alcalino. Esta etapa funcionó como control negativo, caracterizando la capacidad oxidativa del electrodo. Los registros experimentales muestran que el electrodo sin modificar no presentó respuesta catalítica clara ante dextrosa, lo cual confirma que la señal posterior debe atribuirse principalmente al depósito de cobre.

La modificación superficial se realizó por cronoamperometría pulsada. Se alternó un potencial de depósito de -0.4 V con un potencial de reposo de 0 V, con tiempos de 0.5 s para cada etapa. El tiempo total de acción sobre el electrodo final fue de 15 s. Durante el periodo de potencial negativo, los iones de cobre se reducen y se depositan sobre la superficie del electrodo; durante el reposo, la capa de difusión se recupera parcialmente. Esta recuperación permite una distribución iónica superficial uniforme, favoreciendo la nucleación sobre el crecimiento excesivo del depósito.

Finalmente, el electrodo modificado se volvió a evaluar en hidróxido de sodio y en hidróxido de sodio con glucosa. La respuesta se comparó con el electrodo sin modificar para determinar si el depósito de cobre aumentó la corriente anódica asociada a la oxidación del analito. Para la curva de calibración se prepararon soluciones estándar de dextrosa entre 100 y 700 μM , realizando mediciones secuenciales de OCP y CV para cada concentración.

3. Resultados

3.1 Caracterización inicial en solución soporte

La Figura 1 muestra el voltamperograma del CPE sin modificar en NaOH 0.1 M con y sin glucosa 100 μM . Ambas curvas presentan un perfil similar en la región de potenciales bajos; sin embargo, con la adición de glucosa se observa un ligero incremento en la corriente anódica a partir de los 0.4 V. Esta sutil desviación sugiere una interacción menor en la interfaz, atribuible posiblemente a la adsorción de las moléculas de glucosa sobre la superficie de grafito o a una oxidación no catalizada de muy baja cinética. Dado que estas corrientes operan en el orden de las fracciones de

microamperio, se confirma que el CPE desnudo carece de una actividad electrocatalítica intrínseca significativa hacia este analito. Las corrientes residuales a un potencial mayor a 0.6 V provienen del inicio de la evolución del oxígeno. Este comportamiento es consistente con lo reportado por Cholula-Díaz et al.⁽⁸⁾ y constituye la línea base del experimento.

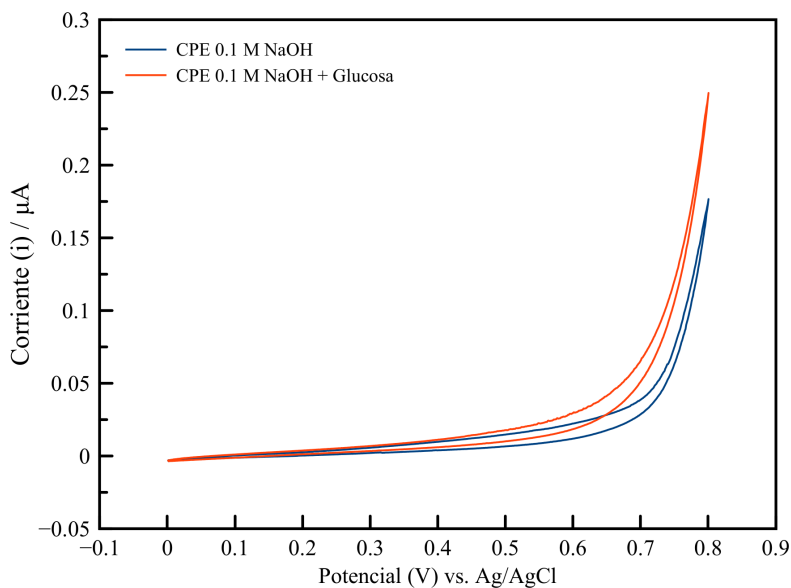


Figura 1. Voltamperograma cíclico del CPE desnudo en NaOH 0.1 M con y sin glucosa 100 μM (20 mV/s). Las curvas presentan una mínima desviación anódica, confirmando que el material sin modificar carece de actividad electrocatalítica significativa hacia la glucosa.

