

Detección de Glucosa a Través del Aliento: Una Alternativa no Invasiva, Renovable y Sustentable

Edna Carina de la Cruz-Terrazas ^{1,*}, Fabio Chalé-Lara ², Josefina López Quezada ², Rogelio Ortega-Izaguirre ²

¹ SECIHTI-Instituto Politécnico Nacional México-CICATA Unidad Altamira, Altamira, Tamaulipas, México.

² Instituto Politécnico Nacional, CICATA Unidad Altamira, Altamira, Tamaulipas, México.

* Autor de correspondencia: ecdelacruzte@secihtl.mx

Artículo de divulgación científica

Recibido: 26 de marzo de 2026

Aceptado: 7 de julio de 2026

Publicado: 24 de julio de 2026

DOI: <https://doi.org/10.56845/terys.v5i2.698>

Resumen: La diabetes constituye uno de los principales desafíos de salud pública a nivel mundial debido a su creciente prevalencia, las complicaciones asociadas y los elevados costos para los sistemas de salud. El monitoreo continuo de la glucosa es fundamental para el control de la enfermedad; sin embargo, los métodos convencionales se basan principalmente en técnicas invasivas que requieren consumibles desechables y generan residuos biomédicos de forma constante. Por ello, las tecnologías de diagnóstico no invasivo han surgido como alternativas con potencial para mejorar la calidad de vida de los pacientes y contribuir al desarrollo de sistemas de atención más sostenibles. Entre las diferentes alternativas para el monitoreo no invasivo de enfermedades, el análisis del aliento humano ha despertado un gran interés debido a la presencia de compuestos orgánicos volátiles (COV) que pueden actuar como biomarcadores metabólicos. Dentro de estos compuestos, la acetona destaca por su relación con el metabolismo de la glucosa, lo que la convierte en uno de los biomarcadores más relevantes para el seguimiento de la diabetes. En este contexto, los sensores de gases basados en óxidos metálicos nanoestructurados, especialmente aquellos desarrollados a partir de SnO₂, han mostrado avances importantes en sensibilidad, estabilidad, portabilidad y costo. De esta manera, la incorporación de nanotecnologías y películas delgadas ha impulsado la fabricación de dispositivos más compactos, con menor consumo energético y facilitando el diseño de dispositivos portátiles para aplicaciones de salud. En esta revisión se presentan los avances recientes en sensores para la detección de acetona en el aliento y se analiza su contribución al desarrollo de tecnologías más sustentables, al disminuir la generación de residuos biomédicos, optimizar el consumo de energía y favorecer el acceso al monitoreo de la diabetes en comunidades con recursos limitados.

Palabras clave: glucosa, sensor, óxido metálico

Introducción

Ante el incremento de las enfermedades crónicas, el envejecimiento poblacional y la necesidad de optimizar recursos sanitarios, la sustentabilidad de los sistemas de salud se ha convertido en una prioridad a nivel mundial. Entre estas enfermedades, la diabetes mellitus representa uno de los principales desafíos de salud pública a nivel mundial, no solo por el número de personas afectadas, sino también por los elevados costos asociados a su diagnóstico, tratamiento y monitoreo continuo.

El monitoreo frecuente de los niveles de glucosa es fundamental para reducir el riesgo de complicaciones y mejorar la calidad de vida de los pacientes. Sin embargo, las técnicas convencionales de monitoreo continúan dependiendo, en su mayoría, de procedimientos invasivos que requieren la obtención de muestras de sangre mediante el uso de lancetas, tiras reactivas y otros insumos desechables. Además de causar molestias al paciente, estos dispositivos generan residuos biomédicos cuya disposición requiere un manejo adecuado y representa un gasto constante para los sistemas de salud.

Frente a estas limitaciones, en los últimos años ha aumentado el interés en el desarrollo de tecnologías de diagnóstico no invasivo que permitan obtener información fisiológica sin recurrir a la extracción de sangre. Entre las alternativas más estudiadas destaca el análisis del aliento humano, ya que contiene COV cuya composición varía en respuesta a diferentes procesos metabólicos. Esta característica ha impulsado su estudio como biomarcadores para el diagnóstico y seguimiento de diversas enfermedades.

Entre estos compuestos, la acetona ha sido más estudiada por su relación con el metabolismo de la glucosa y su incremento en pacientes con diabetes. Su detección mediante sensores de gases ofrece la posibilidad de desarrollar sistemas portátiles, rápidos y de bajo costo para el monitoreo de la enfermedad. Los sensores basados en óxidos

metálicos semiconductores, particularmente el SnO_2 , han demostrado propiedades atractivas como alta sensibilidad, estabilidad química, facilidad de síntesis y compatibilidad con plataformas miniaturizadas.

Además de sus ventajas diagnósticas, estas tecnologías presentan beneficios asociados a la sustentabilidad tecnológica, ya que pueden reducir la generación de residuos biomédicos, disminuir el consumo de materiales desechables y favorecer el desarrollo de dispositivos energéticamente eficientes. Derivado de esto, el presente trabajo revisa los avances en sensores de gases para la detección de acetona en el aliento, enfatizando su contribución potencial a la salud pública, la eficiencia energética y la sustentabilidad de los sistemas de monitoreo de la diabetes.

