



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMATICA Y ELECTRONICA**  
**CARRERA TELECOMUNICACIONES**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN BIOSENSOR BASADO EN**  
**UN RESONADOR DE ANILLO PARA LA MEDICION DE**  
**SOLUCIONES DE GLUCOSA A DISTINTAS**  
**CONCENTRACIONES**

**Trabajo de Titulación**

**Tipo:** Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERA EN TELECOMUNICACIONES**

**AUTORA:**

**ESTEFANY MISHHELL PARRA LLERENA**

Riobamba – Ecuador

2023



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMATICA Y ELECTRONICA**  
**CARRERA TELECOMUNICACIONES**

**DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN BIOSENSOR BASADO EN**  
**UN RESONADOR DE ANILLO PARA LA MEDICION DE**  
**SOLUCIONES DE GLUCOSA A DISTINTAS**  
**CONCENTRACIONES**

**Trabajo de Titulación**

**Tipo:** Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERA EN TELECOMUNICACIONES**

**AUTORA:** ESTEFANY MISHELL PARRA LLERENA

**DIRECTOR:** ING. HUGO OSWALDO MORENO AVILES. PhD.

Riobamba – Ecuador

2023

© 2023, Estefany Mishell Parra Llerena

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Estefany Mishell Parra Llerena, declaro que el presente Trabajo de Titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 25 de agosto de 2023



**Estefany Mishell Parra Llerena**

**060448031-9**

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMATICA Y ELECTRONICA**  
**CARRERA TELECOMUNICACIONES**

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El Trabajo de Titulación; tipo: Proyecto Técnico, **DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN BIOSENSOR BASADO EN UN RESONADOR DE ANILLO PARA LA MEDICION DE SOLUCIONES DE GLUCOSA A DISTINTAS CONCENTRACIONES**, realizado por la señorita: **ESTEFANY MISHELL PARRA LLERENA**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

**FIRMA**

**FECHA**

Dr. Paul Patricio Romero Riera  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL**



2023-11-13

Ing. Hugo Oswaldo Moreno Avilés, PHD  
**DIRECTOR DEL TRABAJO DE  
TITULACIÓN**



2023-11-13

Ing. Diego Fernando Veloz Chérrez. MsC.  
**ASESOR DEL TRABAJO DE  
TITULACIÓN**



2023-11-13

## **DEDICATORIA**

Este trabajo de titulación se lo dedico a mi padre Enrique Parra por su amor incondicional y por su apoyo en cada paso que he dado. A mi madre Carmen Llerena, por su amor y apoyo incondicional por su dedicación, por creer en mí y enseñarme a nunca rendirme. A mis hermanas Jenifer y Melany Parra Llerena por su cariño y apoyo durante este proceso, este gran paso en mi vida es por ustedes. Familia este logro es gracias a ustedes quiero que sepan que son el pilar fundamental en mi vida sin su apoyo y amor no hubiera sido posible este logro. También se lo quiero dedicar a mis abuelitos, tías y amigas los cuales siempre me apoyaron en todo momento. Finalmente quiero dedicar también este logro a las personas que físicamente ya no se encuentran, pero su influencia continúa guiándome en cada paso que doy.

Estefany

## **AGRADECIMIENTO**

Doy gracias a Dios por bendecirme con perseverancia para concluir una etapa de mi vida, al ingeniero Hugo Moreno Avilés quien me brindó su apoyo, orientación y sobre todo con su conocimiento para culminar el presente trabajo, al ingeniero Diego Veloz por su asesoría durante la elaboración del mismo. Al ingeniero Sebastián Ruiz por brindarme su amistad, su conocimiento y su apoyo en este trabajo. A mis padres Enrique Parra y Carmen Llerena por brindarme su apoyo y comprensión, a mis hermanas Jenifer y Melany por su cariño y apoyo incondicional, a Marlon por apoyarme en los inicios de mi carrera y darme fuerza a pesar de que físicamente ya no se encuentra aquí. También quiero agradecer a todas las personas que me apoyaron, a todos ustedes un profundo agradecimiento, sin ustedes no habría sido posible culminar esta etapa de mi vida.

Estefany

## ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xiv
RESUMEN.....	xv
ABSTRACT.....	xvi
INTRODUCCIÓN.....	1

### CAPÍTULO I

<b>1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>2</b>
1.1 Antecedentes.....	2
1.2 Planteamiento del problema.....	3
1.2.1 <i>Formulación del problema</i> .....	3
1.2.2 <i>Sistematización del problema</i> .....	3
1.3 Justificación.....	3
1.3.1 <i>Justificación teórica</i> .....	3
1.3.2 <i>Justificación práctica</i> .....	4
1.4 Objetivos.....	5
1.4.1 <i>Objetivo general</i> .....	5
1.4.2 <i>Objetivos específicos</i> .....	5

### CAPÍTULO II

<b>2. MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>6</b>
2.1 Diabetes.....	6
2.1.1 <i>Valores de glucosa en sangre</i> .....	6
2.1.2 <i>Glucosa</i> .....	7
2.1.2.1 <i>Sistemas de medición de glucosa</i> .....	7
2.2 Biosensores.....	8
2.2.1 <i>Concepto</i> .....	8
2.2.2 <i>Arquitectura</i> .....	9
2.2.3 <i>Biosensor de microondas</i> .....	10
2.2.4 <i>Tipos de transductor</i> .....	10
2.3 Resonadores.....	11
2.3.1 <i>Resonadores de microondas</i> .....	11



2.3.2	<i>Resonadores de anillo</i> .....	11
2.4	<b>Biosensores basados en resonadores de anillo</b> .....	13
2.4.1	<i>Campos electromagnéticos</i> .....	13
2.5	<b>Materiales</b> .....	14
2.5.1	<i>Sustrato ROGER RT/Duroid</i> .....	14
2.5.2	<i>Conectores SMA</i> .....	14
2.5.3	<i>Balanza Analítica</i> .....	15
2.5.4	<i>Analizador de redes vectoriales</i> .....	15

### CAPÍTULO III

3.	<b>MARCO Metodologico</b> .....	17
3.1	<b>Introducción</b> .....	17
3.2	<b>Requerimientos del biosensor</b> .....	17
3.2.1	<i>Permitividad de la glucosa</i> .....	18
3.3	<b>DEFINICION DE LOS PARAMETROS DE DISEÑO</b> .....	19
3.4	<b>Simulación</b> .....	22
3.4.1	<i>RT/DUROID con permitividad <math>\epsilon_r = 10.2</math></i> .....	23
3.4.2	<i>RT/DUROID con permitividad <math>\epsilon_r = 3.4</math></i> .....	24
3.4.3	<i>RT/DUROID con permitividad <math>\epsilon_r = 3.38</math></i> .....	25
3.5	<b>Preparación de las concentraciones</b> .....	29
3.5.1	<i>Concentraciones de Glucosa</i> .....	29
3.5.2	<i>Concentración de sacarosa</i> .....	32
3.5.3	<i>Concentración de sal</i> .....	33

### CAPÍTULO IV

4.	<b>MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS</b> .....	36
4.1	<b>Implementación del biosensor</b> .....	36
4.2	<b>Pruebas del biosensor</b> .....	36
4.2.1	<i>Prueba con glucosa</i> .....	38
4.2.2	<i>Pruebas con sacarosa</i> .....	45
4.2.3	<i>Pruebas con sal</i> .....	51
4.2.4	<i>Pruebas con Sangre</i> .....	58
4.2.5	<i>Comparación de resultados</i> .....	61
	<b>CONCLUSIONES</b> .....	65
	<b>RECOMENDACIONES</b> .....	66

**BIBLIOGRAFÍA**  
**ANEXOS**

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 2-1:</b> Valores de glucosa medidos en sangre .....	6
<b>Tabla 3-1:</b> Concentración de la glucosa .....	18
<b>Tabla 3-2:</b> Características del ROGER RT/Duroid.....	19
<b>Tabla 3-3:</b> Parámetros de simulación.....	22
<b>Tabla 4-1:</b> Variación a diferentes concentraciones de glucosa .....	43
<b>Tabla 4-2:</b> Variación a diferentes concentraciones de sacarosa.....	49
<b>Tabla 4-3:</b> Variación a diferentes concentraciones de sal .....	56
<b>Tabla 4-4:</b> Comparación de las amplitudes de Glucosa .....	61
<b>Tabla 4-5:</b> Comparación de las amplitudes de Sacarosa .....	61
<b>Tabla 4-6:</b> Comparación de amplitudes de sal .....	62
<b>Tabla 4-7:</b> Comparación de amplitudes de sangre .....	63
<b>Tabla 4-8:</b> Pruebas de laboratorio .....	63
<b>Tabla 4-9:</b> Comparativa entre muestra de sangre y concentraciones de glucosa. ....	64

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Ilustración 1-1:</b> Esquema del sistema.....	5
<b>Ilustración 2-1:</b> Estructura molecular de la glucosa .....	7
<b>Ilustración 2-2:</b> Sistemas de medición de glucosa.....	8
<b>Ilustración 2-3:</b> Elementos del biosensor .....	9
<b>Ilustración 2-4:</b> Clasificación de transductores .....	10
<b>Ilustración 2-5:</b> Formas de los resonadores de anillo .....	12
<b>Ilustración 2-6:</b> Resonador de anillo SRR (a) y resonador complementario CSRR (b) .....	12
<b>Ilustración 2-7:</b> Circuito de los resonadores.....	13
<b>Ilustración 2-8:</b> Estructura del biosensor basado en un resonador de anillo (a) y una distribución de campo electromagnético esquemática (b). .....	13
<b>Ilustración 2-9:</b> RT/Duroid.....	14
<b>Ilustración 2-10:</b> Conectores SMA hembra.....	15
<b>Ilustración 2-11:</b> Balanza Analítica.....	15
<b>Ilustración 2-12:</b> Analizador de redes vectoriales .....	16
<b>Ilustración 3-1:</b> Diagrama del sistema.....	17
<b>Ilustración 3-2:</b> Prototipo del biosensor .....	18
<b>Ilustración 3-3:</b> RT/Duroid 4003C .....	19
<b>Ilustración 3-4:</b> Sustrato en el software de simulación.....	20
<b>Ilustración 3-5:</b> Línea de transmisión.....	20
<b>Ilustración 3-6:</b> Diseño del resonador de anillo SRR .....	20
<b>Ilustración 3-7:</b> Resonador de anillo complementario CSRR .....	21
<b>Ilustración 3-8:</b> Resonador de anillo complementario CSRR en el sustrato. ....	21
<b>Ilustración 3-9:</b> Puertos colocados en software de simulación.....	21
<b>Ilustración 3-10:</b> Dispositivo final.....	22
<b>Ilustración 3-11:</b> Coeficiente de transmisión S21 con una permitividad del material de 10.2..	23
<b>Ilustración 3-12:</b> Coeficiente de transmisión (S21) con un sustrato con permitividad 10.2.....	24
<b>Ilustración 3-13:</b> Coeficiente de transmisión S21 con una permitividad del material de 3.4....	25
<b>Ilustración 3-14:</b> Coeficiente de transmisión (S21).....	25
<b>Ilustración 3-15:</b> Coeficiente de transmisión (S21) con el sustrato RT/Duroid 3.38 .....	26
<b>Ilustración 3-16:</b> Coeficiente de transmisión (S21) con glucosa y un sustrato RT/Duroid 3.3826	
<b>Ilustración 3-17:</b> Aproximación matemática de la gráfica de la frecuencia en función de la permitividad .....	27
<b>Ilustración 3-18:</b> Dimensiones de los anillos .....	28
<b>Ilustración 3-19:</b> Diseño del biosensor .....	28

<b>Ilustración 3-20:</b> Pesaje de Glucosa en la balanza analítica .....	30
<b>Ilustración 3-21:</b> Uso del reverbero.....	31
<b>Ilustración 3-22:</b> Uso del balón de aforo de 100ml .....	31
<b>Ilustración 3-23:</b> Pesaje de gramos de la sacarosa.....	33
<b>Ilustración 3-24:</b> Pesaje de los gramos de sal.....	35
<b>Ilustración 4-1:</b> Biosensor Implementado .....	36
<b>Ilustración 4-2:</b> Toma de datos del Biosensor con el VNA.....	37
<b>Ilustración 4-3:</b> Coeficiente de transmisión S21 del biosensor con el VNA .....	37
<b>Ilustración 4-4:</b> Coeficiente de transmisión del Biosensor sin concentraciones en Matlab .....	38
<b>Ilustración 4-5:</b> Medición de biosensor con una concentración de 100mg/dl de glucosa. ....	38
<b>Ilustración 4-6:</b> Medición de biosensor con una concentración de 150mg/dl de glucosa .....	39
<b>Ilustración 4-7:</b> Medición de biosensor con una concentración de 200mg/dl de glucosa .....	39
<b>Ilustración 4-8:</b> Medición de biosensor con una concentración de 250mg/dl de glucosa .....	40
<b>Ilustración 4-9:</b> Medición de biosensor con una concentración de 300mg/dl de glucosa .....	40
<b>Ilustración 4-10:</b> Coeficiente de transmisión sin concentraciones y con concentraciones.....	41
<b>Ilustración 4-11:</b> Coeficiente de transmisión a diferentes concentraciones de glucosa.....	42
<b>Ilustración 4-12:</b> Coeficiente de transmisión a diferentes concentraciones de glucosa.....	42
<b>Ilustración 4-13:</b> Amplitud en función de las concentraciones .....	44
<b>Ilustración 4-14:</b> Modelado matemático para las concentraciones de glucosa.....	44
<b>Ilustración 4-15:</b> Concentración de sacarosa de 100mg/dl.....	45
<b>Ilustración 4-16:</b> Concentración de sacarosa de 150mg/dl.....	46
<b>Ilustración 4-17:</b> Concentración de sacarosa de 200mg/dl.....	46
<b>Ilustración 4-18:</b> Concentración de sacarosa de 250mg/dl.....	47
<b>Ilustración 4-19:</b> Concentración de sacarosa de 300mg/dl.....	47
<b>Ilustración 4-20:</b> Concentraciones de sacarosa frente a biosensor sin concentraciones .....	48
<b>Ilustración 4-21:</b> Concentraciones de sacarosa.....	48
<b>Ilustración 4-22:</b> Diferentes concentraciones de sacarosa .....	49
<b>Ilustración 4-23:</b> Amplitud en función de las concentraciones de sacarosa .....	50
<b>Ilustración 4-24:</b> Modelado matemático de las concentraciones y su amplitud .....	50
<b>Ilustración 4-25:</b> Concentración de sal de 100mg/dl.....	51
<b>Ilustración 4-26:</b> Concentración de sal de 150mg/dl.....	52
<b>Ilustración 4-27:</b> Concentración de sal de 200mg/dl.....	52
<b>Ilustración 4-28:</b> Concentración de sal de 250mg/dl.....	53
<b>Ilustración 4-29:</b> Concentración de sal de 300 mg/dl.....	53
<b>Ilustración 4-30:</b> Concentraciones de sal frente a biosensor sin concentraciones .....	54
<b>Ilustración 4-31:</b> Concentraciones de sal.....	55

<b>Ilustración 4-32:</b> Diferentes concentraciones de sal.....	56
<b>Ilustración 4-33:</b> Amplitud en función de las concentraciones de sal.....	57
<b>Ilustración 4-34:</b> Modelado matemático de la amplitud en función de las concentraciones .....	57
<b>Ilustración 4-35:</b> Muestra de sangre en ayunas .....	58
<b>Ilustración 4-36:</b> Muestra después del ingerir azúcar.....	59
<b>Ilustración 4-37:</b> Comparación de sangre.....	60
<b>Ilustración 4-38:</b> Comparación de valores.....	60

## **ÍNDICE DE ANEXOS**

**ANEXO A:** CARACTERISTICAS TECNICAS DEL ANALIZADOR DE REDES VECTORIALES

**ANEXO B:** BIOSENSOR IMPLEMENTADO

**ANEXO C:** CERTIFICADO DE LAS DILUSIONES

**ANEXO D:** DILUSIONES A DIFERENTES CONCENTRACIONES

**ANEXO E:** UBICACION DE LAS DILUSIONES SOBRE EL BIOSENSOR

**ANEXO F:** TOMA DE MUESTRA DE SANGRE

**ANEXO G:** UBICACION DE LA SANGRE SOBRE EL BIOSENSOR

**ANEXO H:** MUESTRA DEL SANGRE SOBRE LE BIOSENSOR

**ANEXO I:** PRUEBA DE LABORATORIO DE MUESTRA DE SANGRE

**ANEXO J:** PRUEBA DE LABORATORIO POS DESAYUNO

## RESUMEN

El presente trabajo de titulación tuvo como objetivo diseñar e implementar un biosensor basado en un resonador de anillo para la medición de soluciones de glucosa a distintas concentraciones. Para ello se estudió las principales características de los biosensores y de los resonadores de anillo, como también se investigó las principales características del analizador de redes vectoriales (VNA). Se utilizó un material RT/Duroid para la implementación del biosensor, ya que este fue el más óptimo para la implementación del mismo. Una vez implementado el biosensor se prepararon las soluciones de glucosa, sacarosa y sal a diferentes concentraciones para evaluar el funcionamiento y sensibilidad del biosensor. Se utilizó el analizador de redes vectoriales (VNA) para tomar las medidas de amplitud al momento de colocar las diferentes soluciones sobre el biosensor, se tomó el coeficiente de transmisión S21 para poder analizar los datos y ver su variación en amplitud de acuerdo a las concentraciones colocadas sobre el biosensor. Por último, se realizó pruebas con muestras de sangre para compararlas con las concentraciones de glucosa y ver su comportamiento para poder encontrar una similitud entre las variaciones de amplitud de la sangre y las variaciones de amplitud de las concentraciones de glucosa. Se puede decir que al comparar las diferentes concentraciones tanto de glucosa, sal, sacarosa, y la sangre se observó un cambio en el comportamiento del biosensor por lo que se puede decir que es capaz de captar cambios en sus amplitudes de acuerdo a las concentraciones que se coloque dándonos su comportamiento con estas concentraciones.

**Palabras clave:** <BIOSENSOR>, <RESONADOR DE ANILLO>, <ANALIZADOR DE REDES VECTORIALES >, < GLUCOSA>, <RT/DUROID >.





## **ABSTRACT**

This thesis aimed to design and implement a biosensor based on a ring resonator for the measurement of glucose solutions at different concentrations. The study involved investigating the key characteristics of biosensors and ring resonators, as well as exploring the main features of the Vector Network Analyzer (VNA). Due to its optimal properties, an RT/Duroid material was chosen for the biosensor implementation. Once the biosensor was implemented, glucose, sucrose, and salt solutions were prepared at various concentrations to assess the biosensor's functionality and sensitivity. The Vector Network Analyzer (VNA) was employed to measure the amplitude when different solutions were placed on the biosensor. The transmission coefficient  $S_{21}$  was used for data analysis, revealing amplitude variations corresponding to the concentrations applied to the biosensor. Subsequently, blood samples were tested and compared with glucose concentrations to observe similarities in amplitude variations between blood and glucose concentrations. Changes in the biosensor's behavior were observed by comparing different concentrations of glucose, salt, sucrose, and blood. Therefore, it can be concluded that the biosensor can detect changes in amplitudes corresponding to the applied concentrations, indicating its responsiveness to these concentrations.

**KEYWORDS:** <BIOSSENSOR>, <RING RESONATOR>, <VECTOR NETWORK ANALYZER>, <GLUCOSE>, <RT/DUROID>.



Lenin Iván Lara Olivo

0602546103

## **INTRODUCCIÓN**

La medición de la glucosa en la sangre es una tarea crucial para las personas que padecen de diabetes, ya que les permite controlar los niveles de azúcar en la sangre y ajustar su tratamiento en consecuencia de los resultados. Sin embargo, los métodos de medición de la glucosa, como la punción capilar, pueden ser dolorosos e incómodos, lo que hace que muchos pacientes no los utilicen con la frecuencia necesaria.

Es aquí donde los biosensores entran en juego, debido a que los biosensores son dispositivos que utilizan sistemas biológicos para detectar sustancias específicas, como la glucosa, en una muestra de sangre. En los últimos años, los biosensores se han convertido en una herramienta importante en la medición de la glucosa, ya que ofrecen una forma menos invasiva y más conveniente de monitorear los niveles de azúcar en la sangre.

En este trabajo, se explorará el uso de biosensores en la medición de la glucosa, sal y sacarosa para observar el comportamiento del mismo con las diferentes concentraciones, estas medidas serán obtenidas mediante el uso de un equipo de precisión como el VNA.

# CAPÍTULO I

## 1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

### 1.1 Antecedentes

La diabetes es una enfermedad metabólica crónica caracterizada por niveles elevados de glucosa en sangre (o azúcar en sangre), que con el tiempo conduce a daños graves en el corazón, los vasos sanguíneos, los ojos, los riñones y los nervios. Aproximadamente 62 millones de personas en las Américas (422 millones de personas en todo el mundo) tienen diabetes, la mayoría vive en países de ingresos bajos y medianos, y 244 084 muertes se atribuyen directamente a la diabetes cada año. Tanto el número de casos como la prevalencia de diabetes han aumentado constantemente durante las últimas décadas (PAHO/WHO | Pan American Health Organization).

En la República Popular de China, se propuso un nuevo método basado en el método de perturbación del resonador de microondas para la concentración de glucosa en pruebas de solución acuosa, incluía estructuras de cavidad resonante en el rango de frecuencia entre 2 y 3 GHz, el cual mostro que es posible usar un sensor de microondas para medir la concentración de glucosa (Fan Yun, 2010 págs. 1-2).

En la revista IEEE latín America Transactions, se publicó un artículo de un dispositivo no invasivo sensible a cambios en los niveles de glucosa en sangre. El desarrollo propuesto incluye un sistema electrónico de medición, un algoritmo para control embebido y un aplicativo gráfico para representar los resultados. El sistema es extensible a la caracterización de otros resonadores de microondas, para aplicaciones en este u otros campos afines, la frecuencia que se utiliza en este dispositivo va desde 1.8 GHz y 2.2 GHz (Gelosi, 2022 págs. 1-3).

En Bangladesh se presenta un sistema que puede medir los cambios en el nivel de glucosa en función de los complejos cambios de permitividad. La permitividad de una muestra puede cambiar significativamente a medida que varía la concentración de una de sus sustancias. El sistema de detección propuesto utiliza dos antenas de parche microstrip enfrentadas que funcionan a 60 GHz. El coeficiente de transmisión medido depende del cambio de permitividad a lo largo de la ruta de la señal, que se puede correlacionar con el cambio en la concentración de una sustancia. Con el tiempo, el sistema podría convertirse en un monitor de glucosa no invasivo para el control continuo de los niveles de glucosa en personas que viven con diabetes, ya que puede detectar concentraciones de glucosa tan pequeñas como 1,33 mmol/l (0,025 % en peso) en las

muestras controladas a base de agua. satisfactoriamente, que está muy por debajo de los niveles típicos de glucosa humana de 4 mmol/l (Shimul Saha, 2017 págs. 1-2).

Con estos antecedentes, se puede decir que en la Facultad de Informática y Electrónica no se ha realizado un estudio con sensores de microondas y el analizador de redes vectoriales (VNA) para medir los niveles de concentración de glucosa de la sangre.

## **1.2 Planteamiento del problema**

### ***1.2.1 Formulación del problema***

¿Es posible diseñar e implementar un biosensor basado en un resonador de anillo para la medición de soluciones de glucosa a distintas concentraciones?

### ***1.2.2 Sistematización del problema***

¿Cuáles son los fundamentos teóricos del campo eléctrico producido por los sensores microondas para observar su comportamiento?

¿Cómo diseñar un biosensor basado en resonador de anillo mediante un software de simulación de campos electromagnéticos?

¿Cómo implementar el biosensor basado en resonador de anillo para la medición de soluciones de glucosa a distintas concentraciones?

¿Cómo realizar pruebas de diferentes diluciones a distintas concentraciones de sal, sacarosa y glucosa para observar el comportamiento del biosensor mediante el uso del analizador de redes vectoriales?

