
Diseño de un biosensor SAW para medir una reacción redox

Aldo Renato Avila Escobar



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



Diseño de un biosensor SAW para medir una reacción redox

Trabajo de graduación presentado por Aldo Renato Avila Escobar para
optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica

Guatemala,

2025

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



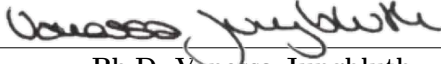
Diseño de un biosensor SAW para medir una reacción redox


Trabajo de graduación presentado por Aldo Renato Avila Escobar para
optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica

Guatemala,

2025

Vo.Bo.:

(f) 
Ph.D. Vanessa Jungbluth

(f) 
M.Sc. Carlos Esquit Hernández

Fecha de aprobación: Guatemala, 20 de noviembre de 2025.

En primer lugar, agradezco a mi asesor PhD. Gabriel Barrientos, por su guianza, tiempo y por siempre estar alentándome a dar lo mejor de mi en este trabajo de graduación. También agradezco a mi supervisora PhD. Vanessa Jungbluth, por sus comentarios, apoyo y acompañamiento durante el desarrollo del proyecto.

También extiendo mi agradecimiento a la Universidad del Valle de Guatemala, por brindar los recursos, espacios y apoyo técnico necesarios para el desarrollo de esta investigación.

A mis compañeros y amigos, gracias por su apoyo constante, palabras de ánimo y colaboración durante este proceso. Gracias por hacer de estos años una experiencia inolvidable.

Le agradezco con cariño, a mi familia, cuyo amor, comprensión y fuerza han sido fundamentales para que pudiera culminar este trabajo. Este logro también es suyo. Así como a mi novia, por su paciencia, cariño y apoyo incondicional en los momentos más difíciles.

Este trabajo va con una dedicación especial a mi mascota Greeicy, quien me acompañó durante la mayor parte de mi carrera pero lamentablemente ya no está conmigo. Su compañía y alegría siempre me motivaron a seguir adelante.

Prefacio	I
Índice de figuras	V
Índice de cuadros	VI
Resumen	VII
Abstract	VIII
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
3. Justificación	4
4. Objetivos	6
4.1. Objetivo general	6
4.2. Objetivos específicos	6
5. Alcance	7
6. Marco teórico	8
6.1. Aplicaciones iniciales	8
6.2. Dispositivos SAW y Transductores Interdigitales (IDT)	9
6.3. Modelo de Mason	13
6.4. <i>Impulse Response Model</i> (IRM)	14
6.5. Espectroscopía de impedancias electroquímicas	15
7. Metodología	19
7.1. Definición de parámetros del dispositivo y preparación para el modelado básico	19
7.2. Recreación del modelo de respuesta al impulso en Matlab	20
7.3. Experimentación y optimización	23
7.4. Implementación del circuito Randles	25

7.5. Cálculo de la resistencia de transferencia de carga	26
7.6. Implementación y obtención de resultados	26
7.7. Acoplamiento del modelo de Randles con el modelo de respuesta al impulso .	27
8. Resultados	29
9. Discusión	37
10. Conclusiones	40
11. Recomendaciones	42
12. Referencias	43
13. Anexos	46
13.1. Códigos de simulación utilizados	46

1.	Parámetros que pueden detectar las ondas SAW [4]	2
2.	Configuraciones de transductores interdigitales (IDT) empleadas en dispositivos de ondas acústicas superficiales (SAW)	11
3.	Diseño de un dispositivo SAW con dos IDT en configuración bidireccional. Esta imagen fue obtenida de [19]	12
4.	Diseño simple de un dispositivo SAW inalámbrico [19]	12
5.	Ejemplo de un biosensor SAW [4]	13
6.	Modelo de circuito equivalente para dispositivos SAW usando el modelo de Mason [22]	14
7.	Circuito equivalente del modelo de respuesta al impulso (IRM) [25]	15
8.	Modelo de circuitos con distintos procesos faradaicos [30]	16
9.	Circuito equivalente Randles [30]	16
10.	Respuesta del circuito Randles sin elemento de Warburg [27]	18
11.	Distintas respuestas esperadas del circuito Randles con elemento de Warburg [31]	18
12.	Subcircuito TANEQ en LTspice	22
13.	Subcircuito CSCEQ en LTspice	22
14.	Simulación de IDTs emisor/receptor de dos dedos en LTspice	23
15.	Subcircuito FPAIR IN	24
16.	Subcircuito FPAIR OUT	24
17.	Subcircuito de 3 pares de dedos	25
18.	Diseño propuesto de un biosensor SAW hecho en LiTaO ₃	30
19.	Simulación de Matlab con escala en decibelios de la respuesta en frecuencia de un dispositivo SAW hecho en LiTaO ₃	31
20.	Simulación de Matlab de la conductancia de radiación normalizada de un dispositivo SAW hecho en LiTaO ₃	31
21.	Simulación de Matlab de la pérdida por inserción de un dispositivo SAW hecho en LiTaO ₃	32
22.	Simulación de Matlab de la susceptancia acústica de un dispositivo SAW hecho en LiTaO ₃	32

23.	Simulación de Matlab de la impedancia de entrada de un dispositivo SAW hecho en LiTaO_3	33
24.	Esquemático de LTspice para un IDT emisor de 12 dedos	33
25.	Magnitud y fase del voltaje de salida de IDT receptor de 2 dedos	34
26.	Magnitud y fase del voltaje de salida de IDT receptor de 6 dedos	34
27.	Magnitud y fase del voltaje de salida de IDT receptor de 12 dedos	34
28.	Diagrama Bode de magnitud para un circuito randles con diferentes concen- traciones de glucosa	35
29.	Diagrama Bode de fase para un circuito randles con diferentes concentraciones de glucosa	35
30.	Diagrama de Nyquist para un circuito randles con diferentes concentraciones de glucosa	36
31.	Comparación de la pérdida por inserción normalizada del biosensor SAW con una reacción redox y el dispositivo base	36

Índice de cuadros

1. Valores de diseño para un biosensor SAW de LiTaO_3 en configuración delay line	29
--	----

Los biosensores *surface acoustic waves* (SAW) son dispositivos que emplean ondas acústicas de superficie para detectar cambios en el entorno, provocados por biomoléculas o modificaciones en las propiedades físicas y químicas de la superficie [1]. Estas ondas se generan y detectan mediante *interdigital transducers* (IDTs), cuya configuración y diseño determinan su eficiencia y la frecuencia de operación. Aunque se han desarrollado investigaciones exitosas en laboratorio, aún no existen aplicaciones comerciales [2], lo que evidencia la necesidad de continuar explorando este campo para facilitar el desarrollo de biosensores SAW prácticos y accesibles. El presente trabajo tiene como objetivo diseñar y simular un biosensor SAW orientado a medir variaciones en la superficie piezoeléctrica ocasionadas por reacciones de redox. Se emplearon modelos eléctricos y numéricos como el modelo de Mason y el método de respuesta a el impulso, implementados en Matlab y LTspice, para el diseño del biosensor. Los modelos simulan la respuesta de los IDTs, lo que permitió establecer parámetros de diseño y sentar bases para la implementación de prototipos y transmisión de datos hacia dispositivos externos. Estos modelos dieron como resultado comportamientos esperados de dispositivos SAW que se ajustan al diseño previsto y permiten ajustar de forma rápida parámetros como la frecuencia de operación y la el ancho de banda. Asimismo, se analizaron reacciones redox con el circuito Randles, el cual nos permitía calcular la impedancia de la interfaz electrodo-electrolito durante una reacción redox. Esto sirvió para identificar posibles cambios en la respuesta del dispositivo.

Palabras clave: biosensor SAW, reacciones redox, IDTs, Matlab, LTspice *keywords in English.*

The *surface acoustic wave* (SAW) biosensors are devices that employ surface acoustic waves to detect changes in the environment caused by biomolecules or by modifications in the physical and chemical properties of the surface [1]. These waves are generated and detected through *interdigital transducers* (IDTs), whose configuration and design determine their efficiency and operating frequency. Although successful laboratory research has been carried out, there are still no commercial applications [2], which highlights the need to continue exploring this field to facilitate the development of practical and accessible SAW biosensors. The present work aims to design and simulate a SAW biosensor intended to measure variations on the piezoelectric surface caused by redox reactions. Electrical and numerical models such as the Mason model and the impulse response method were implemented in Matlab and LTspice for the design of the biosensor. These models simulate the response of the IDTs, which allowed establishing design parameters and laying the groundwork for prototype implementation and data transmission toward external devices. The models produced expected behaviors for SAW devices that match the intended design and enable rapid adjustment of parameters such as operating frequency and bandwidth. Likewise, redox reactions were analyzed using the Randles circuit, which allowed calculating the impedance of the electrode–electrolyte interface during a redox reaction. This helped identify possible changes in the device response.

Keywords: SAW biosensor, redox reactions, IDTs, MATLAB, LTspice.

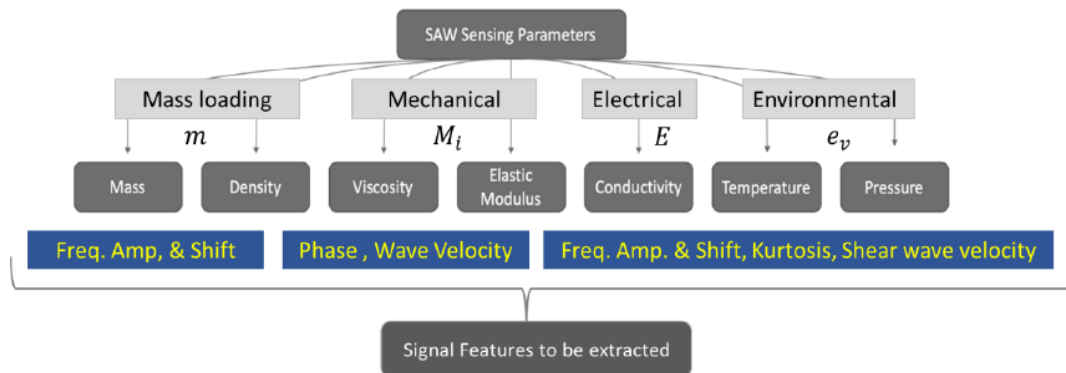
En la actualidad, el desarrollo de tecnologías de detección rápidas, precisas y miniaturizadas es esencial para el diagnóstico temprano y el monitoreo de enfermedades. Dentro de este contexto, los biosensores han cobrado relevancia por su capacidad de transformar reacciones biológicas o químicas en señales eléctricas medibles. Este trabajo busca contribuir al avance de este campo mediante el diseño y simulación de un biosensor basado en ondas acústicas de superficie (SAW), cuyo principio de funcionamiento permite detectar variaciones en la superficie de un material piezoeléctrico originadas por procesos físico-químicos. Esta tecnología aún no cuenta con aplicaciones comerciales, pese a los resultados prometedores obtenidos en estudios de laboratorio [2] [3].

El trabajo propone el diseño y simulación de un biosensor SAW capaz de medir variaciones interfaciales derivadas de una reacción redox de glucosa, empleando como sustrato el material piezoeléctrico LiTaO_3 (corte X) y transductores interdigitales (IDT) de cobre. Esto se logra mediante la implementación de modelos eléctricos equivalentes que representan tanto el comportamiento acústico del dispositivo SAW, en el caso del modelo de Mason y el *Impulse Response Model* (IRM), como la respuesta electroquímica de la interfaz electrodo-electrolito, con el circuito Randles. Las simulaciones se realizaron en MATLAB R2023b y LTspice 24.1.9. Con las simulaciones se optimizó el diseño del IDT y evaluó la respuesta del sistema ante distintas concentraciones de glucosa.

En los capítulos siguientes se presentan los antecedentes teóricos de los dispositivos SAW y los fundamentos electroquímicos relevantes (capítulos 2 y 5), así como la justificación, que busca establecer el contexto y la importancia del proyecto (Capítulo 3). El capítulo de objetivos define las metas específicas del trabajo (Capítulo 4) y posteriormente se describe la metodología empleada para la creación del diseño del biosensor SAW (Capítulo 6). La sección de resultados (Capítulo 7) expone los hallazgos obtenidos a partir de las simulaciones, mientras que la discusión (Capítulo 8) analiza estos resultados en relación con la teoría. Por último, las conclusiones y recomendaciones (Capítulos 9 y 10) resumen los logros del proyecto y sugieren posibles direcciones para investigaciones futuras.

Las ondas acústicas de superficie (*surface acoustic waves*, SAW) son ondas que se propagan en la parte superior de una superficie de forma guiada [4]. La superficie está compuesta de un material piezoeléctrico por el cual las ondas se generan y propagan. Estas se generan a través de *interdigital transducers* (IDTs), los cuales son responsables de alterar las características eléctricas del material piezoeléctrico, así transformando las señales eléctricas en ondas electromecánicas y viceversa. Las ondas SAW pueden utilizarse para detectar distintos cambios en el ambiente. La onda puede verse alterada dependiendo de cambios de masa, pH, propiedades eléctricas o mecánicas (Figura 1). Es fundamental conocer las características del tipo de onda utilizada. Por ejemplo, las ondas Rayleigh y las ondas SH tienen propiedades distintas que influyen en su interacción con el medio, lo que hace que utilizarlas en este proyecto sea ventajoso, ya que se ha probado su funcionamiento en medios líquidos [5]. Además, el material de la superficie influye en el tipo de onda generada. Por ejemplo, el niobato de litio puede producir las ondas mencionadas anteriormente, pero todo depende del ángulo de corte que tenga la superficie [4].