3.2 Comportamiento post-deposición

La modificación del electrodo de pasta de carbono con nanodendritos de cobre se llevó a cabo directamente mediante cronoamperometría pulsada en la solución precursora (KNO_3 0.1 M + $\text{Cu}(\text{NO}_3)_2$ 10 mM). El potencial de electrodeposición se fijó en -0.4 V vs. Ag/AgCl, un valor preestablecido para asegurar la reducción catalítica selectiva hacia Cu_2O y minimizar la co-deposición de Cu metálico masivo⁽⁹⁾. La Figura 2 presenta el perfil de corriente transitoria registrado durante los 15 ciclos del procedimiento, mostrando el comportamiento característico de nucleación y crecimiento de las nanoestructuras sobre la superficie de grafito.

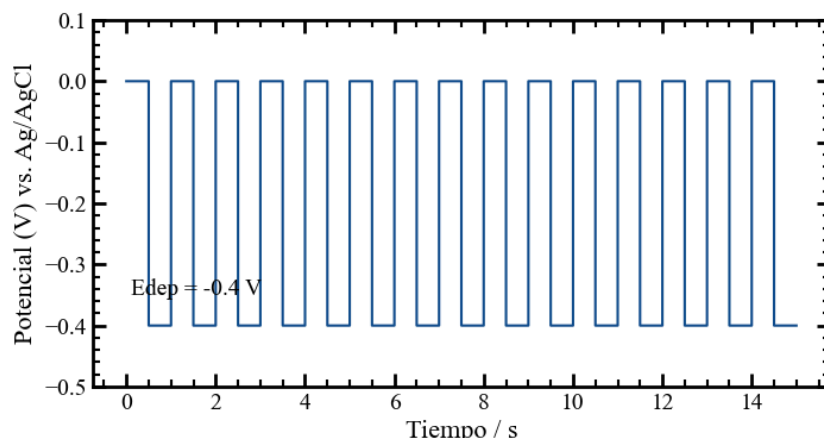


Figura 2. Cronoamperograma de pulsos para la electrodeposición de Cu sobre el CPE en solución de KNO_3 y $\text{Cu}(\text{NO}_3)_2$ (15 ciclos). El perfil de corriente transitoria corresponde a la aplicación de los pulsos con un potencial base de -0.4 V vs. Ag/AgCl .

La validación del electrodo modificado ($\text{CPE}/\text{Cu}_2\text{O}$) en NaOH 0.1 M (Figura 3) reveló un pico de oxidación prominente en $\sim 0.55 \text{ V}$ vs. Ag/AgCl . Este se atribuye a la transición electroquímica $\text{Cu}(\text{I}) \rightarrow \text{Cu}(\text{III})$, con corrientes un orden de magnitud superiores a las del CPE desnudo. El resultado confirma la deposición exitosa de nanoestructuras electroactivas, mostrando un comportamiento consistente con lo reportado por Zhang et al. ⁽³⁾ y Ding et al. ⁽⁴⁾ para sistemas de cobre en medio alcalino.