¿Cómo Evaluar el funcionamiento del biosensor basado en un resonador de anillo mediante la comparación de los resultados obtenidos del analizador de redes vectoriales?

## **1.3 Justificación**

### ***1.3.1 Justificación teórica***

El monitoreo de la glucosa en la sangre muestra el nivel actual de glucosa en la misma. El azúcar alto en la sangre durante mucho tiempo puede causar problemas cardiovasculares e incluso llegar a un coma diabético. Es por ello por lo que los sensores planos de microondas tienen un gran interés en el entorno médico debido a su capacidad para medir los parámetros dieléctricos de tejidos biológicos a través de propiedades de detección no invasivas y sin contacto. Los cambios de estos los parámetros, que dependen de la frecuencia, pueden ser representativos del estado patológico de los tejidos biológicos (Frederique Deshours, 2019 págs. 137-144), es por lo que se usará un biosensor para la medición de glucosa a distintas concentraciones.

Los estudios de resonadores en líneas microstrip como filtros son conocidos desde hace décadas, sin embargo, no se contempló la posibilidad de usarlos para caracterizar materiales o fabricar metamateriales hasta hace 20 años (Capdevila, 2019 pág. 11).

Los parámetros de capacitancia vienen dados por la brecha, la separación entre los anillos y el grosor de las trazas que los componen. La inductancia viene dada por el propio flujo de corriente entre los anillos (Capdevila, 2019).

Analizador de redes vectoriales (VNA), estos son instrumentos de medida de precisión que permiten conocer el desempeño en frecuencia de un cierto dispositivo. Estos instrumentos tienen un sistema tipo estímulo-respuesta compuesto por una fuente de RF y múltiples receptores de medida los cuales permiten medir parámetros como los coeficientes de reflexión, características de transmisión o parámetros S (Keysight, 2018)

### ***1.3.2 Justificación práctica***

Para la implementación de un biosensor dedicado a la medición de la distintas concentraciones glucosa de la sangre se diseñará un resonador de anillo y será medido su coeficiente de transmisión en el analizador de redes vectoriales el cual fue adquirido por la facultad de Informática y Electrónica, este analizador permitirá la visualización y adquisición de los datos mediante su interfaz gráfica, este analizador permite medir la fase y amplitud, también es un analizador de espectro y generador de señales. Además, cuenta con un rango de frecuencias amplia el cual va desde los 300 KHz hasta los 20 GHz.

En la ilustración 1-1 se puede observar de manera general el esquema que se va a usar, donde se observa el analizador de redes vectoriales conectado al biosensor el cual medirá el coeficiente de transmisión.



**Ilustración 1-1:** Esquema del sistema  
Realizado por: Parra E., 2023

## 1.4 Objetivos

### 1.4.1 *Objetivo general*

Diseñar e implementar un biosensor basado en un resonador de anillo para la medición de soluciones de glucosa a distintas concentraciones.

### 1.4.2 *Objetivos específicos*

Investigar los fundamentos teóricos de campos electromagnéticos para el desarrollo de biosensores.

Diseñar un biosensor basado en resonador de anillo mediante un software de simulación de campos electromagnéticos

Implementar el biosensor basado en resonador de anillo para la medición de soluciones de glucosa a distintas concentraciones.

Realizar pruebas de diferentes diluciones a distintas concentraciones de sal, sacarosa y glucosa para observar el comportamiento del biosensor mediante el uso del analizador de redes vectoriales.

Evaluar el funcionamiento del biosensor basado en un resonador de anillo mediante la comparación de los resultados obtenidos del analizador de redes vectoriales.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Diabetes

La diabetes mellitus está experimentando un aumento global en su prevalencia, lo cual la convierte en un problema de salud de gran magnitud. Esta enfermedad tiene un impacto significativo, siendo responsable de diversas complicaciones graves como la ceguera, insuficiencia renal en etapa terminal, amputaciones de extremidades inferiores y enfermedad vascular. Además, su gravedad se ve agravada por su frecuente conexión con otros factores de riesgo para enfermedades cardiovasculares, como la obesidad, la hipertensión arterial y los trastornos en los niveles de lípidos en sangre. (Pérez.C, 2014); el control de la glucosa es fundamental para tratamientos se necesita el monitorear la concentración de glucosa.

La diabetes mellitus se define por la secreción anormal de insulina, están involucrados varios procesos en el desarrollo de la diabetes estos van desde la destrucción autoinmune de las células  $\beta$  pancreáticas con la consiguiente deficiencia de insulina (American Diabetes Association, 2013 págs. 81-90), Se trata de una afección metabólica que se distingue por la presencia elevada de glucosa en la corriente sanguínea. Hay tres variantes de diabetes: la diabetes tipo 1, también denominada diabetes juvenil o insulino dependiente; la diabetes tipo 2, que es la más prevalente y suele manifestarse en adultos; y la diabetes gestacional. (PAHO/WHO | Pan American Health Organization).

En el Ecuador, se ha observado un aumento notorio en la tasa de fallecimientos en los últimos años debido a la diabetes tipo 2, registrando un total de 4895 muertes en el año 2017. Esta tendencia también se relaciona con diversos factores contribuyentes, como la obesidad y el tabaquismo, entre otros. Además, se ha identificado una conexión directa entre la condición socioeconómica desfavorable y la aparición de esta enfermedad. (Calahorrano, 2018 págs. 3-9)

##### 2.1.1 Valores de glucosa en sangre

**Tabla 2-1:** Valores de glucosa medidos en sangre

Resultado	Prueba de azúcar en la sangre en ayunas
Hipoglucemia	Menores a 70 mg/dl
Normal	99 mg/dl o menor

Prediabetes	100-125 mg/dl
Diabetes	126 mg/dl o mayor

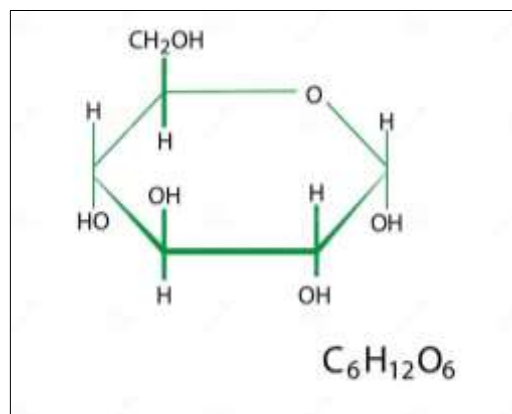
**Fuente:** American Diabetes Association, 2020

**Realizado por:** Parra E., 2023

El diagnóstico de diabetes se establece cuando el nivel de glucosa plasmática en ayunas (GPA) es superior o igual a 126 mg/dl, también conocida por hiperglucemia, mientras que la hipoglucemia se caracteriza por los niveles bajos de glucosa en la sangre.

### 2.1.2 Glucosa

La glucosa es un tipo de carbohidrato o monosacárido que guarda una conexión directa con la concentración de azúcar presente en el cuerpo. Es una molécula compuesta por 6 átomos de carbono y, por consiguiente, es considerada una hexosa (Corina Flores Hernández, 2008 págs. 65-79). Su fórmula molecular es  $C_6H_{12}O_6$  y su estructura molecular viene recogida en la figura 2-1



**Ilustración 2-1:** Estructura molecular de la glucosa

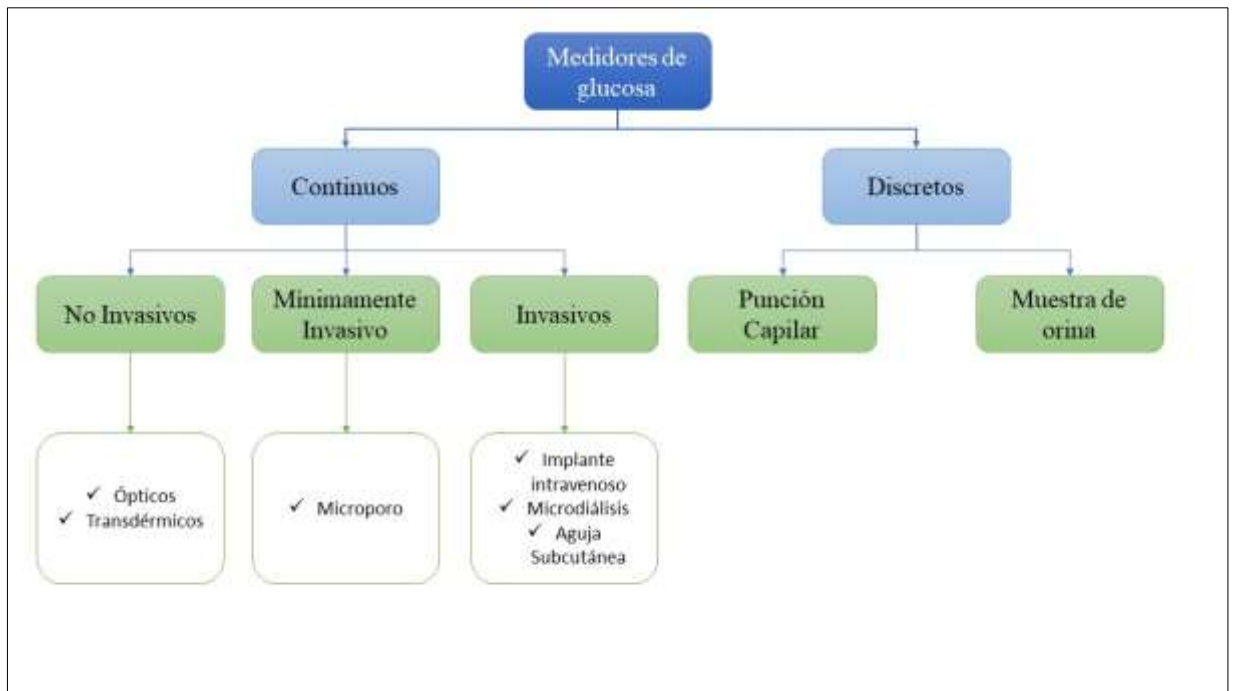
**Fuente:** Poliakovich, 2021

La glucosa es un monosacárido de gran abundancia y se presenta en frutos, plantas entre otros.

#### 2.1.2.1 Sistemas de medición de glucosa

La diabetes es un trastorno que está impactando a un número creciente de individuos a nivel global. Esta es la razón por la cual el interés en examinar y regular los niveles de glucosa está en constante aumento, por ello existen diferentes sistemas de medición de glucosa como se muestra en la ilustración 2-2.





**Ilustración 2-2:** Sistemas de medición de glucosa

Realizado por: Parra E., 2023

Como se muestra en la ilustración 2-2 existen varios sistemas de medición de glucosa los cuales pueden ser discretos o continuos, en los continuos se refiere a que tienen una medida constante y estos pueden ir desde lo más invasivos hasta lo menos invasivos, mientras que en los discretos de los realiza cuando es solicitada por el médico o cada cierto intervalo de tiempo.

En los sistemas continuos se encuentran los sensores que no requieren invasión, como el sistema óptico de medición, el cual se basa en las características de la luz para identificar los niveles de glucosa, ajustándose a su concentración. También están los sensores transdérmicos que permiten la supervisión inmediata de la glucosa. Estos se sitúan en la zona del antebrazo, aproximadamente a 5 mm por debajo de la superficie cutánea. (Santiago Hasdeu, 2018 pág. 3). En los sensores invasivos se tiene los subcutáneos de tipo aguja debido a que la glucosa se puede detectar mediante electrodos enzimáticos, y en el microanálisis se utilizan fibra de microdialisis.

## 2.2 Biosensores

### 2.2.1 Concepto

Un biosensor se define como un instrumento de análisis utilizado para identificar o cuantificar sustancias o características biológicas, como células, tejidos o enzimas. En esencia, estos dispositivos analíticos incorporan un sistema de reconocimiento biológico que procesa la señal

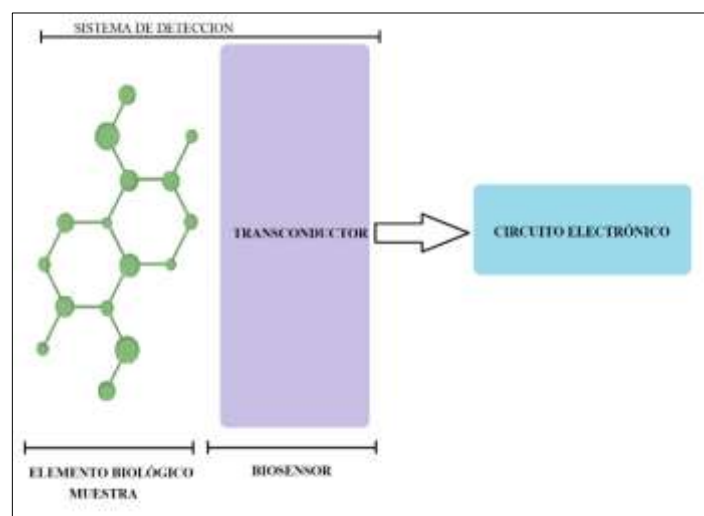
generada por la interacción entre el material biológico y la sustancia bajo análisis. Esto implica la presencia de un mecanismo que asegura la detección y la interpretación de cambios en propiedades como las ópticas, fisicoquímicas o eléctricas, entre otras. (Claudio Jiménez, 2009 págs. 1-2).

El primer biosensor fue desarrollado por Clark y Lyons en 1962 el mismo que fue comercializado a partir de 1975, este biosensor se utiliza para la determinación de glucosa, esto consistía en la enzima glucosa oxidasa acoplada a un electrodo de oxígeno (López, 2008 pág. 15).

Son dispositivos pequeños y potentes capaces de analizar muestras biológicas para comprender su función, composición y estructura los cuales poseen características como su alta sensibilidad, bajo costo y un manejo sencillo.

### 2.2.2 *Arquitectura*

Los biosensores abarcan tres elementos fundamentales como se muestra en la ilustración 2-3: el elemento biológico, el transductor y el sistema electrónico (Bhardwaj, 2014 pág. 294). En la fase inicial, el componente de naturaleza biológica es aquel que se enlaza de manera específica con el elemento de interés que está siendo analizado. Posteriormente, el dispositivo transductor asume la responsabilidad de transformar la reacción biológica generada en una señal que puede ser medida y que puede adoptar formas eléctricas, ópticas o mecánicas, es decir, convierte las alteraciones físico-químicas en una señal que puede ser cuantificada. Por último, el sistema electrónico se encarga de procesar esta señal de manera que pueda ser comprensible e interpretada (Cladera, 2019 pág. 11).



**Ilustración 2-3:** Elementos del biosensor  
Realizado por: Parra E., 2023

El biosensor consta de elementos los cuales pueden recibir la muestra biológica para posterior traducirlos la señal y el ser humano pueda entender, este tipo de biosensores pueden realizar análisis de la sustancia en tiempo real.

Al observar distintos tipos de biosensores se puede ver que son de un particular tamaño y con una gran portabilidad.

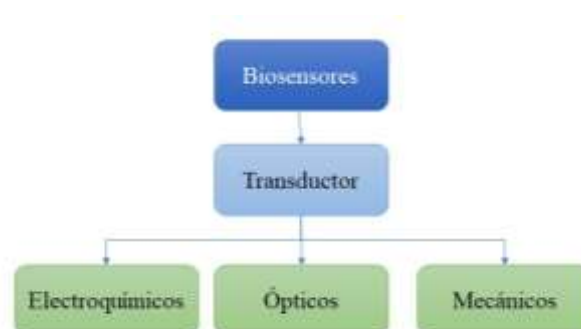
### 2.2.3 *Biosensor de microondas*

Los sensores basados en la tecnología microondas han sido usadas en las últimas décadas para varias aplicaciones, pero una de las más importantes en la monitorización de parámetros biológicos, considerándose así una alternativa de medida no invasiva, entre ellos la detección de concentraciones de glucosa (Bilal Amín, 2019 págs. 1-13).

Entre los metamateriales se puede usar un resonadores de anillo, estos se han usado para la fabricación de sensores y dispositivos con un tamaño eléctrico pequeño (Tao Chen, 2012 págs. 2742-2743).

### 2.2.4 *Tipos de transductor*

En las últimas décadas, se han llevado a cabo un gran número de investigaciones centradas en mejorar las propiedades del elemento transductor, que han dado como resultado biosensores miniaturizados, más económicos, más rápidos y más sensibles (Cladera, 2019 pág. 36), existen varios tipos de biosensores que usan transductor como se muestra en la ilustración



**Ilustración 2-4:** Clasificación de transductores  
Realizado por: Parra E., 2023

- ❖ **Ópticos:** En estos destacan los sensores de fibra óptica, se basan en la medición de los cambios de las propiedades de la radiación electromagnética. La concentración del analito

de interés se relaciona con el cambio en las características de luz propagada a través de la guía de onda. (Rajan SC, 2007 págs. 661-666)

Este tipo de biosensores ópticos realizan mediciones de manera directa, es por ello que se están investigando para el desarrollo en diferentes ámbitos como alimentario, seguridad, medicina, entre otros. (V. Perumal, 2014 págs. 1-15)

- ❖ **Mecánico:** Los dispositivos mecánicos de transducción son aquellos que registran modificaciones en la presión o en la masa acumulada en su superficie. Entre los transductores más reconocidos de esta clase se encuentran los transductores piezoeléctricos (R. Fodel, 2007 págs. 95-101).
- ❖ **Electroquímicos:** Son reconocidos por su habilidad para convertir la señal adquirida en una señal eléctrica, lo que los clasifica como sistemas de reconocimiento biocatalíticos. Algunos de los más reconocidos son los transductores de tipo impedimétrico, conductimétrico, potenciométrico y amperométrico. (Claudio Jiménez, 2009 págs. 144-154).

## **2.3 Resonadores**

Un resonador de microcinta es cualquier estructura que es capaz de contener al menos un campo electromagnético oscilante (Jia-Shen, 2004), y resuena para cierto rango de frecuencias generalmente en la banda de microondas.

### **2.3.1 Resonadores de microondas**

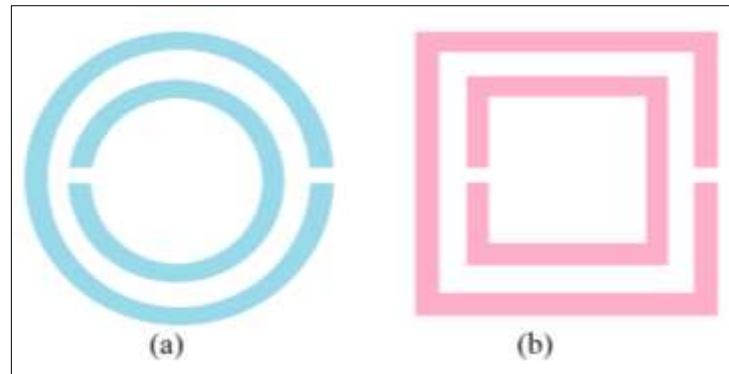
Los resonadores de microondas son aplicados en diversas áreas como filtros, osciladores, medidores de frecuencias y amplificadores sintonizados. Este tipo de resonadores tienen un gran parecido al funcionamiento de los resonadores de elementos agrupados de la teoría de circuitos (Pozar, 2009 pág. 272).

### **2.3.2 Resonadores de anillo**

Los anillos divididos resonantes, también llamados Split-ring resonators (SRR) en inglés, tienen la capacidad de generar valores de permeabilidad efectiva negativa dentro de cierto intervalo de frecuencias. Además, se encuentra el resonador de anillo dividido complementario, conocido

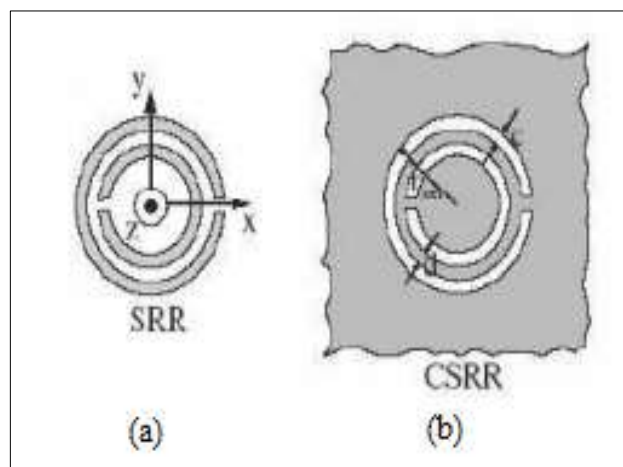
como complementary Split-ring resonators (CSRR) en inglés, el cual representa la contraparte complementaria del resonador de anillo mencionado (Ailyn Estévez, 2018 págs. 1-15).

Los resonadores de anillo tienen diferentes formas, ya sea resonadores circulares como se muestra en la ilustración 2-5(a) o también existen resonadores de anillo cuadrados como se muestra la ilustración 2-5(b), es decir que las estructuras consistían en un doble anillo con las aberturas orientadas en sentidos opuestos.



**Ilustración 2-5:** Formas de los resonadores de anillo  
Realizado por: Parra E., 2023

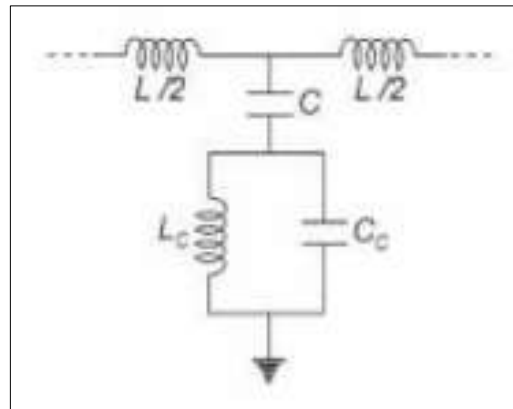
Los resonadores están formados por anillos y van a tener al menos un corte hacia el exterior y otro hacia el interior, estos anillos pueden estar ubicado tanto en la parte superior del sustrato como en la parte inferior del mismo. Cuando los anillos se colocan en la parte superior estos estarán hechos del conductor elegido como se muestra en la ilustración 2-6(a), mientras que si se ubican en la parte inferior los anillos serán sustraídos del conductor como se muestra en la ilustración 2-6(b) (Capdevila, 2019 pág. 11).



**Ilustración 2-6:** Resonador de anillo SRR (a) y resonador complementario CSRR (b)

Fuente: Ailyn Estévez, 2018

El modelo CSRR acoplado a una línea de microcinta, donde  $L$  y  $C$  son inducción y capacitancias respectivamente de la sección de línea, mientras que  $L_c$  y  $C_c$  modelan el CSRR (Ailyn Estévez, 2018 págs. 1-15), como se muestra en la ilustración 2-7.

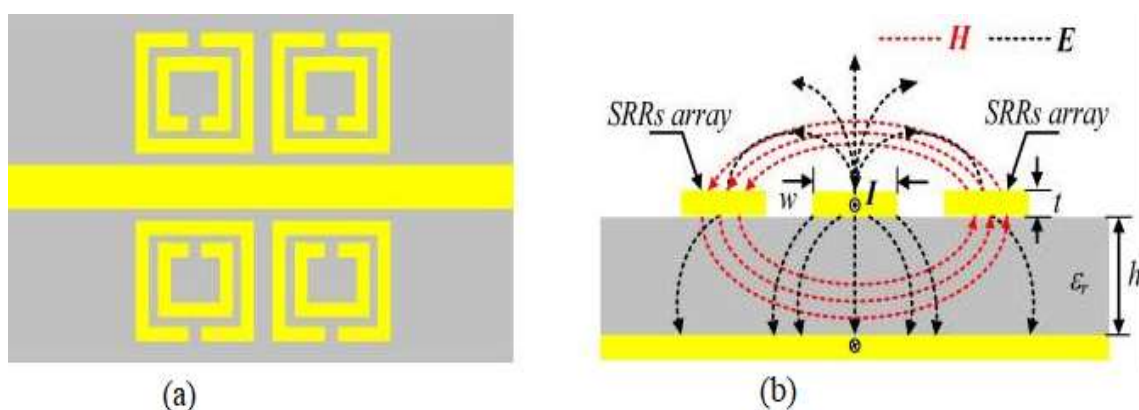


**Ilustración 2-7:** Circuito de los resonadores  
**Fuente:** Ailyn Estévez, 2018

## 2.4 Biosensores basados en resonadores de anillo

La estructura por lo general de los biosensores basados en resonadores de anillo consta de dos partes una el anillo SRR y la segunda una línea de transmisión de microondas plana, como se muestra en la ilustración 2-8(a).