Figura 1. Parámetros que pueden detectar las ondas SAW [4]



Los biosensores son dispositivos que miden reacciones químicas o biológicas, generando señales proporcionales al analito que se encuentra en la reacción [6]. Los biosensores que utilizan tecnologías SAW para la detección de agentes biológicos han sido desarrollados desde hace ya bastante tiempo. Estos mayormente se basan en las alteraciones que ocurren en las ondas cuando cambia la masa de la superficie. Normalmente ocurre un cambio en la masa cuando un anticuerpo que se encuentra en la superficie se une al analito que está tratando de detectar, así incrementando su masa. Sin embargo, este no es el único método que se ha utilizado en estos biosensores. Se ha estudiado de forma exitosa la implementación de un biosensor que detecta glucosa a través de los cambios de pH que sufre la superficie cuando la glucosa reacciona con su enzima [3]. Cabe resaltar que, hoy en día, a pesar de que se han realizado varias investigaciones sobre cómo se puede implementar la tecnología SAW en biosensores, no existe ningún producto en el mercado; solamente ha habido pruebas exitosas en ambientes de laboratorio [2].

Hoy en día existen varios tipos de biosensores, los cuales hacen que la detección de enfermedades y la medición de biomarcadores sea un proceso más rápido y fácil para el usuario. La investigación en este campo es muy importante, ya que nos asegura que los dispositivos que salgan al mercado darán las lecturas correctas y serán confiables para realizar diagnósticos [6]. Lo que se desea lograr es crear un sensor que pueda ser implantado, ya que las personas que necesitan lecturas constantes y precisas se ven beneficiadas de una aplicación como esta. Un ejemplo de una enfermedad que se beneficia de tener mediciones constantes es la diabetes; estudios han demostrado que los dispositivos de medición continua de glucosa son de gran ayuda en el tratamiento de esta enfermedad, ya que, acompañado de inyecciones de insulina, una medición constante puede ayudar al usuario a reducir los riesgos de la diabetes [7].

La tecnología de *surface acoustic waves* (SAW) tiene varios estudios que buscan determinar su eficacia en el mundo de la biomédica. Esto, ya que estudios describen a los biosensores basados en esta tecnología como herramientas poderosas para aplicaciones que requieren detecciones rápidas [8]. A pesar de los avances que ha tenido la tecnología durante los años, la mayoría de los casos de estudio solo son replicables en ambientes de laboratorio; para que estos lleguen al mercado se necesita una producción más amigable [2]. Por eso mismo, la investigación sigue siendo prioridad para lograr alcanzar el potencial esperado de estos biosensores. Para demostrar el alcance de esta tecnología, se ha elegido un caso de uso específico: un sensor para la detección de glucosa en sangre, tomando en cuenta que este podría llegar a ser implantado. El primer biosensor electroquímico desarrollado por Clark y Lyons en 1962 usaba el principio de las reacciones redox para medir glucosa [9]. Por esa misma razón, el biosensor SAW será diseñado para que pueda ser capaz de medir algún cambio que esta reacción genere en la superficie de este. El biosensor de glucosa no es más que el medio por el cual se explora el potencial de la tecnología en cuestión.

Existen diversos materiales que se pueden utilizar para la fabricación de biosensores SAW. Estos tienen que ser piezoeléctricos y cortados de tal forma que se puedan propagar ondas por su superficie [4]. Ha habido estudios que describen cómo se comportan las ondas

en cada material. Para este proyecto es importante tener en cuenta la disponibilidad de los materiales, por lo que se ha investigado la utilización de LiTaO_3 como material, ya que permite producir ondas Rayleigh o *Shear Horizontal* (SH) en una superficie con corte únicamente en el eje x, lo cual reduce la complejidad y costos [10]. Es importante tomar en cuenta estudios pasados para saber la reproducibilidad de este; por eso, esta investigación se apoya en experimentos previos para aportar nuevos resultados. Otro aspecto importante de los biosensores es la forma en la que comunican sus resultados. Una solución para este tipo de dispositivos es colocar una antena que transmita de forma electromagnética los resultados. Una solución son las antenas NFC, ya que permitirían que los usuarios puedan conectarse directamente con el sensor y de esa forma recibir las lecturas en sus dispositivos móviles. Esta es una solución bastante completa, tomando en cuenta que actualmente existen 7.2 mil millones de *smartphones* en el mundo [11], lo cual resulta importante si tomamos en cuenta que es muy probable que los usuarios finales del sensor tengan acceso a una antena NFC desde su celular. Cabe resaltar que esta no es la única opción de comunicación, ya que existen otras tecnologías como Bluetooth o soluciones alámbricas, las cuales también pueden ser implementadas en el desarrollo del proyecto.

4.1. Objetivo general

Diseñar un biosensor basado en tecnología *surface acoustic waves* (SAW) para medir reacciones de redox.

4.2. Objetivos específicos

- Diseñar un *interdigital transducer* (IDT) sobre una superficie piezoeléctrica para generar y recibir ondas acústicas.
- Medir alteraciones acústicas en la onda producidas por una reacción redox.
- Transmitir las señales resultantes de la propagación de ondas entre el IDT transmisor y receptor, a un dispositivo externo para su análisis posterior.

El diseño de el dispositivo SAW propuesto en este trabajo tiene como objetivo principal medir variaciones en la superficie piezoeléctrica ocasionadas por reacciones de redox. El diseño y las comprobaciones del mismo se realizaron mediante simulaciones en MATLAB R2023b y LTspice 24.1.9, utilizando modelos eléctricos equivalentes para representar tanto el comportamiento acústico del dispositivo SAW como la respuesta electroquímica de la interfaz. El alcance de este proyecto se limita a la simulación y optimización del diseño del biosensor SAW, sin incluir la fabricación física o pruebas experimentales del dispositivo.

El diseño del IDT como tal se limita a los métodos numéricos implementados en MATLAB y LTspice, sin embargo, los resultados obtenidos proporcionan una base sólida para futuras investigaciones que podrían incluir la fabricación y pruebas experimentales del biosensor SAW. La transmisión de datos hacia dispositivos externos se realiza de forma física con un analizador de redes vectorial (VNA, por sus siglas en inglés), sin embargo, se simula la transmisión de los mismos con un análisis AC en LTspice y un barrido de frecuencia en MATLAB. El proyecto no abarca la integración completa del biosensor SAW en un sistema médico implantable, aunque el diseño considera aspectos que podrían facilitar la investigación de dicha integración en futuras etapas de desarrollo.

La detección de reacciones de redox se limita a la simulación de cambios en los parámetros eléctricos del modelo Randles, sin incluir la validación experimental con soluciones reales de glucosa u otros analitos. En los siguientes capítulos se detallan antecedentes históricos en los cuales se basa este proyecto para analizar el resultado de un dispositivo SAW si este tuviera el diseño previsto. Además, se presentan los parámetros físicos utilizados en las simulaciones y los resultados obtenidos a partir de estas. Este proyecto busca obtener un dispositivo SAW funcional previo a la implementación física del mismo.

Los materiales piezoeléctricos son un dieléctrico que genera una carga eléctrica cuando son sometidos a una tensión mecánica y viceversa, además de cambiar su dimensión cuando se les aplica un campo eléctrico. Los materiales piezoeléctricos, desde su descubrimiento en 1880 por los Pierre y Jacques Curie, han sido objeto de un extenso estudio debido a su capacidad para convertir energía mecánica en energía eléctrica y viceversa. El término "piezo" proviene del griego "presión", por lo que podemos inferir que el significado original de esta palabra hace referencia a una electricidad de presión.

6.1. Aplicaciones iniciales

Esta propiedad los hace ideales para una amplia gama de aplicaciones, desde sensores y actuadores hasta dispositivos de recolección de energía. Existe una gran variedad de materiales piezoeléctricos: el primero en ser descubierto fue el cuarzo, seguido por la sal de Rochelle, el titanio de bario y el titanato de plomo y circonio (PZT, por sus siglas en inglés), entre otros.

El descubrimiento de estos materiales ha sido impulsado por diferentes necesidades tecnológicas. Por ejemplo, la necesidad de desarrollar un sensor para medir la presión en submarinos llevó al descubrimiento de la sal de Rochelle por los hermanos Curie. Durante las guerras mundiales se buscaban materiales para dispositivos de comunicación y detección, lo que incrementó el interés en los materiales piezoeléctricos y sus aplicaciones [12].

6.1.1. Avances tecnológicos

Hoy en día, con el diseño adecuado y una correcta elección de materiales, la frecuencia de operación de un material piezoeléctrico puede variar desde por debajo de 1 Hz hasta varios MHz. Además, se han desarrollado sensores piezoeléctricos cerámicos capaces de operar en

ambientes extremos, como altas temperaturas y presiones [13].

6.1.2. Clasificación de materiales

Los materiales piezoeléctricos se dividen en dos categorías principales:

- **Materiales naturales:** cuarzo, sal de Rochelle.
- **Materiales sintéticos:** LiNbO_3 (litio niobato) y LiTaO_3 (litio tantalato).

Ambos materiales sintéticos fueron sintetizados por primera vez en los laboratorios Bell. Sus propiedades ferroeléctricas fueron reveladas por Matthias y Remeika en 1949. El litio tantalato es reconocido por sus bajas pérdidas acústicas, lo que lo hace un excelente material para dispositivos SAW (*Surface Acoustic Wave*) [14]. Los materiales piezoeléctricos son ampliamente utilizados en aplicaciones de comunicación, sensores y actuadores gracias a su capacidad para convertir señales eléctricas en ondas acústicas y viceversa.

6.2. Dispositivos SAW y Transductores Interdigitales (IDT)

Un elemento clave en los dispositivos SAW es el *interdigital transducer* (IDT). Estos transductores son estructuras metálicas en forma de peine que se depositan sobre la superficie del material piezoeléctrico y permiten la conversión entre señales eléctricas y ondas acústicas.

6.2.1. Operación

Los IDT están diseñados para generar ondas acústicas de superficie cuando se aplica una señal eléctrica y también para detectar ondas acústicas que inciden sobre ellos, convirtiéndolas nuevamente en señales eléctricas [4].

6.2.2. Clasificación de IDTs

Existen diferentes tipos de IDT, cada uno depende de las características y posiciones de sus dedos. Estos diferentes diseños permiten optimizar el rendimiento de los dispositivos SAW para aplicaciones específicas, como para un sensor de temperatura o un dispositivo que requiera de microfluidos. Entre las configuraciones de IDT más comunes se encuentran [15]:

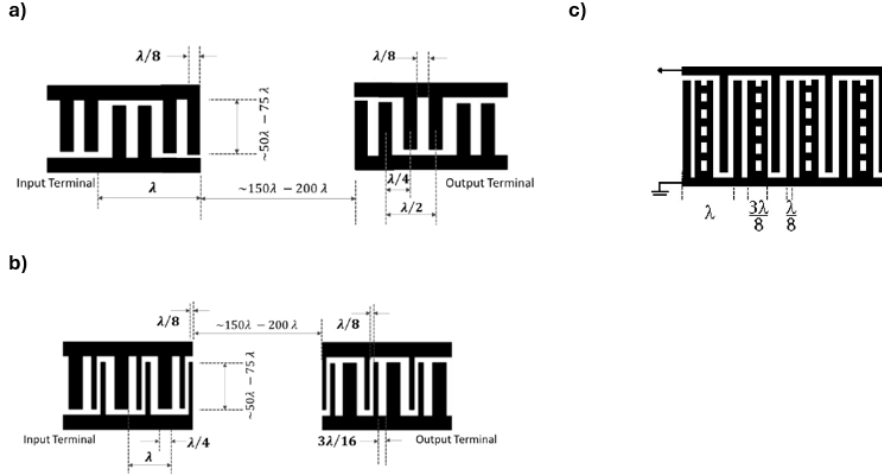
- **Electrodos bidireccionales:** este tipo de IDT utiliza dos conjuntos de electrodos que están dispuestos en direcciones opuestas. Tiene un diseño simple, y en general, es sencillo de fabricar. Esta configuración tiene algunas desventajas, como la presencia de reflejos internos mecánicos y pérdidas de energía en ambos lados, lo que se traduce en la mitad de la energía desperdiciada. Los usos de esta configuración tienden a ser bastante generales.

- **SPUDT:** la configuración SPUDT (*Single Phase Unidirectional Transducer*) es una variante que nulifica la regeneración de ondas utilizando reflectores internos, generando así ondas acústicas unidireccionales. Sin embargo, su rendimiento puede verse afectado en ciertas aplicaciones, ya que presenta una reducción en la energía y eficiencia en la que genera SAW. Esta configuración se muestra útil para aplicaciones en las que se quiera desarrollar un sensor o trabajar con microfluidos, manteniendo las SAW en su mejor condición operacional.
- **IDT DART:** los IDT DART (*Distributed Acoustic Reflecting Transducers*) son una configuración más avanzada que utiliza múltiples electrodos distribuidos a lo largo del material piezoeléctrico. Esto permite un mejor control sobre la reflexión que ofrece, pero a costa de una mayor complejidad en su diseño y fabricación. Esta configuración tiene las mismas aplicaciones que los electrodos SPUDT.

6.2.3. Diseño de IDTs

En la Figura 2 se presentan las dimensiones físicas de los diferentes tipos de IDT, lo que permite una mejor comprensión de sus características y diseño. Los espaciados que presentan los dedos, así como su longitud y ancho, son parámetros críticos que afectan el rendimiento del dispositivo. Estos parámetros deben ser cuidadosamente diseñados y optimizados para cada aplicación específica. La forma en la que se calculan estas dimensiones es usando una longitud de onda, la cual se determina a partir de la frecuencia de operación deseada y la velocidad de la onda acústica en el material piezoeléctrico. Asimismo, se puede diseñar un IDT con una longitud de onda determinada para obtener una frecuencia de operación. La ecuación que relaciona la longitud de onda (λ), la frecuencia (f) y la velocidad de la onda acústica (v) es [16]:

Figura 2. Configuraciones de transductores interdigitales (IDT) empleadas en dispositivos de ondas acústicas superficiales (SAW)



Nota. (a) Configuración de un IDT en configuración de electrodos bidireccionales con sus parámetros de diseño [4]. (b) Configuración de un IDT en configuración SPUDT con sus parámetros de diseño [4]. (c) Configuración de un IDT en configuración DART con sus parámetros de diseño [15].