Diabetes y su problemática

La diabetes es una de las enfermedades crónicas más relevantes a nivel mundial. En los últimos años, especialmente después de la pandemia de COVID-19, su impacto sanitario y social ha cobrado gran relevancia debido al incremento de casos y a las complicaciones asociadas a la enfermedad. Según datos del Instituto Nacional de Salud Pública (INSP), la diabetes puede provocar consecuencias graves para la salud, entre ellas enfermedades cardiovasculares, daño renal, neuropatías y disminución de la esperanza de vida, además de generar altos costos médicos para los sistemas de salud. De acuerdo con el Atlas de la Diabetes 2025, existen 589 millones de personas con esta enfermedad en el mundo. En México, durante 2024 se reportaron alrededor de 13.5 millones de personas (20-79 años) con diabetes, con más de 123,000 fallecimientos asociados (International Diabetes Federation, 2025). En México, la diabetes tipo 2 (DT2) representa más del 95% de los casos. Sin embargo, la diabetes tipo 1 (DT1) se presenta en una proporción menor de la población; para 2024 se estima que aproximadamente 122,731 personas vivían con DT1 en México. A nivel global, la prevalencia de la enfermedad continúa en aumento, y se proyecta que para el año 2050 (Figura 1) habrá alrededor de 853 millones de personas con diabetes en el grupo de edad de 20-79 años (International Diabetes Federation, 2025)

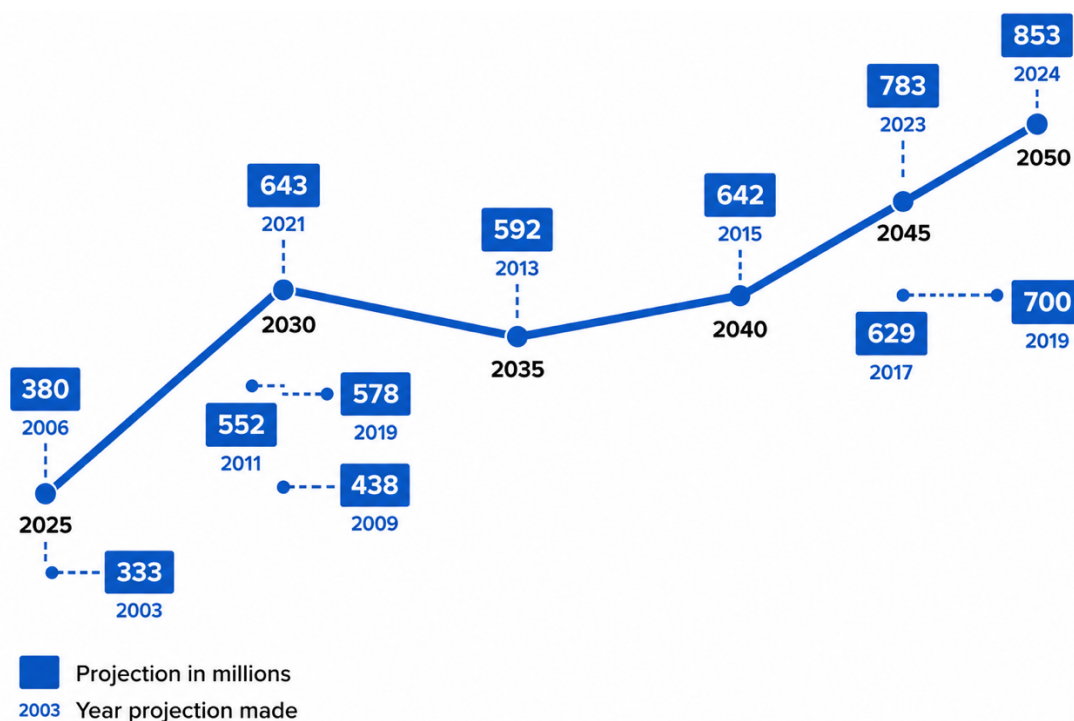


Figura 1. Proyecciones para el año 2050 de la prevalencia mundial de la diabetes en el grupo de edad de 20 a 79 años (millones).

Nota: Adaptada de International Diabetes Federation (2025).

El cuerpo humano produce insulina, una hormona que regula los niveles de glucosa en sangre (BG, por sus siglas en inglés) y permite convertir la glucosa en energía. La diabetes es una enfermedad metabólica que también se conoce como diabetes mellitus. Ocurre sólo cuando el cuerpo regula incorrectamente los niveles de BG provocados por alimentos o bebidas. Se clasifica en dos tipos: diabetes tipo 1 (DT1), una enfermedad autoinmune en la que el páncreas produce poca o ninguna insulina, y diabetes tipo 2 (DT2), en la que la producción de insulina está disminuida o la insulina no funciona adecuadamente en el cuerpo. Actualmente, no existe una cura permanente para la diabetes, por lo que

los pacientes siguen estrictamente una dieta adecuada, una rutina de ejercicio, medicamentos y prácticas de cuidado en el hogar que son seguras y efectivas aliento (Singh *et al.*, 2026)(Bruen *et al.*, 2017) (American Diabetes Association, 2025). Hoy en día, los métodos tradicionales para medir los niveles de BG son técnicas invasivas, punzan la piel del paciente para recolectar sangre. Sin embargo, este método es doloroso y, en ocasiones, provoca incomodidad y estrés en los pacientes (Jadhav *et al.*, 2024).

Limitaciones de los métodos para detectar la glucosa

En México, el acceso oportuno a medicamentos, monitoreo y atención médica es fundamental para prevenir complicaciones; sin embargo, la carga económica y la falta de cobertura limitan el control adecuado de la enfermedad (Basto-Abreu, 2025). Los métodos de detección de glucosa pueden clasificarse en invasivos, mínimamente invasivos y no invasivos, cada uno con ventajas y limitaciones (Figura 2). Aunque los métodos invasivos son precisos, presentan desventajas como el dolor, el estrés y el daño en la piel debido a su uso frecuente. Estas limitaciones han impulsado el desarrollo de alternativas no invasivas basadas en el análisis de biomarcadores en fluidos corporales como la saliva, el sudor, las lágrimas y el aliento.



Figura 2. Métodos alternativos para la detección de glucosa.