### 2.4.1 Campos electromagnéticos



**Ilustración 2-8:** Estructura del biosensor basado en un resonador de anillo (a) y una distribución de campo electromagnético esquemática (b).  
**Fuente:** Tao Chen, 2012

Como se puede observar en la ilustración 2-8 la línea de transmisión de microcinta plana produjo un componente de campo  $H$  variable en el tiempo en una dirección perpendicular a la superficie

de los resonadores SRR, esta línea es un conducto abierto para la transmisión de ondas y el campo electromagnético no está completamente confinado en ella, a lo largo de esta línea existe una pequeña componente de campo E. Por lo tanto, el modo de propagación de las microondas a través de la línea no era un modo electromagnético transversal puro (TEM) si no un modo cuasi-TEM como se muestra en la figura 2.8(b).

## 2.5 Materiales

### 2.5.1 *Sustrato ROGER RT/Duroid*

El sustrato RT/Duroid también conocido como PCB de Rogers como se ve en la ilustración 2-9 se refiere a los tableros de alta frecuencia que se producen utilizando obtenidos exclusivamente de la corporación Rogers. Son conocidos por su constante dieléctrica excepcional, tangente de baja pérdida, y su alta conductividad térmica (Moko Technology, 2023).



**Ilustración 2-9:** RT/Duroid  
Fuente: Rogers Corporation

### 2.5.2 *Conectores SMA*

Los conectores SMA son conectores de semi-precisión y sub-miniatura para alta frecuencia, que proporcionan resultados fiables en sistemas de banda ancha. Con impedancia constante y bajo coeficiente de reflexión (Conectores SMA).

Los conectores SMA hembra como se observa en la ilustración 2-10 son conectores enroscados que permiten tener conexión rápida con antenas tipo macho. Son ideales para implementarlos en placas PCB (Unit Electronics).



**Ilustración 2-10:** Conectores SMA hembra  
**Fuente:** Unit Electronics

### 2.5.3 *Balanza Analítica*

La balanza analítica es una clase de balanza utilizada principalmente para medir pequeñas masas. Este tipo de balanza es uno de los instrumentos de medida más usados en laboratorio y de la cual dependen básicamente todos los resultados analíticos (Arellano, 2022), como se muestra en la ilustración 2-11.

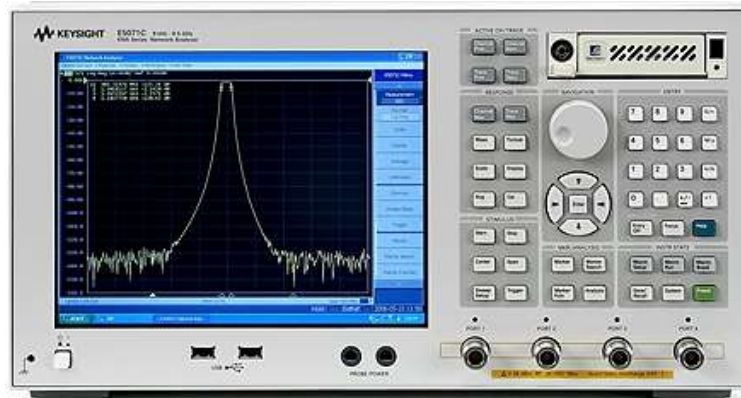


**Ilustración 2-11:** Balanza Analítica  
**Fuente:** Arellano, 2022

### 2.5.4 *Analizador de redes vectoriales*

El analizador de redes vectoriales o en inglés Vector Network Analyzer (VNA), es un instrumento de medida de precisión utilizado en ingeniería de radiofrecuencia y microondas. Estos instrumentos tienen un sistema estímulo respuesta que tiene un RF y múltiples receptores en los cuales permite medir parámetros como los coeficientes de reflexión o parámetros S. Este dispositivo trabaja desde los 300 KHz hasta los 20 GHz, por lo que es adecuado para medir tanto frecuencias altas como frecuencias bajas y se lo puede observar en la ilustración 2-12.





**Ilustración 2-12:** Analizador de redes vectoriales  
Fuente: Keysight, 2018

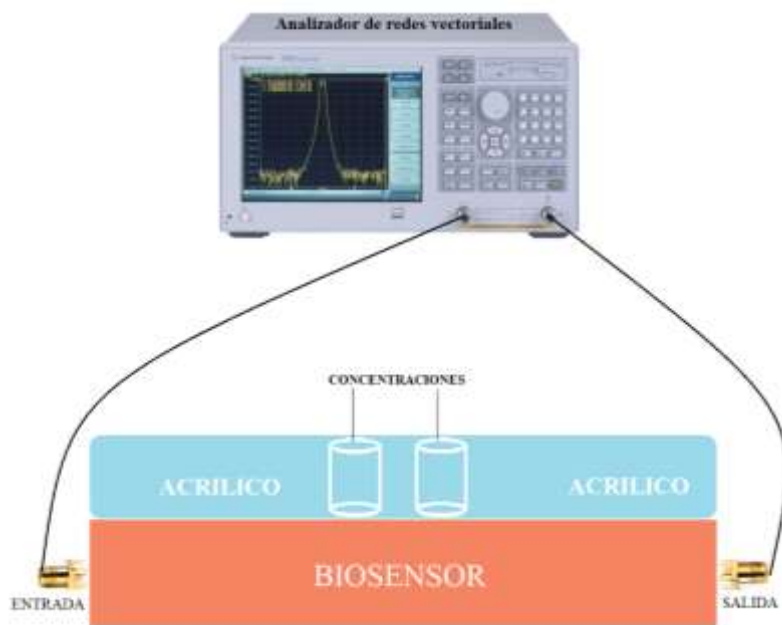
## CAPÍTULO III

### 3. MARCO METODOLOGICO

#### 3.1 Introducción

El presente capítulo tiene como finalidad presentar de una manera detallada la metodología que se utilizó para el desarrollo del presente trabajo de titulación, en el cual se proporciona una guía paso a paso del diseño y simulación del biosensor basándonos en un resonador de anillo, de igual forma su rango de frecuencia para cada simulación, como su comportamiento ante las concentraciones de glucosa.

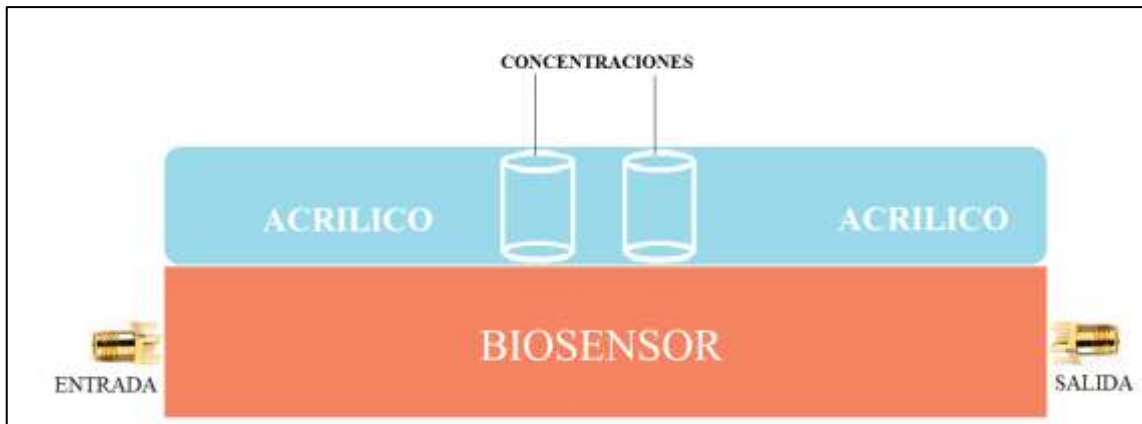
El diagrama del sistema se muestra en la ilustración 3-1.



**Ilustración 3-1:** Diagrama del sistema  
Realizado por: Parra E., 2023

#### 3.2 Requerimientos del biosensor

En la ilustración 3-2 se observa el prototipo del biosensor, el cual debe constar de una entrada y una salida, lo que se va a medir es el coeficiente de transmisión ( $S_{21}$ ), este coeficiente de transmisión debe ser una función de la glucosa, es decir al momento que se coloca las concentraciones sobre el biosensor este coeficiente debe cambiar en función de dichas concentraciones.



**Ilustración 3-2:** Prototipo del biosensor  
**Realizado por:** Parra E., 2023

Los cambios de glucosa van a generar cambios en la frecuencia.

### 3.2.1 Permitividad de la glucosa

El concepto fundamental que sustenta la relación entre la glucosa y los valores de permitividad se basa en la conexión entre las propiedades eléctricas y el nivel de concentración de glucosa presente en la sangre como se muestra en la tabla 3-1. La frecuencia de resonancia de una antena está influenciada por la permitividad y conductividad de los tejidos cercanos. Debido a esta relación, estos tejidos cercanos a la antena tienen el potencial de ser utilizados como dispositivos sensores. En otras palabras, la correlación entre la permitividad y la concentración de glucosa permite considerar los tejidos circundantes a la antena como posibles biosensores. (Fabiola Araujo, 2022)

**Tabla 3-1:** Concentración de la glucosa

PERMITIVIDAD DE LA GLUCOSA			
mmol	mmol/l	mg/dl	$\epsilon_r$
0.55506	5.550622	100	52.57
1.66518	16.65186	300	52.43
2.77531	24.75311	500	52.29
5.55062	55.50621	1000	51.96
11.1012	111.01243	2000	51.40
22.2024	222.0248	4000	50.63

**Fuente:** Fabiola Araujo, 2022  
**Realizado por:** Parra E., 2023

### 3.3 DEFINICION DE LOS PARAMETROS DE DISEÑO

Para el diseño del biosensor se basó en el funcionamiento de los resonadores de anillo, se colocó primero el sustrato dieléctrico para la simulación eligiendo el material sobre el cual se va a implementar en este caso Rogers RT/Duroid 4003c como se muestra en la ilustración 3-3 con sus características técnicas como se muestra en la tabla 3-2, a continuación:

**Tabla 3-2:** Características del ROGER RT/Duroid

ROGER RT/Duroid 4003C	
Parámetro	Valor
Constante Dieléctrica ( $E_r$ )	3.38
Altura	0.81 mm

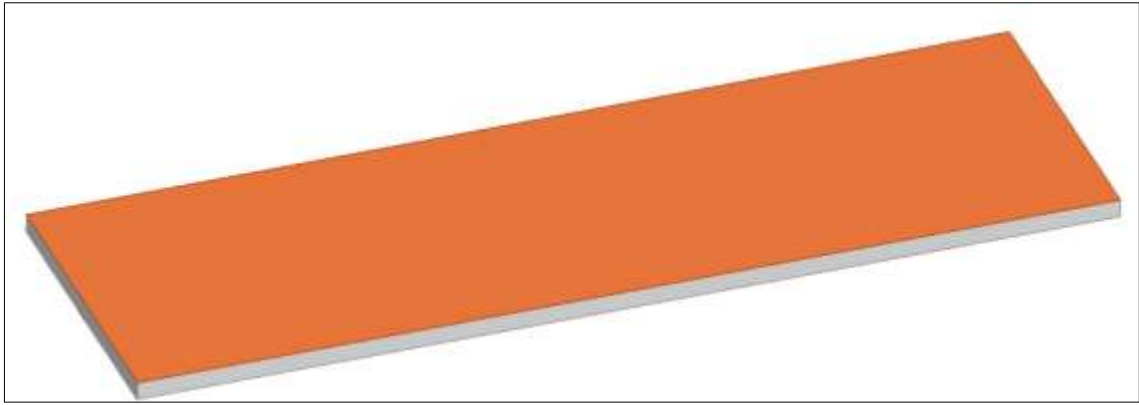
Fuente: Rogers Corporation  
Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 3-3:** RT/Duroid 4003C  
Realizado por: Parra E., 2023

Se colocó en el software de simulación las características del sustrato y se le asignó a los dos lados del sustrato una capa de señal, esta capa de señal hace referencia al cobre al momento de la implementación.

En la ilustración 3-4 se puede observar la simulación del sustrato asignado las dos capas de señal.



**Ilustración 3-4:** Sustrato en el software de simulación

Realizado por: Parra E., 2023

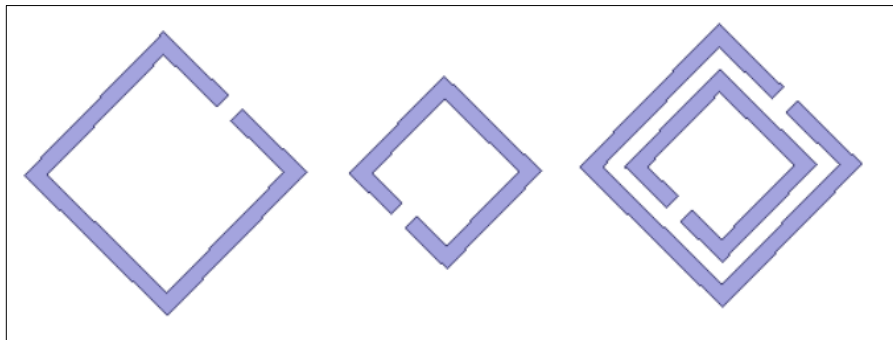
En la parte posterior del sustrato se simuló una línea de 1.3 mm para coincidir con la impedancia de entrada de los puertos de 50 Ohm, eliminando así cualquier reflexión de la línea de transmisión como se muestra en la ilustración 3-5.



**Ilustración 3-5:** Línea de transmisión

Realizado por: Parra E., 2023

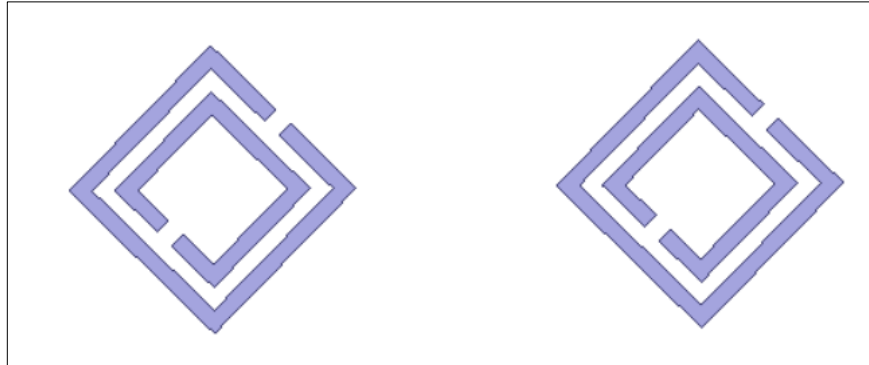
Se prosiguió a diseñar los resonadores de anillo dividido, como se muestra en la ilustración 3-6 en donde se diseñó un cuadrado el cual será el resonador de anillo y este fue orientado a 45 grados, de la misma forma se realizó la simulación del anillo interior y se realizó el corte en la mitad de los anillos.



**Ilustración 3-6:** Diseño del resonador de anillo SRR

Realizado por: Parra E., 2023

Se duplicó el resonador de anillo como se muestra a en la ilustración 3-7 ya que este se considera un resonador de anillo complementario y tendrá más sensibilidad al momento de hacer las pruebas.



**Ilustración 3-7:** Resonador de anillo complementario CSRR  
Realizado por: Parra E., 2023

Posteriormente se colocó sobre el dieléctrico los dos resonadores de anillo y se sustrajo para crear la capa superior del biosensor, como se muestra en la ilustración 3-8.



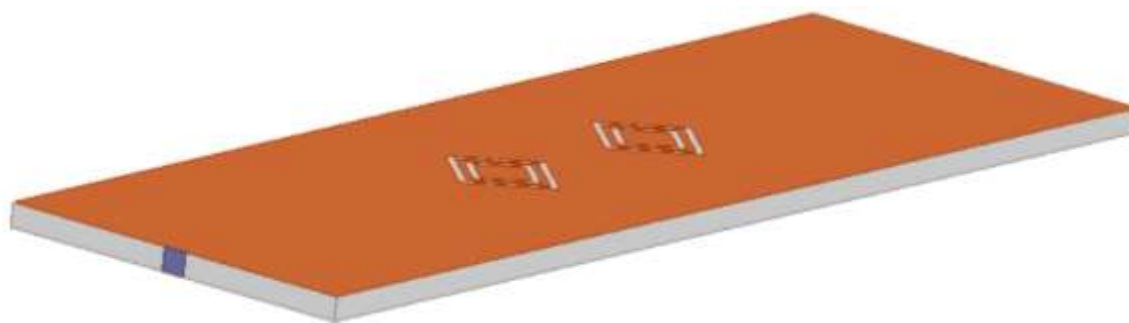
**Ilustración 3-8:** Resonador de anillo complementario CSRR en el sustrato.  
Realizado por: Parra E., 2023

Para el funcionamiento y simulación del biosensor se colocó dos puertos de  $50 \Omega$ , como se muestra en la ilustración 3-9 la parte de color morado simulan los puertos.



**Ilustración 3-9:** Puertos colocados en software de simulación.  
Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 3-10 se puede observar el dispositivo final simulado en el software de simulación



**Ilustración 3-10:** Dispositivo final

Realizado por: Parra E., 2023

### 3.4 Simulación

La simulación se realizó en diferentes materiales y con permitividades diferentes los cuales hicieron variar algunas de las dimensiones como se muestra en la tabla 3-3 y de igual forma varia su espesor de acuerdo al material y sus características, mediante la variación de estas permitividades se va a proceder a elegir el mejor material para su implementación.

Para la obtención de las gráficas mediante simulación se investigó las diferentes variaciones de permitividad según el nivel de glucosa encontrada en la sangre, como se muestra en la tabla 3-1.

Para realizar las simulaciones se realizó mediante la variación de permitividades de la glucosa y se observó el parámetro S21 que es el coeficiente de transmisión, ya que este coeficiente puede ser sensible a variaciones de las muestras biológicas para poder cuantificar los cambios en las muestras.

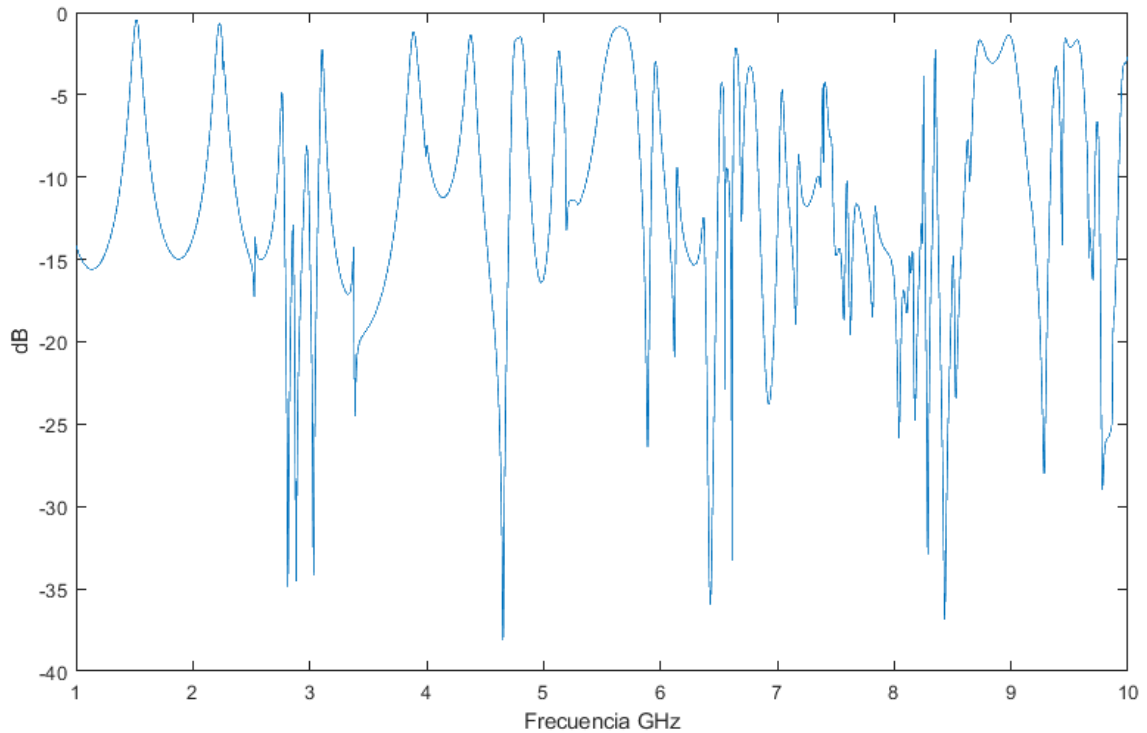
**Tabla 3-3:** Parámetros de simulación

PARAMETRO	Roger RT/Duroid 4003C	Roger RT/Duroid	Roger RT/Duroid
<b>Permitividad</b>	3.38	10.2	3.4
g	3.4mm	3.4mm	3.4mm
c	2.6mm	2.6mm	2.6mm
b	3.4mm	3.6mm	3.4mm
f	1.45mm	1.45mm	1.45mm
h	2.25mm	2.25mm	2.6mm
d	0.4mm	0.4mm	0.45mm
a	5mm	5.1mm	5mm
e	0.5mm	5mm	5mm

Realizado por: Parra E., 2023

### 3.4.1 RT/DUROID con permitividad $\epsilon_r = 10.2$

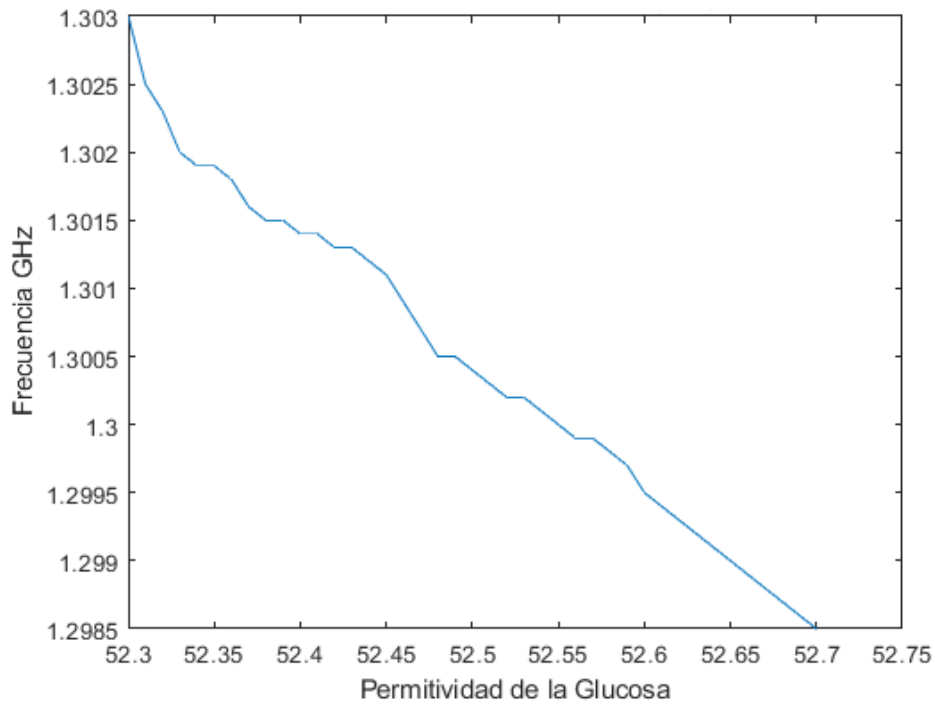
La primera simulación que se realizó usando un material con una permitividad de 10.2, se obtuvo la primera gráfica solo simulando con el aire y se obtuvo el coeficiente de transmisión como se muestra en la ilustración 3-11, donde nos indica cómo opera el biosensor a lo largo del rango de frecuencias simulado.