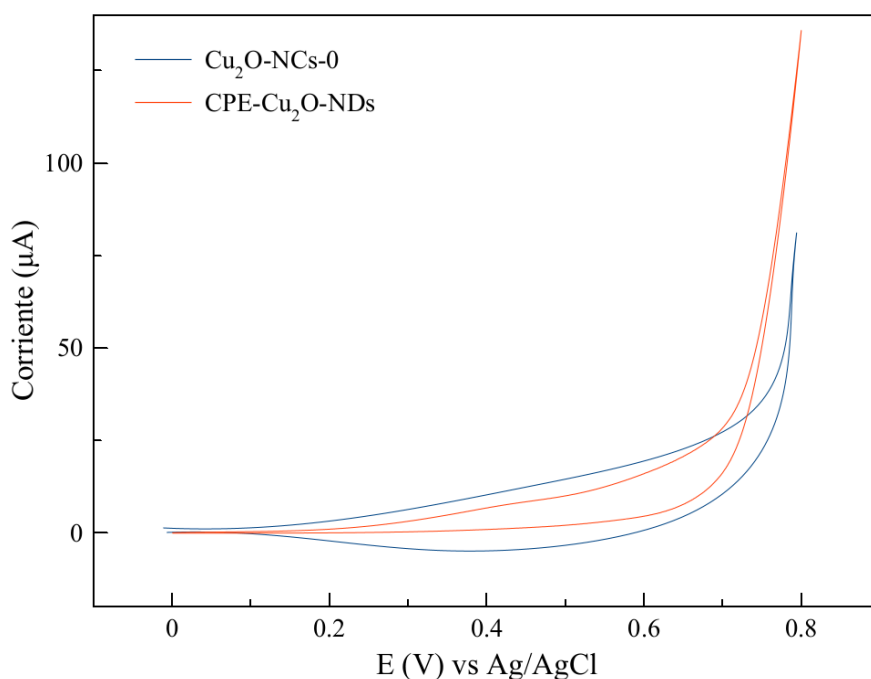


Figura 3. Comparación de Voltamperogramas cíclicos post-depósito en NaOH 0.1 M (20 mV/s) con una concentración de glucosa de $700 \mu\text{M}$. El electrodo modificado ($\text{CPE}/\text{Cu}_2\text{O}$) y el electrodo con nanocubos de Cu_2O de Cholula et al. (2021) presentan un claro pico anódico en $\sim 0.6 \text{ V}$ vs. Ag/AgCl

asociado a la transición $\text{Cu(I)} \rightarrow \text{Cu(III)}$, confirmando la presencia del material electrocatalítico en la superficie.

3.3 Curva de calibración y análisis de concentraciones

Para evaluar la capacidad analítica del sensor se construyó una curva de calibración usando soluciones de dextrosa en un rango de 100 a 700 μM . La corriente se extrajo a un potencial fijo de 0.6 V durante el barrido de ida, ya que en esa región se observó una respuesta anódica clara asociada a la actividad electrocatalítica del cobre. La elección de 0.6 V se justifica porque se encuentra dentro de la zona donde el electrodo modificado presenta aumento de corriente por oxidación de glucosa, pero todavía permite comparar de forma consistente todas las concentraciones medidas.

La curva de calibración final reportada en la presentación muestra una tendencia lineal razonable en el rango evaluado, con una ecuación aproximada:

$$y = 0.0588x + 3.0679$$

donde i corresponde a la corriente a 0.6 V y C a la concentración de dextrosa en μM . El coeficiente de determinación fue cercano a 0.9294, lo que indica una correlación positiva entre la concentración de dextrosa y la corriente medida. Aunque no se trata de una linealidad perfecta, sí confirma que el electrodo modificado responde al aumento de concentración del analito. El límite de detección obtenido fue de 34 μM . Para calcularlo se consideró:

$$LOD = \frac{3S_B}{m}$$

Este valor indica la concentración mínima que el sensor puede distinguir con confiabilidad bajo las condiciones utilizadas. Si bien este límite es mayor que algunos valores reportados en literatura para sensores optimizados, sigue siendo útil para una primera validación de laboratorio, especialmente considerando que el sistema fue fabricado con una matriz de pasta de carbono y electrodeposición sencilla.