Desarrollo

El desarrollo de biomarcadores no invasivos ha cobrado gran relevancia debido a su capacidad de detección y su facilidad de muestreo frente a los métodos invasivos. Los métodos no invasivos incluyen la detección de biomarcadores en fluidos corporales, que pueden proporcionar información valiosa sobre el estado metabólico del organismo (Gaffney *et al.*, 2020). En la Tabla 1 se presentan los principales métodos utilizados para la detección de glucosa, así como sus características, ventajas y limitaciones.

Actualmente los métodos de diagnóstico convencionales ofrecen alta precisión; sin embargo, presentan desventajas como su carácter invasivo, su alto costo y el impacto físico y emocional en los pacientes. Por otro lado, los diagnósticos no invasivos se han convertido en opciones que evalúan marcadores fisiológicos o bioquímicos sin penetrar la piel ni las mucosas. Estos incluyen biosensores portátiles y análisis de fluidos biológicos como saliva, orina, lágrimas y aliento exhalado. Otra ventaja de los métodos no invasivos es que se pueden realizar múltiples repeticiones con bajo riesgo, lo que incentiva el monitoreo a largo plazo y el cumplimiento del tratamiento (Singh *et al.*, 2026).

Entre los biofluidos, el aliento humano ha adquirido especial interés ya que contiene más de 3500 compuestos orgánicos volátiles (COV) producidos por el metabolismo endógeno, así como nitrógeno, oxígeno, dióxido de carbono y vapor de agua. Los COV actúan como una huella química en tiempo real que refleja estados fisiológicos y patológicos

dinámicos. Numerosos trastornos, incluidos los respiratorios (como el asma, la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, EPOC), metabólicos (como la diabetes), infecciosos (como COVID-19, tuberculosis) y oncológicos (cáncer de pulmón, mama y gastrointestinal), se han relacionado con biomarcadores basados en el aliento (Singh *et al.*, 2026).

Tabla 1 Métodos para la detección de glucosa y sus características

Método	Tipo	Principio de medición	Ventajas	Desventajas	Aplicaciones	Referencia(s)
Glucómetro	Invasivo	Reacción electroquímica en sangre	Alta precisión, bajo costo inicial	Dolor, riesgo de infección, medición puntual	Uso clínico y doméstico	(ElSayed <i>et al.</i> , 2025); (ElSayed <i>et al.</i> , 2025); (International Diabetes Federation, 2025)
Monitoreo continuo (CGM)	Mínimamente invasivo	Sensor subcutáneo que mide glucosa en líquido intersticial	Monitoreo continuo, datos en tiempo real	Alto costo, requiere inserción subcutánea	Control avanzado de diabetes	(Turner <i>et al.</i> , 2009)
Sensores en saliva	No invasivo	Detección electroquímica u óptica en saliva	Fácil obtención, sin dolor	Menor precisión, interferencias químicas	Investigación y desarrollo	(Windmiller & Wang, 2013); (Rydosz, 2018)
Sensores en sudor	No invasivo	Determinación de glucosa mediante biosensores en sudor	Portátil, adaptable a dispositivos vestibles	Baja concentración de glucosa, alta variabilidad	Dispositivos portátiles e investigación	(Turner <i>et al.</i> , 2009); (Arakawa <i>et al.</i> , 2020)
Sensores en lágrimas	No invasivo	Detección de glucosa en fluido lagrimal mediante lentes inteligentes	Potencial monitoreo continuo	Tecnología aún en desarrollo, costo elevado	Prototipos avanzados	(Rydosz, 2018); (Saasa <i>et al.</i> , 2018); (C. Wang & Sahay, 2009)
Sensores en aliento (acetona)	No invasivo	Detección de compuestos orgánicos volátiles mediante sensores de gases	Rápido, cómodo y completamente no invasivo	Relación indirecta con glucosa, requiere calibración clínica	Investigación y desarrollo	

Nota: Elaboración propia con información adaptada de ElSayed *et al.* (2025), International Diabetes Federation (2025), Zhang *et al.* (2025), Rydosz (2018) y Ahmadipour *et al.* (2022).

El análisis del aliento permite obtener información en tiempo real y en el punto de atención, ya que el aliento se recolecta fácilmente (C. Wang & Sahay, 2009) (Mitsubayashi & Arakawa, 2016) (Bandodkar & Wang, 2014). El aliento contiene alcoholes, aldehídos, cetonas e hidrocarburos, con diferentes concentraciones según el estado de la enfermedad, como el cáncer de pulmón (Bajtarevic *et al.*, 2009), la diabetes y el estrés oxidativo (Di Francesco *et al.*, 2005). Los estudios sugieren que el análisis del aliento es lo suficientemente sensible como para diferenciar muestras de pacientes, permitiendo una medicina personalizada basada en el análisis metabolómico individual (Martinez-Lozano Sinues *et al.*, 2013). Hasta ahora, el análisis del aliento se ha logrado mediante técnicas analíticas avanzadas como la cromatografía de gases (Pauling *et al.*, 1971) (Buszewski *et al.*, 2009), la espectrometría de masas (Chen *et al.*, 2007) y la espectroscopía láser (C. Wang & Sahay, 2009), las cuales ofrecen alta precisión y sensibilidad, pero requieren equipos especializados, alto costo y condiciones controladas de laboratorio. Los sistemas enzimáticos electroquímicos han tenido diversas aplicaciones en energías renovables (Rasmussen *et al.*, 2016), en electrosíntesis (R. Wu *et al.*, 2020) (Chen *et al.*, 2019; Franco *et al.*, 2020), y en biodetección (Monteiro & Almeida, 2019). Recientemente, los biosensores enzimáticos electroquímicos han despertado interés en el desarrollo de técnicas no invasivas para la detección del aliento. En particular, la alta especificidad de las enzimas hacia el analito, su bajo costo y su facilidad de uso (Monteiro & Almeida, 2019) hacen de los biosensores enzimáticos electroquímicos una excelente opción para el análisis del aliento. Estos siguen el diseño típico de un biosensor que consiste en una capa bioquímicamente selectiva que contiene

una enzima responsable del reconocimiento del analito, junto con un elemento transductor para la detección y lectura de la señal. En el elemento transductor, las enzimas pueden combinarse con una lectura óptica, electroquímica o temporal para la detección del analito (Grattieri & Minter, 2018). Se prefieren los biosensores enzimáticos electroquímicos que utilizan un electrodo como transductor debido a su alta selectividad y sensibilidad, así como a la simplicidad de la electrónica requerida, lo que facilita su aplicabilidad comercial (Grattieri & Minter, 2018).