**Ilustración 3-11:** Coeficiente de transmisión S21 con una permitividad del material de 10.2  
Realizado por: Parra E., 2023

Como se muestra en la ilustración 3-12 la gráfica de la frecuencia en función de la permitividad existe una reducción lineal de la frecuencia al momento de variar los niveles de permitividad en función de la glucosa, en esta ilustración se observa como la permitividad empieza en 52.3 hasta 52.7 que hace referencia a un rango de frecuencia que va desde los 500 mg/dl hasta los 100 mg/dl.



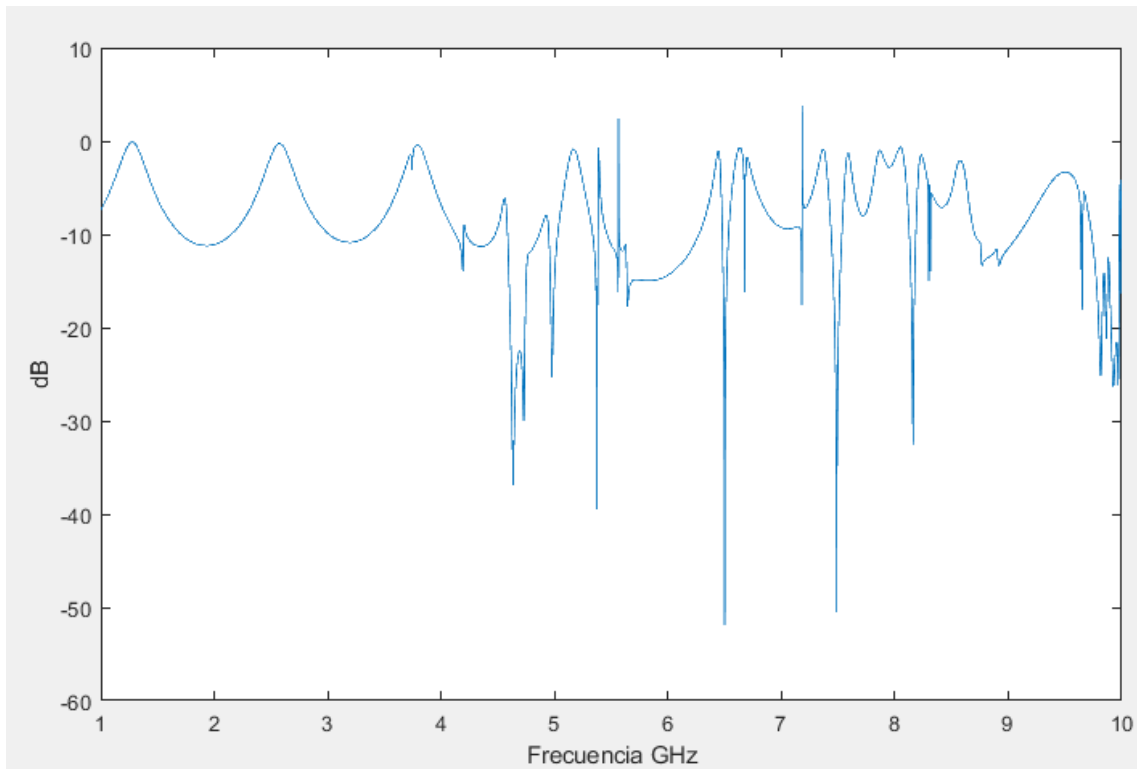


**Ilustración 3-12:** Coeficiente de transmisión (S21) con un sustrato con permitividad 10.2  
 Realizada por: Parra E., 2023

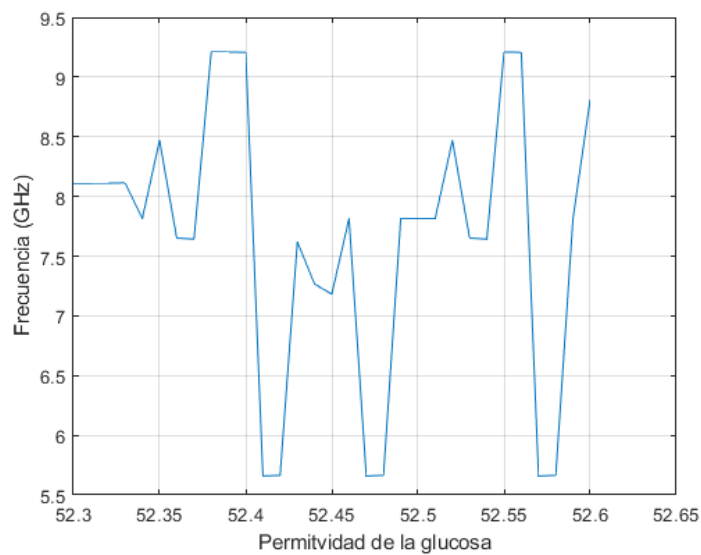
### 3.4.2 RT/DUROID con permitividad $\epsilon_r = 3.4$

En la ilustración 3-13 se puede observar el coeficiente de transmisión S21 simulado mediante el software solo con la permitividad del aire, en la cual se pueden ver cómo se comporta el dispositivo a lo largo de las diferentes frecuencias, en la frecuencia de 6.5 GHz se puede ver un coeficiente de transmisión de -51.90 dB, siendo el más relevante en la gráfica.

En la ilustración 3-14 se muestra la simulación con una permitividad de 3.4 este tipo de sustrato era un material bastante flexible se realizó con las mismas variaciones de permitividad desde 52.3 a 52.6, en donde se observa que las variaciones no son de una forma lineal, es decir se observa una gráfica tipo escalera.



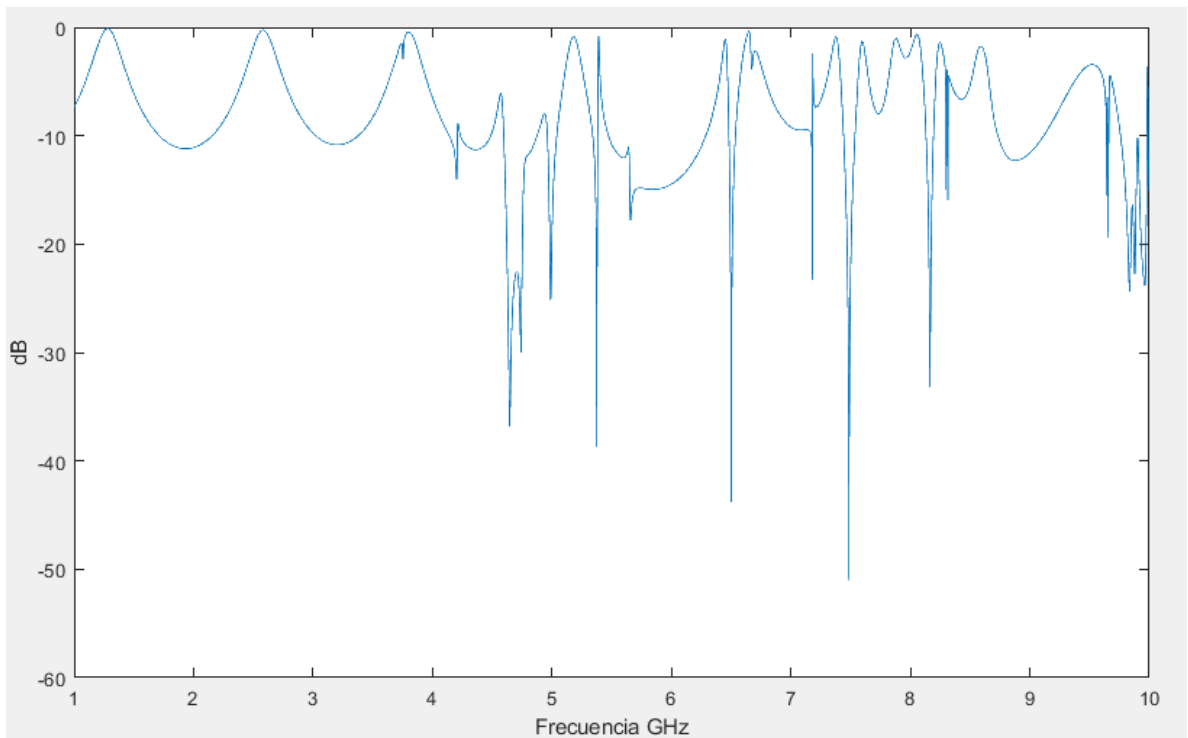
**Ilustración 3-13:** Coeficiente de transmisión S21 con una permitividad del material de 3.4  
 Realizada por: Parra E., 2023



**Ilustración 3-14:** Coeficiente de transmisión (S21)  
 Realizada por: Parra E., 2023

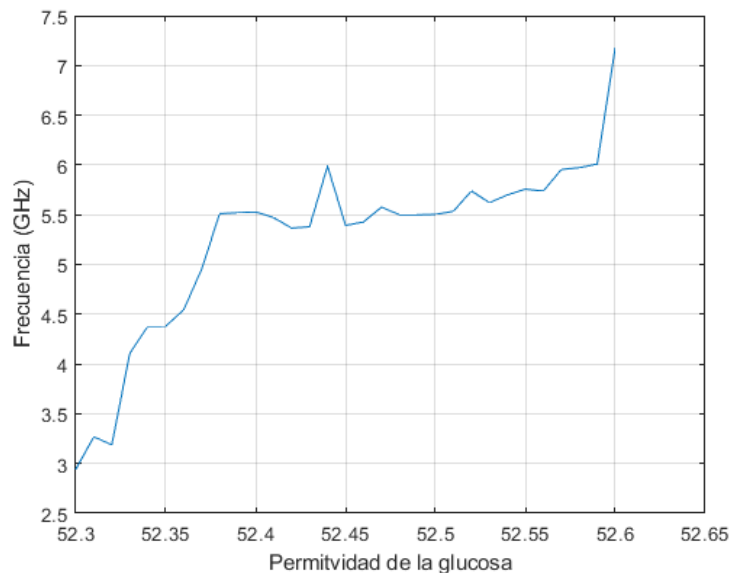
### 3.4.3 RT/DUROID con permitividad $\epsilon_r = 3.38$

En la ilustración 3-15 se muestra la simulación con una permitividad de 3.38 con aire para ver el rango de frecuencias que funciona el biosensor, donde se observa que funciona desde la frecuencia de 1.961 GHz a 9.965 GHz.



**Ilustración 3-15:** Coeficiente de transmisión (S21) con el sustrato RT/Duroid 3.38  
 Realizada por: Parra E., 2023

En la ilustración 3-16 se muestra la simulación con una permitividad de 3.38 con variaciones de permitividad desde 52.3 a 52.6, en donde se tiene una variación ascendente de acuerdo al nivel de permitividad que se le coloque a la simulación y la frecuencia aumenta de acuerdo a dicha variación:

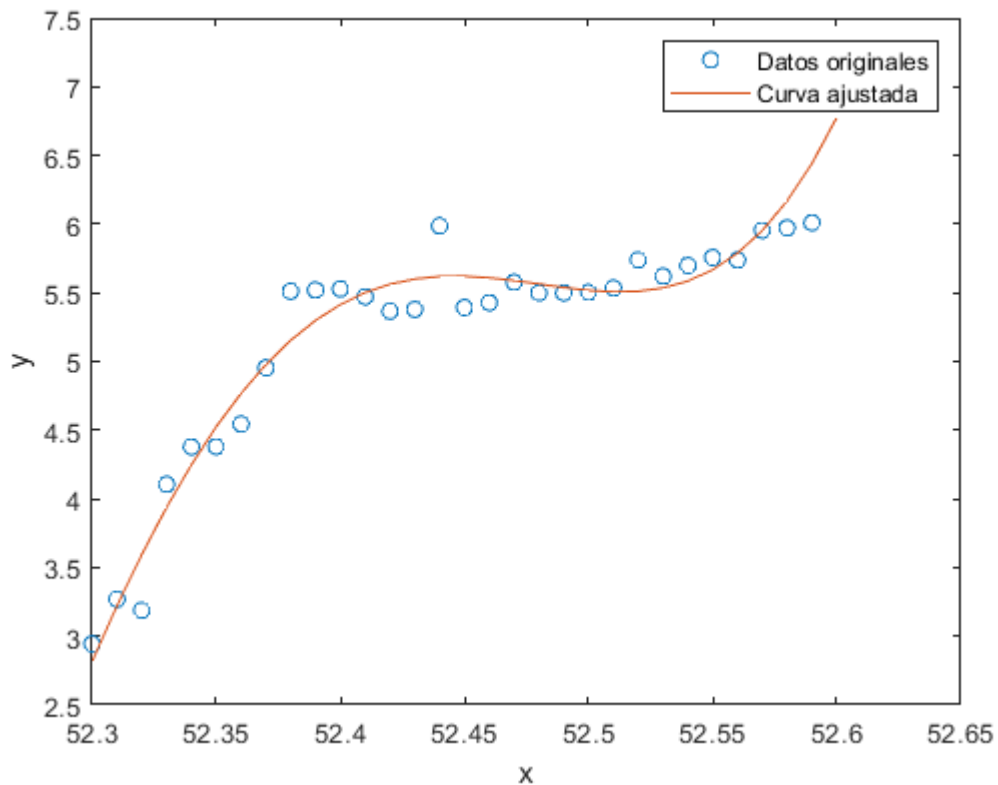


**Ilustración 3-16:** Coeficiente de transmisión (S21) con glucosa y un sustrato RT/Duroid 3.38

Realizada por: Parra E., 2023

En la ilustración 3-17 se observa una gráfica aproximada matemáticamente a la gráfica de la ilustración 3-16, esta gráfica se obtuvo con una función de grado cinco y a continuación se pueden observar sus valores:

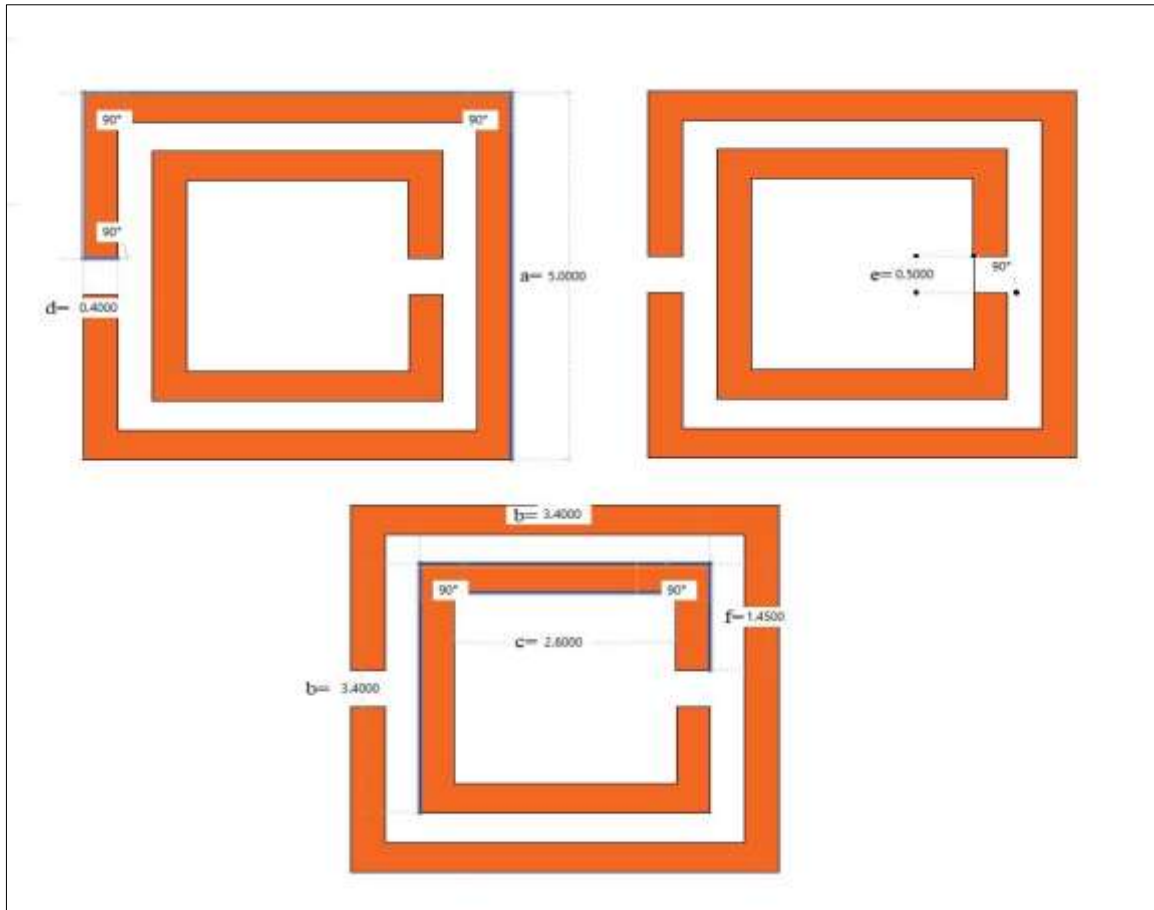
$$P(x) = -1260.30964200770x^5 + 331780.725663977x^4 - 34935806.6338481x^3 + 1839273279.09004x^2 - 48414754263.5155x + 509747719428.393$$



**Ilustración 3-17:** Aproximación matemática de la gráfica de la frecuencia en función de la permitividad

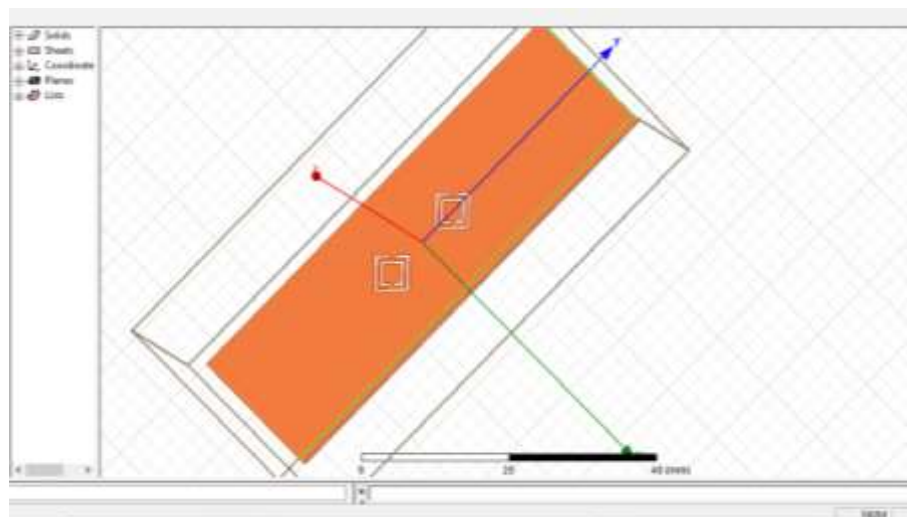
Realizada por: Parra E., 2023

Después de la optimización en la simulación se obtuvieron los siguientes valores de medidas para los parámetros del biosensor como se muestra en la ilustración 3-16, los cuales se analizaron para poder elegir el material adecuado para el funcionamiento:



**Ilustración 3-18:** Dimensiones de los anillos  
 Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 3-18 se muestra la interfaz y la simulación del biosensor basado en resonador de anillo en el software:



**Ilustración 3-19:** Diseño del biosensor  
 Realizado por: Parra E., 2023

### 3.5 Preparación de las concentraciones

Para las preparaciones se tuvo en cuenta la densidad que se necesita de cada concentración, la pureza debe ser la mayor posible y conocer el volumen en el cual se va a disolver los gramos encontrados.

#### 3.5.1 Concentraciones de Glucosa

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = \text{Densidad}\left(\frac{g}{dl}\right) * \text{Volumen}(dl) * \text{Pureza}$$

Para la preparación de las diferentes soluciones de glucosa se utilizaron los siguientes valores:

- Para una concentración de 100mg/dl:

Conversión:

$$100mg = 0.1g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = \frac{0.1 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g C_6H_{12}O_6}$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = 0.10 g$$

- Para una concentración de 150mg/dl:

Conversión:

$$150mg = 0.15g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = \frac{0.15 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g C_6H_{12}O_6}$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = 0.15 g$$

- Para una concentración de 200mg/dl:

Conversión:

$$200mg = 0.2g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = \frac{0.2 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g C_6H_{12}O_6}$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = 0.20 g$$

- Para una concentración de 250mg/dl:

Conversión:

$$250mg = 0.25g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = \frac{0.25g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99g C_6H_{12}O_6}$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = 0.25g$$

- Para una concentración de 300mg/dl:

Conversión:

$$300mg = 0.3g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = \frac{0.3g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99g C_6H_{12}O_6}$$

$$\text{Gramos de glucosa al 99\%} = 0.30g$$

Para la preparación de las concentraciones de glucosa se utilizó una balanza analítica la cual permite pesar cantidades muy pequeñas como las obtenidas anteriormente.



**Ilustración 3-20:** Pesaje de Glucosa en la balanza analítica

Realizada por: Parra E., 2023

En la ilustración 3-20 se puede observar las cantidades de glucosa pesadas en la balanza analítica, es decir se pesó los 0.10g de glucosa al 99%, 20g de glucosa al 99% de pureza que corresponde a los 100 mg/dl y 200mg/dl respectivamente de igual forma se realizó para las otras

concentraciones, como se muestra en la ilustración para 0.25g, 0.3 g que equivalen a los 250mg/dl y 300mg/dl respectivamente.



**Ilustración 3-21:** Uso del reverbero  
Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 3-21 se observa el siguiente procedimiento que se debe realizar para la preparación de las concentraciones de glucosa, que es calentar el agua destilada en el reverbero esto ayudará en la mejor disolución de la glucosa en el agua destilada.



**Ilustración 3-22:** Uso del balón de aforo de 100ml  
Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 3-22 se observa al momento de colocar la glucosa disuelta en el agua destilada en el balón de aforo de 100 ml que se debe llenar hasta la marca para obtener la concentración deseada.



### 3.5.2 Concentración de sacarosa

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = \text{Densidad}\left(\frac{g}{dl}\right) * \text{Volumen}(dl) * \text{Pureza}$$

Para la preparación de las diferentes soluciones de sacarosa se utilizó los siguientes valores:

- Para una concentración de 100mg/dl:

Conversión:

$$100mg = 0.1g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = \frac{0.1 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sacarosa}}$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = 0.10 g$$

- Para una concentración de 150mg/dl:

Conversión:

$$150mg = 0.15g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = \frac{0.15 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sacarosa}}$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = 0.15 g$$

- Para una concentración de 200mg/dl:

Conversión:

$$200mg = 0.2g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = \frac{0.2 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sacarosa}}$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = 0.20 g$$

- Para una concentración de 250mg/dl:

Conversión:

$$250mg = 0.25g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = \frac{0.25 \text{ g}}{1 \text{ dl}} * 1 \text{ dl} * \frac{100 \text{ g del reactivo}}{99 \text{ g sacarosa}}$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = 0.25 \text{ g}$$

- Para una concentración de 300mg/dl:

Conversión:

$$300 \text{ mg} = 0.3 \text{ g}$$

$$100 \text{ ml} = 1 \text{ dl}$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = \frac{0.3 \text{ g}}{1 \text{ dl}} * 1 \text{ dl} * \frac{100 \text{ g del reactivo}}{99 \text{ g sacarosa}}$$

$$\text{Gramos de sacarosa al 99\%} = 0.30 \text{ g}$$



**Ilustración 3-23:** Pesaje de gramos de la sacarosa  
Realizado por: Parra E., 2023

### 3.5.3 Concentración de sal

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = \text{Densidad}\left(\frac{g}{dl}\right) * \text{Volumen}(dl) * \text{Pureza}$$

Para la preparación de las diferentes soluciones de sal se utilizó los siguientes valores:

- Para una concentración de 100mg/dl:

Conversión:

$$100mg = 0.1g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = \frac{0.1 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sal}}$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = 0.10 g$$

- Para una concentración de 150mg/dl:

Conversión:

$$150mg = 0.15g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = \frac{0.15 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sal}}$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = 0.15 g$$

- Para una concentración de 200mg/dl:

Conversión:

$$200mg = 0.2g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = \frac{0.2 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sal}}$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = 0.20 g$$

- Para una concentración de 250mg/dl:

Conversión:

$$250mg = 0.25g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = \frac{0.25 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sal}}$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = 0.25 g$$

- Para una concentración de 300mg/dl:

Conversión:

$$300mg = 0.3 g$$

$$100ml = 1dl$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = \frac{0.3 g}{1dl} * 1dl * \frac{100g \text{ del reactivo}}{99 g \text{ sal}}$$

$$\text{Gramos de sal al 99\%} = 0.30 g$$



**Ilustración 3-24:** Pesaje de los gramos de sal  
Realizado por: Parra E., 2023

## CAPÍTULO IV

### 4. MARCO MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

En el presente capítulo se presentarán los resultados obtenidos del biosensor ya implementado y medido mediante el analizador de redes vectoriales a diferentes concentraciones de glucosa, sal y sacarosa, estas concentraciones son de 100mg/dl, 150mg/dl, 200mg/dl, 250gm/dl y de 300mg/dl que servirán para observar el comportamiento del biosensor, también se evaluará el biosensor sin ninguna concentración.