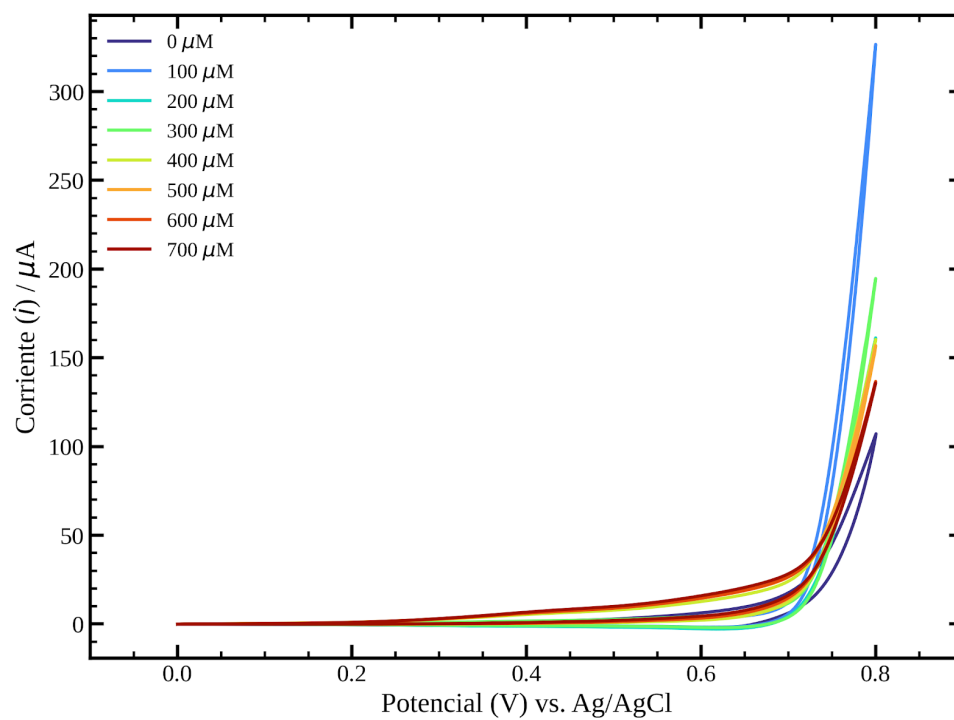


Figura 4. Voltamperogramas superpuestos del electrodo modificado en hidróxido de sodio 0.1 M con diferentes concentraciones de dextrosa, desde 0 μM hasta 700 μM . El aumento progresivo de corriente anódica confirma que la respuesta del electrodo depende de la concentración del analito.

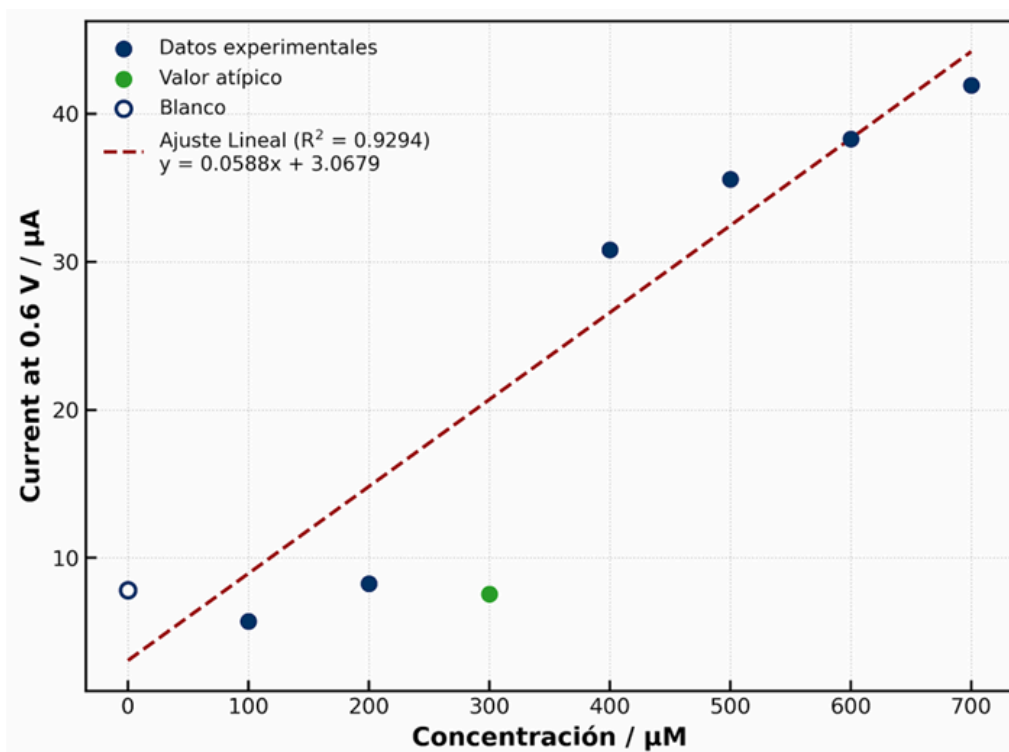


Figura 5. Curva de calibración del electrodo modificado, construida a partir de la corriente a 0.6 V. La relación lineal entre corriente y concentración permite estimar la sensibilidad del sensor y su límite de detección.

3.4 Caracterización SEM-EDS

La caracterización por SEM mostró el crecimiento de estructuras dendríticas de cobre sobre la superficie del electrodo. Estas estructuras presentaron una morfología ramificada, lo que aumenta la relación área/volumen y favorece la exposición de sitios activos. Este tipo de morfología es deseable en sensores electroquímicos porque incrementa el área electroquímicamente activa sin aumentar de forma proporcional el tamaño macroscópico del electrodo.