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad (1)$$

6.2.4. Dispositivos SAW

Al unir los materiales piezoeléctricos con los IDT, se crean dispositivos SAW que son capaces de generar y detectar ondas acústicas en la superficie del material. Estos dispositivos tienen una amplia gama de aplicaciones, incluyendo sensores, filtros y dispositivos de comunicación. El uso de estos dispositivos comenzó en los años 1965, siendo documentado por White and Voltmer con la introducción de los transductores interdigitales. Como se mencionó anteriormente, esto sucede debido a la aplicación de un voltaje alterno en los electrodos del IDT, lo que genera un campo eléctrico que provoca la deformación del material piezoeléctrico y la generación de ondas acústicas en la superficie [17].

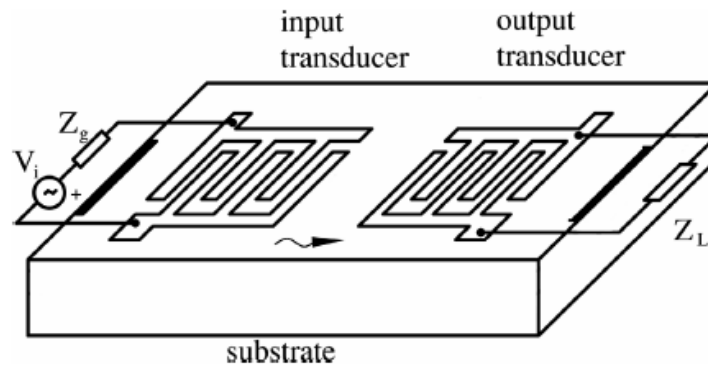
6.2.5. Sensores SAW

Los dispositivos SAW pueden ser utilizados como sensores para medir diferentes magnitudes físicas, como temperatura, presión, humedad, concentración de gases, etc. Estos sensores se basan en la variación de las propiedades acústicas del material piezoeléctrico en respuesta a cambios en el entorno [18], lo que permite la detección precisa y en tiempo real de diversas condiciones. Existen diferentes tipos de sensores SAW, los cuales se clasifican según su funcionamiento o modo de operación.

- **Sensores directos:** estos sensores miden directamente los cambios en la magnitud física de interés por medio de los cambios en las propiedades acústicas del material piezoeléctrico [19].
- **Sensores indirectos:** en este caso, el sensor SAW transforma los resultados de otro sensor en señales eléctricas para ser procesadas a conveniencia [19].

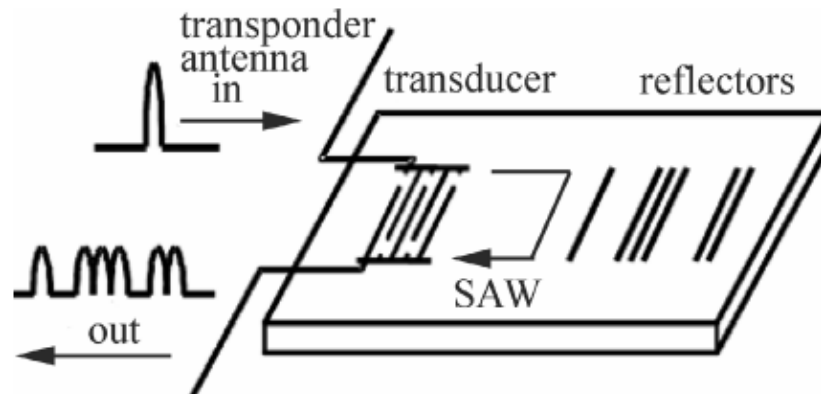
La Figura 3 muestra un diseño simple de un dispositivo SAW, donde se puede observar el IDT y el material piezoeléctrico. Esta configuración permite la generación y detección de ondas acústicas en la superficie del material. Comúnmente se busca crear alteraciones en la zona que está entre el IDT de entrada y el de salida, ya que es en esta zona donde se generan las ondas acústicas. Si llega a ocurrir alguna perturbación se espera que la fase o frecuencia del dispositivo varíe, lo que puede ser utilizado para cuantificar cambios en el entorno [4].

Figura 3. Diseño de un dispositivo SAW con dos IDT en configuración bidireccional. Esta imagen fue obtenida de [19]



Otro tipo de dispositivo SAW es el dispositivo SAW inalámbrico, que se muestra en la Figura 4. Este dispositivo se caracteriza por poder operar sin cables, solamente una señal electromagnética que entra por una antena conectada a los IDT. Esta señal luego se convierte en una onda acústica y después de ser reflejada se vuelve a transmitir. En su momento esto se pensó para crear (*SAW-ID-tags*), que son etiquetas que transmiten una información en concreto que está dada por la parte reflectora del dispositivo [20].

Figura 4. Diseño simple de un dispositivo SAW inalámbrico [19]

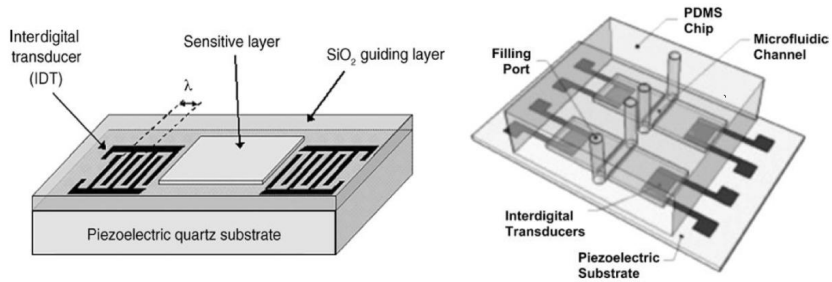


6.2.6. Biosensores SAW

Los biosensores son un tipo de sensor que detecta cambios biológicos o químicos en su entorno por medio de un elemento de bioreconocimiento [6], como anticuerpos, ADN o enzimas. Los biosensores SAW utilizan la tecnología SAW, apoyándose en la carga de masa, la perturbación superficial, cambios en el pH y la afinidad biológica para lograr que se genere una respuesta sensible a la superficie de la sustancia. Esto funciona recubriendo la superficie del sensor con una biomolécula, que al entrar en contacto con el analito deseado, provoca los cambios descritos anteriormente. Estas alteraciones en la superficie provocan que la onda acústica cambie su fase, frecuencia de operación o alguna otra característica que luego pueda ser medida. Todo este proceso al final nos permite detectar el analito deseado y hasta realizar un análisis cuantitativo del mismo [1].

La Figura 5 muestra un ejemplo de un biosensor SAW, donde se ilustra de forma bastante clara cómo este tiene una superficie sensora en la cual se colocan directamente los elementos de bioreconocimiento. La otra parte de la figura ilustra el uso de un canal para fluidos hecho de polidimetilsiloxano (PDMS, por sus siglas en inglés), el cual sirve como guía para que el analito fluya sobre la superficie sensora.

Figura 5. Ejemplo de un biosensor SAW [4]

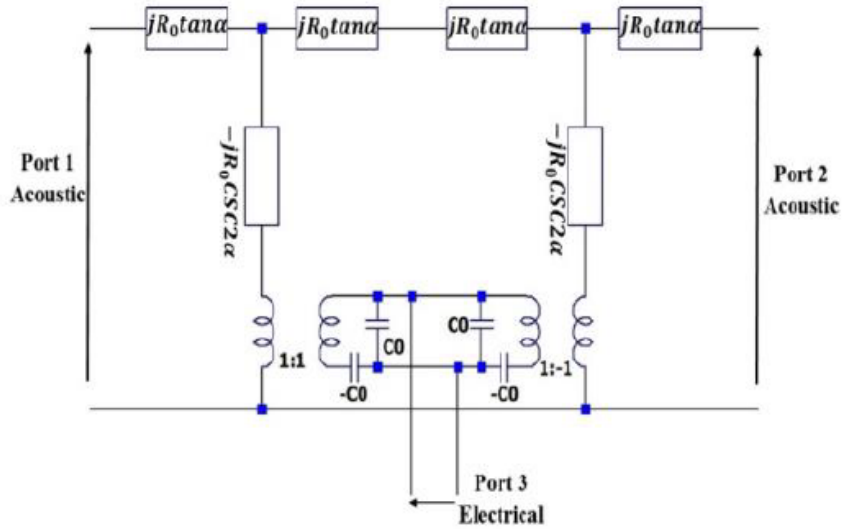


6.3. Modelo de Mason

El modelo de Mason es uno de los métodos clásicos para representar el funcionamiento de los dispositivos SAW. En esencia, describe cómo la energía eléctrica aplicada a los electrodos interdigitales (IDTs) se convierte en energía acústica que se propaga por la superficie del material piezoeléctrico, y viceversa [21], [22].

Este modelo utiliza un circuito equivalente que representa las interacciones entre los dominios eléctrico y acústico, permitiendo analizar parámetros importantes como la admitancia, las pérdidas por inserción y la eficiencia de conversión (Figura 6). Una de sus principales ventajas es que facilita relacionar las propiedades físicas del sustrato y la geometría de los IDTs con el comportamiento eléctrico del dispositivo.

Figura 6. Modelo de circuito equivalente para dispositivos SAW usando el modelo de Mason [22]



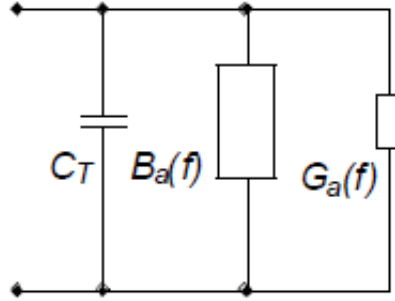
6.4. *Impulse Response Model (IRM)*

El modelo de respuesta al impulso constituye un enfoque de primer orden para describir la respuesta en frecuencia de dispositivos SAW. El IRM no considera efectos de segundo orden, como lo son reflexiones internas o desplazamientos de frecuencia por carga de masa metálica, pero ofrece una descripción rápida y precisa para transductores con geometría uniforme [23].

El principio básico es que cada par de dedos del IDT genera una contribución elemental al campo acústico, y la respuesta global del dispositivo surge de la superposición de todas esas contribuciones. En términos eléctricos (Figura 7), el IRM se representa con un circuito equivalente compuesto por [24]:

- C_T : capacitancia total del transductor,
- $G_a(f)$: conductancia de radiación, que describe la energía acústica acoplada al sustrato,
- $B_a(f)$: susceptancia acústica, que caracteriza el desfase y almacenamiento de energía.

Figura 7. Circuito equivalente del modelo de respuesta al impulso (IRM) [25]



La expresión de la respuesta en frecuencia obtenida mediante este método está dada por [26]:

$$H(\omega) \simeq 2k \sqrt{C_s f_0} N \frac{\sin X}{X} \exp\left(-j \frac{\omega N}{2f_0}\right) \quad (2)$$

donde:

- k es el coeficiente de acoplamiento piezoeléctrico,
- C_s la capacitancia por par de electrodos y unidad de longitud,
- f_0 la frecuencia resonante (o frecuencia central),
- N el número de pares de electrodos,
- $X = \pi N \frac{(f-f_0)}{f_0}$ es el término de dispersión en frecuencia.

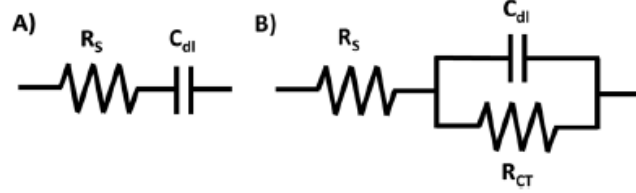
6.5. Espectroscopía de impedancias electroquímicas

La espectroscopía de impedancias electroquímicas (EIS, por sus siglas en inglés) es una técnica que se usa para el análisis de propiedades interfaciales relacionadas con eventos de biorreconocimientos que ocurren en la superficie de un electrodo [27].

6.5.1. EIS faradaica y no faradaica

Dentro de la EIS existen dos tipos principales de análisis, el faradaico y no faradaico. La EIS faradaica se utiliza cuando la impedancia de una celda electroquímica se mide en la presencia de una reacción redox [28]. Por otro lado, la EIS no faradaica se centra en analizar fenómenos que no implican transferencia de carga, como la formación de capas de doble capa eléctrica la cual funciona como un condensador en serie con la resistencia óhmica de la solución [29].

Figura 8. Modelo de circuitos con distintos procesos faradaicos [30]

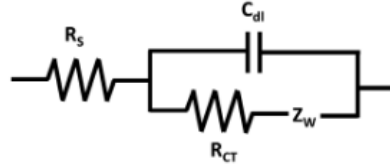


Nota. A) Circuito equivalente para un proceso no faradaico. B) Circuito equivalente para un proceso faradaico simple.

6.5.2. Circuito equivalente Randles

El modelo de Randles es un circuito equivalente utilizado para describir la respuesta electroquímica de sistemas que involucran procesos de transferencia de carga y difusión en interfaces electrodo-electrolito. La representación más común del modelo de Randles se muestra en la Figura 9.

Figura 9. Circuito equivalente Randles [30]



6.5.3. Circuito Randles implementado

La impedancia del modelo de Randles sin difusión se expresa como:

$$Z(\omega) = R_s + \frac{1}{j\omega C_{dl} + \frac{1}{R_{ct}}} = R_s + \frac{R_{ct}}{1 + j\omega R_{ct} C_{dl}} \quad (3)$$

donde:

- R_s es la resistencia de solución o del film electrolítico.
- C_{dl} es la capacitancia de la doble capa eléctrica.
- R_{ct} es la resistencia de transferencia de carga.

Este circuito describe el comportamiento electroquímico interfacial entre el electrodo y el electrolito, siendo ampliamente utilizado en análisis de espectros de impedancia electroquímica (EIS) [27].

Con difusión de masa (elemento de Warburg) se modela con la impedancia de Warburg, $Z_W(\omega)$, cuya forma más usada es [31] [28]:

$$Z_W(\omega) = \begin{cases} \frac{\sigma(1-j)}{\sqrt{\omega}}, & \text{(Warburg semi-infinito),} \\ R_W \frac{\tanh(\sqrt{j\omega T_d})}{\sqrt{j\omega T_d}}, & \text{(Warburg finito).} \end{cases} \quad (4)$$

donde:

- R_W es la resistencia de difusión (Ω).
- T_d es el tiempo de difusión (s).
- ω es la frecuencia angular (rad/s).
- σ es el coeficiente de Warburg ($\Omega \text{s}^{-1/2}$).