#### 4.1 Implementación del biosensor

En la ilustración 4-1 se puede observar el biosensor ya implementado y soldado los puertos SMA para poder medir mediante el analizador de redes vectoriales.



**Ilustración 4-1:** Biosensor Implementado  
Realizado por: Parra E., 2023

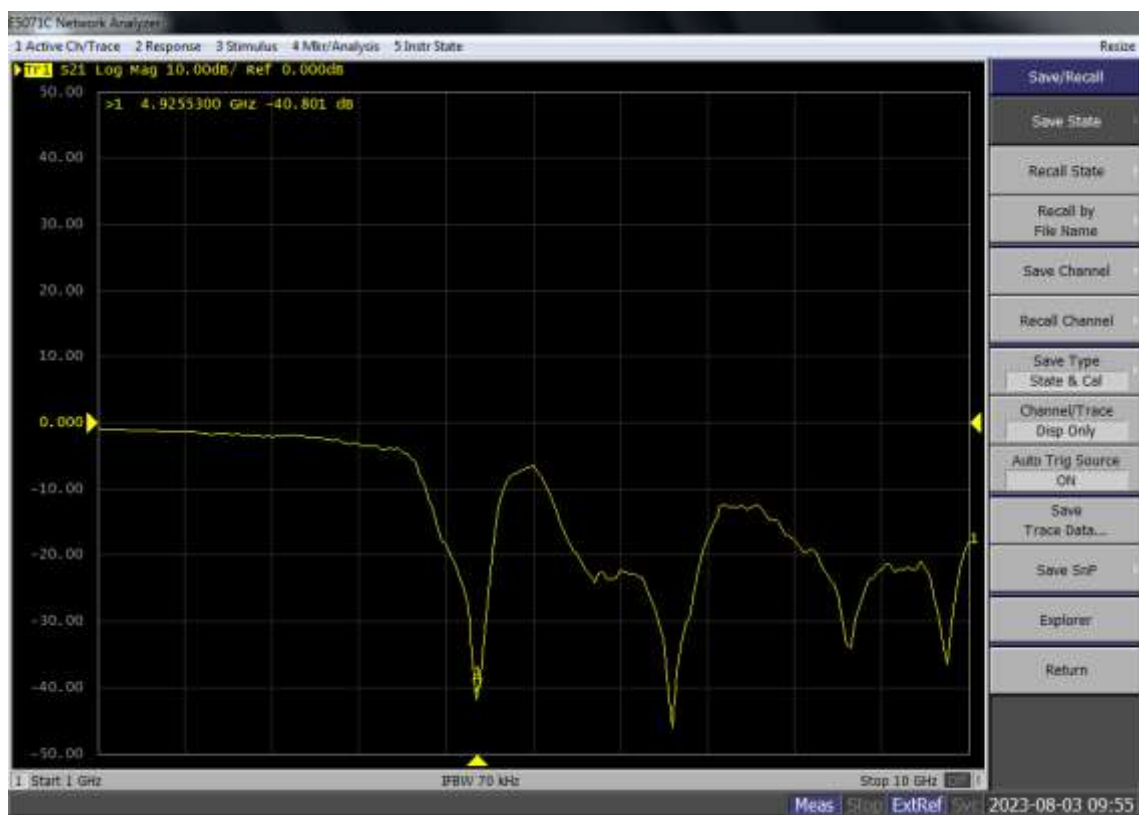
#### 4.2 Pruebas del biosensor

En la ilustración 4-2 se observa la toma de medidas del biosensor mediante el uso del analizador de redes vectoriales sin ninguna concentración para comprobar su funcionamiento.

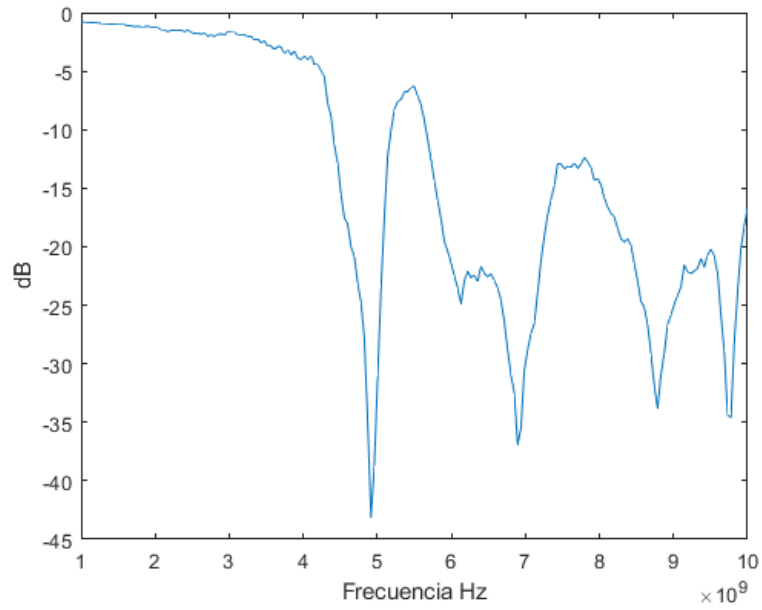
Al momento de capturar lo obtenido en el VNA se obtuvo una gráfica como se muestra en la ilustración 4-3, en donde se aprecian los picos en los que trabaja el biosensor y complementándose con la ilustración 4-4 que es la gráfica en Matlab de los mismos datos que arroja el VNA, en donde se tiene una frecuencia de 4.950 GHz con una amplitud de -35.067 dB.



**Ilustración 4-2:** Toma de datos del Biosensor con el VNA  
Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-3:** Coeficiente de transmisión S21 del biosensor con el VNA  
Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-4:** Coeficiente de transmisión del Biosensor sin concentraciones en Matlab

Realizado por: Parra E., 2023

#### 4.2.1 Prueba con glucosa



**Ilustración 4-5:** Medición de biosensor con una concentración de 100mg/dl de glucosa.

Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-5 se muestra la medición del biosensor con una concentración de glucosa de 100 mg/dl, en el cual se observa como la frecuencia del biosensor se reduce de una forma notoria.



**Ilustración 4-6:** Medición de biosensor con una concentración de 150mg/dl de glucosa  
Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-6 se realizó la medición de una concentración de glucosa de 150 mg/dl, en la cual se observa una reducción de la frecuencia y de igual manera una variación en la amplitud.



**Ilustración 4-7:** Medición de biosensor con una concentración de 200mg/dl de glucosa  
Realizado por: Parra E., 2023



En la ilustración 4-7 se ve la variación de la frecuencia y la amplitud al momento de colocar una concentración de 200mg/dl.



**Ilustración 4-8:** Medición de biosensor con una concentración de 250mg/dl de glucosa  
Realizado por: Parra E., 2023

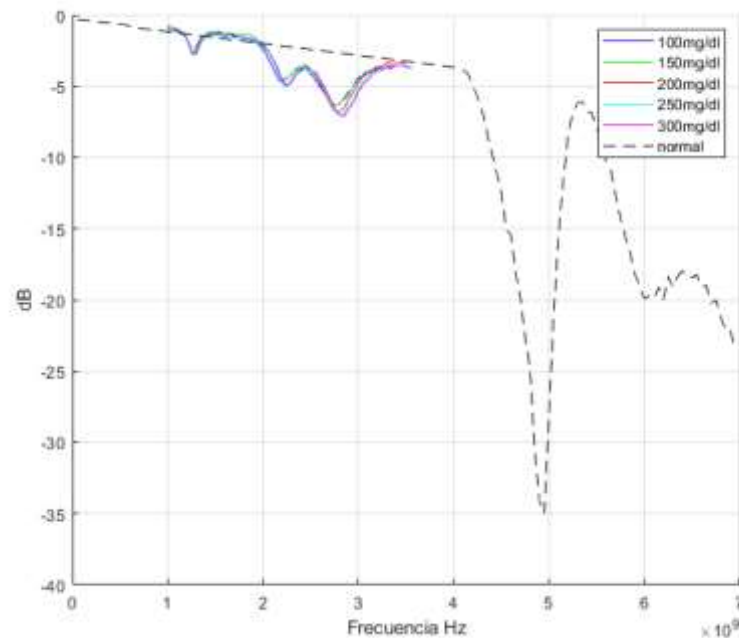
En la ilustración 4-8 se colocó una concentración de 250mg/dl sobre el biosensor en donde se observa una gráfica obtenida por el analizador de redes vectoriales del coeficiente de transmisión.



**Ilustración 4-9:** Medición de biosensor con una concentración de 300mg/dl de glucosa  
Realizado por: Parra E., 2023

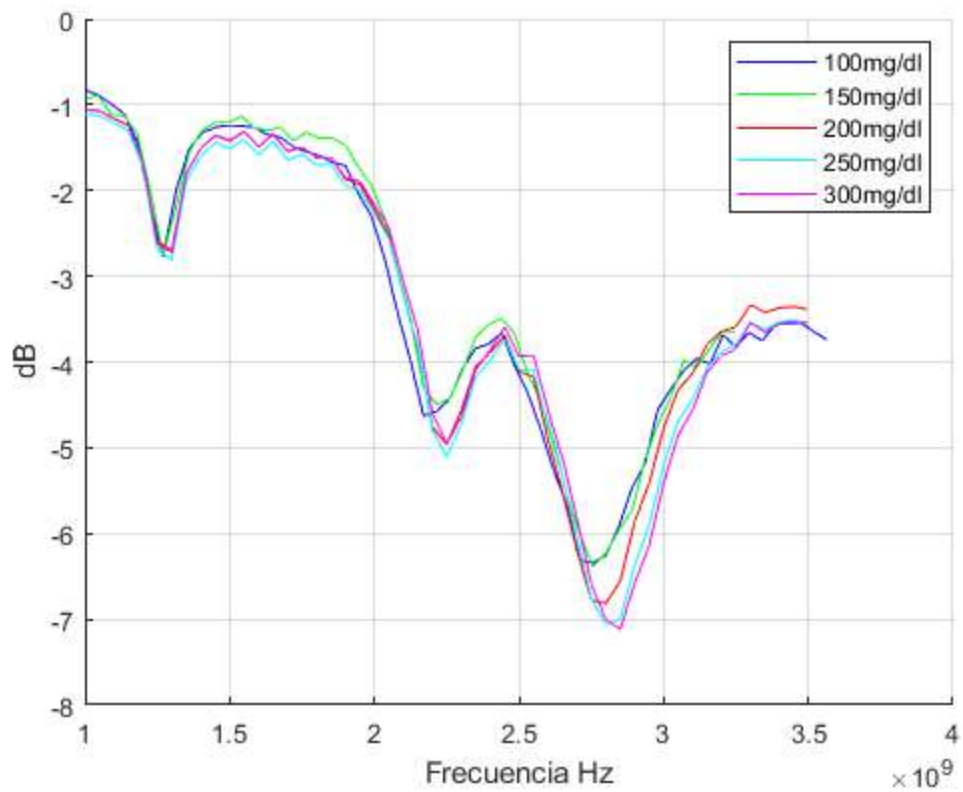
En la ilustración 4-9 se observa la última concentración a medir sobre el biosensor que es de 300mg/dl donde varia su frecuencia y su amplitud en comparación a la gráfica del VNA del biosensor sin ninguna concentración sobre él.

En la ilustración 4-10 se puede observar que existe un aumento en la amplitud cuando se encuentra con las concentraciones de glucosa a comparación de cuando se encuentra el biosensor medido solo, es decir, al comparar las gráficas de colores con la gráfica de líneas entrecortadas se ve un aumento en su amplitud de -35.067 dB a -7.1168 dB con una concentración de 300 mg/dl, existe también una reducción en su frecuencia de 4.950 GHz cuando el biosensor se encuentra sin concentraciones y se reduce a un rango de frecuencia de 2.5 GHz a 3 GHz cuando al dispositivo se le agrega las distintas concentraciones.

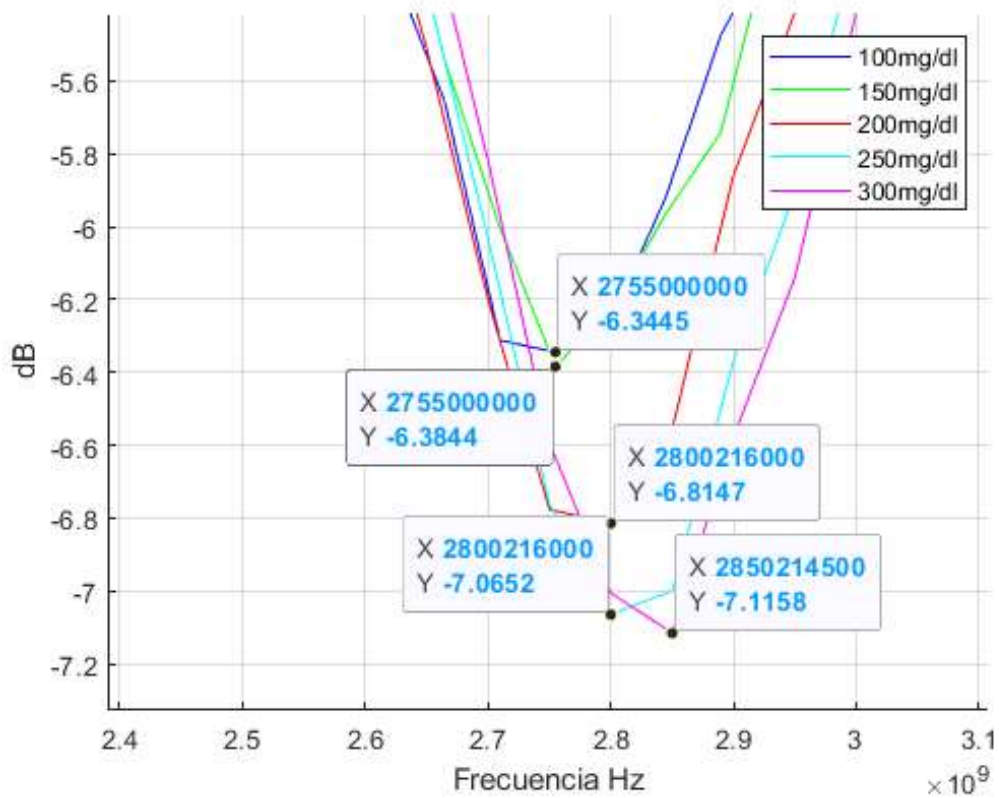


**Ilustración 4-10:** Coeficiente de transmisión sin concentraciones y con concentraciones  
**Realizado por:** Parra E., 2023

En la ilustración 4-11 se puede observar el coeficiente de transmisión de las medidas tomadas para diferentes niveles de glucosa, observándose que su variación es poca entre las diferentes concentraciones de glucosa y se complementa con la ilustración 4-12 donde de manera más amplia se ven las variaciones que tiene el biosensor al momento de colocar diferentes concentraciones de glucosa, notándose cambios en la frecuencia y la amplitud de acuerdo a cada tipo de concentración.



**Ilustración 4-11:** Coeficiente de transmisión a diferentes concentraciones de glucosa  
 Realizado por: Parra E., 2023



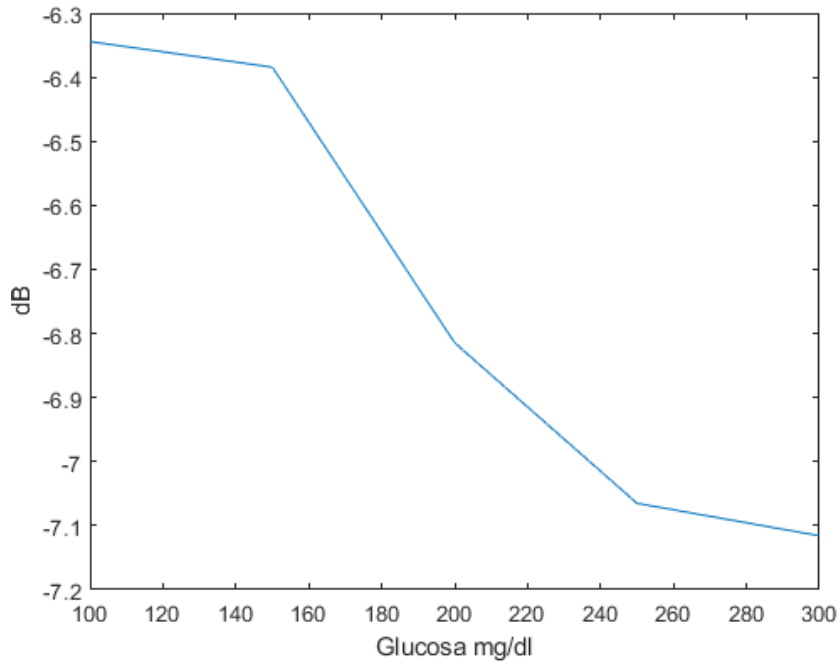
**Ilustración 4-12:** Coeficiente de transmisión a diferentes concentraciones de glucosa  
 Realizado por: Parra E., 2023

En la tabla 4-1 se encuentra detallado las frecuencias y sus amplitudes de acuerdo a la concentración de glucosa, estas frecuencias no varían mucho entre las concentraciones e incluso otras son iguales, el cambio más notorio se puede ver en la amplitud de las gráficas obtenida por el analizador de redes vectoriales ya que para cada concentración existe una amplitud diferente y esta misma amplitud va disminuyendo de acuerdo a la concentración de glucosa que se aplique, mientras la concentración sea mayor la amplitud disminuirá, es decir, cuando se aplique una concentración de 100mg/dl con una frecuencia de 2.755 GHz tendrá una amplitud de -6.3445 dB mientras que si es una concentración de 300mg/dl con una frecuencia de 2.800216 GHz va a disminuir a -7.1158 dB, notándose que el dispositivo es capaz de reconocer cambios pequeños en la concentración de la glucosa aumentado de manera lineal la amplitud de acuerdo a cada concentración, a mayor concentración una menor amplitud tiene, al momento de analizar se observa que entre cada concentración existe un promedio de variación de 0.192825 dB/(mg/dl).

**Tabla 4-1:** Variación a diferentes concentraciones de glucosa

<b>Coefficiente de transmisión S21 de la glucosa</b>		
Concentraciones	Frecuencia (GHz)	dB
100mg/dl	2.755	-6.3445
150mg/dl	2.755	-6.3844
200mg/dl	2.800216	-6.8147
250mg/dl	2.800216	-7.0652
300mg/dl	2.8502145	-7.1158

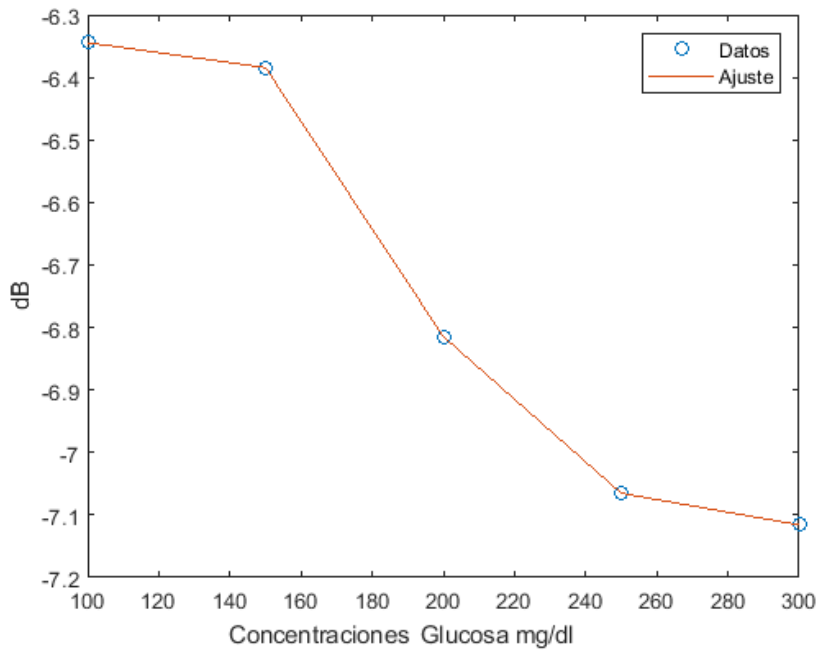
Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-13:** Amplitud en función de las concentraciones

Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-13 se graficó las concentraciones de glucosa en función de su amplitud de acuerdo a como se obtuvo los datos del VNA, donde es una recta descendente de acuerdo a la concentración que se le aplique.