En términos de desempeño analítico, diversos biosensores enzimáticos han reportado límites de detección en el rango de partes por billón (ppb), además de una elevada selectividad debido al reconocimiento específico entre la enzima y el analito. Por su parte, los sensores de gases basados en SnO_2 pueden alcanzar límites de detección desde decenas de ppb hasta el orden de ppm, dependiendo de la estrategia de dopaje, la morfología y la arquitectura del nanomaterial. Aunque los biosensores enzimáticos ofrecen mayor especificidad, los sensores basados en óxidos metálicos destacan por su estabilidad química, menor costo, facilidad de fabricación e integración en dispositivos portátiles de bajo consumo energético, características que los convierten en una alternativa atractiva para aplicaciones de monitoreo no invasivo y tecnologías sustentables.

El análisis del aliento puede clasificarse en dos grupos: análisis de metabolitos del aliento tras la administración de un fármaco o de un sustrato, y análisis de compuestos del aliento producidos endógenamente por un estado fisiológico particular. El aliento humano normal contiene algunas moléculas atmosféricas, p. ej., H_2O , CO_2 , N_2 , O_2 , en concentraciones relativamente altas, varios COV, p. ej., acetona, isopreno, propanoles, etc., en niveles de partes por millón (ppm) o sub-ppm, y alrededor de cuatrocientos COV principales (de más de 1000 compuestos del aliento) en niveles de partes por billón (ppb) o partes por trillón (ppt) (Wang & Sahay, 2009). Hasta la fecha, algunos COV se han establecido como biomarcadores de enfermedades o trastornos metabólicos específicos. Por ejemplo, los alcanos están presentes en el cáncer de pulmón y el formaldehído en el cáncer de mama; la presencia de isopreno en el aliento humano está relacionada con los niveles de colesterol en sangre; y los pacientes con diabetes tipo 1 presentan un exceso de acetona en el aliento (C. Wang & Sahay, 2009). La concentración de vapor de acetona en el aliento exhalado de una persona no diabética es de entre 0.3 y 0.9 ppm (Das *et al.*, 2021). En personas con diabetes, la concentración puede aumentar hasta aproximadamente 1.8 ppm y, en presencia de cetogénesis o cetoacidosis diabética, alcanzar decenas de ppm (Rydosz, 2018; Saasa *et al.*, 2018) (Kao *et al.*, 2012; L. Wang *et al.*, 2008).

Nanomateriales para sensores (SnO_2)

Recientes investigaciones han estudiado diversos nano/biosensores capaces de detectar biomarcadores asociados a la diabetes mediante diferentes tipos de transductores, incluyendo señales ópticas (fluorescencia y quimioluminiscencia), eléctricas y de frecuencia, lo que permite mejorar la sensibilidad y la rapidez de respuesta en comparación con métodos convencionales (Safarkhani *et al.*, 2024).

La tecnología de fabricación de sistemas microelectromecánicos (MEMS) basados en silicio es un método eficaz para lograr la miniaturización y el bajo consumo de energía de los sensores de gas de óxido metálico, con valores típicos entre 10 y 100 mW (Q. Zhang *et al.*, 2024). Por otro lado, el óxido de estaño (SnO_2) ha surgido en los últimos años como uno de los compuestos más utilizados para la detección de gases debido a su bajo costo, buena estabilidad química y adecuada respuesta frente a compuestos orgánicos volátiles (Das & Jayaraman, 2014). Su mecanismo de detección se basa en la interacción entre el gas objetivo y la superficie del material, lo que provoca cambios en su conductividad eléctrica. Sus propiedades de detección pueden mejorarse mediante el dopaje con metales nobles como Pd, Pt, Au, Ag, Ru y Rh (Bi *et al.*, 2020; Chung *et al.*, 2014; Kocemba & Rynkowski, 2011; Kou *et al.*, 2020; R.-J. Wu *et al.*, 2013; Yao *et al.*, 2020), así como mediante la formación de compuestos con otros óxidos metálicos, como In_2O_3 , ZnO , WO_3 , Fe_2O_3 y CuO (Chakraborty & Pal, 2019; Li *et al.*, 2023; Liu *et al.*, 2017; Park *et al.*, 2020; Q. Zhang *et al.*, 2024; Zhu *et al.*, 2019), lo que favorece la transferencia de carga y mejora la respuesta frente a gases específicos.

Diagnóstico no invasivo, tecnologías portátiles y desarrollo sustentable

En la actualidad, la sustentabilidad energética está incluida de manera intrínseca en todos los desarrollos tecnológicos, y el área de la salud no es la excepción, de ahí que el desarrollo de sensores no invasivos para la glucosa impulsa la eficiencia energética y el desarrollo sustentable al reducir el uso de materiales desechables como las lancetas y tiras reactivas, el consumo acumulado de estos materiales genera una cantidad considerable de residuos biomédicos y

plásticos que requieren un manejo adecuado para evitar riesgos sanitarios y ambientales , además de que se busca la miniaturización con el uso de los sensores en forma de película delgada a base de materiales no contaminantes.