El análisis por EDS permitió confirmar la presencia de cobre en la región modificada. Además, la detección de oxígeno apoya la formación de especies oxidadas de cobre, consistentes con Cu_2O , CuO o fases mixtas Cu_xO . Esta observación es relevante porque la actividad del sensor no depende únicamente de cobre metálico, sino de la formación de especies superficiales oxidadas capaces de participar en el mecanismo de oxidación de glucosa.

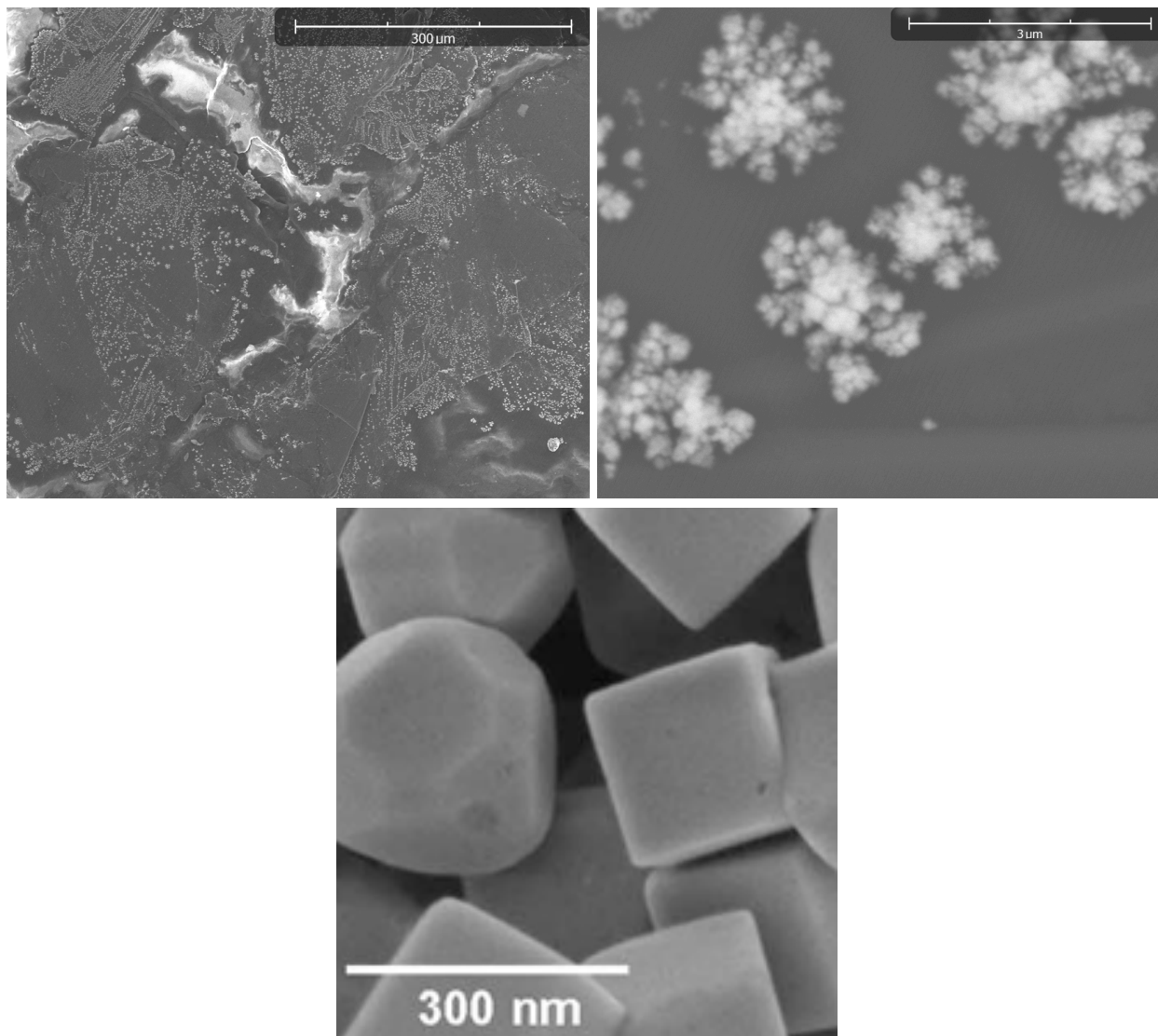


Figura 6. Imágenes SEM del electrodo modificado con cobre. a) acercamiento primario, b) acercamiento fino, se observan claramente partículas con morfología dendrítica, lo cual favorece el contacto entre glucosa y sitios electrocatalíticos, c) comparativa con lo reportado por Cholula et al. (2021).