Donde σ puede expresarse, según su definición físico-química, como [28]:

$$\sigma = \frac{2RT}{n^2 F^2 \sqrt{2DC}}. \quad (5)$$

En esta expresión:

- R es la constante de los gases ideales: $8.314 \text{ J mol}^{-1} \text{ K}^{-1}$
- T la temperatura absoluta [K].
- F la constante de Faraday: 96485 C mol^{-1} .
- n el número de electrones transferidos en la reacción.
- D el coeficiente de difusión de la especie redox ($\text{cm}^2 \text{s}^{-1}$ o $\text{m}^2 \text{s}^{-1}$).
- C la concentración de la especie redox (mol cm^{-3} o mol m^{-3}).

Cuando el proceso faradaico está gobernado por la cinética de transferencia de carga, asumiendo que la especie redox no es absorbida por la superficie del electrodo, la resistencia de transferencia R_{ct} se expresa como:

$$R_{ct} = \frac{RT}{k_0 n^2 F^2 AC}, \quad (6)$$

donde, como en la ecuación anterior, R es la constante de los gases, T la temperatura absoluta, F la constante de Faraday, n el número de electrones transferidos, A el área electroactiva, k_0 la constante de velocidad heterogénea y C la concentración de la especie redox [28] [32].

Rasgos experimentales (Nyquist/Bode).

- **Randles básico:** en Nyquist aparece un semicírculo el cual desplaza el origen en el eje real (figura 10).
- **Con difusión (Warburg):** a bajas frecuencias surge una cola con pendiente aproximada de 45° (semi-infinito); para Warburg finito, la cola se termina acercándose a un valor óhmico efectivo. Para un Warburg de espacio finito, se observa una cola con un ángulo cercano a los 90° (figura 11).
- En Bode, la magnitud y la fase muestran la transición capacitiva a faradaica y, con difusión, una pendiente adicional en baja frecuencia.

Figura 10. Respuesta del circuito Randles sin elemento de Warburg [27]

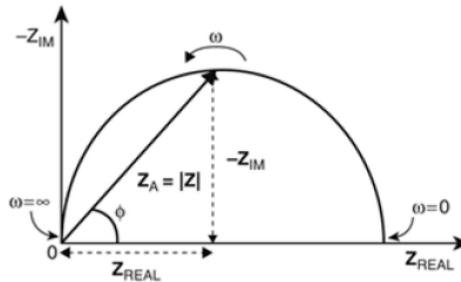
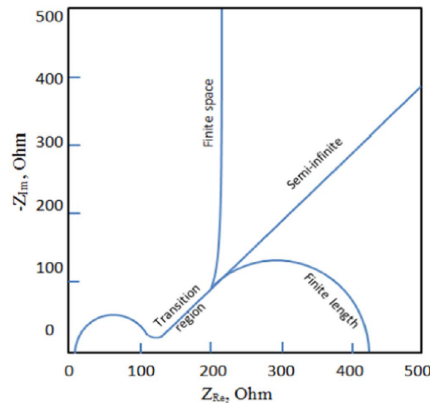


Figura 11. Distintas respuestas esperadas del circuito Randles con elemento de Warburg [31]



El proyecto de graduación se desarrolló mediante dos enfoques principales, el de simulación computacional y el de fabricación de los dispositivos. La simulación computacional se utilizó para modelar el comportamiento de los *interdigital transducers* (IDTs) y optimizar su diseño, mientras que la fabricación se centró en la creación física de los dispositivos y su integración en el sistema.

Se revisaron diferentes modelos teóricos que describen el comportamiento de los IDTs, así como su interacción con el sustrato y la superficie sensora. Se seleccionó una configuración que permitiera simular de manera efectiva el comportamiento de los IDTs en el contexto de este proyecto.

7.1. Definición de parámetros del dispositivo y preparación para el modelado básico

Se establecieron los parámetros iniciales del biosensor, tales como el sustrato que se estará utilizando, que para este proyecto es LiTaO_3 con corte en X. Para los materiales de los electrodos se escogió el cobre. Por último, se estableció la geometría del IDT, definiendo el número de pares de dedos (12) y *wavelength* (1 mm). Con base en estos parámetros, se definió la frecuencia de operación del dispositivo, la cual está determinada por la relación entre la velocidad acústica del material y el *wavelength* previamente estipulado. Se utilizaron varios *software* para la simulación, incluyendo LTspice (Analog Devices, Massachusetts, USA), versión x64 24.1.9, y Matlab (MathWorks, Massachusetts, USA), versión R2023b *actualización* 5 (23.2.0.2459199). Para llevar a cabo el modelado y la simulación de los dispositivos SAW, se utilizó una computadora Windows, con un procesador Ryzen 9 serie 4000; el dispositivo contaba con 16 GB de RAM y una GPU NVIDIA GeForce RTX 2060. Con estas especifica-

ciones, los programas se ejecutaron de forma fluida y eficiente. Todos los códigos utilizados en las simulaciones se encuentran disponibles en el Anexo 13.1.

7.2. Recreación del modelo de respuesta al impulso en Matlab

La primera etapa del proyecto consistió en la recreación del modelo de respuesta al impulso (IRM, por sus siglas en inglés) en Matlab. Para esto se definieron los siguientes parámetros de entrada del dispositivo: velocidad acústica v_{saw} , frecuencia de operación f_0 , coeficiente de acoplamiento piezoeléctrico k , capacitancia por par de dedos C_s , número de pares de electrodos N_p , resistencia de carga R_g y resistencia de entrada deseada R_{in} . Algunos de estos parámetros son dependientes de las características físicas del sustrato y la geometría del IDT.

El procedimiento consistió en:

1. Definir los parámetros de diseño y crear las variables correspondientes en el *script* de Matlab.
2. Calcular la variable auxiliar X , la cual describe el desplazamiento en frecuencia respecto a f_0 :

$$X = \pi N_p \frac{f - f_0}{f_0} \quad (7)$$

3. Crear ecuaciones auxiliares para la simulación del modelo de Mason. Con ayuda de estas funciones se realizaron los siguientes pasos.
4. Calcular el valor de C_s con las constantes dieléctricas del material piezoeléctrico:

$$\varepsilon_r = \sqrt{\frac{\varepsilon_{11,\text{rel}}}{\varepsilon_{33,\text{rel}}} - \left(\frac{\varepsilon_{13,\text{rel}}}{\varepsilon_{33,\text{rel}}}\right)^2} \quad (8)$$

$$20 = \frac{C_s}{0.5 \left(1 + \varepsilon_r \frac{\varepsilon_{33}}{\varepsilon_0}\right)} \quad (9)$$

5. Calcular la respuesta en frecuencia de un IDT con la ecuación 2, utilizada posteriormente para calcular la respuesta de una línea de retardo con dos IDTs idénticos:

$$H_{\text{total}}(\omega) = H_{\text{emisor}}(\omega) \cdot H_{\text{receptor}}(\omega) \quad (10)$$

6. Calcular la conductancia de radiación $G_a(f)$ y la susceptancia acústica $B_a(f)$:

$$G_a(f) = 8k^2 C_s f_0 N_p^2 W_a \left| \frac{\sin X}{X} \right|^2 \quad (11)$$

$$B_a(f) = G_a(f_0) \frac{\sin(2X) - 2X}{2X^2} \quad (12)$$

7. Determinar la admitancia e impedancia de entrada del transductor con la capacitancia estática total del IDT:

$$Y(f) = G_a(f) + j(2\pi f C_t + B_a(f)) \quad (13)$$

$$Z(f) = \frac{1}{Y(f)} \quad (14)$$

$$C_T = N_p W_a C_s \quad (15)$$

8. Calcular la pérdida por inserción, a partir de la relación entre la admitancia del transductor y la resistencia de carga:

$$IL(f) = -10 \log_{10} \left(\frac{2G_a(f)R_g}{(1 + G_a(f)R_g)^2 + (R_g(2\pi f C_T + B_a(f)))^2} \right) \quad (16)$$

9. Optimizar la apertura del transductor W_a para lograr el mejor acoplamiento con la resistencia de entrada deseada R_{in} :

$$W_a = \frac{1}{2R_{in}N_p f_0 C_s} \cdot \frac{4N_p k^2}{(4N_p k^2)^2 + \pi^2} \quad (17)$$

10. Graficar los resultados obtenidos, incluyendo la pérdida por inserción y la respuesta en frecuencia del dispositivo, entre otros.

Este conjunto de ecuaciones fue implementado con el fin de calcular parámetros clave del dispositivo. Los resultados obtenidos fueron utilizados para guiar el diseño del biosensor SAW (surface acoustic waves, por sus siglas en inglés) y para validar la viabilidad del dispositivo propuesto y, posteriormente, probar su rendimiento con el modelo de Mason en LTspice.

7.2.1. Recreación del modelo de Mason

El siguiente paso fue la recreación del modelo de Mason en LTspice con los parámetros obtenidos en el *script* de Matlab. En LTspice se colocaron los componentes necesarios para recrear el modelo de Mason, los cuales en su mayoría son resistencias, inductancias y capacitancias.

El modelo, como se mencionó anteriormente, tiene una parte acústica y una eléctrica; esto implicó la creación de los subcircuitos **TANEQ** (Figura 12) y **CSCEQ** (Figura 13), los cuales simulan las ecuaciones necesarias para transformar la señal. Los valores de inductancia y capacitancia para estos subcircuitos se obtuvieron directamente de la literatura analizada [22].

Figura 12. Subcircuito TANEQ en LTspice

```
.param C1=0.775758/(Z0*w0)      .param L1=1.28906*Z0/w0
.param C2=0.664935/(Z0*w0)      .param L2=0.167101*Z0/w0
.param C3=0.369408/(Z0*w0)      .param L3=0.108281*Z0/w0
```

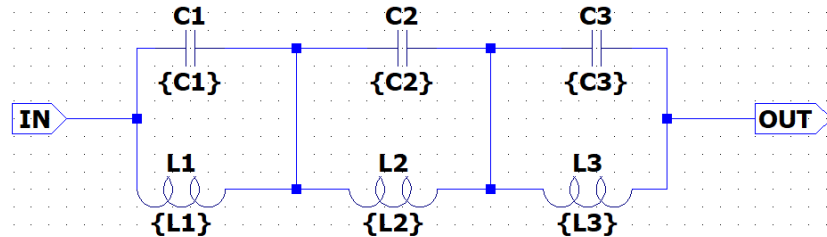
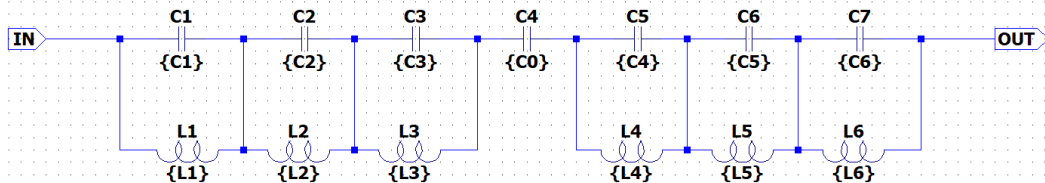


Figura 13. Subcircuito CSCEQ en LTspice

```
.param C1=-1.551516/(Z0*w0)      .param L1=-0.64453*Z0/w0
.param C2 = -1.32987/(Z0*w0)      .param L2 = -0.0835505*Z0/w0
.param C3=-0.738816/(Z0*w0)      .param L3=-0.0541405*Z0/w0
.param C0 = 3.15077/(Z0*w0)        .param L6 = 0.0407308*Z0/w0
.param C6=0.681985/(Z0*w0)        .param L5= 0.0499876*Z0/w0
.param C5= 1.25031/(Z0*w0)        .param L4 = 0.166626*Z0/w0
.param C4=1.50037/(Z0*w0)
```



7.2.2. Configuración del esquema principal

El primer circuito que se elaboró simulaba un IDT de solamente dos dedos. Para el circuito completo, se consideraron las siguientes configuraciones:

- **Acoplamiento magnético:** dado que *LTspice* no tiene transformadores como tal, se utilizó una directiva que comienza con la letra K para simular el acoplamiento magnético entre dos inductores. El parámetro utilizado en *LTspice* es el siguiente: K L1 L2 0.999.
- **Simulación de transmisión de onda:** para simular la transmisión de la onda acústica en el material, se debió calcular la constante G_{V_r} (18). Esta constante depende del

voltaje de una resistencia específica en el transductor de entrada. Se utilizó una fuente de voltaje dependiente (en LTspice se puede encontrar en la sección de componentes con el símbolo **e**) en serie con una resistencia en el transductor receptor, además de medir con sus terminales el voltaje de otra resistencia en el transductor emisor. Esta fuente dependiente luego multiplicó dicho voltaje por la constante G_{Vr} .