Además, la adquisición periódica de consumibles supone un costo recurrente tanto para los pacientes como para los sistemas de salud. En contraste, los sensores de aliento eliminan la necesidad de realizar punciones repetidas y reducen significativamente el uso de materiales desechables, favoreciendo estrategias de monitoreo más sostenibles.

En la Tabla 2, se presentan algunas ventajas del uso de un diagnóstico no invasivo mediante un sensor de aliento, que trascienden el ámbito clínico.

Tabla 2. Comparación entre el monitoreo convencional de glucosa y los sensores de aliento en términos de generación de residuos, consumo de materiales, eficiencia energética y accesibilidad

Aspecto	Monitoreo convencional (glucómetro)	Sensor de aliento
Muestra requerida	Sangre	Aliento exhalado
Procedimiento	Invasivo	No invasivo
Consumibles	Lancetas, tiras reactivas, agujas	No requiere consumibles de un solo uso
Residuos biomédicos	Elevados	Mínimos
Portabilidad	Alta	Alta
Consumo energético	Moderado	Bajo (MEMS: 10–100 mW)
Monitoreo continuo	Limitado	Potencialmente continuo
Aplicación en zonas con acceso limitado	Moderada	Alta

Nota: Elaboración propia con información adaptada de (American Diabetes Association, 2007; Das & Jayaraman, 2014; International Diabetes Federation, 2025.; Jadhav *et al.*, 2024; C. Wang & Sahay, 2009; Y. Zhang *et al.*, 2025)

El uso de la nanotecnología en la fabricación de sensores permite reducir el consumo de energía en dispositivos portátiles cada vez más compactos, a veces con valores máximos del orden de algunos cientos de mW (Y. Zhang *et al.*, 2025). Se espera también que al contar con dispositivos portátiles de análisis de glucosa y con capacidades de mayor durabilidad puedan ser usados en casas y comunidades alejadas de las grandes ciudades que tienen una infraestructura de salud limitada. Si el dispositivo tiene acceso a la red de internet, podría enviar datos en tiempo real al médico responsable y evitar complicaciones asociadas al aumento de la glucosa en los pacientes.

Adicionalmente, el empleo de materiales semiconductores como el SnO₂ constituye una alternativa debido a su bajo costo de producción, estabilidad química y facilidad de síntesis mediante diversos métodos, características que favorecen el desarrollo de sensores económicamente accesibles y con potencial de fabricación a gran escala. La combinación de estos materiales con técnicas de microfabricación y estrategias de dopaje permite mejorar la sensibilidad y selectividad sin incrementar significativamente el consumo energético del dispositivo.

Los avances en sensores de aliento basados en óxidos metálicos no solo representan una alternativa viable para el monitoreo no invasivo de la diabetes, sino que también contribuyen al desarrollo de tecnologías médicas más sustentables. La reducción del uso de insumos desechables, la disminución de residuos biomédicos, la eficiencia energética, la miniaturización y la posibilidad de ampliar el acceso al diagnóstico posicionan a estos dispositivos como una herramienta alineada con los principios de la innovación sostenible y con los objetivos de fortalecer sistemas de salud más accesibles, eficientes y ambientalmente responsables.

Aplicaciones actuales con el aliento para la salud

El análisis del aliento tiene múltiples aplicaciones en la medicina, aprovechando la presencia de COV como biomarcadores de procesos fisiológicos y patológicos. Una de las que más han sido estudiadas es el diagnóstico y monitoreo de la diabetes, donde la detección de acetona en el aliento se ha relacionado con alteraciones en el metabolismo de la glucosa (Gudiño-Ochoa *et al.*, 2024; Marfatia *et al.*, 2025; Vosshage *et al.*, 2026).

En enfermedades respiratorias, el análisis del aliento se emplea para detectar afecciones como el asma y la EPOC, mediante biomarcadores asociados con inflamación pulmonar (Gaffney *et al.*, 2020). En enfermedades infecciosas, se han detectado patógenos mediante el reconocimiento de perfiles específicos de COV, como en el caso de la tuberculosis y COVID-19 (Shan *et al.*, 2020). En el campo de la oncología, se ha utilizado como herramienta de detección temprana de distintos tipos de cáncer, incluyendo cáncer de pulmón, mama y gastrointestinal (Peng *et al.*, 2010). Además, el estudio del aliento se ha aplicado en la evaluación del estrés oxidativo y metabolismo lipídico y niveles de colesterol, mediante la identificación de compuestos como el isopreno (Karl *et al.*, 2001). Los avances en el desarrollo de sensores de gases y biosensores han impulsado significativamente las posibilidades del análisis del aliento, consolidándolo como una herramienta clave para la medicina personalizada y el desarrollo de tecnologías de diagnóstico no invasivo.

Retos

A pesar del gran potencial de los sensores de aliento como herramienta para el diagnóstico no invasivo, su implementación en la práctica clínica y a gran escala aún enfrenta importantes desafíos técnicos y clínicos. Uno de los principales consiste en mejorar la selectividad de los sensores, ya que el aliento humano contiene una mezcla compleja de COV presentes a diferentes concentraciones. Esta complejidad puede generar interferencias que dificulten la identificación precisa de un biomarcador específico, como la acetona en el caso de la diabetes. La sensibilidad y la estabilidad también representan aspectos críticos, especialmente cuando se requiere detectar compuestos presentes en concentraciones muy bajas (ppm, ppb o incluso ppt). Asimismo, factores ambientales como la humedad y la temperatura pueden modificar la respuesta del sensor, afectando su reproducibilidad, confiabilidad y desempeño durante mediciones prolongadas (Georgeous *et al.*, 2025; Wei *et al.*, 2024).