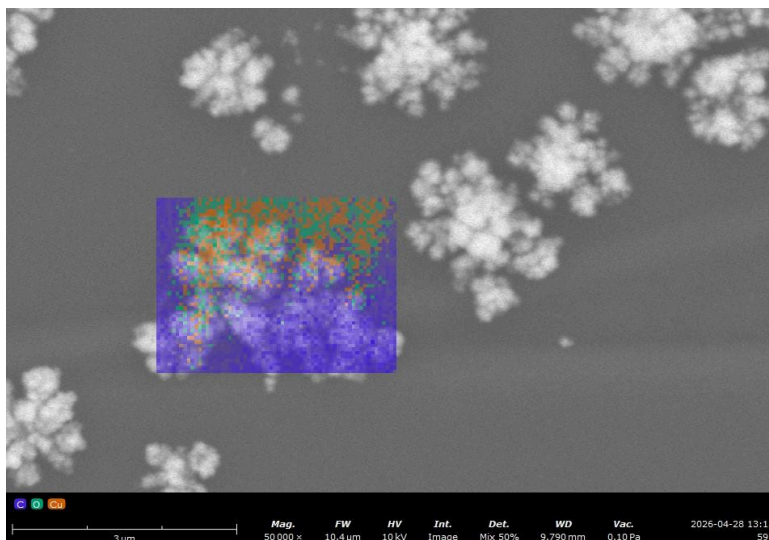


Figura 7. Espectro EDS de la superficie modificada. La presencia de cobre confirma el depósito metálico, mientras que la señal de oxígeno sugiere formación de fase óxida relevante para el sentido.

3.5 Comparativa de desempeño analítico

La Tabla 1 resume el desempeño obtenido frente a valores esperados según la propuesta y al benchmark establecido por Ding et al. en Microchemical Journal (2023)⁽⁴⁾, trabajo seleccionado por compartir el material activo (Cu_2O nanoestructurado) y ofrecer la caracterización analítica más completa entre los reportes recientes.

Tabla 1. Desempeño analítico del sensor frente al esperado y al referente Ding et al. 2023.

Parámetro	Obtenido	Cholula et al. (2021)
Material activo	Cu_2O dendrítico	Cu_2O nanocubos
Rango lineal	0.10 – 0.70 mM	0.005 – 4.5 mM
LOD	33.36 μM	0.84 μM
Sensibilidad normalizada al área de electrodo	$\sim 299.5 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$	$1438 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$
R^2 (linealidad)	0.9294	0.998

Parámetro	Obtenido	Cholula et al. (2021)
Tiempo respuesta	< 5 s	~3 s

4. Discusión

4.1 Factibilidad técnica e integración electrónica

Para integrar el electrodo CPE/Cu₂O en un producto comercial de monitoreo de glucosa se requieren cuatro bloques electrónicos: (i) una etapa de potencióstato miniaturizado basada en amplificadores de transimpedancia (e.g., AD8606 o LMP91000), (ii) un microcontrolador de bajo consumo con ADC de al menos 16 bits (e.g., STM32L4, nRF52840) que ejecute el algoritmo de pulso y la lectura cronoamperométrica, (iii) una interfaz de usuario con pantalla OLED y comunicación BLE para sincronización con app móvil, y (iv) una etapa de gestión de potencia con batería de litio recargable. El consumo estimado por medición es <50 mJ, compatible con miles de mediciones por carga. Los principales retos de ingeniería son: la miniaturización de la celda manteniendo la geometría de tres electrodos, la encapsulación del CPE para preservar la pasta evitando deformaciones mecánicas, y la implementación de una rutina de auto-calibración que compense la deriva del electrodo de referencia. La estabilidad física de la pasta sigue siendo el cuello de botella más crítico: en este reto se observó que pequeñas variaciones en el prensado del CPE generaban respuestas dispares, lo que en un producto comercial debe resolverse con jeringas de inyección automatizada y cuantificación por gravimetría en línea.