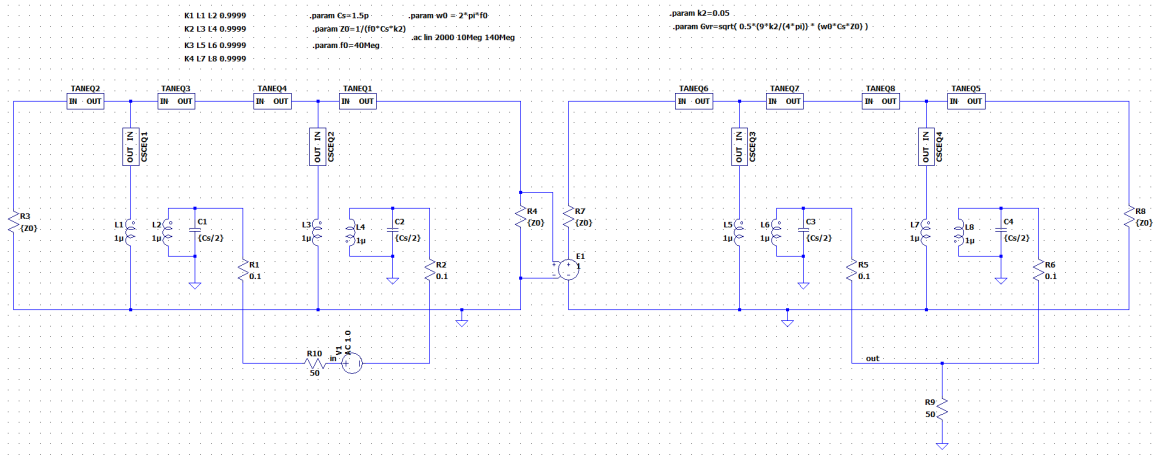
$$G_{vr} = V_t \left\{ \frac{1}{2} \left(\frac{9k^2}{4\pi} \right) (\omega_0 C_s Z_0) \right\}^{0.5} \quad (18)$$

- **Resistividad del material (Z_0):** se agregó una resistencia en serie con los subcircuitos **TANEQ** que se encuentran en los extremos del esquemático. Para obtener el valor de este se utilizó la ecuación 19.

$$Z_0 = \frac{1}{f_0 C_s k^2} \quad (19)$$

- **Fuente de entrada:** se utilizó una fuente de voltaje alterno (**AC**) en la entrada eléctrica del modelo para realizar un barrido de frecuencias en la simulación. Para la simulación se buscó que la frecuencia de operación quedara en 3.29 MHz, así que se utilizó el siguiente parámetro para la simulación AC: `.ac lin 5000 0.001Meg 6.6Meg`.

Figura 14. Simulación de IDTs emisor/receptor de dos dedos en LTspice



7.3. Experimentación y optimización

Se realizaron múltiples simulaciones variando la cantidad de dedos del dispositivo. Se pueden crear subcircuitos basados en el modelo de Mason, como **FPAIR IN** (Figura 15) y **FPAIR OUT** (Figura 16). Cada bloque de estos dos subcircuitos simuló dos dedos de un IDT.

Figura 15. Subcircuito FPAIR IN

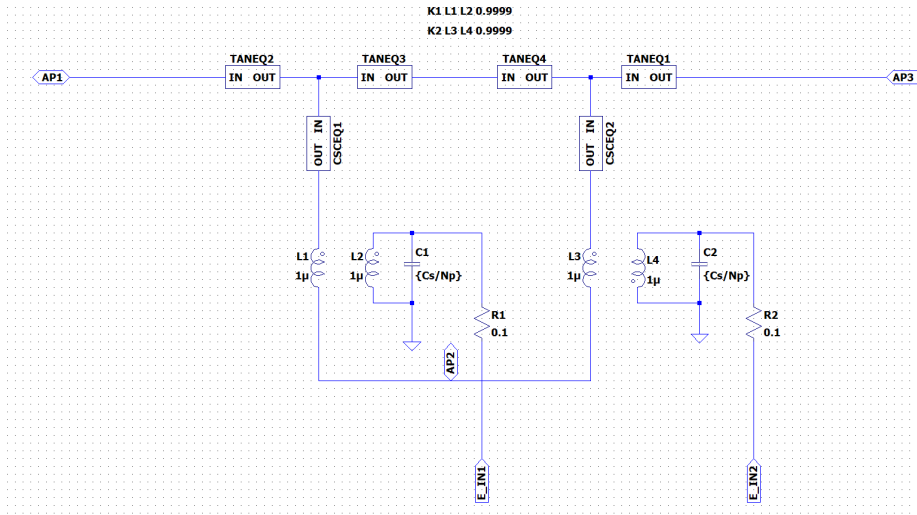
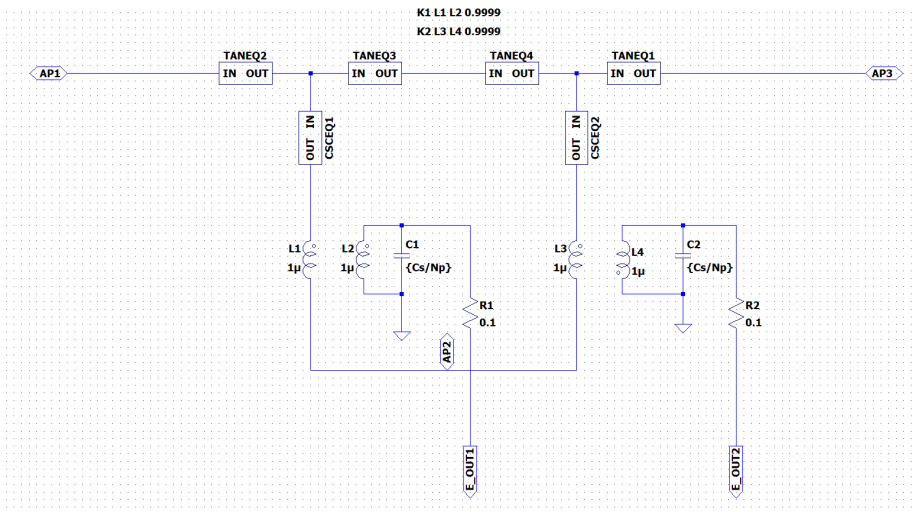
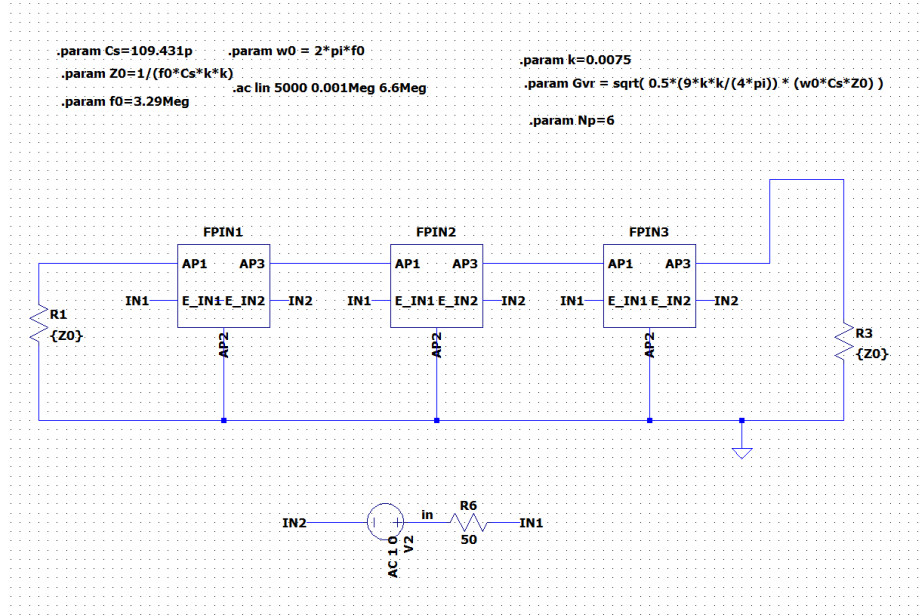


Figura 16. Subcircuito FPAIR OUT



Para facilitar la conexión en serie y simular un mayor número de dedos de forma modular. Los puertos de estos subcircuitos (AP1, AP2, AP3) deben conectarse adecuadamente para asegurar una configuración correcta (Figura 17). Los subcircuitos creados se tienen que guardar en la misma carpeta que el esquema principal para que LTspice los reconozca al momento de querer colocarlos en el esquemático y cuando se quiera correr la simulación.

Figura 17. Subcircuito de 3 pares de dedos



Nota. Esta figura solamente incluye el IDT emisor; el receptor es idéntico y se conecta con la fuente de voltaje dependiente previamente mencionada.

La respuesta obtenida con estos subcircuitos se comparó con la obtenida en Matlab para validar el modelo. Para definir el valor de C_s se utilizó el mismo que se obtuvo con la simulación de Matlab.

7.4. Implementación del circuito Randles

El modelo del circuito de Randles se desarrolló como parte de la simulación computacional del sistema sensor electroquímico. Este modelo permitió representar de forma equivalente el comportamiento eléctrico de una interfaz electrodo–electrolito mediante un circuito compuesto por una resistencia de solución, una resistencia de transferencia de carga y una capacitancia de doble capa.

7.4.1. Definición de parámetros del modelo y preparación para la simulación

El modelo parte de la representación clásica del circuito de Randles, cuya impedancia total se expresa con la ecuación 3. Como siguiente paso se definieron los parámetros eléctricos iniciales necesarios para la simulación:

1. Resistencia de solución R_s : se utilizó un valor de 50Ω .

2. Capacitancia de doble capa C_{dl} : se utilizó un valor de $20 \mu\text{F}/\text{cm}^2$, típico para electrodos metálicos [33].
3. Resistencia de transferencia de carga R_{ct} : este valor se calculó en función de la concentración del analito, utilizando la ecuación 6.

La frecuencia se barrió en un rango de 10^{-1} Hz a 10^5 Hz con una densidad de 200 puntos por década, empleando un análisis de Bode con un espaciado logarítmico para obtener una resolución adecuada en toda la región de interés.

7.5. Cálculo de la resistencia de transferencia de carga

El valor de R_{ct} se obtuvo a partir de la ecuación 6, la cual relaciona la resistencia con la concentración del analito en el entorno del electrodo. Para el área electroactiva se utilizó un valor de 0.10 cm^2 , se definió que solo un electrón iba a ser transferido para simplificar el modelo, y se consideró una temperatura ambiente de 298 K. También se estableció una constante de velocidad heterogénea k_0 de $1 \times 10^{-3} \text{ cm/s}$.

Las concentraciones de glucosa se definieron en mg/dL y se convirtieron a milimolar (mM) mediante la relación:

$$C_{\text{mM}} = \frac{C_{\text{mg/dL}}}{18.016} \quad (20)$$

considerando un peso molecular de la glucosa de 180.06 g/mol. Posteriormente, se transformaron a unidades de mol/cm^3 para su uso en la ecuación 6.

7.6. Implementación y obtención de resultados

El *script* implementado en Matlab calculó el vector de frecuencias, las variables complejas $j\omega$ y la impedancia total $Z(j\omega)$ para cada concentración de glucosa. A partir de estas simulaciones, se generaron los diagramas de Nyquist y Bode. En el diagrama de Nyquist se representó la parte imaginaria negativa frente a la parte real de la impedancia. En el diagrama de Bode se graficaron la magnitud y la fase de $Z(j\omega)$ en función de la frecuencia.

El procedimiento general para la simulación fue el siguiente:

1. Definir los parámetros eléctricos base del modelo (R_s , C_{dl} , T , A , k_0 , n y F).
2. Generar el vector de frecuencias mediante una escala logarítmica entre 10^{-1} Hz y 10^5 Hz.
3. Calcular el valor de R_{ct} para cada concentración de glucosa utilizando la ecuación 6.
4. Calcular la impedancia total $Z(j\omega)$ de acuerdo con la ecuación 3.

5. Graficar los diagramas de Nyquist y Bode para cada concentración, comparando la variación de la respuesta del sistema.

7.7. Acoplamiento del modelo de Randles con el modelo de respuesta al impulso

Una vez implementados por separado el modelo de respuesta al impulso para el dispositivo SAW y el circuito equivalente de Randles para la reacción redox de glucosa, se procedió a integrar ambos modelos en un mismo script de Matlab con el objetivo de simular el comportamiento de un biosensor SAW ante una reacción redox de glucosa.

El punto de partida fue el modelo IRM, donde el dispositivo SAW se representa mediante su admitancia acústica equivalente (13). A partir de esta admitancia se calcula la pérdida por inserción teórica del dispositivo en función de la frecuencia y de la resistencia de carga, tal como se describió previamente.

De forma paralela, el comportamiento de la reacción redox de glucosa se modeló mediante el circuito de Randles. Para la concentración de glucosa se calculó en primer lugar la resistencia de transferencia de carga R_{ct} utilizando la ecuación 6. La concentración se definió inicialmente en mg/dL y se transformó a mM y posteriormente a mol/cm³ para su uso en esta ecuación. El valor de la concentración se definió como 210 mg/dL (11.65 mM), esto ya que es un valor considerado alto para los humanos.

Con R_{ct} calculado, se construyó la admitancia compleja del bloque electroquímico a la frecuencia de operación del dispositivo SAW. Dependiendo del caso, se consideró:

- Un modelo capacitivo ideal, donde la doble capa se representó mediante una capacitancia C_{dl} y su admitancia se definió como $Y_{dl}(j\omega) = j\omega C_{dl}$.
- La posible inclusión del elemento de difusión de Warburg.

De esta forma, la admitancia total del bloque de Randles se expresó como:

$$Y_{\text{sens}} = Y_{dl}(j\omega) + \frac{1}{R_{ct}(C)} + Y_W(j\omega).$$

donde $Y_W(j\omega)$ representa la contribución difusiva si la impedancia de Warburg se encuentra activa.

Para acoplar el modelo electroquímico con el modelo acústico, se asumió que la reacción redox ocurre únicamente sobre una fracción de la apertura del transductor. Esto se define por el parámetro η_{sens} . Bajo esta aproximación, la interfaz electroquímica se modeló como una admitancia adicional en paralelo sobre la admitancia del dispositivo SAW en esa región. La admitancia total vista por la fuente para cada concentración de glucosa quedó entonces definida como:

$$Y_{\text{total}} = G_a(f) + j(2\pi f C_T + B_a(f)) + \eta_{\text{sens}} Y_{\text{sens}}.$$

A partir de Y_{total} se recalculó la pérdida por inserción del dispositivo para la concentración de glucosa, empleando la misma expresión utilizada en el caso sin sensor, pero sustituyendo la admitancia puramente acústica por la admitancia total:

$$IL = -10 \log_{10} \left(\frac{2 G_a(f) R_g}{(1 + R_g \operatorname{real}\{Y_{\text{total}}\})^2 + (R_g \operatorname{imag}\{Y_{\text{total}}\})^2} \right),$$

Aquí se observa un ligero cambio en la expresión, debido a que en la que se utiliza solamente para el dispositivo SAW, ya se había separado la parte real e imaginaria de forma explícita. En esta nueva expresión, se utilizan las funciones $\operatorname{real}\{\cdot\}$ y $\operatorname{imag}\{\cdot\}$ para denotar la parte real e imaginaria de la admitancia total respectivamente.