**Ilustración 4-14:** Modelado matemático para las concentraciones de glucosa

Realizado por: Parra E., 2023

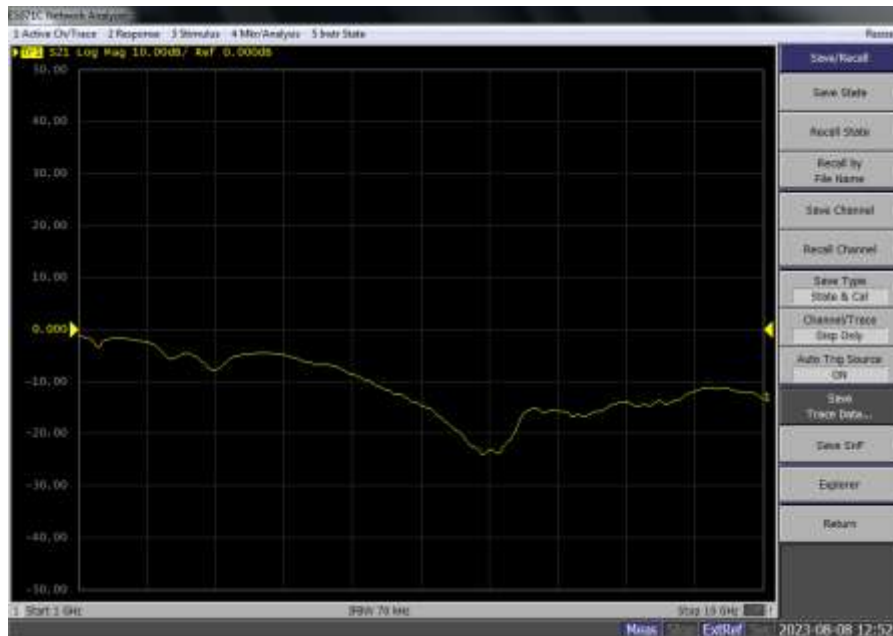
Como se observa en la ilustración 4.14 se obtuvo mediante el software MATLAB y la función “polyfit” para obtener una recta aproximada para la recta de la ilustración 4-13 la cual es

concentraciones de glucosa en función de su amplitud, donde se ve que es una recta con una pendiente negativa y se obtuvo la siguiente ecuación de grado 4:

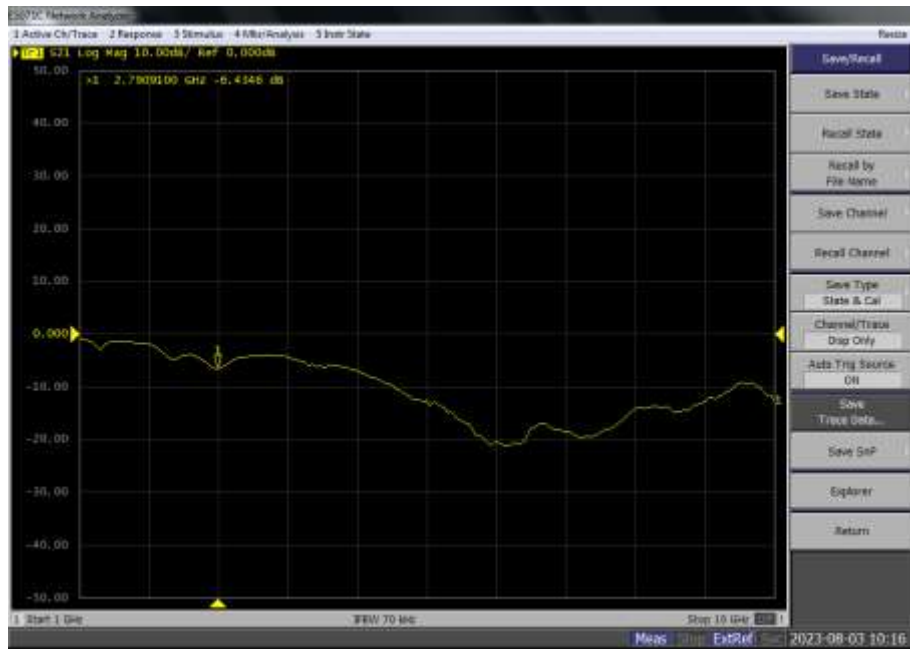
$$P(x) = -3.66733333333335e - 09x^4 + 3.32740000000002e - 06x^3 - 0.00107115166666667x^2 + 0.138735500000000x - 12.4672000000000$$

#### 4.2.2 Pruebas con sacarosa

En las ilustraciones de la 4-15 a las 4-19 se observan las gráficas obtenidas del VNA a distintas concentraciones de sacarosa, viéndose una variación tanto en la frecuencia como en su amplitud.



**Ilustración 4-15:** Concentración de sacarosa de 100mg/dl  
Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-16:** Concentración de sacarosa de 150mg/dl  
 Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-17:** Concentración de sacarosa de 200mg/dl  
 Realizado por: Parra E., 2023

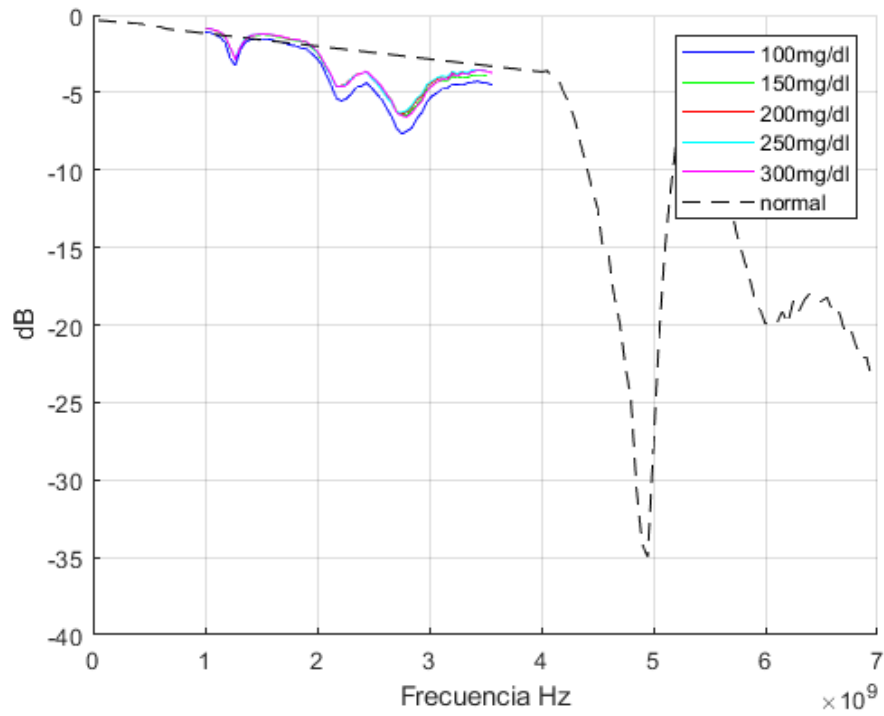


**Ilustración 4-18:** Concentración de sacarosa de 250mg/dl  
 Realizado por: Parra E., 2023



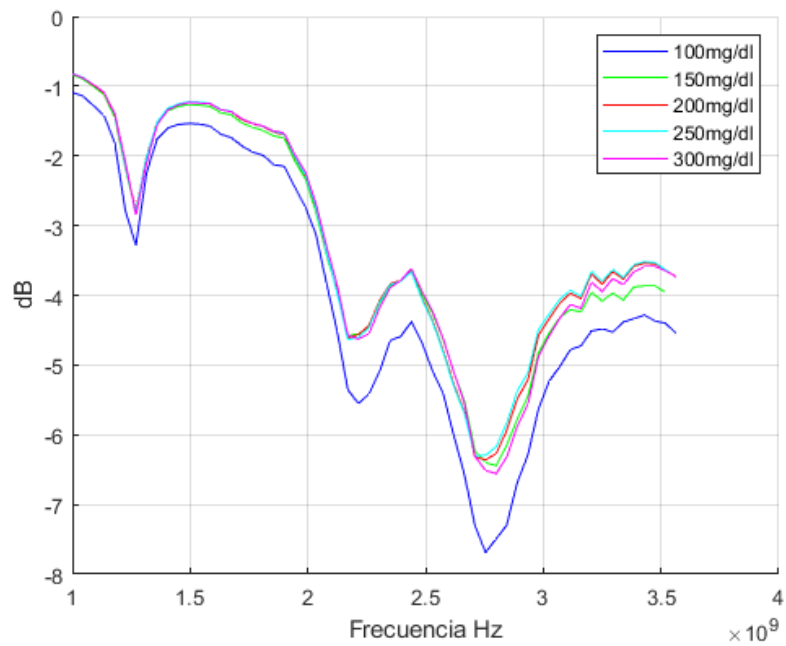
**Ilustración 4-19:** Concentración de sacarosa de 300mg/dl  
 Realizado por: Parra E., 2023



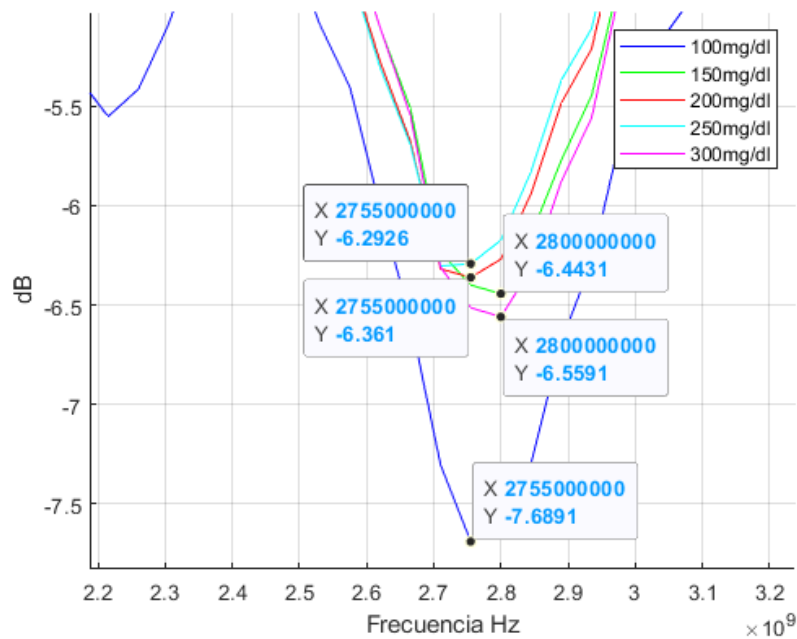


**Ilustración 4-20:** Concentraciones de sacarosa frente a biosensor sin concentraciones  
 Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-20 se observa las diferentes concentraciones de sacarosa frente a la gráfica del coeficiente de transmisión del biosensor sin ninguna concentración, en la cual se puede ver que varía en su frecuencia y su amplitud.



**Ilustración 4-21:** Concentraciones de sacarosa  
 Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-22:** Diferentes concentraciones de sacarosa  
 Realizado por: Parra E., 2023

En las ilustraciones 4-21 y 4-22 se pueden observar más a detalle la variación de frecuencia y amplitud de las concentraciones de sacarosa, viéndose que no sigue un aumento o disminución lineal de las amplitudes ni de las frecuencias entre las diferentes concentraciones.

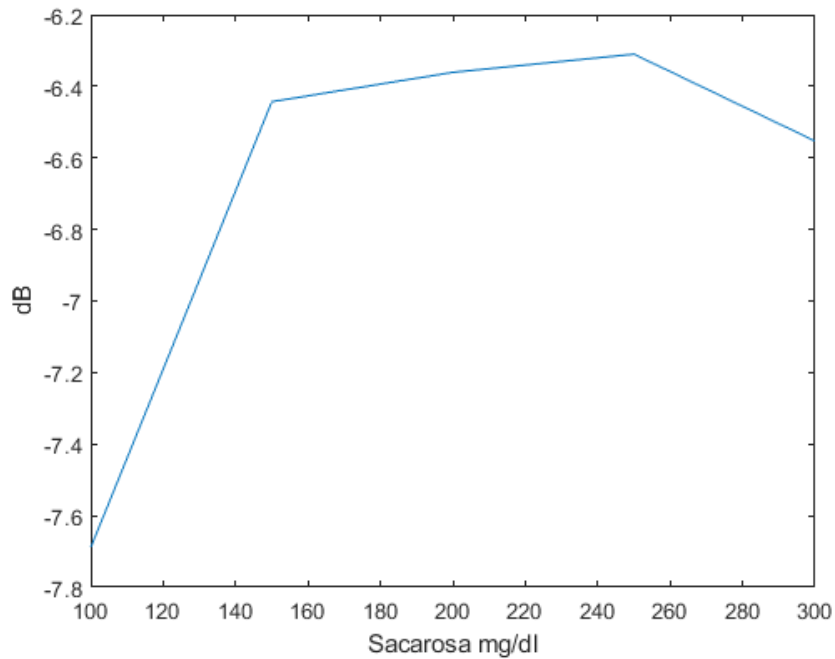
**Tabla 4-2:** Variación a diferentes concentraciones de sacarosa

Coeficiente de transmisión S21 Sacarosa		
Concentraciones	Frecuencia (GHz)	dB
100mg/dl	2.755	-7.6891
150mg/dl	2.8	-6.4431
200mg/dl	2.755	-6.361
250mg/dl	2.72	-6.3102
300mg/dl	2.8	-6.5531

Realizado por: Parra E., 2023

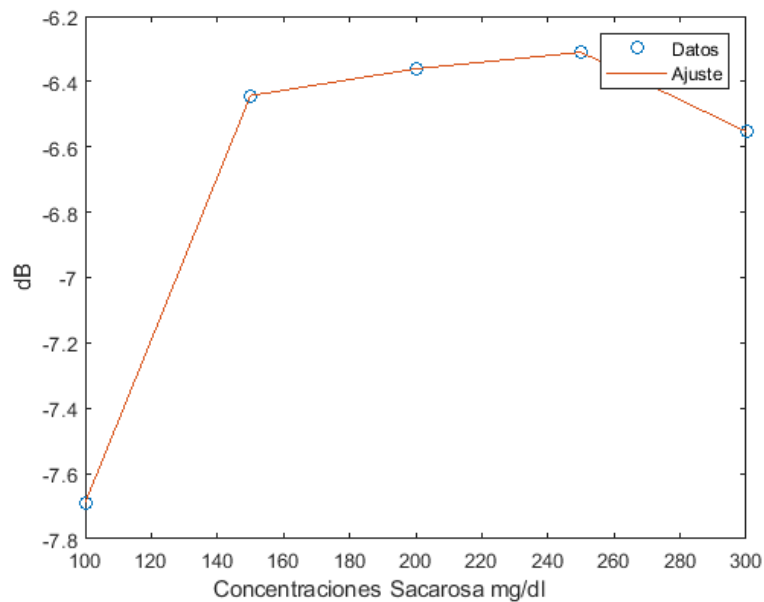
En la tabla 4-2 está detallado las frecuencias y amplitud de cada uno de las concentraciones de sacarosa, en las cuales, si existe un aumento de la amplitud, pero no tiene un aumento lineal entre concentraciones, ya que existen amplitudes q aumentan y otras disminuyen sin seguir un patrón definido, en cuanto a las frecuencias tiene frecuencias que están en el rango de los 2.7 GHz a los 2.8 GHz, notándose que si disminuye en comparación a la del biosensor sin ninguna concentración, existe una variación promedio entre la amplitud de cada concentración de -0.284

dB, este valor negativo de ganancia promedio es debido a que no existe una linealidad entre las variaciones de amplitud.



**Ilustración 4-23:** Amplitud en función de las concentraciones de sacarosa  
Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-23 se observa la recta de las concentraciones en función de su amplitud de acuerdo a los datos obtenidos del VNA, en donde es una recta que no sigue una linealidad.



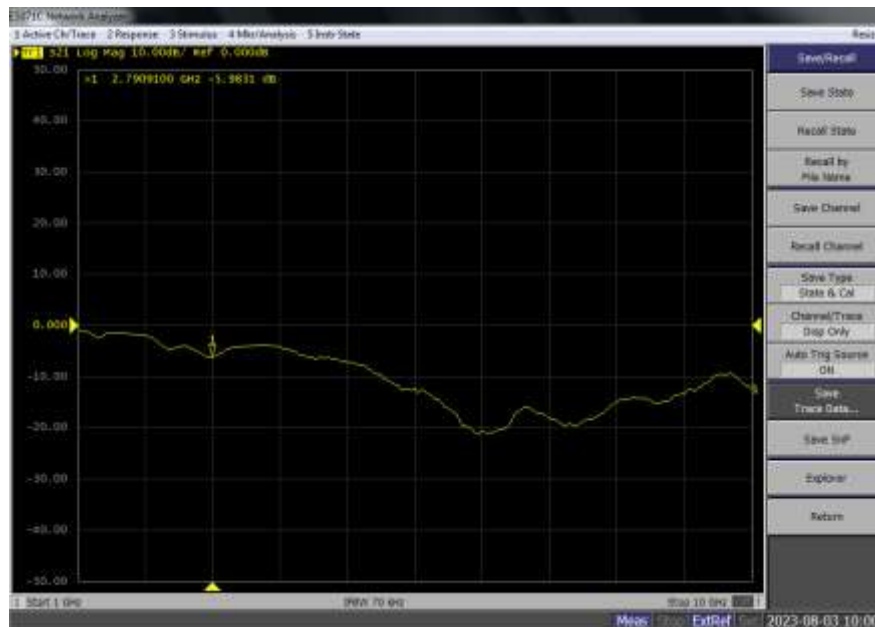
**Ilustración 4-24:** Modelado matemático de las concentraciones y su amplitud  
Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-24 se observa una recta aproximada de la recta de la ilustración 4-23 mediante el software MATLAB y la función “polyfit” esta recta es una aproximada a la recta de las concentraciones de la sacarosa en función de su amplitud y se obtuvo la siguiente ecuación de grado 4:

$$P(x) = -9.299999999999999e - 09x^4 + 8.020133333333332e - 06x^3 - 0.002563089999999999x^2 + 0.3602986666666665x - 25.178199999999999$$

### 4.2.3 Pruebas con sal

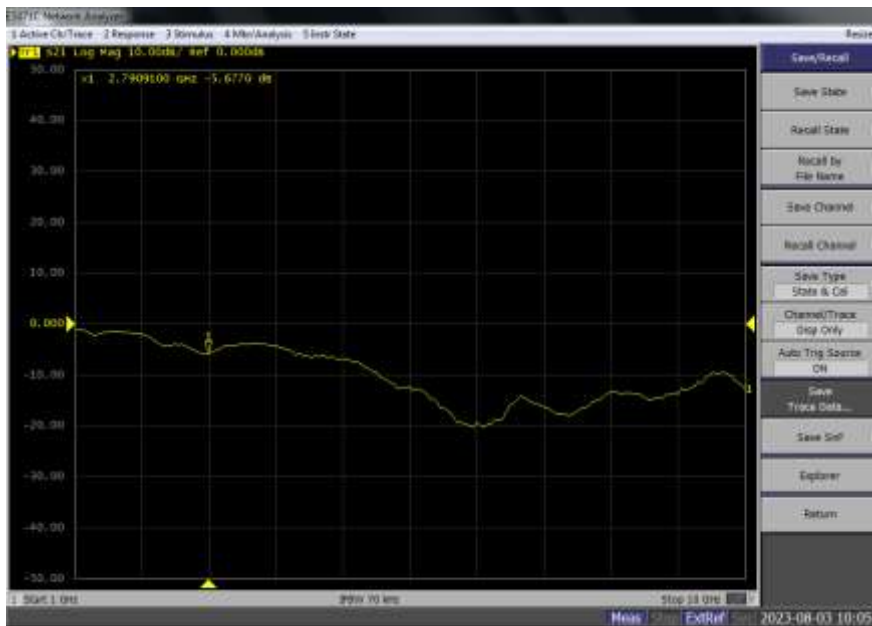
Desde las ilustraciones 4-25 a la 4-29 se puede observar las medidas tomadas de las diferentes concentraciones de sal para observar el comportamiento del biosensor.



**Ilustración 4-25:** Concentración de sal de 100mg/dl  
Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-26:** Concentración de sal de 150mg/dl  
 Realizado por: Parra E., 2023



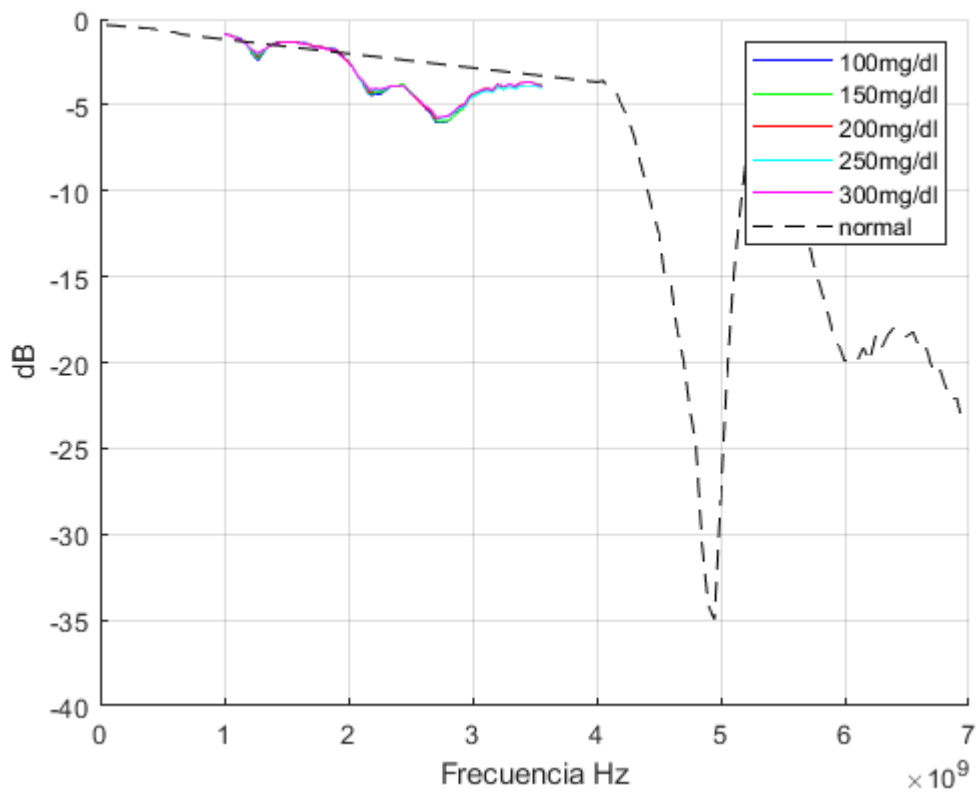
**Ilustración 4-27:** Concentración de sal de 200mg/dl  
 Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-28:** Concentración de sal de 250mg/dl  
Realizado por: Parra E., 2023

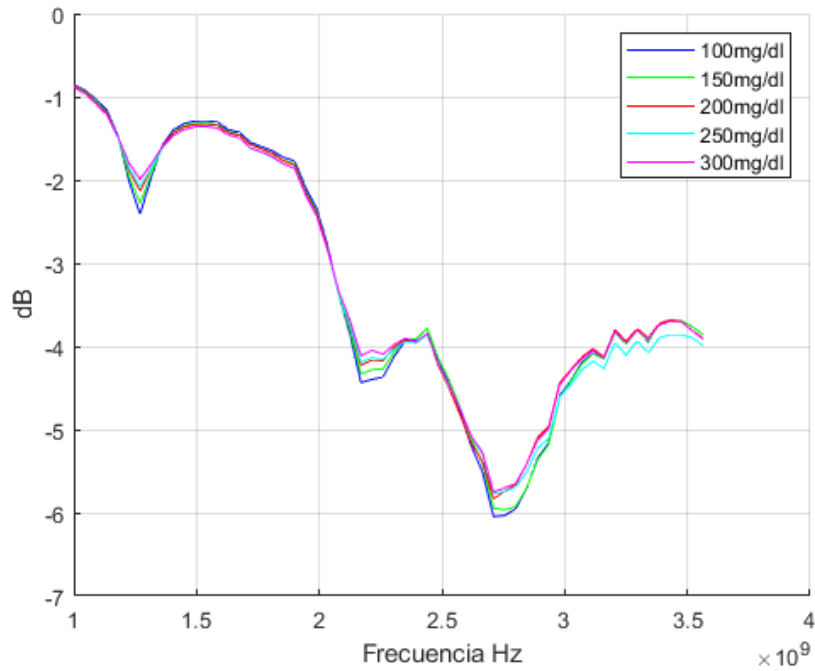


**Ilustración 4-29:** Concentración de sal de 300 mg/dl  
Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-30:** Concentraciones de sal frente a biosensor sin concentraciones  
 Realizado por: Parra E., 2023

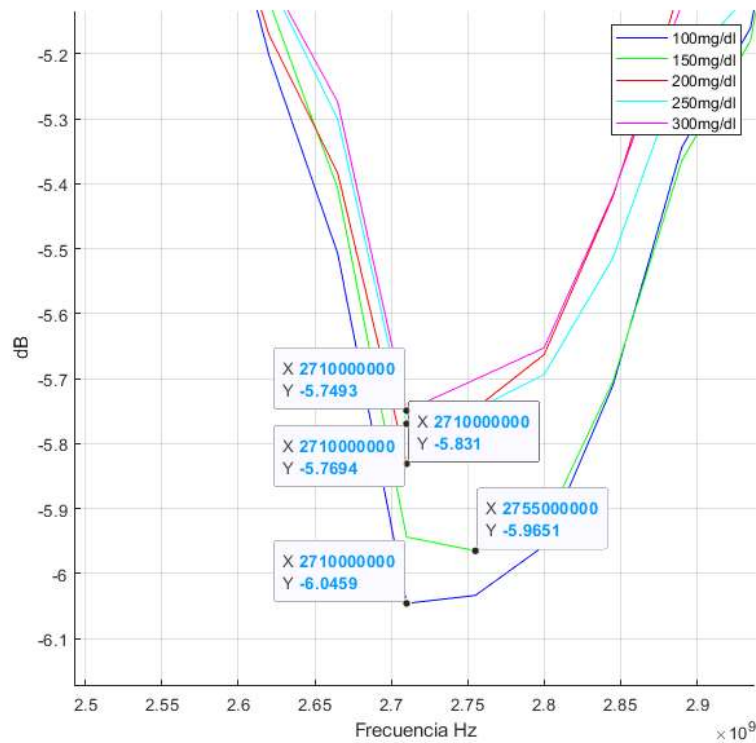
En la ilustración 4-30 se observa que existe una variación con respecto al biosensor sin ninguna concentración a cuál tiene una frecuencia de 4.905 GHz, y cuando se le añadió una concentración de sal de 300 mg/dl se redujo hasta 2.755 GHz.