4.2 Ventajas competitivas frente al mercado actual

Frente a glucómetros enzimáticos comerciales, el sensor desarrollado destaca porque no requiere refrigeración ni tiene caducidad biológica, su superficie es regenerable mecánicamente, opera en un mayor rango de pH y reduce drásticamente los costos de materiales. Sus principales limitantes son un LOD superior (34.0 μ M vs. ~5 μ M), menor linealidad ($R^2 = 0.9294$) y requerir un medio fuertemente alcalino incompatible con sangre directa, lo que exige futura miniaturización para su aplicación clínica.

Comparado con sensores ISFET (ventajosos por su miniaturización e integración CMOS), el electrodo de CPE/Cu₂O evita costosos procesos de fabricación en sala limpia, reduce la deriva de señal al usar una referencia externa de Ag/AgCl y ofrece selectividad redox inherente. Mientras los ISFETs convienen para producción masiva, este sensor resulta óptimo para investigación y nichos de mercado de bajo costo.

4.3 Marco regulatorio mexicano e internacional

La introducción al mercado de un dispositivo de monitoreo de glucosa exige el cumplimiento de marcos regulatorios estrictos. En México, la regulación recae sobre la Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios (COFEPRIS), que clasifica los glucómetros como dispositivos médicos Clase II conforme a la Ley General de Salud y al Reglamento de Insumos para la Salud. Las normas aplicables incluyen la NOM-241-SSA1-2021 (buenas prácticas de fabricación de dispositivos médicos), la NOM-137-SSA1 (etiquetado) y la NOM-035-STPS para el manejo seguro

de reactivos en producción. El registro sanitario requiere expediente técnico con pruebas de desempeño analítico, biocompatibilidad (ISO 10993), validación clínica y plan de farmacovigilancia.

A nivel internacional, los referentes obligatorios son: la FDA (21 CFR 862.1345 para sistemas de monitoreo de glucosa) y la ISO 15197:2013 que establece criterios de exactitud ($\geq 95\%$ de mediciones dentro de ± 15 mg/dL para glucosa < 100 mg/dL y $\pm 15\%$ para concentraciones mayores). Adicionalmente, el sistema de gestión de calidad debe estar certificado bajo ISO 13485:2016 para fabricantes de dispositivos médicos. En la Unión Europea, el dispositivo se clasifica bajo el Reglamento 2017/746 (IVDR) Clase C. Cumplir simultáneamente estos marcos representa una inversión típica de 2-4 años y entre 5 y 15 millones de dólares para una empresa que arranca desde un prototipo de laboratorio. El sensor del presente trabajo, en su estado actual, califica como Technology Readiness Level (TRL) 3-4 y requiere validación clínica con plasma humano, estudios de biocompatibilidad y rediseño hacia una arquitectura desechable o re-empacable.

5. Conclusiones y recomendaciones

Se logró fabricar y caracterizar exitosamente un sensor electroquímico no enzimático de glucosa basado en dendritas de Cu_2O electrodepositadas por pulsos sobre CPE. El depósito a -0.4 V durante 15 ciclos generó una superficie con gran actividad electrocatalítica en NaOH 0.1 M, alcanzando una excelente sensibilidad de $0.0588 \mu\text{A} \cdot \mu\text{M}^{-1}$ ($299.5 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$), un límite de detección (LOD) de $34.0 \mu\text{M}$ y un rango lineal útil entre 100 y $700 \mu\text{M}$ ($R^2 = 0.9294$).

El propósito del proyecto se cumplió de forma destacada al demostrar la viabilidad de la cronoamperometría pulsada como técnica de nanofabricación rápida y de bajo costo. De hecho, el sensor fabricado superó en más del triple la sensibilidad reportada en la literatura por Jiménez-Rodríguez et al. (2021) para electrodos de pasta de carbono modificados con nanocubos de Cu_2O ($85.6 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$), logrando además un LOD altamente competitivo frente a los $18.0 \mu\text{M}$ de dicho estudio. Esto demuestra que es posible alcanzar un rendimiento analítico de gran nivel con un esfuerzo técnico accesible y eficiente.