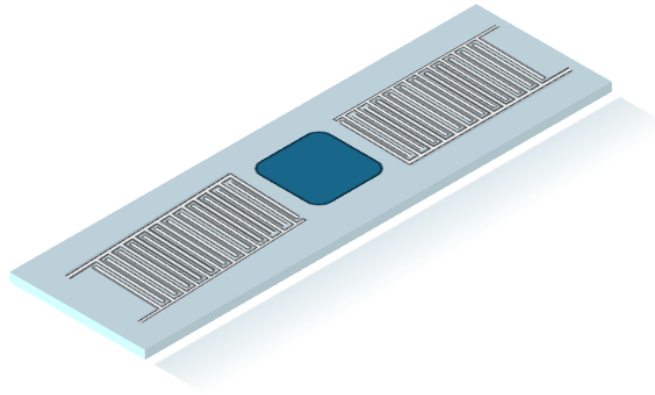
Finalmente se normalizaron los resultados de pérdida por inserción obtenidos para la concentración de glucosa, comparándolos con la pérdida por inserción del dispositivo sin sensor. Esto ya que facilita la visualización de cualquier desfase provocado por la reacción redox sobre la respuesta del biosensor SAW.

El objetivo principal del trabajo de graduación era diseñar un biosensor basado en tecnología *surface acoustic waves* (SAW) para medir reacciones de redox. Para realizar esto se necesitó definir los parámetros del dispositivo, los cuales dependen de las dimensiones de los IDT o de las características del material piezoeléctrico. Obtener estos valores fue esencial para el desarrollo del trabajo, ya que se necesitan para realizar las simulaciones. Este biosensor se diseñó pensando en que el material piezoeléctrico sería LiTaO_3 (Cuadro 1). En la figura 18 se muestra el diseño propuesto del biosensor SAW.

Cuadro 1. Valores de diseño para un biosensor SAW de LiTaO_3 en configuración delay line

Parámetro	Valor	Unidades / Notas
Longitud de onda (λ)	1.000000e-03	m (1000.000 μm)
Frecuencia de operación (f_0)	3.290000e+06	Hz
Velocidad acústica	3290.000	m/s
Número de pares de electrodos interdigitados	12	—
Apertura (W_a)	1.852338e-04	m (185.2 μm)
Capacitancia total del IDT (C_s)	1.094312e-10	F (109.431 pF)
Pérdida mínima de inserción	16.029	dB @ 3.290000e+06 Hz
Factor de acople (K^2)	0.75 %	—

Figura 18. Diseño propuesto de un biosensor SAW hecho en LiTaO_3



Las ecuaciones que describen el comportamiento de un dispositivo piezoeléctrico usan los datos previamente mencionados para obtener la respuesta de la frecuencia de dos IDTs idénticos en configuración *delay line*. Estos datos dan como resultado la respuesta de frecuencia del dispositivo, donde la oscilación con mayor amplitud se da justo en la frecuencia de operación (Figura 19).

La Figura 19 muestra la respuesta en frecuencia de los dos IDTs en configuración *delay line*, donde se observa un máximo en amplitud alrededor de la frecuencia de operación de 3.29 MHz. Asimismo se muestra la conductancia de radiación normalizada (Figura 20), la pérdida por inserción (Figura 21) y la susceptancia acústica (Figura 22). En la impedancia de entrada (Figura 23) se observa la parte real e imaginaria de esta, donde se ve también un pico alrededor de la frecuencia de operación para la impedancia real, y para la impedancia imaginaria se observa como la frecuencia de operación se encuentra a la mitad de la oscilación que presenta esta.

Figura 19. Simulación de Matlab con escala en decibelios de la respuesta en frecuencia de un dispositivo SAW hecho en LiTaO_3

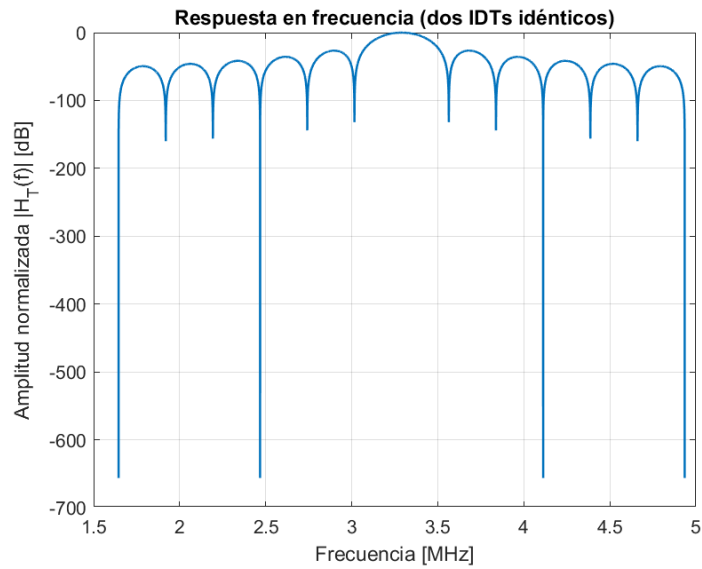


Figura 20. Simulación de Matlab de la conductancia de radiación normalizada de un dispositivo SAW hecho en LiTaO_3

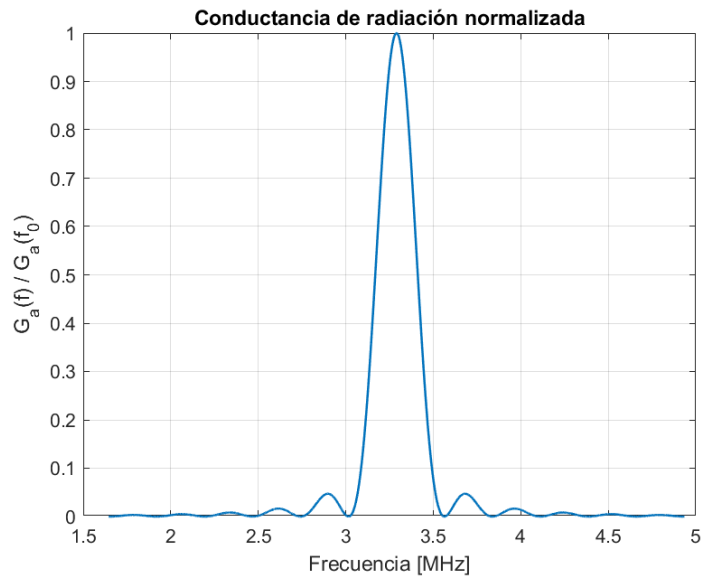


Figura 21. Simulación de Matlab de la pérdida por inserción de un dispositivo SAW hecho en LiTaO_3

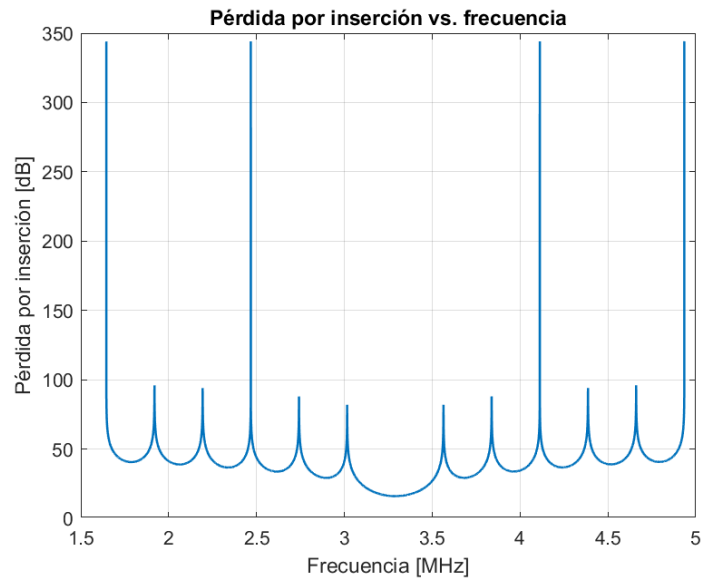


Figura 22. Simulación de Matlab de la susceptancia acústica de un dispositivo SAW hecho en LiTaO_3

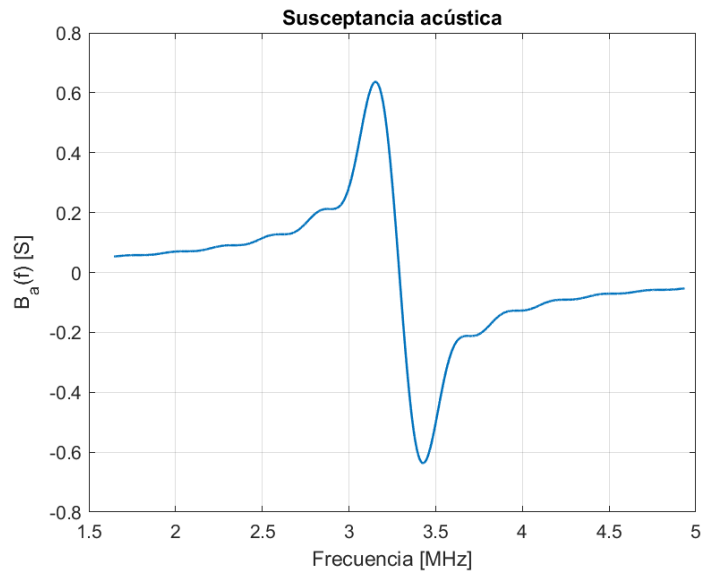
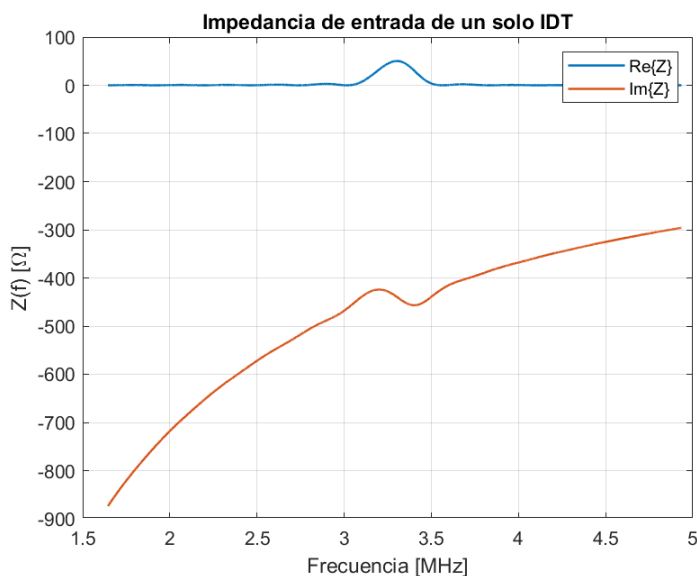
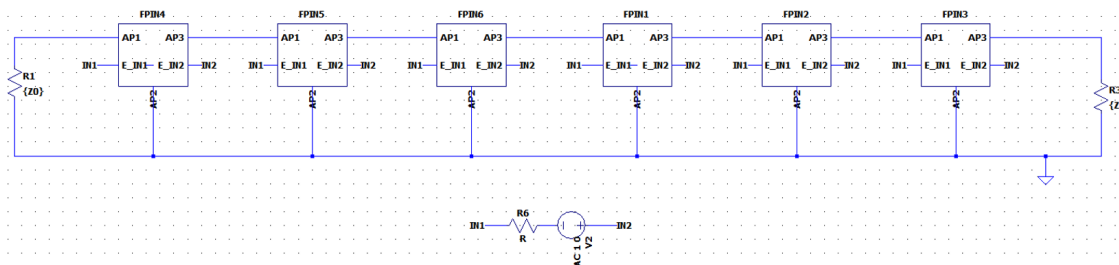


Figura 23. Simulación de Matlab de la impedancia de entrada de un dispositivo SAW hecho en LiTaO₃



Los parámetros antes descritos y simulados dieron como resultado la implementación del modelo de Mason en LTSpice, donde se buscó diseñar un IDT con las mismas características que la simulación de Matlab [34] (Figura 24).

Figura 24. Esquemático de LTSpice para un IDT emisor de 12 dedos



Se realizaron más simulaciones con configuraciones de menos dedos, donde las oscilaciones presentes en el voltaje de salida son las mismas que la cantidad de dedos que presenta el dispositivo. El IDT con dos dedos presenta dos oscilaciones (Figura 25), mientras que el dispositivo con seis dedos presenta seis oscilaciones (Figura 26). El dispositivo con 12 dedos es el que presenta más oscilaciones, pero siempre con una amplitud baja (Figura 27). Todas las figuras cuentan con un comportamiento tipo notch en la frecuencia de operación.