**Ilustración 4-31:** Concentraciones de sal  
 Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-31 se muestra las gráficas de las diferentes concentraciones de sal sobre el biosensor, las cuales se complementan con la ilustración 4-32, en donde se observan los valores de mejor manera en donde existe un aumento lineal de la amplitud, es decir cuando tiene una concentración de 100 mg/dl aumenta su amplitud a cuando se le añade una concentración de 300 mg/dl, lo cual se muestra su variación detallada en la tabla 4-3.





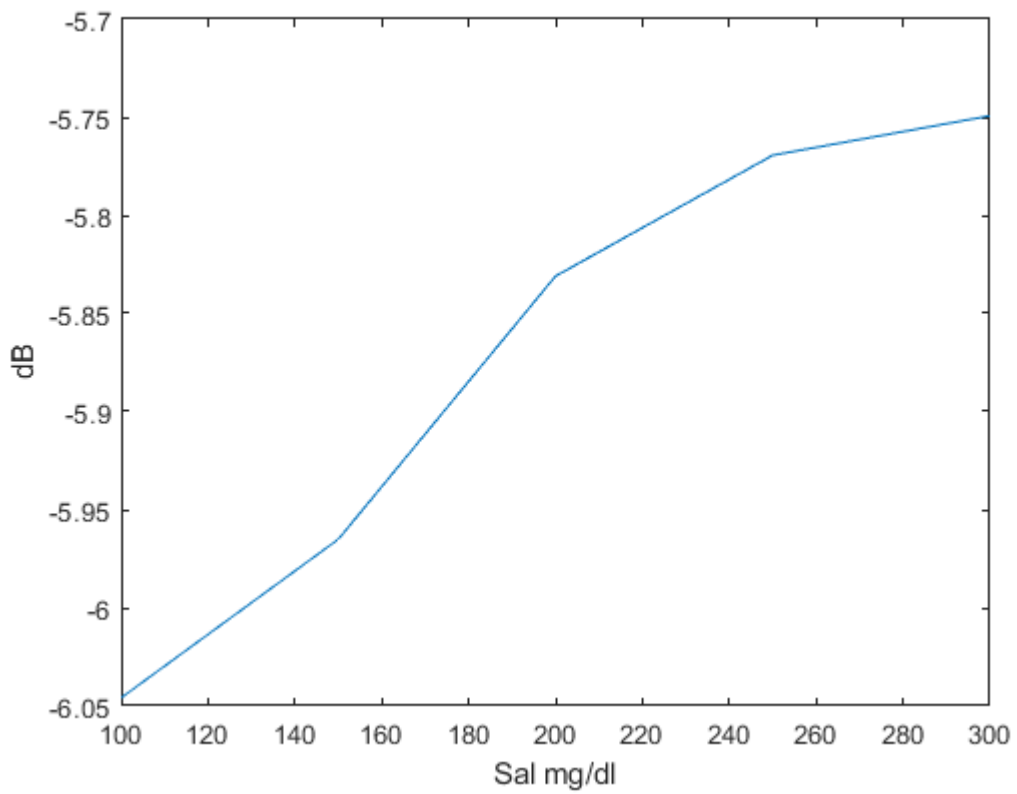
**Ilustración 4-32:** Diferentes concentraciones de sal  
 Realizado por: Parra E., 2023

En la tabla 4-3 se observa de manera detallada la variación en amplitud de las diferentes concentraciones de sal, en donde existe un aumento de amplitud, cuando se le añade una concentración de 100 mg/dl se tiene una amplitud de -6.0459 dB y aumenta de manera lineal hasta la concentración de 300mg/dl a -5.7493 dB, teniendo en cuenta que existe un promedio de variación de amplitud entre cada concentración de -0.07415 dB.

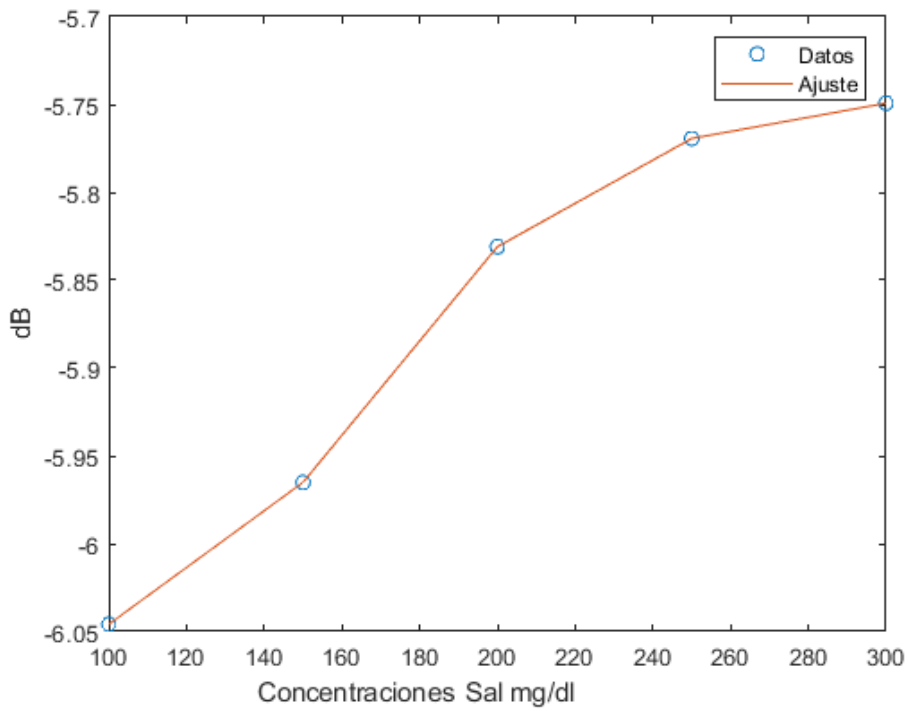
**Tabla 4-3:** Variación a diferentes concentraciones de sal

Coeficiente de transmisión S21 Sal		
Concentraciones	Frecuencia (GHz)	dB
100mg/dl	2.71	-6.0459
150mg/dl	2.755	-5.9651
200mg/dl	2.71	-5.831
250mg/dl	2.71	-5.7694
300mg/dl	2.71	-5.7493

Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-33:** Amplitud en función de las concentraciones de sal  
 Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-34:** Modelado matemático de la amplitud en función de las concentraciones  
 Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-33 se muestra la recta que se obtiene de la amplitud en función de las concentraciones de sacarosa la cual es una recta con una pendiente positiva, es decir que mientras se le añade una mayor concentración su amplitud incrementara.

En la ilustración 4-34 se modelo matemáticamente mediante el software Matlab para encontrar una gráfica parecida a la que se tiene en la ilustración 4-33 y también su ecuación matemática que en este caso de grado 4:

$$P(x) = 1.04533333333329e - 09x^4 - 8.99466666666628e - 07x^3 + 0.000271686666666654x^2 - 0.0320743333333316x - 4.760400000000008$$

#### 4.2.4 Pruebas con Sangre

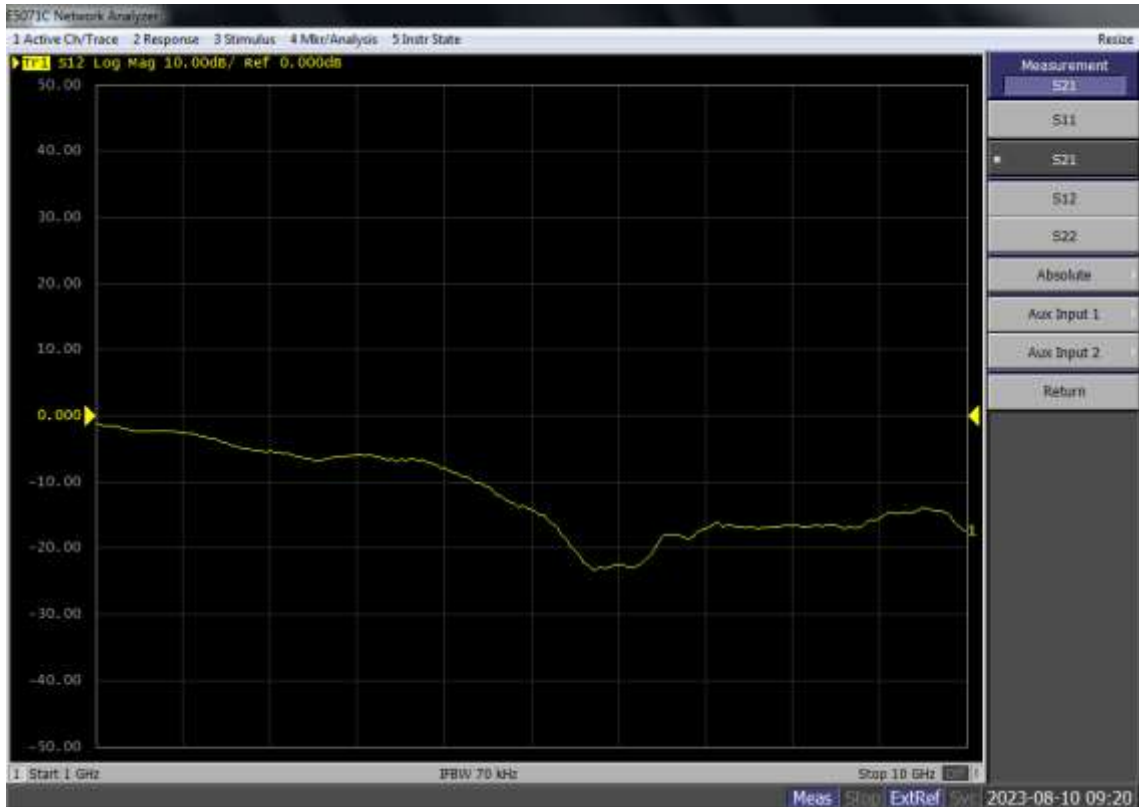
Se realizo pruebas con sangre para ver el comportamiento del biosensor, estas pruebas se hicieron con sangre cuando la persona se encontraba en ayunas y otra prueba cuando pasado un tiempo la persona consumió azúcar para aumentar la glucosa.



**Ilustración 4-35:** Muestra de sangre en ayunas  
Realizado por: Parra E., 2023

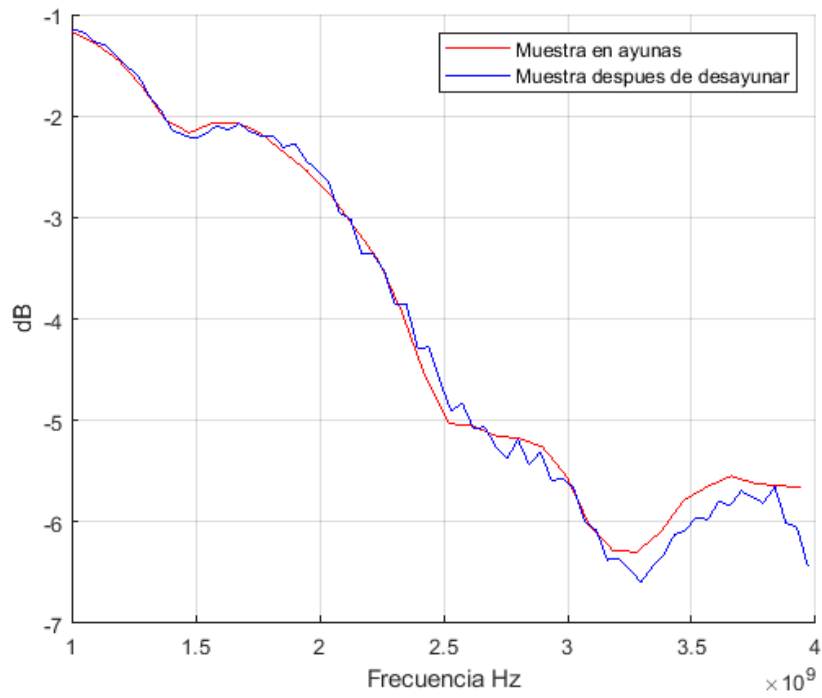
En la ilustración 4-35 se muestra la gráfica del coeficiente de transmisión de la muestra de sangre que fue tomada en ayunas, este tipo de muestras es aconsejable tomarlas sin el desayuno esto para poder observar una diferencia entre la concentración de glucosa en sangre antes de consumir azúcar y después de consumirla.

En la ilustración 4-36 se muestra un grafica cuando se a consumido alimentos que contengan azúcar para poder observar el cambio a la muestra que se obtiene en la ilustración 4-35.

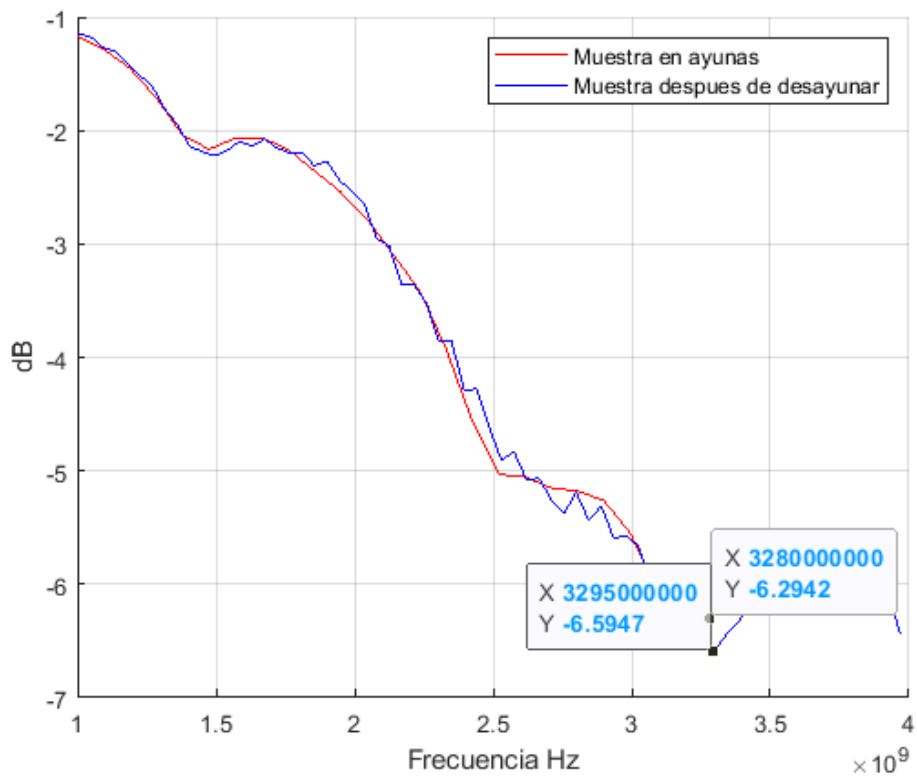


**Ilustración 4-36:** Muestra después del ingerir azúcar  
Realizado por: Parra E., 2023

En la ilustración 4-37 se muestra la comparación de las muestras de sangre, la gráfica roja es la muestra en ayunas observándose y la gráfica azul es la muestra después de consumir alimentos con azúcar, complementándose con la ilustración 4-38 donde se observan la amplitud de cada de las gráficas, en donde existe una variación de 0.3005 dB de amplitud entre cada muestra.



**Ilustración 4-37:** Comparación de sangre  
 Realizado por: Parra E., 2023



**Ilustración 4-38:** Comparación de valores  
 Realizado por: Parra E., 2023

#### 4.2.5 Comparación de resultados

**Tabla 4-4:** Comparación de las amplitudes de Glucosa

GLUCOSA			
Concentraciones	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
100 mg/dl	-6.4147 dB	-6.3445 dB	-6.8321 dB
150 mg/dl	-6.4908 dB	-6.3844 dB	-6.9364 dB
200 mg/dl	-6.6071 dB	-6.8147 dB	-7.3285 dB
250 mg/dl	-6.9563 dB	-7.0652 dB	-7.3341 dB
300 mg/dl	-7.0251 dB	-7.1158 dB	-7.5358 dB

Realizado por: Parra E., 2023

En la tabla 4-4 se puede observar los diferentes tipos de variación de amplitudes de las diferentes concentraciones de glucosa con diferentes pruebas realizadas, en donde se observa un patrón lineal descendente de la variación de amplitud entre cada una de las concentraciones, esto significa que el biosensor es capaz de captar cambios en las diferentes concentraciones de glucosa colocadas sobre el biosensor.

Se realizó diferentes pruebas de concentraciones de glucosa para poder comparar los resultados entre sí, se obtuvo que en la prueba 1 se tiene una variación promedio de 0.1526 dB por concentración, en la prueba 2 una variación promedio de 0.192825 dB y en la prueba 3 una variación promedio de 0.175925 dB, no se puede encontrar una relación entre las tres pruebas para definir un rango de potencia para cada concentración debido a la variación promedio de cada uno de ellas y que la variación de amplitud es corta, pero si se puede observar que el biosensor logra captar cambios en las diferentes concentraciones.

**Tabla 4-5:** Comparación de las amplitudes de Sacarosa

SACAROSA			
Concentraciones	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
100 mg/dl	-6.5245 dB	-7.6891 dB	-7.3651 dB
150 mg/dl	-6.5158 dB	-6.4431 dB	-7.4578 dB
200 mg/dl	-6.6125 dB	-6.361 dB	-7.5053 dB
250 mg/dl	-6.7164 dB	-6.3102 dB	-7.4976 dB
300 mg/dl	-6.7152 dB	-6.5531 dB	-7.8732 dB

Realizado por: Parra E., 2023

En la tabla 4-5 se observa la comparación de amplitud de las diferentes pruebas realizadas a diferentes concentraciones de sacarosa, el cual no tiene una linealidad esto puede ser debido a que la sacarosa está compuesta de una molécula de glucosa y la otra de fructosa unidas químicamente, por lo que no se puede observar una linealidad.

Se calculó la variación promedio entre cada prueba realizada para poder definir un rango de potencia entre cada concentración, pero no se encontró ninguna relación debido a que las variaciones de la prueba 1 es de 0.04675 dB, en la prueba 2 una variación de -0.284 dB y en la prueba 3 una variación de 0.12025 dB.

**Tabla 4-6:** Comparación de amplitudes de sal

SAL			
Concentraciones	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
100 mg/dl	-6.5245 dB	-6.0459 dB	-5.9874 dB
150 mg/dl	-6.3287 dB	-5.9651 dB	-5.5321 dB
200 mg/dl	-6.0584 dB	-5.831 dB	-5.4835 dB
250 mg/dl	-5.6358 dB	-5.7694 dB	-5.3201 dB
300 mg/dl	-5.3687 dB	-5.7493 dB	-5.0147 dB

Realizado por: Parra E., 2023

En la tabla 4-6 se puede observar las amplitudes de sal a diferentes concentraciones en las diferentes pruebas realizadas, en la cual tiene una lineal de manera ascendente todo lo contrario que las amplitudes de la glucosa debido a que la sal tiene una conductividad eléctrica mucho más alta que la glucosa.

En las concentraciones de sal se evidencia unas variaciones promedio para la prueba 1 de -0.28895 dB, en la prueba 2 de -0.07415 dB y en la tercera prueba de -0.243175 dB, se puede observar que tiene una variación contraria a la variación promedio de la glucosa esto también debido a la conductividad eléctrica de la sal que es mayor que la glucosa.

Como se pudo observar en las diferentes tablas se observa una diferencia entre cada disolución ya que el biosensor no funciona de la misma manera cuando se le coloca la glucosa o al momento que se le coloca una concentración de sal, si varían su amplitud, pero con pendientes diferentes.

**Tabla 4-7:** Comparación de amplitudes de sangre

SANGRE			
Características	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
Ayunas	-6.2942 dB	-7.0442 dB	-6.772 dB
Post desayuno	-6.5947 dB	-7.2447 dB	-6.8818 dB

Realizado por: Parra E., 2023

En la tabla 4-7 tiene una comparación de amplitudes con muestras de sangre para observar el comportamiento del biosensor, en la cual sigue un patrón de amplitudes como la glucosa, es decir de una manera lineal descendente de acuerdo a las características que se toma las muestras de sangre, mostrándose así que si la glucosa en sangre varía el biosensor es capaz de captar esos cambios en la sangre.

Se debe tener en cuenta que las muestras de sangre analizadas son de la misma persona, pero en diferentes días, la amplitud entre cada prueba varia esto es debido a que los conectores también tienen pérdida y la calibración del VNA, pero si se observa una variación en la amplitud.

**Tabla 4-8:** Pruebas de laboratorio

PRUEBAS DE LABORATORIO	
Características	Glucosa
Ayunas	74.8 mg/dl
Post desayuno	102.6 mg/dl

Realizado por: Parra E., 2023

En la tabla 4-8 se muestran los resultados de la prueba de sangre en ayunas y post ayuno para encontrar las concentraciones de glucosa el mismo día que se realizó la prueba 1 de la tabla 4-7 y las pruebas de laboratorio de la tabla 4-8 esta prueba se realizó a una persona que no posee ningún tipo de diabetes por lo que los valores se encuentran dentro de los rangos de referencia para una persona en ayunas y post desayuno, comprobándose así que debe existir una diferencia de amplitud entre cada muestra de sangre, por lo que relacionaremos las muestras de laboratorio con las amplitudes medidas y que se obtuvieron en el VNA.

Se puede evidenciar que, si existe una variación de amplitud entre las muestras de sangre debido a la concentración de glucosa en sangre, es decir que el biosensor capta variaciones en la sangre cuando se tiene una concentración de glucosa o cuando esta disminuye, esto lo podemos



relacionar con las pruebas realizadas con diluciones de glucosa al 99% de pureza relacionándole con la amplitud de la señal obtenida por el VNA.

Vamos a tomar como valor teórico a las amplitudes de las muestras de sangre debido a que estas están comprobadas por una prueba de laboratorio donde se demuestra que la glucosa varía entre cada muestra y las amplitudes medidas con glucosa al 99% como muestras medidas para poder encontrar el porcentaje de error, se debe tener en cuenta que estas muestras de sangre se van a comparar con los valores de concertaciones de 100mg/dl y 150mg/dl debido a que dentro de estos rangos se encuentra la concentración de glucosa en la muestra de sangre, es decir la concentración de 100mg/dl de glucosa al 99% de pureza se relaciona con una prueba de laboratorio cuando la muestra de sangre es en desayuno, mientras que una concentración de 150 mg/dl de glucosa al 99% de pureza se relaciona con una muestra de sangre post desayuno.

**Tabla 4-9:** Comparativa entre muestra de sangre y concentraciones de glucosa.

Comparativa		
	Muestra de sangre	Concentración de glucosa
Ayuno	-6.2942 dB	-6.3445 dB
Post ayuno	-6.5947 dB	-6.3844 dB

Realizado por: Parra E., 2023

Porcentaje de error para una concentración de 100mg/dl que equivale a una muestra de sangre en ayunas:

$$Error(\%) = \left| \frac{Valor\ teórico - Valor\ medido}{Valor\ teórico} \right| * 100\%$$

$$Error(\%) = \left| \frac{-6.2942 - (-6.3445)}{-6.2942} \right| * 100\%$$

$$Error(\%) = 0.799148 \%$$

Porcentaje de error para una concentración de 150mg/dl que equivale a una muestra de sangre en post desayuno:

$$Error(\%) = \left| \frac{Valor\ teórico - Valor\ medido}{Valor\ teórico} \right| * 100\%$$

$$Error(\%) = \left| \frac{-6.5947 - (-6.3844)}{-6.5947} \right| * 100\%$$

$$Error(\%) = 3.18892 \%$$

Observando los valores obtenidos del porcentaje de error de cada concentración con las muestras de laboratorio estos errores son bastante bajos, se pudo relacionar estos valores debido a que las concentraciones de glucosa varían de manera lineal de igual forma las muestras de sangre su amplitud de acuerdo a la muestra varía de manera lineal.