Además de los retos tecnológicos, aún es necesaria una mayor validación clínica que permita establecer correlaciones consistentes entre la concentración de biomarcadores en el aliento y los parámetros fisiológicos obtenidos mediante análisis sanguíneos. La disponibilidad de estudios clínicos con poblaciones más amplias y protocolos estandarizados contribuirá a fortalecer la evidencia necesaria para su incorporación en la práctica médica. Otro aspecto por resolver es la integración de estas tecnologías en dispositivos comercialmente viables. Aunque los sensores portátiles y los sistemas basados en MEMS han mostrado avances importantes, todavía es necesario optimizar su diseño, incrementar su vida útil, reducir los costos de fabricación y mejorar su accesibilidad para favorecer su aceptación en los sistemas de salud (Xie *et al.*, 2020). A pesar de estos desafíos, el desarrollo de materiales avanzados, como los óxidos metálicos nanoestructurados de SnO₂, junto con el desarrollo de nuevas estrategias de fabricación y miniaturización, permite prever que los sensores de gases desempeñarán un papel cada vez más relevante en el diagnóstico no invasivo de la diabetes. Su implementación no solo podría mejorar el monitoreo clínico de los pacientes, sino también contribuir a una atención médica más sustentable mediante la reducción del uso de insumos desechables, la disminución de residuos biomédicos y el desarrollo de dispositivos portátiles de bajo consumo energético.

Conclusiones

El análisis del aliento humano se perfila como una de las estrategias más prometedoras para el desarrollo de tecnologías de diagnóstico no invasivo, al permitir detectar biomarcadores metabólicos de manera rápida, segura y con un menor impacto para el paciente. Entre ellos, la acetona ha demostrado un elevado potencial para el monitoreo de la diabetes, debido a su estrecha relación con las alteraciones del metabolismo de la glucosa. En los últimos años, los sensores de gases basados en óxidos metálicos nanoestructurados, particularmente en SnO₂, han mejorado significativamente la sensibilidad, la selectividad y la portabilidad de estos dispositivos. De manera complementaria, la incorporación de MEMS y otras estrategias de miniaturización ha favorecido el desarrollo de sensores con menor consumo energético y mayor potencia para aplicaciones portátiles, acercando estas tecnologías a escenarios de monitoreo continuo y medicina personalizada. Aún persisten desafíos importantes, como la selectividad frente a mezclas complejas de gases, la estabilidad de los sensores, la influencia de variables ambientales y la necesidad de establecer correlaciones entre los biomarcadores en el aliento y los parámetros fisiológicos en sangre. En la actualidad el desarrollo de sensores para gases basados en nanomateriales representa una oportunidad para transformar el diagnóstico médico hacia enfoques más cómodos para el paciente, además de accesibles económicamente y personalizados, colocando a los sensores de gases como una herramienta clave en la medicina.

Desde una perspectiva de sustentabilidad, los sensores de aliento basados en SnO_2 ofrecen ventajas que trascienden el ámbito tecnológico. La reducción de residuos biomédicos, el menor consumo energético, la posibilidad de miniaturización y la ampliación del acceso al monitoreo convierten a estos dispositivos en una alternativa alineada con los principios de la salud pública y el desarrollo sostenible. Aunque aún existen retos para su validación clínica, los avances muestran que estos sensores podrían desempeñar un papel relevante en el diseño de diagnósticos más eficientes, accesibles y ambientalmente responsables.