Figura 25. Magnitud y fase del voltaje de salida de IDT receptor de 2 dedos

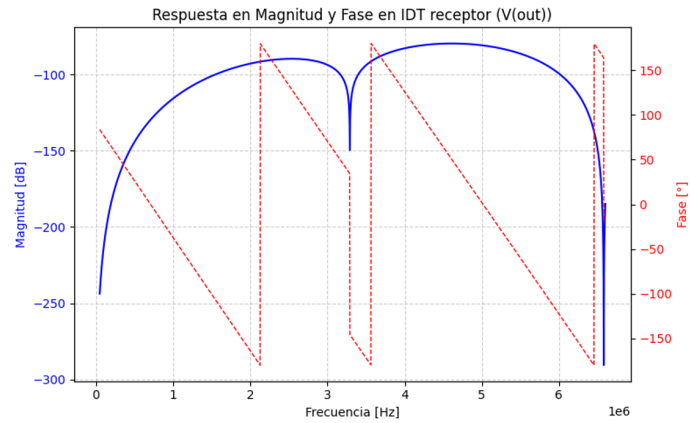


Figura 26. Magnitud y fase del voltaje de salida de IDT receptor de 6 dedos

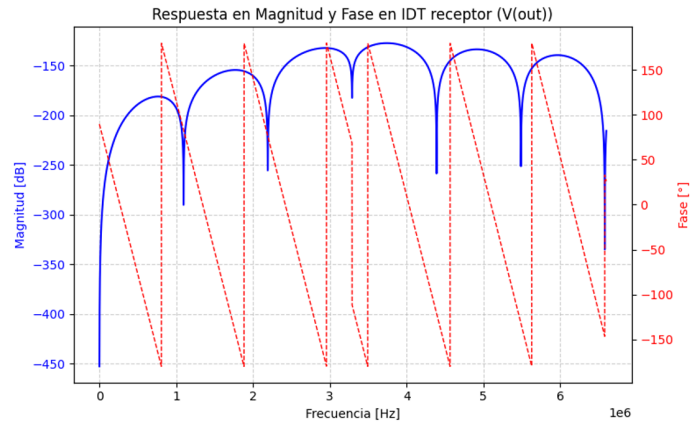
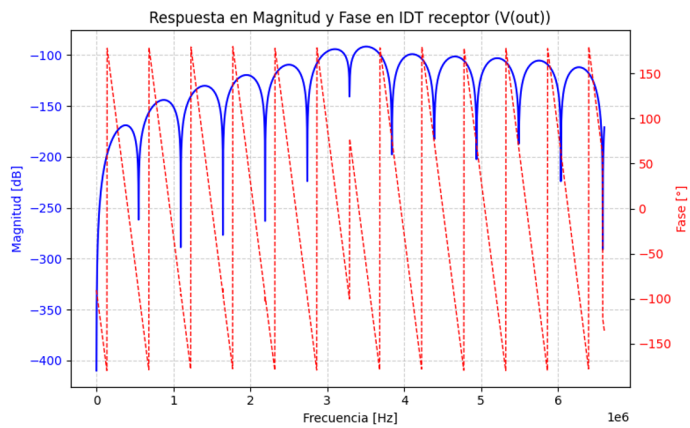


Figura 27. Magnitud y fase del voltaje de salida de IDT receptor de 12 dedos



Para la simulación del circuito de Randles, se obtuvieron los diagramas de Bode y Nyquist para diferentes concentraciones de glucosa (0, 100, 200, 300, 400 y 500 mg/dL). EL diagrama de Bode de magnitud (Figura 28) muestra una disminución en la magnitud de

la impedancia con el aumento de la concentración de glucosa. Mientras que el diagrama de Bode de fase (Figura 29) indica un cambio en la fase de la impedancia, donde a medida que aumenta la frecuencia, la fase disminue hasta alcanzar un mínimo, cuya profundidad y posición varía según la concentración representada. El diagrama de Nyquist (Figura 30) muestra un semicírculo cuya dimensión disminuye con el aumento de la concentración de glucosa.

Figura 28. Diagrama Bode de magnitud para un circuito randles con diferentes concentraciones de glucosa

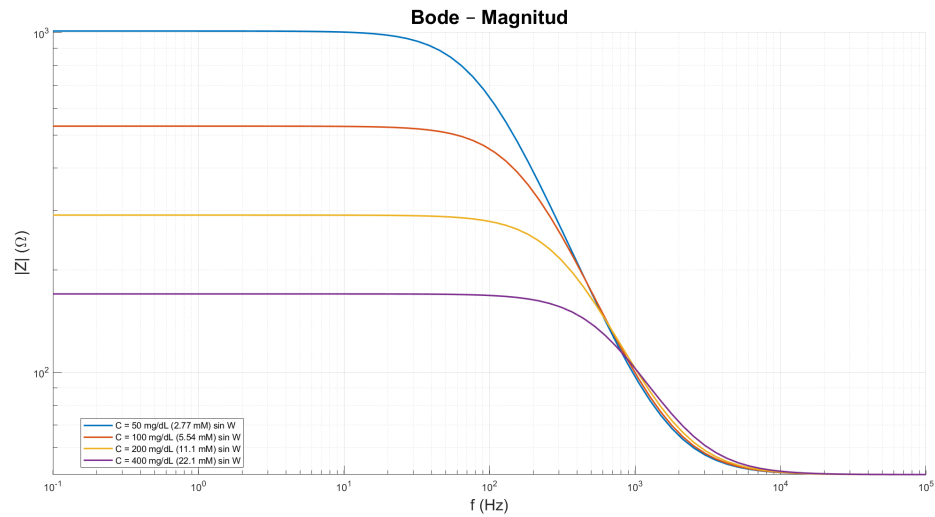


Figura 29. Diagrama Bode de fase para un circuito randles con diferentes concentraciones de glucosa

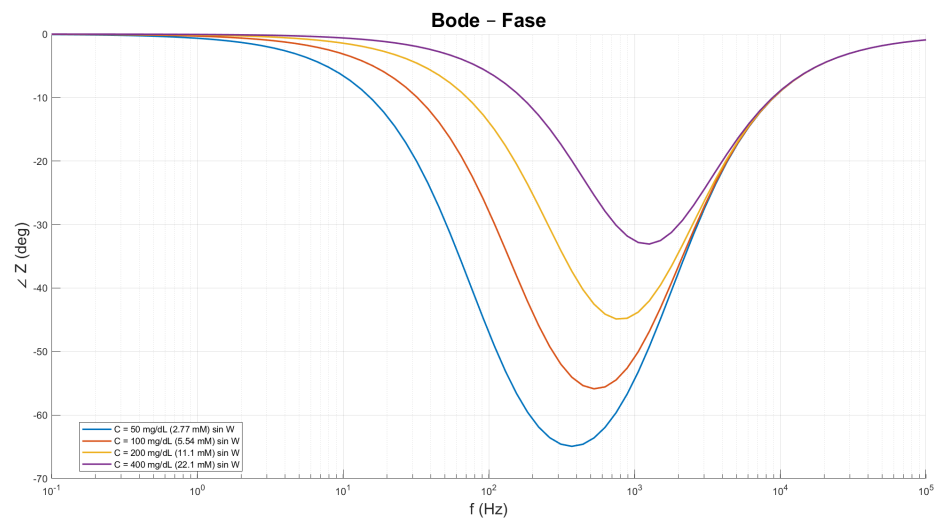
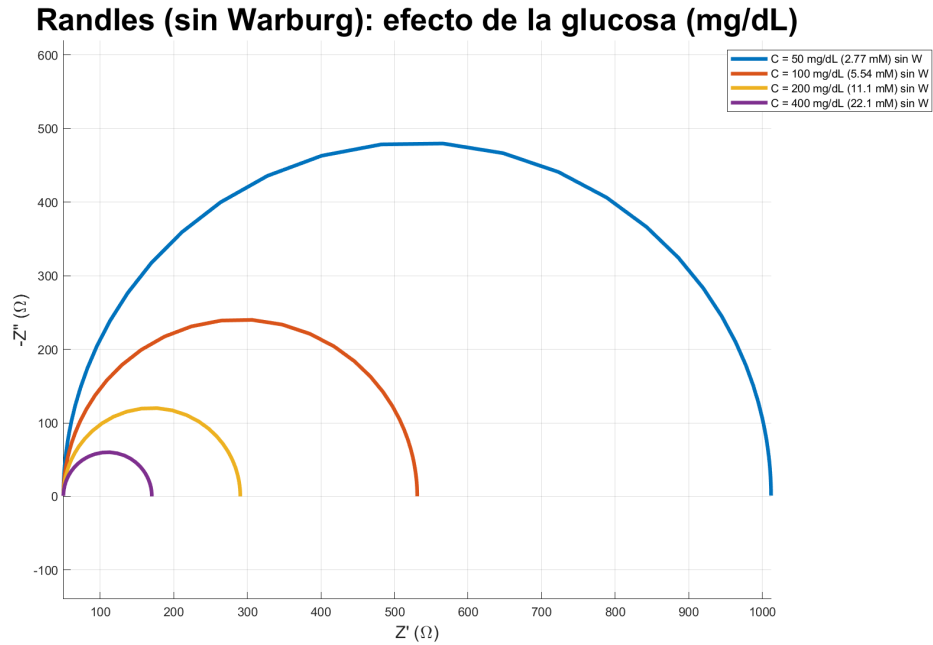
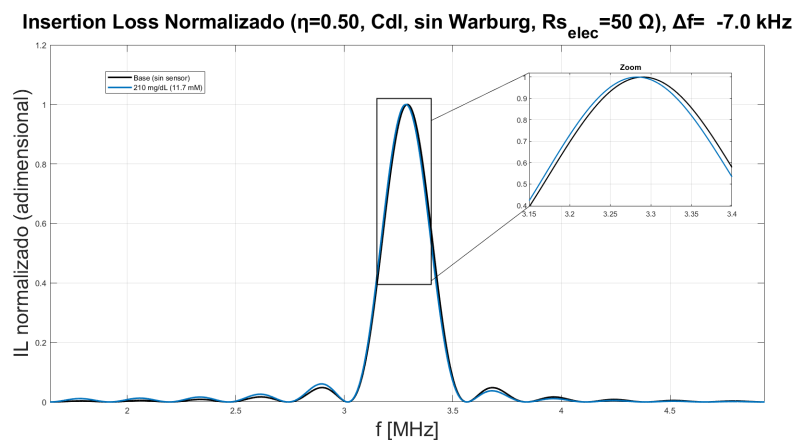


Figura 30. Diagrama de Nyquist para un circuito randles con diferentes concentraciones de glucosa



Al integrar ambos modelos en un solo script de Matlab, se obtuvo la pérdida por inserción normalizada del biosensor SAW para el dispositivo base y con una reacción redox (Figura 31). Esta grafica muestra el desfase que provoca la reacción redox en la respuesta del biosensor SAW. El desfase es de 7.0kHz, el cual se muestra de mejor forma en el recuadro que hace zoom a la frecuencia de operación de ambas curvas.

Figura 31. Comparación de la pérdida por inserción normalizada del biosensor SAW con una reacción redox y el dispositivo base



Los dispositivos de ondas acústicas de superficie (SAW) son una herramienta útil para diversas mediciones. Este trabajo buscó la elaboración de un diseño para estos dispositivos que permitiera su funcionamiento como un biosensor capaz de medir reacciones redox. Para lograr esto se utilizaron métodos de simulación para la definición de los parámetros del dispositivo y así poder anticipar la respuesta que este tendría si se llegase a construir físicamente. Hoy en día, la existencia de biosensores SAW está limitada a ambientes controlados dentro de laboratorios y no existe ningún dispositivo comercial todavía [2]. Trabajos como este contribuyen a la investigación y desarrollo de dispositivos de este tipo, lo cual acerca un poco más la posibilidad de que los biosensores SAW sean utilizados por más personas y ofrezcan más opciones al momento de realizar la medición de un evento biológico.

En general, las simulaciones en Matlab muestran el funcionamiento de un dispositivo SAW de 12 pares de dedos. Este mismo script genera las especificaciones del diseño y también muestra un comportamiento similar al de un dispositivo SAW, donde la máxima amplitud se observa alrededor de la frecuencia de operación para la cual fue diseñado [24]. Cuando se agregó una ventana sensorial a este dispositivo también se observó que existían variaciones en la amplitud de la respuesta en S21. En el Cuadro 1 se observan los parámetros de simulación y diseño que se utilizaron para correr el script de Matlab y posteriormente la simulación del modelo de Mason. Aquí se presentan valores clave para el entendimiento del diseño del IDT, que comprueban los resultados obtenidos en las figuras.

Para la simulación en LTspice se utilizó el modelo de Mason para construir un circuito equivalente que representara un IDT de 12 dedos. Esta simulación dio como resultado un comportamiento similar al esperado, donde se presentan oscilaciones con mayor magnitud alrededor de la frecuencia de operación, sin embargo la magnitud de esta simulación fue menor a la obtenida con el script de Matlab.

El diseño del dispositivo se pensó para un *wafers* de LiTaO_3 con corte en X, que cuenta con

una velocidad de onda de 3290 m/s. Esto es esencial para comprender los demás resultados, ya que la frecuencia de operación se basa en esta velocidad. Un parámetro que se escogió a conveniencia fue el de la longitud de onda, ya que este valor determina la distancia entre los dedos del IDT. Se seleccionó tomando en cuenta que el *wafer* a utilizar está pensado para ser de 2 pulgadas de diámetro. Otro parámetro importante es la capacitancia total, la cual se obtuvo a partir de las constantes dieléctricas y se utilizó para la simulación en LTspice. Las especificaciones físicas del material piezoeléctrico se verificaron con la hoja de datos del fabricante [35].

Los resultados obtenidos en las figuras de Matlab y LTspice permiten establecer una relación directa entre los objetivos planteados y el comportamiento simulado del biosensor basado en SAW. El diseño propuesto, utilizando LiTaO₃ como material piezoeléctrico, mostró un desempeño coherente con la teoría que fundamenta el principio de operación de los dispositivos SAW, donde se observan las oscilaciones esperadas y cómo estas también dependen del número de dedos que tenga el dispositivo. Esto es más claro en las simulaciones del circuito de Mason, donde al agregar más bloques de dedos se observa un incremento en la cantidad de oscilaciones, lo cual se confirma en el modelo de Matlab de *Impulse Response* (IR) [25] [22]. Estos resultados apoyan la hipótesis de que un dispositivo SAW puede ser diseñado a través de métodos numéricos y circuitos equivalentes.

La simulación del circuito de Randles permitió observar cómo la respuesta electroquímica del sistema varía con la concentración de glucosa. Los diagramas de Bode y Nyquist obtenidos muestran cambios significativos en la impedancia del sistema a medida que aumenta la concentración de glucosa. Estos resultados son consistentes con la teoría electroquímica, ya que en la ecuación 6 se observa que la concentración de glucosa disminuye la resistencia de transferencia de carga, lo cual se refleja en los diagramas obtenidos (Figura 30) [32]. La gráfica de Nyquist también muestra el comportamiento semicircular esperado, donde se espera que esta comience en el valor real R_s y termine en $R_s + R_{ct}$ [36]. Estos resultados confirman que el modelo de Randles es adecuado para representar la interfaz electrodo-electrolito en el contexto de la detección de glucosa.