## CONCLUSIONES

Los fundamentos teóricos de campos electromagnéticos para el desarrollo de biosensores se basan en una línea de transmisión que produce un componente de campo magnético variable perpendicular a los SRR, esta línea es un conducto abierto lo cual provoca un componente de campo eléctrico que interactúan con los sistemas o concentraciones biológicas lo cual permite diseñar biosensores sensibles y precisos para poder detectar distintas concentraciones de glucosa.

Para el diseño del biosensor basado en un resonador de anillo se realizó diferentes pruebas para encontrar el más óptimo, estas pruebas se hicieron en diferentes materiales lo cual también varía sus permitividades, al momento de simular se tuvo que variar algunas dimensiones del diseño del resonador de anillo para poder encontrar las medidas en las cuales el biosensor funcione, cuando se simulo se observó que el material RT/Duroid con una permitividad de 3.38 es un buen material para implementarlo, en este material se varió diferentes dimensiones del diseño del resonador para encontrar donde la simulación funcione de manera correcta de igual forma la línea posterior del biosensor se le cambio para que pueda acoplarse a una impedancia de 50  $\Omega$ .

Para la implementación del biosensor se realizó en el material RT/Duroid 4003C con una permitividad de 3.38 y una altura de 0.81 mm, se lo realizó mediante transferencia térmica para poder conseguir las medidas adecuadas a las cuales el biosensor basado en un resonador de anillo funcionaba en la simulación, ya que a otra forma las medidas no eran las adecuadas.

Se realizó diferentes pruebas con distintas concentraciones de sal, sacarosa y glucosa la cual se pudo observar el comportamiento del biosensor, para las diferentes concentraciones de glucosa se observó un comportamiento lineal de la variación de su amplitud con una curva descendiente al momento de colocar una concentraciones mayor, a diferencia de las concentraciones de sal que tuvo una variación en su amplitud de una manera ascendente al momento de colocar una

concentración de sal mayor, y al momento de comparar las concentraciones de glucosa con sacarosa se puede observar unas amplitudes similares entre ellas pero la sacarosa a diferencia de la glucosa no tiene una curva lineal. Esto quiere decir que el biosensor es capaz de medir mediante el analizador de redes vectoriales cambios mínimos en las concentraciones que se le aplicó a diferentes diluciones.

Al momento de evaluar el biosensor con muestras de sangre y comparándole con los resultados de las concentraciones de glucosa antes del desayuno se encontró un error porcentual de 0.799148 %, esto quiere decir que el biosensor si tiene un margen de error al momento que se le agrega concentraciones de sangre real a cuando se le agrega las diferentes concentraciones de glucosa, pero es un error porcentual pequeño, es decir que el biosensor es capaz de medir concentraciones de glucosa pequeñas dentro de la sangre o incluso con concentraciones de glucosa al 99% de pureza. Cuando se le agrega concentraciones para después del desayuno tiene un margen de error de 3.18892 %, no es un error grande por lo que se puede decir que el biosensor si capta cambios en las concentraciones de glucosa. Estos errores también se pueden deber a que la sangre contiene más componentes esenciales que pueden hacer variar estos márgenes de error.

## **RECOMENDACIONES**

A partir de un análisis exhaustivo de los fundamentos teóricos de los campos electromagnéticos en el contexto de biosensores mediante resonadores se propone para futuras investigaciones investigar sobre diferentes resonadores para obtener más sensibilidad en el biosensor.

Para el diseño del biosensor basado en un resonador de anillo se recomienda encontrar el material óptimo para que este funcione de manera correcta, al momento de realizar pruebas se recomienda no usar el FR4 como material a implementar debido a que dicho material no trabaja bien a frecuencias altas y su pérdida dieléctrica es mucho más alta que el material RT/Duroid, esto también se pudo evidenciar al momento de simular ya que su coeficiente de transmisión no arrojaba ninguno pico.

Al momento de implementar el biosensor se recomienda realizarlo mediante transferencia térmica debido a que las dimensiones de los anillos del resonador son muy pequeñas y de otra forma no se pudo lograr las medidas, esto se evidencia al momento de intentar implementar mediante la CNC y sus cortes eran demasiado grandes y no se consiguió las medidas simuladas.

Se recomienda el uso de una balanza analítica para poder obtener medidas precisas de cantidades pequeñas para la preparación de las diferentes concentraciones de glucosa, sal y sacarosa, para poder observar mejor el comportamiento del biosensor con estas concentraciones.

Para futuras investigaciones se recomienda realizar pruebas suficientes para poder definir una tendencia entre las diferentes muestras.

## BIBLIOGRAFÍA

**Ailyn ESTÉVEZ, Francisco MARANTE.** 2018. Aumento del Ancho de Banda en Antenas de microcintas a 2.4 GHz con inserción de metamateriales. *Aumento del Ancho de Banda en Antenas de microcintas a 2.4 GHz con inserción de metamateriales.* s.l. : RIELAC, 2018. 1815-5928.

**Alicia ZAVALA, Erick FERNÁNDEZ.** 2018. Diabetes mellitus tipo 2 en el Ecuador:revisión epidemiológica. *Diabetes mellitus tipo 2 en el Ecuador:revisión epidemiológica.* Ambato : s.n., 2018. Vol. 4.

**American Diabetes Association.** [En línea]

—. 2013. Diagnosis and classification of diabetes mellitus. *Diagnosis and classification of diabetes mellitus.* 2013. Vol. 37, 1. 0149-5992.

**ARELLANO, Isaac.** 2022. Centro Integral de Servicio para Laboratorio. *Centro Integral de Servicio para Laboratorio.* [En línea] 25 de Abril de 2022. [Citado el: 6 de Mayo de 2023.] <https://www.cislab.mx/que-es-una-balanza-analitica/>.

**BHARDWAJ, Tanu.** 2014. A Review on Immobilization Techniques of. *A Review on Immobilization Techniques of.* Delhi : International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT), 2014. Vol. 3, 5. 2278-0181.

**Bilal AMÍN, et al.** 2019. Dielectric properties of bones for the monitoring of osteoporosis. *Dielectric properties of bones for the monitoring of osteoporosis.* s.l. : Med Biol Eng Comput, 2019. Vol. 57, 1. 10.1007/s11517-018-1887-z.

**Calahorrano, ZAVALA.** 2018. Medicencias UTA. *Diabetes mellitus tipo 2 en el Ecuador: revisión epidemiológica.* . Ambato : s.n., 2018. Vol. 2, 4.

**CAPDEVILA, Carlos Lezaun.** 2019. *Estudio sobre resonadores en tecnología microstrip como sensor de medida de grosor de materiales a 24GHz.* Pamplona : s.n., 2019.

**Centers for Disease.** 2017. National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases. *National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases.* [En línea] 18 de Julio de 2017. [Citado el: 07 de Abril de 2023.] <https://www.niddk.nih.gov/health-information/informacion-de-la-salud/diabetes/informacion-general/que-es#:~:text=Con%20la%20diabetes%20tipo%201,puede%20aparecer%20a%20cualquier%20edad..>

**CLADERA, Margalida.** 2019. Estudio de biosensores electroquímicos basados en inmovilización enzimática. *Estudio de biosensores electroquímicos basados en inmovilización enzimática.* Barcelona : Centro IQS School of Engineering, 2019.

**Claudio JIMÉNEZ,et al.** 2009. BIOSENSORES: APLICACIONES Y PERSPECTIVAS EN EL CONTROL Y CALIDAD DE PROCESOS Y PRODUCTOS ALIMENTICIOS. *BIOSENSORES: APLICACIONES Y PERSPECTIVAS EN EL CONTROL Y CALIDAD DE PROCESOS Y PRODUCTOS ALIMENTICIOS.* Medellín : VITAE, REVISTA DE LA FACULTAD DE QUÍMICA FARMACÉUTICA, 2009. Vol. 16, 1. 0121-4004.

—. 2009. Biosensors: implementation and outlook in the control and process quality and foodstuffs. *Biosensors: implementation and outlook in the control and process quality and foodstuffs.* Medellín : Vitae, 2009. Vol. 16, 1. 0121-4004.

**CONECTORES SMA.** Conectores SMA. *Conectores SMA*. [En línea] [Citado el: 2 de Mayo de 2023.] <https://www.electrodh.com/catalogo/ver-item.action?id=17907&d=1>.

**Corina Flores HERNÁNDEZ, et al.** 2008. Determinación de niveles de glucosa antes del tratamiento dental, comparando dos métodos no invasivos y un invasivo en pacientes clínicos de posgrado de la UDLSB. *Determinación de niveles de glucosa antes del tratamiento dental, comparando dos métodos no invasivos y un invasivo en pacientes clínicos de posgrado de la UDLSB*. Mexico : Nova Scientia, 2008. Vol. 1, 1. 2007-0705.

**DIABETESCARE.** 2014. *Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus*. s.l. : Diabetes Care, 2014. Vol. 37, Supplement\_1.

**Fabiola ARAUJO, Stephen SADDOW.** 2022. Evaluación de sistema no-invasivo para monitoreo de nivel de glucosa en la sangre en banda ISM (5,85 GHz) utilizando modelo de tejido del brazo humano. *Evaluación de sistema no-invasivo para monitoreo de nivel de glucosa en la sangre en banda ISM (5,85 GHz) utilizando modelo de tejido del brazo humano*. s.l. : Ciencia y Cultura, 2022. Vol. 1, 9.

**Fan YUN, et al.** 2010. Testing glucose concentration in aqueous solution based on microwave cavity perturbation technique. Yantai China : IEEE, 2010. Vol. International Conference on Biomedical Engineering and Informatics.

**Fernando CALVO, et al.** 2020. DIABETES MELLITUS TIPO 1 TRATAMIENTO SEGUIMIENTO COMPLICACIONES AGUDAS. *DIABETES MELLITUS TIPO 1 TRATAMIENTO SEGUIMIENTO COMPLICACIONES AGUDAS*. 2020.

**Frederique DESHOURS, et al.** 2019. Improved microwave biosensor for non-invasive dielectric characterization of biological tissues. s.l. : Microelectronics Journal, 2019. Vol. 88.

**GELOSI, Ivan Exequiel.** 2022. Design and Implementation of a Non-Invasive RF Device to Measure Glucose in Blood. s.l. : IEEE Latin America Transactions, 2022. Vol. 20, 5.

**Jia-Shen, et al.** 2004. Microstrip filters for RF/microwave. *Microstrip filters for RF/microwave*. s.l. : John Wiley & Sons, 2004. Vol. 167.

**KEYSIGHT.** 2018. E507C ENA Vector Network Analyzer. *E507C ENA Vector Network Analyzer*. [En línea] Keysight, 26 de Agosto de 2018. [Citado el: 10 de Febrero de 2023.] <https://www.keysight.com/zz/en/assets/7018-01425/brochures/5989-5478.pdf>.

**LÓPEZ, Marta Sánchez-Paniagua.** 2008. BIOSENSORES AMPEROMÉTRICOS DE TIROSINASA PARA LA DETERMINACIÓN DE COMPUESTOS FENÓLICOS EN MEDIOS ACUOSOS Y NO ACUOSOS. *BIOSENSORES AMPEROMÉTRICOS DE TIROSINASA PARA LA DETERMINACIÓN DE COMPUESTOS FENÓLICOS EN MEDIOS ACUOSOS Y NO ACUOSOS*. Madrid : UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID , 2008. 978-84-692-0118-3.

**MOKO TECHNOLOGY.** 2023. Moko Technology. *Moko Technology*. [En línea] 23 de Abril de 2023. [Citado el: 1 de Mayo de 2023.] <https://www.mokotechnology.com/es/what-is-rogers-pcb/>.

**PAHO/WHO | Pan American Health Organization.** PAHO/WHO | Pan American Health Organization. *PAHO/WHO | Pan American Health Organization*. [En línea] [Citado el: 6 de Abril de 2023.] <https://www.paho.org/es/temas/diabetes>.

**PAIXÃO, Carmen Sheyla Dettemann.** 2021. Diabetes mellitus gestacional: una descripción general. *Diabetes mellitus gestacional: una descripción general*. s.l. : Revista Científica Multidisciplinar Núcleo do Conhecimento, 2021.

**PÉREZ.C, et al.** Semergen Andalucía. *Semergen Andalucía*. [En línea] 2014. [Citado el: 8 de Abril de 2023.] <https://www.semergenandalucia.org/docs/libroDiabetes.pdf>. 2254-4410.

**POLIAKEVYCH, Oleno.** 2021. Dreamstime. *Dreamstime*. [En línea] 29 de Noviembre de 2021. [Citado el: 15 de Mayo de 2023.] <https://es.dreamstime.com/f%C3%B3rmula-qu%C3%ADmica-de-glucosa-compuesto-org%C3%A1nico-elemento-cient%C3%ADfico-estructura-molecular-ilustraci%C3%B3n-vectorial-imagen-reserva-image235821053>.

**POZAR, David M.** 2009. *Microwave Engineering*. Massachusetts : John Wiley & Sons, Inc., 2009. 978-0-470-63155-3.

**R. FODEL, et al.** 2007. Critical assessment of the Quartz Crystal Microbalance with Dissipation as an analytical tool for biosensor development and fundamental studies: Metallophthalocyanine-glucose oxidase biocomposite sensors. *Critical assessment of the Quartz Crystal Microbalance with Dissipation as an analytical tool for biosensor development and fundamental studies: Metallophthalocyanine-glucose oxidase biocomposite sensors*. s.l. : Biosensors and Bioelectronics, 2007. Vol. 23, 1. 0956-5663.

**RAJAN SC, et al.** 2007. Surface plasmon resonance based fiberoptic sensor for the detection of pesticide. *Surface plasmon resonance based fiberoptic sensor for the detection of pesticide*. s.l. : Sensors and Actuators B: Chemical, 2007. Vol. 123, 2.

**ROGERS CORPORATION.** Rogers Corporation. *Rogers Corporation*. [En línea] [Citado el: 18 de Abril de 2023.] <https://www.rogerscorp.com/advanced-electronics-solutions/rt-duroid-laminates/rt-duroid-6202-laminates>.

**HASDEU, et al.** 2018. *Sensor transdérmico flash para monitoreo de glucosa*. Neuquen : s.n., 2018.

**SAHA, et al.** 2017. A Glucose Sensing System Based on Transmission Measurements at Millimetre Waves using Micro strip Patch Antennas. Bangladesh : Scientific Report, 2017. Vol. 7, 1.

**TAO CHEN, et al.** 2012. Metamaterials Application in Sensing . *Metamaterials Application in Sensing* . s.l. : Journal Sensors, 2012. Vol. 12, 3. 1424-8220.

**UNIT ELECTRONICS.** Unit Electronics. *Unit Electronics*. [En línea] [Citado el: 2 de Abril de 2023.] <https://uelectronics.com/producto/conectores-sma-hembra-vertical-y-horizontal/>.

**V. PERUMAL, et al.** 2014. Advances in biosensors: Principle, architecture and applications. *Advances in biosensors: Principle, architecture and applications*. 2014. Vol. 12. 10.1016/j.jab.2013.02.001.

## ANEXOS

### ANEXO A: CARACTERISTICAS TECNICAS DEL ANALIZADOR DE REDES VECTORIALES

DATA SHEET

## E5071C ENA Vector Network Analyzer

- 9 kHz to 4.5/6.5/8.5 GHz
- 100 kHz to 4.5/6.5/8.5 GHz (with bias tees)
- 300 kHz to 14/20 GHz (with bias tees)

## E5092A Configurable Multiport Test Set



#### Product Discontinuance Notice

The E5071C ENA and all associated options will be discontinued, and the last date this product can be ordered is May 31, 2021. For new product purchases, Keysight recommends the E5090B ENA Series Vector Network Analyzer (2- or 4-ports, up to 50 GHz).

For more information, as well as to access to detailed migration guides, please visit:

[www.keysight.com/find/e5090b](http://www.keysight.com/find/e5090b)





## Corrected System Performance

The specifications in this section apply to measurements made with the Keysight Technologies, Inc. E5071C vector network analyzer under the following conditions:

- No averaging applied to data
- Environmental temperature of 23 °C ( $\pm 5$  °C) with less than 1 °C deviation from the calibration temperature
- Response and isolation calibration performed
- RF Range Fixed Mode: OFF

### System dynamic range

Table 1. Option 230/235/240/245/260/265/280/285/430/435/440/445/460/465/480/485

Description	Specification	SPD
<b>System dynamic range<sup>1,2,3</sup></b>		
9 kHz to 300 kHz		72 dB
300 kHz to 10 MHz	IF bandwidth = 3 kHz	82 dB
10 MHz to 6 GHz		98 dB
6 GHz to 8.5 GHz		92 dB
9 kHz to 300 kHz		115 dB
300 kHz to 10 MHz		107 dB
10 MHz to 6 GHz	IF bandwidth = 10 Hz	123 dB
6 GHz to 7 GHz		117 dB
7 GHz to 8 GHz		117 dB
8 GHz to 8.5 GHz		117 dB

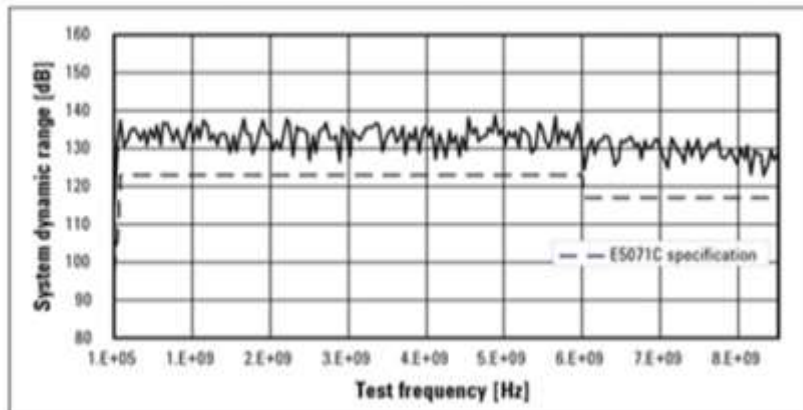


Figure 1. System dynamic range (specification and actual measurement data example, IF bandwidth 10 Hz)

**ANEXO B: BIOSENSOR IMPLEMENTADO**



## ANEXO C: CERTIFICADO DE LAS DILUSIONES

Riobamba 14 agosto ,2023

A QUIEN INTERESE

Por medio del presente certifico que las soluciones de glucosa, sacarosa y cloruro de sodio preparadas en las concentraciones de 100 mg/dl, 150 mg/dl, 250 mg/dl y 300 mg/dl fueron normalizadas y las mismas fueron verificadas en las distintas concentración mediante titulación.

De mi consideración se expide el documento para los fines que la parte interesada decida utilizar.

Atentamente,

  
Carol Ruiz  
Bioquímica Farmacéutica  
C.I: 060394422-4

## ANEXO D: DILUSIONES A DIFERENTES CONCENTRACIONES



**ANEXO E: UBICACION DE LAS DILUSIONES SOBRE EL BIOSENSOR**



**ANEXO F: TOMA DE MUESTRA DE SANGRE**



**ANEXO G: UBICACION DE LA SANGRE SOBRE EL BIOSENSOR**



**ANEXO H: MUESTRA DEL SANGRE SOBRE LE BIOSENSOR**





**ANEXO I: PRUEBA DE LABORATORIO DE MUESTRA DE SANGRE**

LABORATORIO CLÍNICO AUTOMATIZADO  
**BIO LAB**  
*Cuidamos su salud*  
EQUIPOS CON TECNOLOGÍA ALEMANA

Dr. Santiago Tixi  
BIOQUÍMICO PARACÉUTICO  
BIOQUÍMICO CLÍNICO

Lcda. Patricia Miranda  
Lcda. Andrea Flores  
Lcda. Verónica Llumiñinga  
LABORATORIO CLÍNICO E HISTOPATOLOGÍA

PACIENTE:	PAJRA LLERENA STEFANY MISHELL	MEDICO SOLICITANTE:	MEDICO PARTICULAR
DOCUMENTO:	060480319	FECHA TOMA MUESTRA:	18/08/2023
EDAD:	27 AÑOS	FECHA DE IMPRESION:	18/08/2023
GENERO:	F	CODIGO LAB.:	43153

5 4 2 3 0 1 2 9 8

**BIOQUIMICA**

EXAMEN	RESULTADO	UNIDAD	VALOR DE REFERENCIA
GLUCOSA BASAL	74.8	mg/dl	70 - 110



DR. SANTIAGO TIXI  
Bioquímico Paracéutico  
Bioquímico Clínico  
C.I. 1160 2013734

Validado por: DR SANTIAGO TIXI  
LIDER LABORATORIO

QUIL Y ELOY ALFARO ESQ.  
03) 2628 667 - SECTOR UNACH - LA DOLOROSA.

ENTRE 10 DE AGOSTO Y GUAYAQUIL  
03) 2947 544 - A LA VUELTA DEL POLLO IGUS DEL CENTRO.

0959  
e-mail: patiness94@gm

**EMERGENCIA 24**  
RESULTADOS E

ANEXO J: PRUEBA DE LABORATORIO POS DESAYUNO

**LAB**  
Cuidamos su salud  
MUESTRAS CON TECNOLOGÍA ALEMANA

**Dr. Santiago Tixi**  
BIOQUÍMICO FARMACÉUTICO  
BIOQUÍMICO CLÍNICO

Lcda. Patricia Miranda  
Lcda. Andrea Flores  
Lcda. Verónica Llumiquire  
LABORATORIO CLÍNICO E HISTORIAS

PACIENTE: PARRA LLERENA STEFANY MISHELL  
DOCUMENTO: 0604480319  
EDAD: 27 AÑOS  
GENERO: F

MEDICO SOLICITANTE: MEDICO PARTICULAR  
FECHA TOMA MUESTRA: 10/08/2023  
FECHA DE IMPRESION: 10/08/2023  
CÓDIGO LAB: 43153

6 8 2 3 0 1 2 1 8

**HEMOSTASIA**

EXAMEN	RESULTADO	UNIDAD	VALOR DE REFERENCIA
GLUCOSA POST DESAYUNO 2 HORAS	102.6	mg/dl	Hasta 130

**DR. SANTIAGO TIXI**  
Bioquímico Farmacéutico  
Bioquímico Clínico  
C.I. 0614402754

Validado por: **DR. SANTIAGO TIXI**  
LIDER LABORATORIO

GUAYAQUIL Y ELOY ALFARO ESQ.  
F. (03) 2628 667 - SECTOR UNACH - LA DOLOROSA

GUAYAQUIL ENTRE 10 DE AGOSTO Y GUAYAQUIL  
F. (03) 2947 544 - A LA VUELTA DEL POLLO GUS DEL CENTRO

095  
e-mail: patless94@  
**EMERGENCIA 24**  
Resultados



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE  
CHIMBORAZO**

**DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS DEL  
APRENDIZAJE**



**UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS**  
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

**Fecha de entrega:** 10/ 10 / 2023

<b>INFORMACIÓN DE LA AUTORA</b>
<b>Nombres – Apellidos:</b> Estefany Mishell Parra Llerena
<b>INFORMACIÓN INSTITUCIONAL</b>
<b>Facultad:</b> Informática y Electrónica
<b>Carrera:</b> Telecomunicaciones
<b>Título a optar:</b> Ingeniera en Telecomunicaciones
<b>f. Analista de Biblioteca responsable:</b>  Ing. Fernanda Arévalo M.