Bibliografía

- American Diabetes Association. (2007). Nutrition recommendations and interventions for diabetes: A position statement of the American Diabetes Association. *Diabetes Care*, 30(Suppl. 1), S48–S65. <https://doi.org/10.2337/dc07-S048>
- Bajtarevic, A., Ager, C., Pienz, M., Klieber, M., Schwarz, K., Ligor, M., Ligor, T., Filipiak, W., Denz, H., Fiegl, M., Hilbe, W., Weiss, W., Lukas, P., Jamnig, H., Hackl, M., Haidenberger, A., Buszewski, B., Miekisch, W., Schubert, J., & Amann, A. (2009). Noninvasive detection of lung cancer by analysis of exhaled breath. *BMC Cancer*, 9, 348. <https://doi.org/10.1186/1471-2407-9-348>
- Bandodkar, A. J., & Wang, J. (2014). Non-invasive wearable electrochemical sensors: A review. *Trends in Biotechnology*, 32(7), 363–371. <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2014.04.005>
- Basto Abreu, A., Reyes García, A., & Barrientos-Gutiérrez, T. (2025). ¿Cómo está la diabetes en México? Instituto Nacional de Salud Pública.
- Bi, W., Wang, W., & Liu, S. (2020). Synthesis of Rh– SnO_2 nanosheets and ultra-high triethylamine sensing performance. *Journal of Alloys and Compounds*, 817, 152730. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2019.152730>
- Bruen, D., Delaney, C., Florea, L., & Diamond, D. (2017). Glucose sensing for diabetes monitoring: Recent developments. *Sensors*, 17(8), 1866. <https://doi.org/10.3390/s17081866>
- Buszewski, B., Ulanowska, A., Ligor, T., Denderz, N., & Amann, A. (2009). Analysis of exhaled breath from smokers, passive smokers and non-smokers by solid-phase microextraction gas chromatography/mass spectrometry. *Biomedical Chromatography*, 23, 551–556. <https://doi.org/10.1002/bmc.1141>
- Chakraborty, S., & Pal, M. (2019). Highly selective and stable acetone sensor based on chemically prepared bismuth ferrite nanoparticles. *Journal of Alloys and Compounds*, 787, 1204–1211. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2019.02.153>
- Chen, H., Cai, R., Patel, J., Dong, F., Chen, H., & Minter, S. D. (2019). Upgraded bioelectrocatalytic N_2 fixation: From N_2 to chiral amine intermediates. *Journal of the American Chemical Society*, 141(12), 4963–4971. <https://doi.org/10.1021/jacs.9b00147>
- Chen, H., Wortmann, A., Zhang, W., & Zenobi, R. (2007). Rapid in vivo fingerprinting of nonvolatile compounds in breath by extractive electrospray ionization quadrupole time-of-flight mass spectrometry. *Angewandte Chemie International Edition*, 46, 580–583. <https://doi.org/10.1002/anie.200602942>
- Chung, F.-C., Wu, R.-J., & Cheng, F.-C. (2014). Fabrication of a Au@ SnO_2 core-shell structure for gaseous formaldehyde sensing at room temperature. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 190, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2013.08.037>
- Das, S., & Jayaraman, V. (2014). SnO_2 : A comprehensive review on structures and gas sensors. *Progress in Materials Science*, 66, 112–255. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2014.06.003>
- Das, S., Mahapatra, P. L., Mondal, P. P., Das, T., Pal, M., & Saha, D. (2021). A highly sensitive cobalt chromite thick film based trace acetone sensor with fast response and recovery times for the detection of diabetes from exhaled breath. *Materials Chemistry and Physics*, 262, 124291. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2021.124291>
- Di Francesco, F., Fuoco, R., Trivella, M. G., & Ceccarini, A. (2005). Breath analysis: Trends in techniques and clinical applications. *Microchemical Journal*, 79(1–2), 405–410. <https://doi.org/10.1016/j.microc.2004.10.008>
- Franco, J. H., Klunder, K. J., Russell, V., de Andrade, A. R., & Minter, S. D. (2020). Hybrid enzymatic and organic catalyst cascade for enhanced complete oxidation of ethanol in an electrochemical micro-reactor device. *Electrochimica Acta*, 331, 135254. <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2019.135254>
- Gaffney, E. M., Lim, K., & Minter, S. D. (2020). Breath biosensing: Using electrochemical enzymatic sensors for detection of biomarkers in human breath. *Current Opinion in Electrochemistry*, 23, 26–30. <https://doi.org/10.1016/j.coelec.2020.02.014>
- Georgous, J., Albasha, L., & Hussein, G. A. (2025). A review of acetone vapor sensors for non-invasive diabetes diagnosis and management: Technologies, challenges and future directions. *IEEE Access*, 13, 121261–121283. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2025.3584863>
- Grattieri, M., & Minter, S. D. (2018). Self-powered biosensors. *ACS Sensors*, 3, 44–53. <https://doi.org/10.1021/acssensors.7b00818>
- Gudiño-Ochoa, A., García-Rodríguez, J. A., Ochoa-Ornelas, R., Cuevas-Chávez, J. L., & Sánchez-Arias, D. A. (2024). Noninvasive diabetes detection through human breath using TinyML-powered e-nose. *Sensors*, 24(4), 1294. <https://doi.org/10.3390/s24041294>
- International Diabetes Federation. (2025). *México: Diabetes data*. IDF Diabetes Atlas.
- Jadhav, M. R., Wankhede, P. R., Srivastava, S., Bhargaw, H. N., & Singh, S. (2024). Breath-based biosensors and system development for noninvasive detection of diabetes: A review. *Diabetes & Metabolic Syndrome: Clinical Research & Reviews*, 18(1), 102931. <https://doi.org/10.1016/j.dsx.2023.102931>
- Kao, K.-W., Hsu, M.-C., Chang, Y.-H., Gwo, S., & Yeh, J. A. (2012). A sub-ppm acetone gas sensor for diabetes detection using 10 nm thick ultrathin InN FETs. *Sensors*, 12(6), 7157–7168. <https://doi.org/10.3390/s120607157>
- Karl, T., Prazeller, P., Mayr, D., Jordan, A., Rieder, J., Fall, R., & Lindinger, W. (2001). Human breath isoprene and its relation to blood cholesterol levels: New measurements and modeling. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 762–770. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.2.762>
- Kocemba, I., & Rynkowski, J. (2011). The influence of catalytic activity on the response of Pt/ SnO_2 gas sensors to carbon monoxide and hydrogen. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 155(2), 659–666. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2011.01.026>
- Kou, X., Meng, F., Chen, K., Wang, T., Sun, P., Liu, F., Yan, X., Sun, Y., Liu, F., Shimanoe, K., & Lu, G. (2020). High-performance acetone gas sensor based on Ru-doped SnO_2 nanofibers. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 320, 128292. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2020.128292>
- Li, X.-B., Wang, D., Gao, C., Zhao, X.-L., Sun, S., Ren, Y.-y., Zhang, Q.-q., Dang, J.-f., & Liu, Q. (2023). Isobutanol gas sensor based on Fe_2O_3 – SnO_2 heterostructure nanostructure. *Vacuum*, 218, 112624. <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2023.112624>