La inclusión de la ventana sensorial que simula una reacción redox permitió analizar el impacto electroquímico sobre la respuesta acústica. La gráfica de magnitud de pérdida de inserción muestra ligeras variaciones entre el dispositivo SAW base y el biosensor SAW con una reacción redox presente (Figura 31). La amplitud es uno de los mayores cambios que presenta la señal, ya que el biosensor SAW cuenta con una amplitud mucho menor a la que se observa en el dispositivo base. Debido a esto se normalizaron ambas señales para observar de forma más clara el desfase de 7kHz que había ocurrido. Estas variaciones tienen sentido, ya que cuando ocurren cambios en las características de la superficie se espera una alteración en la amplitud y la frecuencia de operación [4][37]. En este caso las alteraciones fueron provocadas por la inclusión del modelo de Randles, el cual simula la reacción redox de glucosa en la superficie del material piezoeléctrico. Esto puede llegar a modificar las propiedades mecánicas y eléctricas del dispositivo, afectando la propagación de las ondas acústicas y la respuesta del biosensor.

Con las primeras simulaciones se comprobó el funcionamiento del dispositivo y, al correr un análisis AC, se obtuvo el comportamiento en distintas frecuencias, logrando representar estos datos en gráficas comprensibles para su análisis y discusión. Tomando en cuenta todo lo anterior, existen varias mejoras que podrían implementarse para que los resultados reflejen

mayores cambios o se obtenga una mayor amplitud. Desde un inicio, esto representó un reto debido a la limitada información acerca de la simulación de dispositivos SAW usando estos métodos, y aún menos sobre la simulación de biosensores. Por eso resulta importante trabajos como este, que buscan aportar al conocimiento en el área y facilitar la investigación futura.

El objetivo de este trabajo de graduación fue el diseño de un dispositivo SAW capaz de medir reacciones redox. Esto se lograría con el diseño de un IDT, el análisis de su capacidad para medir reacciones redox y la transmisión de los resultados a un dispositivo externo. El proyecto tuvo un enfoque de simulación, mediante el uso de circuitos equivalentes y métodos numéricos para representar el comportamiento de un biosensor SAW. Con este enfoque, se facilitó el diseño y la simulación del dispositivo, lo cual fue posible gracias a la existencia de software que permite ejecutar líneas de código de forma rápida, facilitando la modificación del diseño, además de ser herramientas accesibles y ampliamente utilizadas.

Durante la simulación, fue fundamental la comprensión del modelo para modificar los parámetros que provocarían los cambios deseados. Esto fue particularmente relevante en el modelo de Mason, ya que la composición del circuito depende de las conexiones y valores de sus componentes. El diseño de dispositivos con una mayor cantidad de dedos requirió un análisis del funcionamiento y la revisión de literatura para lograr un desempeño similar al esperado de un dispositivo SAW. Matlab fue esencial para este proceso, ya que se utilizó para obtener parámetros de diseño que se adaptaron al IDT propuesto y se verificó con otro método el funcionamiento de los IDT.

Este trabajo confirma que herramientas como Matlab o LTspice pueden utilizarse para el modelado de dispositivos SAW mediante un proceso bien documentado que facilita la reproducción del proyecto. Esto resulta importante en el campo de la simulación de dispositivos SAW debido a la escasa información disponible sobre la simulación en los softwares antes mencionados. Asimismo, acerca la posibilidad de la elaboración física de este biosensor y permite estimar su respuesta ante diferentes concentraciones de glucosa. En general, este trabajo deja métodos que pueden expandirse para el diseño de más dispositivos y facilitar el estudio de este tipo de sensores. La meta es lograr un dispositivo físico, pero esto no se puede concretar sin un análisis previo, debido al costo que las pruebas físicas pueden implicar.

Trabajos como este hacen más accesible la información sobre la simulación de dispositivos SAW. Esto se logra utilizando programas como LTspice, que son accesibles y no requieren una gran inversión económica. Como se discutió anteriormente, los biosensores SAW todavía

no han llegado al mercado, por lo que herramientas como estas permiten que más personas aporten al desarrollo de este campo y expandan las simulaciones hacia más configuraciones de IDT y nuevas aplicaciones sensoriales.

Recomendaciones

- Ajustar la simulación de la parte sensorial del dispositivo para que no sea un modelo tan ideal como el que se está usando actualmente.
- Utilizar software especializado como COMSOL para una simulación más robusta de un biosensor SAW.
- Si se va a utilizar otro material piezoeléctrico, es elemental consultar su hoja de datos para obtener sus características físicas, ya que de esto depende el diseño de los IDT.
- Realizar físicamente el dispositivo simulado, tratando de replicar lo más posible el diseño creado.
- Investigar métodos para imprimir los IDT sobre la superficie piezoeléctrica utilizando técnicas económicas y accesibles.

-
- [1] Y. Zeng, R. Yuan, H. Fu, Z. Xu y S. Wei, «Foodborne pathogen detection using surface acoustic wave biosensors: a review,» *RSC Advances*, vol. 14, págs. 37 087-37 103, 50 nov. de 2024, ISSN: 20462069. DOI: 10.1039/d4ra06697a.
 - [2] K. Länge, B. E. Rapp y M. Rapp, «Surface acoustic wave biosensors: A review,» *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, vol. 391, 5 2008, ISSN: 16182642. DOI: 10.1007/s00216-008-1911-5.
 - [3] Y. Inoue, Y. Kato y K. Sato, «Surface acoustic wave method for in situ determination of the amounts of enzyme-substrate complex formed on immobilized glucose oxidase during catalytic reaction,» *Journal of the Chemical Society, Faraday Transactions*, vol. 88, 3 1992, ISSN: 09565000. DOI: 10.1039/FT9928800449.
 - [4] D. Mandal y S. Banerjee, «Surface AcousticWave (SAW) Sensors: Physics, Materials, and Applications,» *Sensors*, vol. 22, 3 2022, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s22030820.
 - [5] J. Luo et al., «A new type of glucose biosensor based on surface acoustic wave resonator using Mn-doped ZnO multilayer structure,» *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 49, 2013, ISSN: 09565663. DOI: 10.1016/j.bios.2013.05.021.
 - [6] N. Bhalla, P. Jolly, N. Formisano y P. Estrela, «Introduction to biosensors,» *Essays in Biochemistry*, vol. 60, 1 2016, ISSN: 00711365. DOI: 10.1042/EBC20150001.
 - [7] D. Rodbard, «Continuous Glucose Monitoring: A Review of Successes, Challenges, and Opportunities,» *Diabetes Technology and Therapeutics*, vol. 18, S2 2016, ISSN: 15578593. DOI: 10.1089/dia.2015.0417.
 - [8] H. Zhang, P. Chen, L. Yang, H. Wang y Z. Zhu, «Fabrication of Surface Acoustic Wave Biosensors Using Nanomaterials for Biological Monitoring,» *Nanomanufacturing*, vol. 4, págs. 159-172, 3 ago. de 2024. DOI: 10.3390/nanomanufacturing4030011.
 - [9] V. B. Juska y M. E. Pemble, «A critical review of electrochemical glucose sensing: Evolution of biosensor platforms based on advanced nanosystems,» *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, 21 2020, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s20216013.

- [10] T. Kogai, H. Yatsuda y J. Kondoh, «Rayleigh SAW-Assisted SH-SAW Immunosensor on X-Cut 148-Y LiTaO₃,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 64, 9 2017, ISSN: 08853010. DOI: 10.1109/TUFFC.2017.2734282.
- [11] J. Howarth. «How Many People Own Smartphones? (2024–2029).» Retrieved March 22, 2025. dirección: <https://explodingtopics.com/blog/smartphone-stats>.
- [12] K. Uchino, «The Development of Piezoelectric Materials and the New Perspective,» en *Advanced Piezoelectric Materials*. 2017. DOI: 10.1016/b978-0-08-102135-4.00001-1.
- [13] J. F. Tressler, S. Alkoy y R. E. Newnham, «Piezoelectric sensors and sensor materials,» *Journal of Electroceramics*, vol. 2, 4 1998, ISSN: 13853449. DOI: 10.1023/A:1009926623551.
- [14] V. Y. Shur, «Lithium niobate and lithium tantalate-based piezoelectric materials,» en *Advanced Piezoelectric Materials: Science and Technology*. 2010. DOI: 10.1533/9781845699758.1.204.
- [15] Y. Q. Fu et al., «Advances in piezoelectric thin films for acoustic biosensors, acoustofluidics and lab-on-chip applications,» *Progress in Materials Science*, vol. 89, 2017, ISSN: 00796425. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2017.04.006.
- [16] A. Westrelin et al., «Design and Fabrication Of Multiplexed One-Port SAW Resonators On A Single Chip,» jun. de 2025.
- [17] M. B. Mazalan, A. M. Noor, Y. Wahab, S. Yahud y W. S. W. K. Zaman, «Current development in interdigital transducer (IDT) surface acoustic wave devices for live cell in vitro studies: A review,» *Micromachines*, vol. 13, 1 2022, ISSN: 2072666X. DOI: 10.3390/mi13010030.
- [18] M. Hoummady, A. Campitelli y W. Wlodarski, «Acoustic wave sensors: Design, sensing mechanisms and applications,» *Smart Materials and Structures*, vol. 6, 6 1997, ISSN: 09641726. DOI: 10.1088/0964-1726/6/6/001.
- [19] M. F. Hribšek, D. V. Tošić y M. R. Radosavljević, «Surface acoustic wave sensors in mechanical engineering,» *FME Transactions*, vol. 38, págs. 11-18, 1 2010, ISSN: 2406128X.
- [20] L. Reindl y W. Ruile, «Programmable reflectors for SAW-ID-tags,» en *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, vol. 1, 1993. DOI: 10.1109/u1tsym.1993.339692.
- [21] A. H. Rasolomboahanginatovo, F. Domingue y A.-o. Dahmane, «A New SAW Device Simulator Based on Mason ' s Equivalent Circuit Model,» *The Fourth International Conference on Sensor Device Technologies and Applications*, 3 2013.
- [22] A. Şişman, «A Complete LTspice Simulation Model for SAW Devices,» *International Journal of Advances in Engineering and Pure Sciences*, vol. 36, 1 2024. DOI: 10.7240/jeps.1304351.
- [23] W. Wilson y G. Atkinson, «Comparison of Transission Line Methods for Surface Acoustic Wave Modelling,» *Sensors & Transducers Journal*, vol. 7, 2009, ISSN: 1098-6596.
- [24] W. C. Wilson y G. M. Atkinson, «Mixed modeling of a SAW Delay line using VHDL,» en *BMAS 2006 - Proceedings of the 2006 IEEE International Behavioral Modeling and Simulation Workshop*, 2006. DOI: 10.1109/BMAS.2006.283466.

- [25] J. Mendes, M. Fernandes, D. Mukherjee y D. Santos, «Simulation of acoustic wave devices using MATLAB,» *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 88, 1 A 2012, ISSN: 00332097.
- [26] C. S. Hartmann, D. T. Bell y R. C. Rosenfeld, «Impulse Model Design of Acoustic Surface-Wave Filters,» *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. MTT-21, 4 1973, ISSN: 15579670. DOI: 10.1109/TMTT.1973.1127967.
- [27] H. S. Magar, R. Y. Hassan y A. Mulchandani, «Electrochemical impedance spectroscopy (Eis): Principles, construction, and biosensing applications,» *Sensors*, vol. 21, 19 2021, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s21196578.
- [28] A. C. Lazanas y M. I. Prodromidis, «Electrochemical Impedance Spectroscopy – A Tutorial,» *ACS Measurement Science Au*, vol. 3, n.º 3, págs. 254-272, 2023, ISSN: 2694-250X. DOI: 10.1021/acsmesuresciau.2c00070.
- [29] P. M. Biesheuvel, S. Porada y J. E. Dykstra, «The difference between Faradaic and non-Faradaic electrode processes,» ene. de 2021.
- [30] N. O. Laschuk, E. B. Easton y O. V. Zenkina, «Reducing the resistance for the use of electrochemical impedance spectroscopy analysis in materials chemistry,» *RSC Advances*, vol. 11, 45 2021, ISSN: 20462069. DOI: 10.1039/d1ra03785d.
- [31] T. Q. Nguyen y C. Breitung, «Determination of Diffusion Coefficients Using Impedance Spectroscopy Data,» *Journal of The Electrochemical Society*, vol. 165, 14 2018, ISSN: 0013-4651. DOI: 10.1149/2.1151814jes.
- [32] R. K. Shervedani, A. H. Mehrjardi y N. Zamiri, «A novel method for glucose determination based on electrochemical impedance spectroscopy using glucose oxidase self-assembled biosensor,» *Bioelectrochemistry*, vol. 69, 2 2006, ISSN: 15675394. DOI: 10.1016/j.bioelechem.2006.01.003.
- [33] T. Pajkossy y D. M. Kolb, «Double layer capacitance of the platinum group metals in the double layer region,» *Electrochemistry Communications*, vol. 9, 5 2007, ISSN: 13882481. DOI: 10.1016/j.elecom.2007.01.002.
- [34] The MathWorks, Inc., *MATLAB R2023b*, Natick, Massachusetts, USA, 2023. dirección: <https://www.mathworks.com/>.
- [35] R. International. «Lithium Tantalate (LiTaO3) Properties.» Recuperado el 23 de octubre de 2025. dirección: <https://www.roditi.com/SingleCrystal/Lithium-Tantalate/LiTa03-Properties.html>.
- [36] N. Sekar y R. P. Ramasamy, «Electrochemical impedance spectroscopy for microbial fuel cell characterization,» *Journal of Microbial and Biochemical Technology*, vol. 5, SPECIALISSUE.2 2013, ISSN: 19485948. DOI: 10.4172/1948-5948.s6-004.
- [37] J. T. Baca, V. Severns, D. Lovato, D. W. Branch y R. S. Larson, «Rapid detection of Ebola virus with a reagent-free, point-of-care biosensor,» *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, 4 2015, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s150408605.

13.1. Códigos de simulación utilizados

Para llevar a cabo las simulaciones se utilizó Matlab y LTspice. A continuación se presenta un link de un repositorio de GitHub donde se encuentran los códigos utilizados en este trabajo de graduación.

<https://github.com/Aldoa912/BiosensorSAW>