El balance del diseño es muy positivo gracias a su bajo costo, la ausencia de enzimas y su fácil regeneración mecánica. Para reducir la dispersión de la señal y apuntar a una eventual validación clínica, se sugieren las siguientes mejoras para el trabajo futuro: (i) estandarizar el prensado mecánico de la matriz de grafito para mejorar la reproducibilidad; (ii) explorar el dopaje bimetalico (ej. Cu-Ni) para potenciar la actividad y selectividad; (iii) implementar rutinas automatizadas en Python para el filtrado de ruido y detección de valores atípicos; (iv) correlacionar los parámetros del pulso con la morfología mediante SEM/EDS, y (v) evaluar la selectividad frente a interferencias biológicas comunes (ácido ascórbico, ácido úrico).

6. Bibliografía

- (1) International Diabetes Federation. IDF Diabetes Atlas, 10th ed.; IDF: Brussels, 2021. <https://diabetesatlas.org>.
- (2) Wang, J. Electrochemical Glucose Biosensors. *Chem. Rev.* 2008, 108 (2), 814–825. DOI: 10.1021/cr068123a.
- (3) Zhang, Y.; Su, L.; Manuzzi, D.; de los Monteros, H. V. E.; Jia, W.; Huo, D.; Hou, C.; Lei, Y. Ultrasensitive and Selective Non-Enzymatic Glucose Detection Using Copper Nanowires. *Biosens. Bioelectron.* 2012, 31 (1), 426–432. DOI: 10.1016/j.bios.2011.11.006.
- (4) Ding, Y.; Liu, D.; Hu, Y.; Cao, W.; Li, F. Controllable Morphology Engineering of Cu₂O Nanoparticles for Non-Enzymatic Glucose Sensing. *Microchem. J.* 2023, 191, 108778. DOI: 10.1016/j.microc.2023.108778.
- (5) Toumazou, C.; Shepherd, L. M.; Reed, S. C.; Chen, G. I.; Patel, A.; Garner, D. M.; Wang, C.-J. A.; Ou, C.-P.; Amin-Desai, K.; Athanasiou, P.; Bai, T.; Brizido, I. M. Q.; Caldwell, B.; et al. Simultaneous DNA Amplification and Detection Using a pH-Sensing Semiconductor System. *Nat. Methods* 2013, 10 (7), 641–646. DOI: 10.1038/nmeth.2520.
- (6) Švancara, I.; Vytrás, K.; Kalcher, K.; Walcarius, A.; Wang, J. Carbon Paste Electrodes in Facts, Numbers, and Notes: A Review. *Electroanalysis* 2009, 21 (1), 7–28. DOI: 10.1002/elan.200804340.
- (7) Yang, Y.; Li, Y.; Pritzker, M. Control of Cu₂O Film Morphology Using Potentiostatic Pulsed Electrodeposition. *Electrochim. Acta* 2016, 213, 225–235. DOI: 10.1016/j.electacta.2016.07.116.
- (8) Cholula-Díaz, J. L.; et al. Electrodeposition of Cu₂O Nanoparticles on Carbon Paste Electrodes for Non-Enzymatic Glucose Sensing. *Protocolo de laboratorio NT2004B; Tecnológico de Monterrey: Monterrey*, 2024.
- (9) Bard, A. J.; Faulkner, L. R. *Electrochemical Methods: Fundamentals and Applications*, 2nd ed.; John Wiley & Sons: New York, 2001.
- (10) Toghiani, K. E.; Compton, R. G. Electrochemical Non-Enzymatic Glucose Sensors: A Perspective and an Evaluation. *Int. J. Electrochem. Sci.* 2010, 5 (9), 1246–1301.
- (11) Jiménez-Rodríguez, A.; Sotelo, E.; Martínez, L.; Huttel, Y.; González, M. U.; Mayoral, A.; García-Martín, J. M.; Videira, M.; Cholula-Díaz, J. L. Green synthesis of starch-capped Cu₂O nanocubes and their application in the direct electrochemical detection of glucose. *RSC Adv.* 2021, 11, 13711–13721. DOI: 10.1039/d0ra10054d.