- Liu, J., Wang, T., Wang, B., Sun, P., Yang, Q., Liang, X., Song, H., Yang, T., Zhang, C., Lu, G., & Shimanoe, K. (2017). Highly sensitive and low detection limit of ethanol gas sensor based on hollow ZnO/SnO₂ spheres composite material. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 245, 551–559. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2017.01.148>
- Marfatia, K., Beet, L., Dabscheck, R., Kritharides, L., & Dabscheck, G. (2025). Is breath best? A systematic review on the accuracy and utility of nanotechnology-based breath analysis of ketones in type 1 diabetes. *Biosensors*, 15(1), 62. <https://doi.org/10.3390/bios15010062>
- Martinez-Lozano Sinues, P., Kohler, M., & Zenobi, R. (2013). Human breath analysis may support the existence of individual metabolic phenotypes. *PLOS ONE*, 8(4), e59909. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0059909>
- Mitsubayashi, K., & Arakawa, T. (2016). Cavity sensors: Contact lens type sensors & mouthguard sensors. *Electroanalysis*, 28, 1170–1187. <https://doi.org/10.1002/elan.201600083>
- Monteiro, T., & Almeida, M. G. (2019). Electrochemical enzyme biosensors revisited: Old solutions for new problems. *Critical Reviews in Analytical Chemistry*, 49(1), 44–66. <https://doi.org/10.1080/10408347.2018.1461552>
- Park, K.-R., Cho, H.-B., Lee, J., Song, Y., Kim, W., & Choa, Y. (2020). Design of highly porous SnO₂-CuO nanotubes for enhancing H₂S gas sensor performance. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 302, 127179. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2019.127179>
- Pauling, L., Robinson, A. B., Teranishi, R., & Cary, P. (1971). Quantitative analysis of urine vapor and breath by gas-liquid partition chromatography. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 68(10), 2374–2376. <https://doi.org/10.1073/pnas.68.10.2374>
- Peng, G., Hakim, M., Broza, Y. Y., Billan, S., Abdah-Bortnyak, R., Kuten, A., Tisch, U., & Haick, H. (2010). Detection of lung, breast, colorectal, and prostate cancers from exhaled breath using a single array of nanosensors. *British Journal of Cancer*, 103, 542–551. <https://doi.org/10.1038/sj.bjc.6605810>
- Rasmussen, M., Abdellaoui, S., & Minter, S. D. (2016). Enzymatic biofuel cells: 30 years of critical advancements. *Biosensors and Bioelectronics*, 76, 91–102. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2015.06.029>
- Safarkhani, M., Aldhafer, A., Heidari, G., Zare, E. N., Warkiani, M. E., Akhavan, O., Huh, Y. S., & Rabiee, N. (2024). Nanomaterial-assisted wearable glucose biosensors for noninvasive real-time monitoring: Pioneering point-of-care and beyond. *Nano Materials Science*, 6(3), 263–283. <https://doi.org/10.1016/j.nanoms.2023.11.009>
- Shan, B., Broza, Y. Y., Li, W., Wang, Y., Wu, S., Liu, Z., Wang, J., Gui, S., Wang, L., Zhang, Z., Liu, W., Zhou, S., Jin, W., Zhang, Q., Hu, D., Lin, L., Zhang, Q., Li, W., Wang, J., Liu, H., Pan, Y., & Haick, H. (2020). Multiplexed nanomaterial-based sensor array for detection of COVID-19 in exhaled breath. *ACS Nano*, 14(9), 12125–12132. <https://doi.org/10.1021/acsnano.0c05657>
- Singh, L., Jain, H., Kaur, S., Sharma, S., Samuel, H. S., & Sweetey. (2026). Quantum nanomaterials in breath-based biosensing: A paradigm shift in non-invasive disease diagnostics. *Hybrid Advances*, 12, 100632. <https://doi.org/10.1016/j.hybadv.2026.100632>
- Vosshage, K. I., Swift, J. R., Kim, A., Brooke-Wavell, K., Soltoggio, A., Stolzing, A., & Turner, M. A. (2026). A review of ageing related biomarkers in breath. *Ageing Research Reviews*, 117, 103066. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2026.103066>
- Wang, C., & Sahay, P. (2009). Breath analysis using laser spectroscopic techniques: Breath biomarkers, spectral fingerprints, and detection limits. *Sensors*, 9(10), 8230–8262. <https://doi.org/10.3390/s91008230>
- Wang, L., Teleki, A., Pratsinis, S. E., & Gouma, P. I. (2008). Ferroelectric WO₃ nanoparticles for acetone selective detection. *Chemistry of Materials*, 20(15), 4794–4796. <https://doi.org/10.1021/cm800761e>
- Wei, S., Li, Z., Murugappan, K., Li, Z., Lysevych, M., Vora, K., Tan, H. H., Jagadish, C., Karawdeniya, B. I., Nolan, C. J., Tricoli, A., & Fu, L. (2024). Nanowire array breath acetone sensor for diabetes monitoring. *Advanced Science*, 2309481. <https://doi.org/10.1002/adv.202309481>
- Wu, R., Ma, C., & Zhu, Z. (2020). Enzymatic electrosynthesis as an emerging electrochemical synthesis platform. *Current Opinion in Electrochemistry*, 19, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.coelec.2019.08.004>
- Wu, R.-J., Lin, D.-J., Yu, M.-R., Chen, M. H., & Lai, H.-F. (2013). Ag@SnO₂ core-shell material for use in fast-response ethanol sensor at room operating temperature. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 178, 185–191. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2012.12.052>
- Xie, D., Liu, R., Yang, Y., Xue, F., Wang, P., & Wang, W. (2020). From ceramic tube to microcantilever: A new strategy for low power, fast heating and high integrated metal oxide semiconductor gas sensor. *International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales*, 1–6.
- Yao, L., Li, Y., Ran, Y., Yang, Y., Zhao, R., Su, L., Kong, Y., Ma, D., Chen, Y., & Wang, Y. (2020). Construction of novel Pd-SnO₂ composite nanoporous structure as a high-response sensor for methane gas. *Journal of Alloys and Compounds*, 826, 154063. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2020.154063>
- Zhang, Q., Xu, H., Liu, D., Li, X., Hu, X., Yang, B., Wang, Y., Ren, Y., & Huang, L. (2024). SnO₂ nanoparticles-decorated In₂O₃ and their enhanced acetone gas sensing properties. *Vacuum*, 225, 113240. <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2024.113240>
- Zhu, Y., Wang, H., Liu, J., Yin, M., Yu, L., Zhou, J., Shi, X., Al-Ghamdi, A. A., Al-Hartomy, O. A., & Qiao, F. (2019). High-performance gas sensors based on the WO₃-SnO₂ nanosphere composites. *Journal of Alloys and Compounds*, 782, 789–795. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2018.12.178>